



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

SISTEMAS RESTAURATIVOS CERÁMICOS ACTUALES EN  
IMPLANTOLOGÍA.

**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:

ANA KARINA SERRANO SORIA

TUTOR: Esp. JORGE PIMENTEL HERNÁNDEZ



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.



---

---

*Primeramente, quiero darle gracias a Dios por haberme permitido cumplir una meta más en mi vida, una meta que sin duda es una de las más importantes hasta ahora.*

*A mi madre, que me ha regalado lo más hermoso que es la vida para mí eres y serás lo primero, tan claro como que fuiste mi 1ºpaciente, tu siempre creyendo en mi desde el principio, gracias por tu apoyo incondicional, por siempre tener un consejo para mí, por motivarme cuando sentía que ya no podía más, por compartir mis tristezas, pero también saltar de felicidad por mis triunfos, por ser incondicional, por ser una mamá tan padre, porque de ti he aprendido muchas cosas, pero la más importante es nunca rendirse y luchar por mis sueños, como siempre me dices mami “Apuntale a la luna para que te caiga una estrella” eres mi mayor ejemplo, mi orgullo TE AMO.*

*A mi hermana, por todo su amor, por ser mi mejor amiga, por estar ahí cuando te necesito, por ser mi apoyo, mi consejera, mi paciente, por compartir desveladas, por siempre hacerme reír, por creer en mí, porque a pesar que soy tu hermana mayor a veces me das lecciones de vida, por ser mi confidente, mi compañera de aventuras y experiencias y mi defensora te amo hermana.*

*A mi Abuelita Paquita ¡Lo logré! Dios nos concedió este momento en el que me viera convertida en toda una doctora como me decía usted, gracias mi viejita porque es una madre para mí, porque usted también formó parte de esto, fué mi paciente, mi apoyo gracias por hacerme sentir tan especial y amada por usted, la amo.*

*A mi Abuelito Ramón por siempre tener una sonrisa al verme, por cada vez que compartía algún triunfo con usted soltaba un grito de emoción, por hacerme saber lo orgulloso que esta de mí y darme consejos para nunca rendirme y seguir adelante, lo amo.*

*A mi Tío José Ramón y a Dios porque te permitió estar a mi lado este día tan importante, hicimos una promesa y aquí estas el claro ejemplo de un milagro, te amo.*

*A toda la Familia Soria por su cariño y sus palabras de apoyo los amo.*



---

---

*A Enrique Antonio por ser mi partner, mi cómplice en este largo camino que recorrimos juntos, por ser mi mayor apoyo, mi compañero de aventuras, de experiencias, por ser un angelito en mi camino, por creer en mí, por nunca dejarme sola, por ser un equipo, por siempre estar en las buenas y en las malas, por demostrarme lo que es el amor incondicional, porque a pesar de donde nos lleve la vida siempre te estaré agradecida te amo Quique.*

*A mis amigos porque que sería de mi sin ellos, por ser una parte importante en este camino por enseñarme que todo lo bueno de la vida es lo más sencillo. Fanita, Pedro, Jorgello, David, gracias por compartir miles de risas, por ser incondicionales y los mejores amigos; y a la Familia 14 por ser un gran equipo, una gran familia y unos grandes amigos.*

*A mi tutor el Doctor Jorge Pimentel por su apoyo incondicional en este proceso, por su paciencia, tiempo y enseñanzas.*



## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>5</b>
<b>OBJETIVO</b> .....	<b>7</b>
<b>CAPÍTULO I. GENERALIDADES DE LA CERÁMICA E IMPLANTOLOGÍA</b> .....	<b>8</b>
<b>CAPÍTULO II. PROPIEDADES DE LA CERÁMICA</b> .....	<b>15</b>
2.1 Composición de las cerámicas .....	15
2.2 Características de las cerámicas .....	17
2.3 Clasificación de las cerámicas .....	18
2.3.1 Feldespáticas .....	19
2.3.2 Aluminosas .....	24
2.3.3 Circoniosas .....	28
<b>CAPÍTULO III. SISTEMA CAD/CAM</b> .....	<b>31</b>
3.1 Fases de procesamiento .....	32
3.1.1 Digitalización directa en cavidad oral.....	32
3.1.2 Digitalización sobre modelos .....	35
3.2 Ventajas y Desventajas .....	42
<b>CAPÍTULO IV. ZIRCONIA COMO MATERIAL DE RESTAURACIÓN EN IMPLANTES</b> .....	<b>43</b>
4.1 Propiedades .....	43
4.1.2 Biológicas .....	44
4.1.3 Características mecánicas .....	48
4.1.4 Estéticas .....	50
4.2 Características de procesamiento .....	53
4.3 Indicaciones y Contraindicaciones.....	61
<b>CAPÍTULO V. DISILICATO DE LITIO COMO MATERIAL DE RESTAURACIÓN EN IMPLANTES</b> .....	<b>62</b>
5.1 Propiedades .....	62
5.1.1 Biológicas .....	64
5.1.2 Mecánicas.....	65
5.1.3 Estéticas .....	67
5.2 Características de procesamiento .....	70
5.3 Indicaciones y Contraindicaciones.....	80
<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>81</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>82</b>



---

---

## INTRODUCCIÓN

Los dientes son órganos vitales para desarrollar una vida normal, su función principal es triturar los alimentos para favorecer una correcta digestión. Desempeñan un papel social importante, ya que no sólo son indispensables para la fonación, sino también para una expresión armoniosa de la cara.

Los procedimientos quirúrgicos y protésicos, han ido evolucionando en la constante necesidad de lograr rehabilitaciones más satisfactorias y funcionales para los pacientes. Los implantes dentales surgen como opción terapéutica con la que se obtiene un anclaje firme de los pósticos o prótesis al hueso y a los tejidos obteniendo así unos parámetros ideales de funcionalidad y estética.

La implantación se puede definir como el injerto de tejido no vital en un sistema biológico, mientras que el trasplante es el injerto de un tejido vital a un sistema biológico.

Los materiales de implantación o biomateriales son sustancias ajenas al organismo que se introducen en un sistema biológico con la finalidad de obtener una reacción biocompatible. Un material se encuentra biocompatible cuando sólo provoca reacciones deseadas o tolerables en el organismo vivo y no produce ninguna reacción tisular indeseable. Están fabricados con materiales biocompatibles como el titanio o aleaciones de titanio.



---

---

Un implante es un dispositivo médico fabricado para reemplazar una estructura ausente, dañada, o mejorar una existente. Los primeros en ser descritos se utilizaron en traumatología para estabilizar fracturas óseas.

Se denominan implantes dentales a los elementos aloplásticos, sustancias inertes, ajenas al organismo que se alojan en tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales y de sustituir piezas dentarias ausentes.

Actualmente, la implantología brinda múltiples posibilidades de tratamiento con alto porcentaje de predictibilidad de los resultados gracias a la tecnología como lo es el sistema CAD/CAM lo cual ha contribuido a ampliar el campo de la rehabilitación protésica ya que se puede obtener un mejor grado de precisión, funcionabilidad, comodidad y belleza, así como garantía en la calidad y su duración.



---

---

## OBJETIVO

- Determinar propiedades mecánicas, biológicas y estéticas de las restauraciones cerámicas a base de disilicato de litio y zirconia en implantología.

---

---

## CAPÍTULO I. GENERALIDADES DE LA CERÁMICA E IMPLANTOLOGÍA

La primera prótesis de la que se tiene constancia es una implantación necrópsica, realizada durante el Neolítico (hace unos 9 000 años). Este hallazgo tuvo lugar en, el poblado de Fahid Suarda, en Argelia. El cráneo encontrado era de una mujer joven y presentaba un fragmento de falange de un dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho.

Los restos antropológicos más remotos de implantes dentales, colocados in vivo, son de la cultura maya, una mandíbula, que data del año 400 a.c, con tres fragmentos de concha introducidos en los alveolos de los incisivos En el antiguo Egipto, se trasplantaban dientes humanos y de animales, se implantaron piedras y metales preciosos (fig. 1).<sup>1</sup>



Figura 1 Fragmentos de concha introducidas en alveolos de incisivos en zona mandibular.

En el Siglo X, los cirujanos barberos, ante las exigencias de los nobles y militares de rango, pusieron de moda los trasplantes dentales, utilizando como donantes a los plebeyos, sirvientes y soldados. Posteriormente, estas prácticas fueron abandonadas ante los continuos fracasos y la posibilidad de transmisión de enfermedades (fig. 2).<sup>2</sup>



Figura 2 Trasplantes dentales utilizando plebeyos sirvientes y soldados como donantes.

En Francia, Pierre Fauchard (1690-1761), publicó en 1728 su célebre obra *La Chirurgie Dentiste ou traité des dents*, (*La cirugía dental y dientes tratados*) en la que acredita amplios conocimientos médico-quirúrgicos, con aportaciones importantes de técnicas e instrumental de indudable valor para la práctica de la cirugía bucal.

A finales de Siglo XIX y principios de XX, diferentes autores crearon raíces de diferentes materiales como iridio, plomo, cerámica, para introducirlas en alvéolos de extracciones recientes (fig.3).<sup>2</sup>



Figura 3 Pierre Fauchard y su obra la cirugía dental y dientes tratados.

A principios del Siglo XIX en 1809 se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intralveolares. Maggiolo, introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído.

Harris, en 1887, implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alvéolo creado artificialmente. Durante la Primera Guerra Mundial se insertaron tornillos, clavos y placas en los hospitales militares.

Venable y Strock, en 1937, publicaron su estudio sobre el tratamiento de fracturas con prótesis e implantes elaborados con un nuevo material, el Vitallium, aleación de cobalto, cromo y molibdeno.<sup>3</sup>

Si no es hasta que, en 1952, el Dr. Brånemark y sus colaboradores descubren en Suecia accidentalmente un mecanismo de adherencia de titanio al hueso (fig. 4).<sup>4</sup>



Figura 4 Doctor Per-Ingvar Brånemark (padre de la implantología).

Brånemark estaba interesado en la microcirculación del hueso y los problemas de cicatrización de heridas. Para ello, utilizó una técnica que ya era conocida, introduciendo una cámara de observación en la tibia de un conejo. De esta manera, se podían observar los cambios circulatorios y celulares en el tejido viviente (fig. 5).<sup>4</sup>

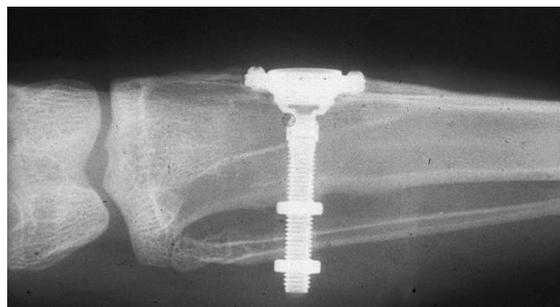


Figura 5 Tibia de conejo con implante de titanio osteointegrado al hueso.



---

---

Se utilizó una cámara de observación de titanio y en el momento de su remoción, se descubrió que el hueso se había adherido al metal con gran tenacidad, demostrando que el Titanio puede unirse firme e íntimamente al hueso humano, a este fenómeno lo denomina oseointegración. <sup>4</sup>

Brånemark define el término oseointegración como “Conexión estructural y funcional directa entre hueso vivo y la superficie de un implante que soporta una carga”.<sup>5</sup>

El término “*cerámica*” viene de la etimología griega “*keramos*” que significa tierra quemada, son materiales inorgánicos y no metálicos que constituyen objetos sólidos confeccionados por el hombre, horneando minerales a temperaturas elevadas o directamente al fuego.

Las cerámicas son el único material capaz de reproducir con gran similitud las estructuras naturales de los dientes, ya que son las de mayor biocompatibilidad de los materiales dentales.

Anteriormente se utilizaban materiales tales como hueso, marfil, madera, clavos, dientes de cadáveres los cuales sufrían de cambios y deterioros causados por la cavidad oral (fig.6).<sup>6</sup>



Figura 6 Materiales implantados hueso y dientes de cadáver unidos por una estructura de oro simulando prótesis fija.

La cerámica para usos dentales se remonta a finales del siglo XVIII. y fué hasta finales del siglo XV cuando llegó al continente europeo mediante los jesuitas que provenían del medio oriente.

Las coronas de cerámica, libres de metal, son utilizadas desde el inicio del siglo XX, el primero en experimentar el uso de la cerámica para restauraciones protésicas fué el francés Alexis Duchateau en 1774.<sup>7</sup>

Charles Henry Land, conocido como el padre de la odontología de porcelana en 1903, introdujo una de las formas más estéticas para reconstrucción dental mediante jaquet cerámico en su publicación *Independent Practitioner*, estaba fabricada con cerámica feldespática que lamentablemente debido a su baja resistencia se limitaba sólo a coronas unitarias en situaciones de pequeño estrés oclusal.

---

En 1965, McLean y Hughs desarrollaron una cerámica con mejor resistencia a la flexión con 50% de óxido de alúmina proporcionando dos veces más resistencia a la fractura, a pesar de esta mejora su resistencia era insuficiente para el uso en zonas posteriores.<sup>7,8</sup>

En 1981 Matts Anderson descubre material basado en alta concentración de óxidos conocido como el sistema Procera de *Nobel Biocare*, este es un sistema industrial computarizado que utiliza tecnología *CAD/CAM*, formado por más del 99.5% de alúmina.

En la década de los 90's se crearon nuevos sistemas cerámicos tal es el caso del zirconio, sus diferentes usos y maneras de fabricación de coronas mediante sistemas como *CAD/CAM* en los cuales se mencionarán sus usos más adelante (fig.7).<sup>8</sup>



Figura 7 Sistema CAD/CAM Procera Nobel Biocare®.



---

---

## CAPÍTULO II. PROPIEDADES DE LA CERÁMICA

El término “cerámica” viene de la etimología griega “keramos” que significa tierra quemada, son materiales inorgánicos y no metálicos que constituyen objetos sólidos confeccionados por el hombre, horneando minerales a temperaturas elevadas o directamente al fuego.

### 2.1 Composición de las cerámicas

Las cerámicas dentales se caracterizan por ser muy semejantes a los vidrios, ya que poseen en mayor concentración un mineral conocido como feldespato.

Los materiales cerámicos están compuestos por:

- Elementos metálicos (Al, Ca, Mg, K)
- Elementos no metálicos (Si, O, B, F)

Las cerámicas dentales están compuestas por Sílice ( $\text{SiO}_2$ ) Feldespato de Potasio ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) Feldespato de Sodio ( $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) estas van a favorecer a la fase vítrea y conservar la forma y los márgenes (tabla 1).<sup>9</sup>

Estructura	Componentes	Proporción	Propiedades
Fase Vítrea	Feldespato de Al y K	75-85%	Conforman la matriz vítrea y otorgan propiedades ópticas
Fase Cristalina	Cuarzo	15-80%	Resistencia mecánica
	Leucita	0-55%	Compatibiliza CET para núcleos metálicos
	Alúmina	11-60%	Resistencia mecánica
	Caolín	0-5%	Permite el moldeo y actúa como opacante
	Pigmentos	1%	Proporciona los efectos de color y fluorescencia

Tabla 1 Propiedades de las cerámicas en fase vítrea y cristalina.

La unión de estos elementos unidos al calor va a permitir unión iónica y covalente la cual formará óxidos, nitratos y silicatos cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina.<sup>10</sup>

Se componen de 2 fases:

- Fase vítrea: microestructuralmente se observa que los átomos se encuentran desordenados y la matriz de vidrio predomina, por lo cual se volverá más translúcida dándole así la característica de la estética y flexibilidad a la cerámica.
- Fase cristalina: corresponde a la estructura de átomos ordenada que se encuentra rodeada por la matriz vítrea, esta fase se caracteriza de mejorar las propiedades físicas y químicas como la resistencia. Si el contenido cristalino predomina sobre la matriz de vidrio la cerámica se observará más opaca (fig. 8).<sup>9,10</sup>

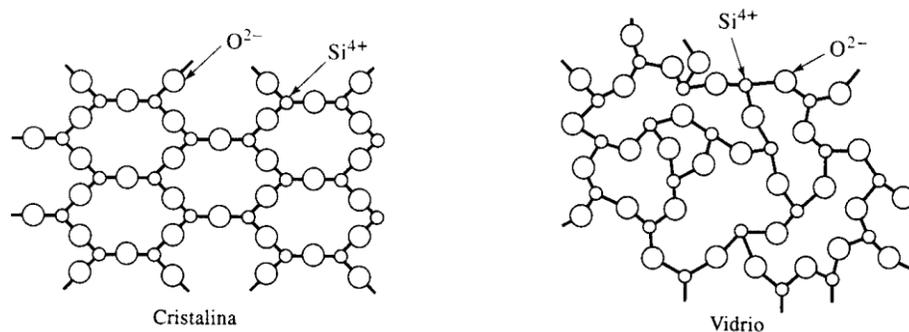


Figura 8 Microestructura de la fase cristalina y fase vítrea.



Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición.<sup>10</sup>

## 2.2 Características de las cerámicas

Sus propiedades mecánicas (tabla 2).<sup>10</sup>

- Resistencia al desgaste
- Químicamente estables
- Resistencia a la oxidación
- Propensas al choque térmico
- Refracción
- Poseen altos puntos de fusión (1100 ° C a 1700 ° C) y
- Baja conductividad térmica y eléctrica
- Dureza
- Fragilidad
- Alta resistencia a la compresión

Baja resistencia	Feldespáticas	100-300 MPa
Moderada resistencia	Aluminosas	300-700 MPa
Alta resistencia	Zirconia	700 MPa

Tabla 2 Propiedades de acuerdo a la resistencia.



CLASIFICACIÓN	TEMPERATURA	USOS
Alta fusión	>1.300°C	Producción industrial de dientes
Media fusión	1.101-1.300°C	Núcleo de elaboración de coronas
Baja fusión	850-1.100°C	Recubrimiento estético de núcleos aluminosos
Ultra-baja fusión	<850°C	Combinación con metales como el titanio. Rectificaciones, puntos de contacto, anatomía oclusal y ángulos.

Tabla 3. Según el criterio de la temperatura de procesado.<sup>11</sup>

#### Propiedades ópticas:<sup>11</sup>

- Translucidez
- Opacidad
- Fluorescencia
- Opalescencia
- Reflexión de la luz y textura

### 2.3 Clasificación de las cerámicas

Según su composición las cerámicas se clasifican en 3 grupos:<sup>12</sup>

- Feldespáticas
- Aluminosas
- Circoniosas



### 2.3.1 Feldespáticas

Las primeras porcelanas de uso dental tenían la misma composición que las porcelanas utilizadas en la elaboración de piezas artísticas. Contenían exclusivamente los tres elementos básicos de la cerámica; feldespato, cuarzo y caolín. Se fue modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas.

Las porcelanas dentales presentan una dualidad estructural, el feldespato es uno de los componentes mayoritarios de las porcelanas, una vez fundido con los óxidos metálicos solidifica en forma vítrea o amorfa y constituyen la fase vitrificada, por lo tanto, desde el punto de vista estructural son vidrios.

En cuanto a su estructura, la cerámica puede ser considerada un material compuesto, ya que está constituida por diversos elementos, en la cual la estructura predominante es la matriz amorfa o vítrea mientras que otros compuestos aparecen dispersos como estructura cristalina o cristales.<sup>9,12</sup>

La composición de las cerámicas se basa en tres elementos básicos:<sup>12</sup>

- Feldespatos 75%- 85% >
  - Aluminio Silicato de Potasio ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ )
  - Aluminio Silicato de Sodio ( $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ )
- Cuarzos  $SiO_2$  45%
- Caolín  $Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$  3
- Leucita  $(Si_2Al)O_6$ , 5-25%
- Alúmina  $Al_2O_3$  11-17%
- Pigmentos 1%

---

Se complementan con elementos como Na, K y Ca que a su vez actúan como medios fundentes para ayudar a la formación de la fase vítrea. El feldespato puro no existe en la naturaleza por tal motivo es la unión con el sodio y el potasio (fig.9).<sup>11</sup>



Figura 9 Feldespato de potasio.

El cuarzo es el mineral más abundante sobre la tierra como propiedades tenemos que es un mineral transparente, incoloro, brillante, muy duro, tiene un elevado punto de fusión, un coeficiente de dilatación lineal muy pequeño y es muy estable químicamente. Es fundamental en la composición de la cerámica ya que contribuye a la formación de la fase cristalina (fig.10).<sup>9,11</sup>



Figura 10 Cuarzo.

La presencia de alúmina (óxido de aluminio) en distintas proporciones da lugar a un aumento de la dureza y disminuye el coeficiente de expansión térmica de la porcelana.

El caolín es el silicato hidratado de alúmina es la más fina de las arcillas y su presencia es necesaria para el modelado de la porcelana ya que le confiere plasticidad y facilita la mezcla con el agua manteniendo la forma durante el secado y el horneado.

El problema que presenta el uso de caolín es la pérdida de transparencia y el aspecto opaco.<sup>12</sup>

---

---

En cuanto a pigmentos que la porcelana puede adquirir va a depender de la presencia de óxidos metálicos y de la concentración, ya que usando uno solo podemos obtener variedad de gamas de un color variando la proporción de óxidos y modificando la temperatura de cocción.

Esto quiere decir que dependiendo de la cantidad de compuesto que coloques y la temperatura a la que lo sometas será la diversidad de colores que se tendrán disponibles.<sup>8,12</sup>

La leucita es parte fundamental para el incremento de la resistencia de las coronas de cerámica sin metal. Las porcelanas que contienen mucha leucita son unas dos veces más resistentes que las que contienen cantidades menores (fig.11).<sup>10</sup>



Figura 11 Leucita.

---

---

La leucita refuerza la cerámica porque sus partículas al enfriarse sufren una reducción volumétrica porcentual mayor que el vidrio circundante. Por lo que surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia.

Éstas tienen una composición muy similar a las anteriores solo que su resistencia mecánica es mayor 100-300 MPa.<sup>12</sup>

Como ejemplo algunas marcas de cerámicas de alta resistencia como son: AllCeramic Dentsply e IPS Empress® I Ivoclar las cuales deben su resistencia a una dispersión de microcristales de leucita, repartidos de forma uniforme en la matriz vítrea (fig.12).<sup>12</sup>



Figura 12 AllCeramic Dentsply IPS Empress® I Ivoclar.

IPS Empress® II Ivoclar: Este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio. La presencia de estos cristales mejora la resistencia, pero también aumenta la opacidad de la masa cerámica. Por ello, con este material solamente podemos realizar la estructura interna de la restauración.<sup>12</sup>

---

IPS e. Max® Press/CAD Ivoclar estas nuevas cerámicas feldespáticas están reforzadas solamente con cristales de disilicato de litio. Ofreciendo una mayor resistencia a la fractura que el Empress® II, debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina (fig.13).<sup>12</sup>



Figura 13 IPS e. Max® Press/CAD Ivoclar.

Al igual que en el sistema anterior, sobre estas cerámicas se aplica una porcelana feldespática convencional para realizar el recubrimiento estético mediante la técnica de capas.<sup>11,12</sup>

### 2.3.2 Aluminosas

En 1965, Mc Lean y Hughes se dedicaron a investigar las fórmulas de la cerámica feldespática y reportaron que lograron aumentar la resistencia a la flexión de la cerámica a 180 MPa ya que incorporaron cantidades importantes de óxido de aluminio en al menos un 50% reduciendo la proporción de cuarzo.<sup>12,13</sup>



---

---

Están compuestas por:

- Feldespato de potasio ( $K_2O-Al_2O_3-6(SiO_2)$ )
- Feldespato de Sodio  $Na_2O-Al_2O_3-6(SiO_2)$  o ambos 30-40%.
- Cuarzo  $SiO_2$  (15-17%)
- Leucita K ( $Si_2Al$ )  $O_6$ ,
- Alúmina  $Al_2O_3$  (45-60%).<sup>9</sup>

La presencia de alúmina hace que el vidrio disminuya una de sus características lo que lo hace menos quebradizo y disminuye el riesgo de desvitrificación que es el proceso que consiste en una cristalización de la cerámica lo que la vuelve frágil y opaca por perder la estructura amorfa o vítrea.

Estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica lo cual llevo a realizar coronas totalmente cerámicas.

Son consideradas cerámicas de mediana resistencia y pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas en el sector anterior como carillas estéticas o en el sector posterior como inlays y onlays.<sup>10,11</sup>

Uno de los mayores problemas que presenta esta cerámica era que si se agregaba más del 50% de la proporción de alúmina provoca en esta una reducción de translucidez y un aumento significativo de opacidad. Y su contracción durante el procesamiento por calor, por lo que su ajuste marginal es más deficiente comparado al que se obtiene con las coronas ceramometálicas.<sup>12,13</sup>

Los sistemas más representativos son:

- In-Ceram® Alumina Vita: Para fabricar las estructuras de coronas y puentes cortos utiliza una cerámica compuesta en un 99% por óxido de aluminio (fig. 14).<sup>13</sup>



Figura 14 In-Ceram® Alumina Vita.

- In-Ceram® Spinell Vita: Incorpora magnesio a la fórmula anterior. El óxido de magnesio (28%) junto con el óxido de aluminio (72%) forma un compuesto ( $MgAl_2O_4$ ). La principal ventaja de este sistema es su excelente estética debido a que estos cristales por sus características ópticas isotrópicas son más translúcidos que los de alúmina, presentan un 25% menos de resistencia a la fractura, está indicado solamente para elaborar núcleos de coronas en dientes vitales anteriores.<sup>13</sup>

- In-Ceram® Zirconia (Vita): Estas restauraciones se caracterizan por una elevada resistencia, ya que sus estructuras están confeccionadas con un material compuesto de alúmina (67%) reforzada con zirconia (33%) e infiltrado posteriormente con vidrio. El óxido de circonio aumenta significativamente la tenacidad y la tensión umbral de la cerámica aluminosa hasta el punto de permitir su uso en puentes posteriores (fig.15).<sup>13,14,15</sup>



Figura 15 In-Ceram® Alumina Vita, In-Ceram® Spinel Vita, In-Ceram® Zirconia Vita.



---

---

### 2.3.3 Circoniosas

Este grupo corresponde al más novedoso, ya que son cerámicas de última generación, están compuestas por óxido de zirconio  $ZrO_2$  95% y de óxido de itrio 5%, también conocido como zirconia.<sup>14,15</sup>

Es un material polimórfico de estructura monoclinica a temperatura ambiente hasta 1170°C y su estructura tetragonal desde 1170°C hasta 2370°C.

Una de las características de este material es su elevada dureza debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado "transformación resistente".<sup>13,15</sup>

Este fenómeno consiste en que la zirconia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor aumentando localmente la resistencia y evitando la propagación de la fractura.

Esta propiedad les confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa., es por eso que se le considera a la zirconia el acero cerámico (fig.16).<sup>13,14</sup>

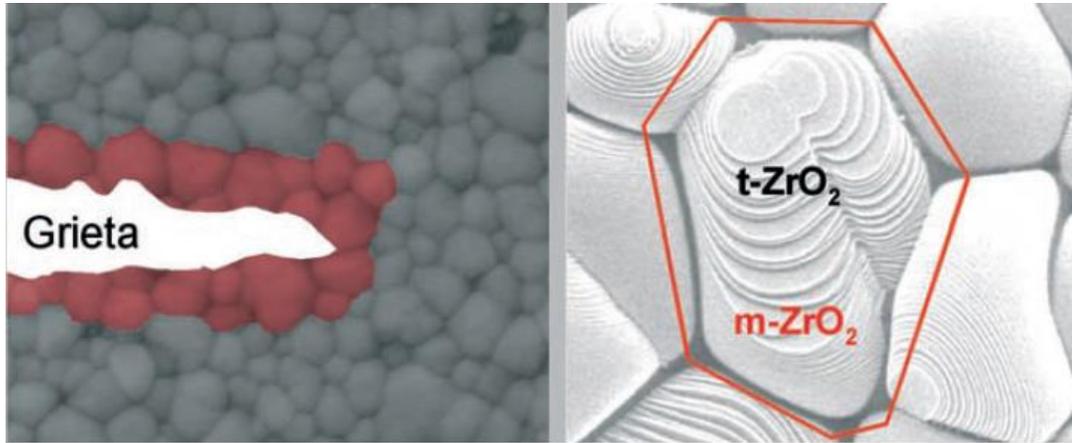


Figura 16 Grieta ante estrés mecánico se transforma de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor amentando la resistencia y evitar la propagación de la fractura.

A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación:

- DC-Zircon® (DCS)
- Cercon® (Dentsply)
- In-Ceram® YZ(Vita)
- Procera® Zirconia (Nobel Biocare)
- Lava® (3M Espe)
- Zir-CAD (Ivoclar)<sup>13,14,15</sup>



Al igual que las aluminosas de alta resistencia, estas cerámicas son muy opacas ya que no tienen fase vítrea y por ello se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración esto quiere decir que deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética.<sup>15</sup> Tabla 4.

**PORCELANAS CONVENCIONALES FELDESPÁTICAS Y ALUMINOSAS**

<b>VENTAJAS</b>	▪ Estabilidad química.
	▪ Buenas propiedades ópticas.
	▪
	▪ Buenas propiedades de superficie.
<b>DESVENTAJAS</b>	▪ Buena biocompatibilidad
	▪ Elevada resistencia mecánica.
	▪ Buen ajuste marginal.
	▪ Radioopacidad.
	▪ Porosidad.
	▪ Gran contracción durante la cocción y enfriamiento.

Tabla 4 Ventajas y desventajas de cerámicas feldespáticas y aluminosas.<sup>9,13</sup>

---

---

### CAPÍTULO III. SISTEMA CAD/CAM

Es el diseño asistido por computadora y se trata de tecnología de diseño desarrolladas a través de programas software que pueden fabricar formas biotridimensionales.

La palabra CAD-CAM es utilizada de forma genérica para indicarle utilización de planificación y fabricación computarizados que integra un software CAD y un software CAM.<sup>14</sup>

Esta tecnología ha sido aplicada desde hace tiempo en el campo de la computación para reproducir o simular situaciones reales. La transformación de un objeto digital en un objeto material ocurre a través del uso de sistemas maquinarias fresadoras robotizados que convierten la forma digital desarrollada previamente en computadora en objetos reales.

El odontólogo realiza las preparaciones y toma la impresión y la manda al laboratorio con el modelo y el antagonista las formas anatómicas de la preparación se registran con el escáner y el archivo de datos obtenidos por el escáner formado una representación digitalizada de las estructuras adyacentes y de los pilares (fig.17).<sup>14,16</sup>



Figura 17 Escáner de intraoral.



---

El acrónimo CAD (Computer Aided Design) *Producción Asistida por Computadora* es un software que va a permitir al usuario dibujar los modelos geométricos y generar un parámetro de fresado, este va a realizar la planificación del producto.

El software CAM acrónimo de Computer aided manufacturing “diseño asistido por computadora” se analiza un modelo geométrico tridimensional, genera los parámetros de fresado, los recorridos y las estrategias de desgaste éstas son transferidas a la máquina fresadora para que de esa forma se pueda fabricar el producto.<sup>14,17</sup>

### **3.1 Fases de procesamiento**

#### **3.1.1 Digitalización directa en cavidad oral**

El sistema está formado por diferentes partes:

Un escáner intraoral para detectar impresiones ópticas directamente en boca y un escáner de laboratorio que detecta la morfología de los pilares a partir de impresiones en elastomeros y modelos en yeso.

El CAD/CAM se compone de tres fases:<sup>17</sup>

- Escaneado que convierte todo en las imágenes previamente tomadas en un formato digital que son procesadas en una computadora.
- Un software que procesa toda la información y va a dar el diseño de la restauración.
- La reproducción tecnológica que va a transformar todos los datos previamente analizados en el producto final.

El uso del escáner en odontología para la técnica CAD-CAM tiene un gran interés industrial por lo que se requiere la exigencia de estandarización de los aspectos de construcción y definir algunos requisitos de funcionamiento mediante un formato en código ISO 9683 (fig.18).<sup>18</sup>



Figura 18 Escáner intraoral para toma de impresiones directas de las preparaciones dentales.

El uso de esta tecnología elimina variaciones volumétricas de los materiales dentales por ejemplo la expansión de yeso o la distorsión de los elastómeros. Va a permitir controlar la calidad de la impresión antes de ser enviada al laboratorio.<sup>17</sup>

Escáneres intraorales detectan la tridimensionalidad del elemento a digitalizar directamente en el interior de la cavidad oral del paciente.



---

Son dispositivos precisos y veloces cuyas diferencias dependerán de factores tecnológicos y productivos como:

- Técnicas topométricas
- Tipo de radiaciones
- Utilización de polvos opacadores.<sup>17,18</sup>

Éste sistema es preciso, veloz y sensible a la reflexión causada por las superficies curvas y discontinuas que presenta la cavidad oral por esto se necesita la aplicación de una capa fina de un polvo opacador a base de dióxido de titanio y óxido de magnesio sobre el objeto a escanear de manera que sea posible obtener una dispersión uniforme de la luz.

Los parámetros de planificación son los siguientes:

- Posición en arcada
- Tipo de restauración
- Modelado
- Intensidad de los contactos proximales y oclusales
- Refuerzo de los márgenes
- Extensión del cierre marginal

Este escaneo está indicado para preparaciones supragingivales con márgenes alcanzables por la luz LED, mientras que para las preparaciones subgingivales es existen dificultades y es necesario una separación gingival adecuada mediante el uso del hilo retractor.



---

---

Al momento de estar tomando la impresión óptica debe de tener especial cuidado en el registro de las paredes proximales de los dientes continuas a las preparaciones, ya que pueden resultar difícil para el escaneo debido a la dificultad de inclinar adecuadamente la cámara.<sup>18</sup>

Se deben realizar las tomas con el escáner perpendicular al plano oclusal realizar las tomas adjuntas inclinando la cámara 10 a 15° para alcanzar las zonas interproximales de los dientes contiguos.

El uso de los polvos anti reflejo tiene el riesgo de crear espesores significativos para la finalidad de la precisión de la prótesis, esto presenta el riesgo de crear sobrecontorneos horizontales de corrección difícil ante la ausencia del modelo de yeso debido a refuerzo de los márgenes.<sup>17,18</sup>

Escáneres de laboratorio estos utilizan los principios y las técnicas de los escáneres intraoral es iluminación con láser los estructurada y técnicas topométricas la digitalización puede ser dada a partir de la impresión en silicona o modelo en yeso en comparación con la tome intraoral este escaneo de laboratorio es un procedimiento de lección de vida su sencillez y precisión.<sup>19</sup>

### **3.1.2 Digitalización sobre modelos**

Para la toma de digitalización del modelo de yeso, se posiciona sobre un soporte a una distancia ideal, las tomas son realizadas desde diferentes angulaciones eliminando las zonas de sombra y los socavados.

El software trabaja uniendo las tomas a detalle para reconstruir las imágenes de los dientes en forma individual detectando la forma del modelo, se posicionan las imágenes de los dientes en forma individual de esta forma se obtendrán imágenes de gran formato sin tener pérdida de la definición de los bordes con una resolución muy favorable.

El estudio del modelo virtual va a permitir la lectura para poder realizar modificaciones de las preparaciones y poder ver la carencia del paralelismo entre muñones la falta de espesor radial, de manera que queden asegurados los espacios y espesores adecuados para la restauración final (fig.19).<sup>19</sup>



Figura 19. Escáner de modelos de laboratorio.



---

---

Deben ser realizadas siguiendo estos pasos:<sup>17,19</sup>

- La toma del modelo en yeso para fijar las relaciones individuales entre los dientes.
- Tomas oclusales múltiples en rotación para cada pilar por lo general ocho por diente desde diferentes ángulos.
- Tomas adjuntas para imágenes en detalle con el objetivo de eliminar zonas de sombras y mantener la resolución.

El estudio para la planificación de la corona va a permitir el análisis del futuro producto, vamos a observar el perfil de emergencia, la geometría, los puntos de contacto, la morfología de la prótesis, así como las dimensiones, la alineación en la arcada y los contactos oclusales.

La información es transferida desde el CAM a la máquina para programar el tipo y la cantidad de movimiento de la fresa como son:<sup>19</sup>

- Datos del diámetro
- Número de dientes
- Velocidad de la fresa
- Número de giros a ser aplicados
- Velocidad de corte
- Velocidad de avance en las distintas direcciones
- Espesor
- Seleccionamiento

Los movimientos de fresado son:

- El movimiento de corte determinado por la rotación de la fresa.
- El movimiento de alimentación determinado por el avance del utensilio.
- El movimiento de profundización.

Los fresadores dentales son de tres a cinco ejes, permite que las fresas se muevan en más direcciones sin interferencias y aumentando así la precisión de la reproducción (fig.20).<sup>19</sup>



Figura 20 Fresadora dental.

---

El modelado no toma en cuenta el perfil de emergencia entre corona y raíz durante el fresado, por lo tanto, es aumentado en su espesor disminuyendo el riesgo de fractura que se conoce como chipping de esta forma es más fácil unir la anatomía del tercio cervical de la corona con la forma de la raíz y evitar el sobrecontorneo de la anatomía emergente.<sup>19</sup>

CEREC es acrónimo de (*Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics*) Producida por Sirona Dental System, este sistema se compone de un escáner intraoral y por una unidad de desgaste las cuales van a permitir realizar las restauraciones en el consultorio en una sola cita por eso el nombre de restauración cerámica de realización en la unidad dental (fig.21).<sup>20</sup>



Figura 21 Sistema Cerec.

---

En este sistema la cámara 3D registra imágenes individuales la cual contiene diferentes elementos como:

- Sistema de iluminación
- Prisma óptico
- Lentes
- Espejos
- Motores de enfoque
- Sensor óptico

La cámara está programada para captar los movimientos y estabilizar la imagen de manera que permite la toma solo en condiciones de estabilidad y de enfoque.<sup>20</sup>

El sistema Lava es de la casa 3M Espe está conformado por un equipo móvil con una computadora una pantalla y un escáner intraoral, el escáner contiene 22 lentes LED azul y permite capturar imágenes en 3D en una secuencia de vídeo aproximadamente 20 datos en 3D por segundo (fig.22).<sup>21</sup>



Figura 22 Sistema Lava 3M ESPE.

Para poder procesar los datos la computadora ejecuta acciones cruzadas que utilizan imágenes sucesivas es decir tomadas en tiempo y posiciones diferentes las diferencias entre estas imágenes permiten elaboración tridimensional mediante los algoritmos complejos.

Éste archivo digital es enviado a los centros 3M que pueden generar desde modelos esteriolitográficos para el laboratorio dental o producir directamente estructuras protésicas.<sup>21</sup>

El poder interactuar con productos de otras marcas utilizando un escáner de un fabricante con el fresador de otro se le llama sistema abierto

El uso de software con el fresador y el escáner del mismo fabricante se llama sistema cerrado el cual no va a permitir el uso de otro tipo de software más que el del fabricante (fig.23).<sup>22,23</sup>

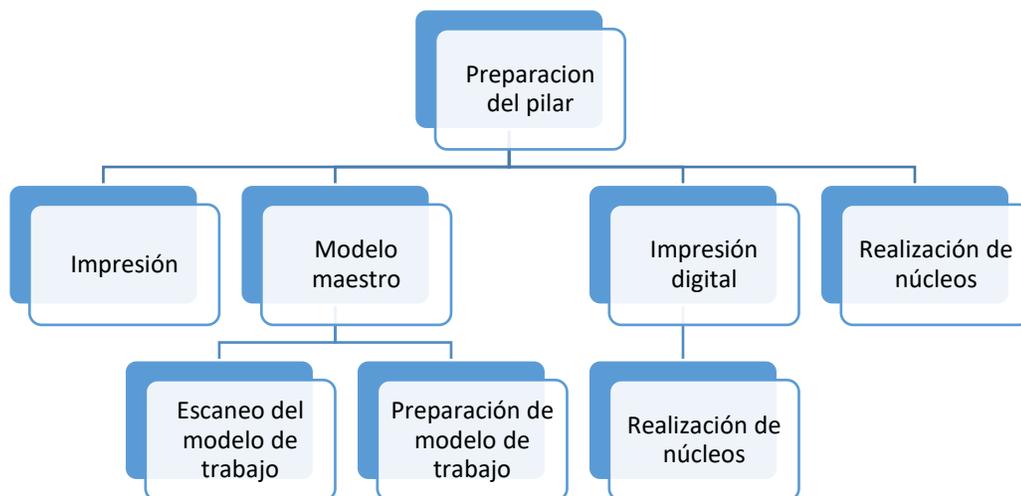


Figura 23 Diagrama de flujo de la elaboración CAD/CAM.



---

---

## 3.2 Ventajas y Desventajas

### Ventajas:

- La disminución de las etapas de trabajo.
- La estandarización de los resultados en cuanto a la precisión de la calidad de los modelos.
- El peligro de la fractura se ve disminuido.
- Se puede notar la sobrecarga oclusal y los puntos de contacto previamente.
- La facilidad y la rapidez con la que se puede modificar un diseño digitalmente.
- El escaneo es más preciso que una impresión convencional.
- El uso para fabricación de aditamentos de zirconio permite la transmisión de luz en el surco gingival logrando así mayor estética.

### Desventajas:

- Costo ya que contar con un sistema CAD/CAM.
- Sistemas cerrados no se pueden usar con otros softwares, únicamente los que están preestablecidos en el sistema.



---

---

## CAPÍTULO IV. ZIRCONIA COMO MATERIAL DE RESTAURACIÓN EN IMPLANTES

El nombre del zirconio, proviene del árabe Zargon que significa color dorado y de las dos palabras persas Zar (Oro) y Gun (color). El óxido de zirconio natural ( $ZrO_2$ ) (Baddeleyita), está presente en la naturaleza de forma monoclinical fue descubierto en 1798 por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth que logró identificarlo mediante una reacción que tenían las gemas al ser quemadas, pero es un material que no estaba indicado para realización de cerámicas para estructuras.

### 4.1 Propiedades

La zirconia es una cerámica gris - blanco brillante, en su estadio de polvo se puede observar negro-azul, el óxido de zirconio se caracteriza por una alta resistencia a la tracción, alta dureza, resistencia a la corrosión y buena conductibilidad térmica. Los componentes de la zirconia son óxido de zirconio ( $ZrO_2$ ) óxido de silicio ( $SiO_2$ ) formando zirconia o silicato de zirconia ( $ZrSiO_4$ ) se utiliza como materia prima para la elaboración de cerámicas para estructuras de óxido de zirconio.

La zirconia, es un óxido que presenta una estructura cristalina monoclinica a temperatura ambiente, el polvo puede ser purificado y procesado sintéticamente a altas temperaturas, formando una estructura cúbica llamada zirconia cúbica resultando así un material duro y translúcido.<sup>24</sup>

#### 4.1.2 Biológicas

La zirconia, es un material polimórfico que presenta tres formas dependientes de la temperatura que son (Fig.24):<sup>24</sup>

- Monoclínica: de temperatura ambiente a 1170 °C con un comportamiento mecánico reducido que contribuye a una disminución de cohesión de las partículas cerámicas y por lo tanto la densidad.
- Tetragonal: 1170-2370 °C que permite una cerámica con propiedades mecánicas mejoradas.
- Cúbica: 2370° C al punto de fusión con propiedades mecánicas moderadas.<sup>25,26</sup>

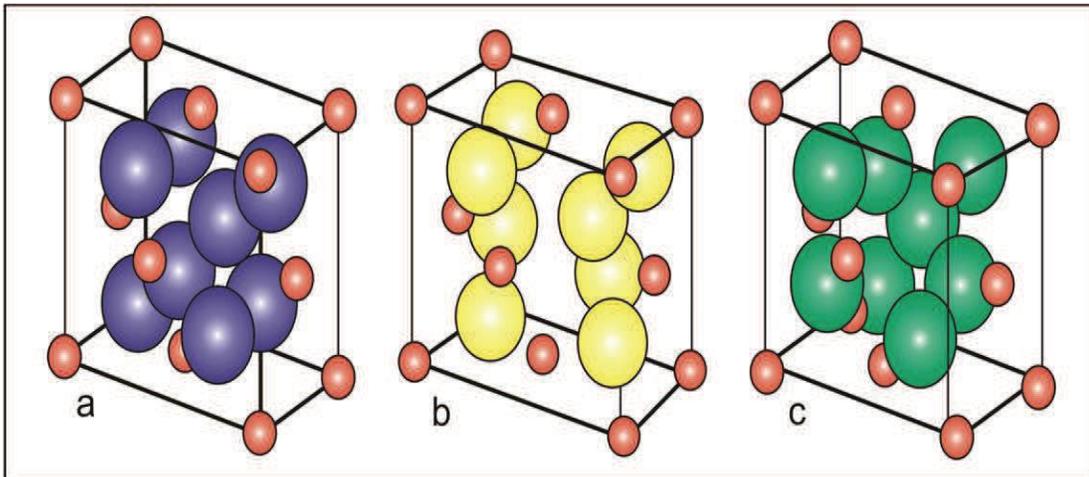


Figura 24 Formas del zirconio en fase A) Monoclinal. B) Tetragonal. C) Cúbica.



---

---

Cuando se añaden a la zirconia óxidos estabilizadores como el magnesio (MgO), itrio ( $Y_2O_3$ ) y calcio (CaO), se obtiene estabilizar la zirconia parcialmente PSZ (*Partially Stabilized Zirconia*) y es posible mantener la fase tetragonal a temperatura ambiente.

Este proceso de transformación es el que confiere a la zirconia su fuerza y resistencia, formando así cerámica con propiedades excepcionales, tales como alta resistencia a la flexión, resistencia a la fractura, alta dureza, excelente resistencia química y buena conductividad (tabla 5).<sup>25</sup>

La zirconia Mg PSZ tiene como característica el ciclo térmico de sinterización que alcanza la temperatura de 1800°C a 1400 °C hasta alcanzar la temperatura ambiente de 1100°C

La transformación de zirconia tetragonal en monoclinico es un fenómeno influido por la temperatura, vapor, tamaño de partículas, micro y macro estructura del material, y también por la concentración de la estabilización de óxidos. La zirconia cúbica en estado monocristal se usa como gema en lugar de diamante por su translucidez.<sup>26</sup>

El óxido de itrio ( $Y_2O_3$ ) se utilizó como medio estabilizante  $ZrO_2$ -  $Y_2O_3$  para obtener la cerámica formada casi completamente con zirconia en una fase tetragonal a temperatura ambiente.



Los parámetros para mantener la zirconia en fase tetragonal estabilizado son:

- Compresión ejercida sobre granos tetragonales de la matriz
- Concentración del óxido estabilizante
- La dimensión de granos tetragonales.<sup>24,27</sup>

Características	
Composición química %	ZrO <sub>2</sub> 87-95%
	(Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) 4-6%
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 1-5%
Fase mineralógica	Tetragonal
	Monoclinal
	Cúbica
Resistencia a la compresión	>2000MPa
Resistencia a la flexión	50-90 MPa presitenrizado
	>900 MPa sinterizada
Color	Perlado
Opacidad	Media, elevada

Tabla 5 Características biológicas de la zirconia.<sup>25</sup>

El primer material a base de zirconia en uso odontológico fue Y-TPZ (policristales tetragonales de la zirconia) ya que contaba con propiedades como:

- Estrés ante la fractura de las Y-TPZ es de 900 MPa
- Excelentes en aditamentos sobre implantes ya que limita las microdeformaciones de los componentes bajo cargas.



---

---

Alumina reforzada con zirconia (ZTA) es objeto de estudio para aplicación en ortopedia la obtención de esta combinación tiene una resistencia a la flexión que supera los 1000 MPa, esto se debe a la rigidez de la matriz de alúmina es lo doble con respecto a la zirconia.

En el campo dental la Alúmina con Zirconia es utilizada en sistemas como In-Ceram Alumina la cual se sinteriza a 1100°C y se infiltra con una fase vítrea que constituye un 25 vol.% del producto final.

Sistemas de zirconia son Cercon (Dentsply), Procera (Nobel Biocare), CEREC (Vivadent), Lava (3M Espe).<sup>27</sup>

La sinterización depende del fabricante, la temperatura máxima y tiempos de pausa varían según las características físicas y químicas del polvo y de los óxidos adicionados.<sup>27,28</sup>

El cuerpo posee alta biocompatibilidad a la zirconia, especialmente cuando está completamente purificada de su contenido radiactivo, las cerámicas son materiales inertes, que no tienen reacciones adversas. Las prótesis de cerámica se fabrican con una superficie muy pulida, que ayuda en el mantenimiento de la arquitectura gingival, a prevenir la acumulación de placa creando una superficie favorable para los tejidos gingivales.<sup>26,28</sup>



---

---

### 4.1.3 Características mecánicas

El efecto de la aplicación de fuerzas sobre materiales es el de inducir deformaciones permanentes y transitorias, las relaciones entre cargas aplicadas y deformaciones determinan la conducta o la propiedad mecánica del material.

Las pruebas más aplicadas están representadas por las pruebas de flexión, de la tenacidad a la fractura y por los parámetros de Weibull.

La fórmula de Weibull introduce en concepto de probabilidad de supervivencia  $P(V)$ , la cual se refiere al número de muestras estandarizadas de un determinado material que sobrevive a una carga determinada. La resistencia característica de Weibull es la carga expresada en MPa.<sup>14,24</sup>

La resistencia a la flexión se define como la capacidad de un material para no ser deformado elásticamente. La flexión es aplicar una carga estática progresivamente creciente en el punto medio de una muestra. La deformación de la muestra aumenta proporcionalmente a la carga aplicada, la resistencia a la flexión se expresa en MPa.

La zirconia presenta una resistencia a la flexión de 900 a 1200 MPa, el cual es superior al nivel de carga oclusal en cavidad oral que es de 50 a 250 N durante la oclusión normal y con parafunciones oclusales 800 N- 1200 N. Su resistencia a la compresión es de alrededor de 2000 MPa (fig.25).<sup>14</sup>

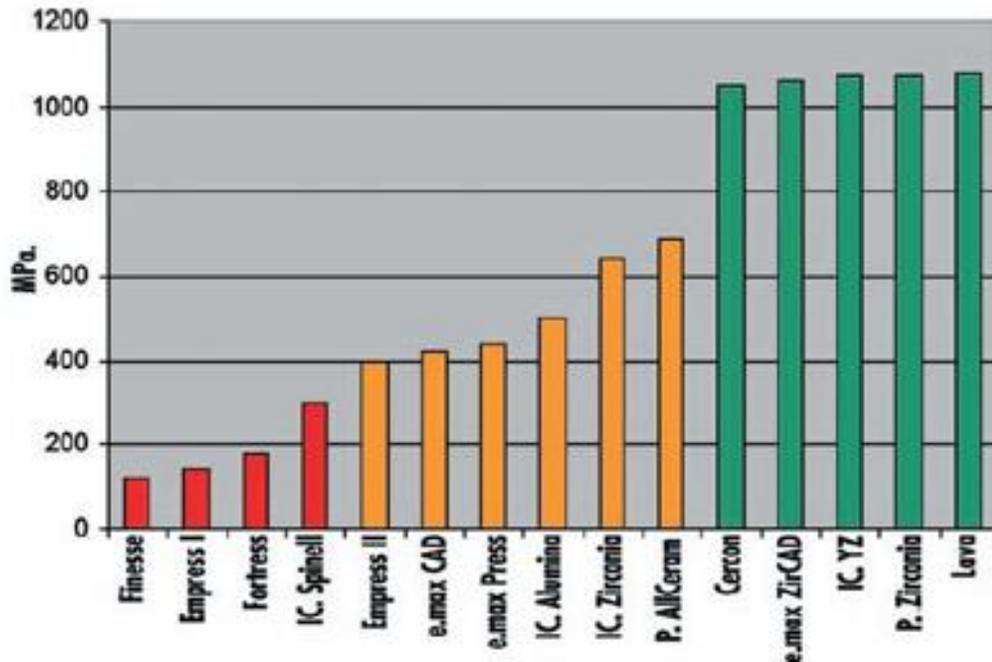


Figura 25 Tenacidad y resistencia mecánica entre zirconia y los materiales cerámicos de uso odontológico.

El revestimiento con cerámica de recubrimiento aumenta la resistencia a la flexión de 1800 N – 2400 N. Por este motivo los valores de resistencia son mayores 2-3 veces que las fuerzas masticatorias.<sup>30</sup>

Las propiedades mecánicas no se ven afectadas si se usan los tratamientos superficiales apropiados como el tallado con una fresa de diamante de grano fino < 50 micrones (tabla 6).<sup>30</sup>



PROPIEDADES	UNIDAD	Mg-PSZ	Y-TZP
Resistencia a la flexión	MPa	600	950
Dureza	GPa	12.5	12.5
Tenacidad a la fractura	MPa	5.8	10.5
Conductibilidad térmica	W/m K	-----	2.5

Tabla 6 Propiedades mecánicas de la zirconia.

El envejecimiento de la zirconia se ha demostrado mediante muestras artificiales sometidas a cargas por fatiga y termociclos de agua, resistencia de Weibull, simulando así las cargas oclusales a las que son expuestas las restauraciones a lo largo del tiempo y el medio acuoso en el que el ph se ve afectado a lo largo de la vida sometiendo a cambios las restauraciones haciéndolas más frágiles.<sup>25,28,30</sup>

La estabilidad de las restauraciones a largo plazo puede ser determinada utilizando la resistencia de Weibull.<sup>27,28</sup>

#### 4.1.4 Estéticas

Entre las características físicas está la translucidez, esta propiedad óptica lo coloca entre los mejores materiales empleados en odontología como material de elección para reconstrucciones estéticas.

La translucidez de una corona protésica de zirconia revestida en cerámica es tal que se puede observar cuando la atraviesa la luz comparado con un diente natural (fig.26).<sup>9,14</sup>



Figura 26 Comparación de translucidez.

Los sistemas cerámicos utilizados en odontología deben tener translucidez adecuada para lograr una buena estética dental, mientras que al mismo tiempo proporcionan una resistencia adecuada durante la masticación.

La estructura de la zirconia proporciona un buen camuflaje de los sustratos oscuros debido a un nivel de opacidad, y también permite una translucidez después de la laminación, debido a su homogeneidad de alta densidad.<sup>30</sup>

Su comportamiento óptico opaco se puede atribuir al hecho de que el tamaño del grano es mayor que la longitud de la luz y que tiene un alto índice de refracción, bajo coeficiente de absorción y una alta opacidad.

Debido a su opacidad y la tecnología actual de procesamiento, el óxido de zirconio debe estar cubierto de cerámica translúcida que confieren características de dientes naturales.

Tanto el color como la fluorescencia pueden controlarse a través de materiales de recubrimientos estéticos que tengan ciertas características ya que la estructura debe ser modificada en el color y opacada esta última debe ser parcial para garantizar así una translucidez ideal.<sup>30</sup>

Por lo tanto, la zirconia debe ser utilizado como una estructura o núcleo y ser cubierto con cerámicas feldespáticas como material de recubrimiento estético. La opacidad de la zirconia es muy útil en situaciones clínicas donde se necesita cubrir pigmentaciones dentales núcleos de metal para no interferir con el resultado estético (fig.27).<sup>30,31</sup>

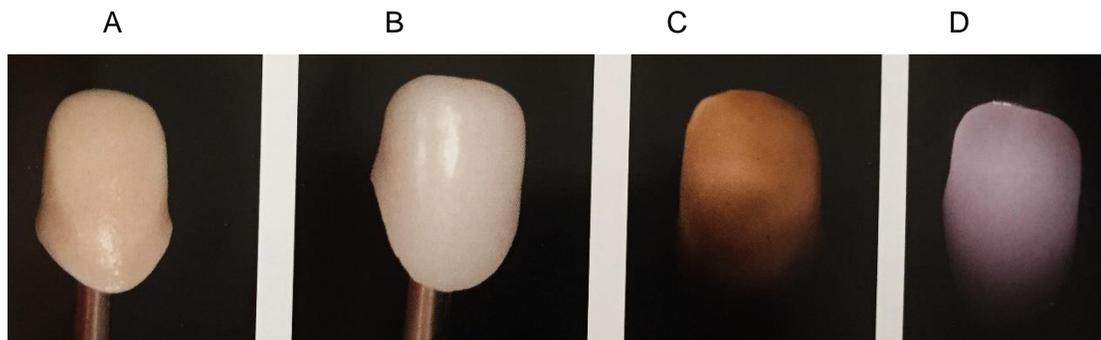


Figura 27 A) Cofia de zirconia sin opacador. B) Cofia de zirconia con opacador clásico. C) Translucidez de la cofia sin opacador. D) Translucidez de la cofia con opacador.

Los bloques de Zirconia 3Y-TPZ están cerca del blanco puro, la principal ventaja de estos bloques es que el sustrato de cerámica blanca puede ser perfectamente cubierto, sin embargo, un núcleo muy blanco podría poner en peligro el resultado estético de la prótesis.<sup>27,28</sup>



---

---

## 4.2 Características de procesamiento

Los sistemas CAD/CAM se ha convertido en un medio de producción de restauraciones dentales teniendo la capacidad de ampliar fronteras poniendo una comunicación más directa entre el técnico dental y odontólogo.<sup>17</sup>

El titanio y la alúmina fueron los materiales más utilizados inicialmente en la rehabilitación protésica. Posteriormente se introdujo la zirconia que gracias a sus características de biocompatibilidad, resistencia a la flexión, así como estética permite realizar estructuras de hasta 14 unidades en un solo bloque.<sup>14,15</sup>

La mayoría de los sistemas CAD/CAM utiliza zirconia presinterizado, este material esta preformado en discos o barras para facilitar el fresado y debe ser sinterizado posteriormente.

Otro sistema CAD/CAM utiliza zirconia HIP (Hot Isostatic Pressing), que se obtiene como lo dice su nombre por presión isostática en calor. Este sistema consiste en un polvo de zirconia comprimida sobre modelos de los elementos previamente enviados a través de los archivos CAD y posteriormente sinterizado para la estabilidad y fresado hasta obtener el diseño.<sup>14,17</sup>

En base a estos sistemas se puede ofrecer una amplia selección para la realización de coronas y pónicos.



---

Por eso es importante conocer la materia prima, procedencia de los discos y barras de zirconio, según los diferentes sistemas se puede obtener:

- Zirconia en estado verde
- Zirconia presinterizado
- Zirconia sinterizado
- Zirconia HIP<sup>14,24</sup>

La sinterización es un tratamiento térmico de compactación de polvos por debajo del punto de fusión del componente principal. La temperatura que se debe alcanzar para obtener el proceso de sinterización es de 0.7 a 0.9 veces la temperatura de fusión.

Este procedimiento consiste en el crecimiento de las partículas, en la formación de conexiones fuertes entre las partículas las cuales se producen por un proceso de fusión local con los bordes de las partículas los mismos que permanecen unidos por puentes de unión, en el retiro de los componentes y en el cierre de las porosidades con la producción de una densificación. Todos estos procesos dan lugar a cambios en las características microestructurales y propiedades mecánicas, con la eliminación gradual de las porosidades y el aumento de la densidad incrementa significativamente la resistencia y la tenacidad del material.

La zirconia se sinteriza por cuerpo sólido a una temperatura de 1350°C a 1500°C con ciclos de 6 a 8 horas, 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  $Y_2O_3$  el cual aumenta el tamaño de algunos granos y disminuye otros.<sup>14</sup>

---

La tecnología del cuerpo verde ofrece un fresado de un pequeño bloque de polvo prensado y calentado a 700°C para obtener una consistencia de trabajo adecuada. Ofrece un fresado más ágil, el uso mínimo de las fresas de reducción de las dimensiones de la maquinaria. El bloque presenta una porosidad elevada y necesita un proceso de sinterización más detallado con aumento de la contracción lineal (fig.28).<sup>24</sup>



Figura 28 Bloque de cuerpo verde fresado.

La zirconia presinterizada es el más utilizado ya que presenta un fresado en bloque de polvo condensado por ligantes, prensado y semisinterizado. Los bloques presentan una consistencia tizosa causada por una porosidad, la consistencia permite un fresado CAM.



---

---

El sistema necesita de fresadores rígidos, para reducir al mínimo las vibraciones en la elaboración del material para evitar la formación de esquirlas, la producción de grietas microscópicas puede ser compensada durante la sinterización sucesiva.<sup>24</sup>

La zirconia sinterizada provee un máximo desgaste de estrés de fresas y maquinaria, elimina el proceso de sinterizado posterior presenta mayor complejidad en el fresado como el sobre contorneado marginal, se necesita fresas e irrigación absoluta y adecuada para evitar el inicio de fracturas o la fractura inmediata.

La zirconia HIP se diferencia por el tratamiento diferente del zirconio que es comprimido isostáticamente sobre un muñón refractario y después fresado para la obtención del diseño requerido. Existe un aumento notable a la resistencia a la flexión hasta 1200 MPa.

Terminando los diferentes ciclos de sinterizado y tratamiento del estado inicial del zirconio empleado en tiempo, temperatura de 1350°C A 1650°C se podrá empezar a tratar superficialmente la estructura por posibles modificaciones de diseño, necesarias para la colocación correcta del material cerámico.<sup>14,24</sup>

Las prótesis fijas completas sobre implantes es un tipo de prótesis que posee la función de rehabilitar maxilares atróficos, en el que es necesario sostener los tejidos blandos periorales, por lo tanto, es necesario modelar encías y procesos alveolares en cerámica.

---

El zirconio blanco tiene alúmina el cual aumenta la opacidad, la resistencia a la flexión y la resistencia a la degradación hidrotérmica, la eliminación de la alúmina en el zirconio disminuye en un 10% la resistencia mecánica, pero aumenta la traslucidez (fig.29).<sup>14,31</sup>



Figura 29 Estructura de zirconia sobre implantes.

La planificación de conexión entre implantes y estructura protésica varía en relación con las exigencias estéticas determinadas por la posición de los implantes.

En el caso de implantes perpendiculares y paralelos es posible realizar la conexión directa entre la estructura en zirconio y los pilares transmucosos. En el maxilar superior es necesario disponer de implantes inclinados vestibularmente (fig.30).<sup>31</sup>

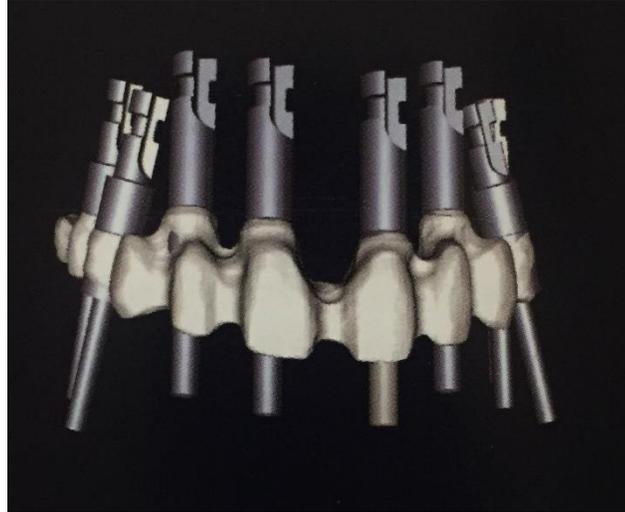


Figura 30 Previsualización de implantes con estructura de zirconia.

Las conexiones entre prótesis y pilares pueden ser realizada reproduciendo la cabeza del pilar transmucoso en zirconio, como cementando el pilar en el interior.

Las prótesis pueden ser realizadas tanto con zirconio blanco como translúcido, el zirconio translúcido permite la elaboración de la prótesis omitiendo la necesidad de estratificación de la cerámica estética de revestimiento obteniendo el efecto estético.

El uso de subestructuras en zirconio requiere una preparación de los pilares diferente a la de las coronas convencionales. Utilizando subestructuras de zirconio es posible reducir la cantidad de tejido dentario que se debe tallar, por otro lado, la característica estética de esta tecnología no requiere ningún tipo de enmascaramiento del margen al interior del surco.<sup>31,32</sup>



---

---

Elementos claves de las preparaciones para coronas libres de metal constituidas con técnicas CAD/CAM.

- Línea terminal chamfer u hombro redondeado
- Reducción oclusal >1.3 mm
- Inclinación de paredes axiales >6° <20°
- Evitar ángulos pronunciados

La adaptación perfecta de los aditamentos sobre implantes es un requisito fundamental para el éxito clínico en la rehabilitación de implantes. La prótesis fija sobre implantes tiene más de 30 años utilizando los primeros aditamentos prefabricados en titanio o colados en oro conocidos como UCLA, los cuales tienen complicaciones en cuanto a la precisión sobre el implante y presencia de estrés sobre las estructuras.

La aplicación de la tecnología CAD/CAM que realizan el fresado de estructuras en zirconio han ofrecido la posibilidad de superar el límite estético del uso del metal.<sup>32</sup>

El resultado estético obtenido es satisfactorio tanto con coronas con subestructura en zirconio sobre aditamentos de metal y aditamentos de zirconio.

La realización de coronas o pónicos en cerámica sobre los aditamentos permite tener resultados estéticos muy favorables aún en pacientes con biotipo delgado o línea de sonrisa alta obteniendo así una integración perfecta con los tejidos blandos.

---

Las cerámicas disponibles para la realización de aditamentos son la alúmina y la Y-ZTP, ambas poseen características estéticas adecuadas, sin embargo, los aditamentos de alúmina presentan mayor incidencia a la fractura.

El uso de zirconio Y-ZTP es el único material que se usa para realizar un puente fijo sobre implantes gracias a que posee buenas características mecánicas (fig.31).<sup>24,32</sup>



Figura 31 Prótesis fija de zirconia sobre implantes revestido con cerámica.



---

---

### 4.3 Indicaciones y Contraindicaciones

El funcionamiento clínico de las coronas de cerámicas manufacturadas de zirconio obtenidas con sistema CAD/CAM debe de estar bien diferenciado de coronas unitarias y puentes ya que existen fuerzas que son desarrolladas sustancialmente diferentes en estos 2 tipos de estructuras.

#### Indicaciones:

- En restauraciones en sector posterior ya que la fuerza oclusal de esa zona pueden superar los 500 N, por este motivo la zirconia es el único material indicado ya que posee una resistencia mecánica favorable que supera los 750N
- En coronas y puentes de sector anterior y posterior.
- En coronas telescópicas, supraestructuras
- Pilares individuales sobre bases de titanio

#### Contraindicaciones:

- En personas que tengan problemas periodontales o bien en el caso de que exista movilidad dental, que pueden suponer una menor duración del tratamiento de estética dental que buscan estos pacientes.
- En pacientes que cuenten con un diente con cualquier otra patología oral sin tratar, siendo necesario solucionar de forma previa este problema antes de iniciar el proceso de colocación de la prótesis dental.
- Deficiencia en las preparaciones dentales
- Más de 2 pónicos adyacentes en zona posterior



---

---

## CAPÍTULO V. DISILICATO DE LITIO COMO MATERIAL DE RESTAURACIÓN EN IMPLANTES

Existen avances significativos en las cerámicas dentales para la fabricación de restauraciones estéticas, que proporcionan resultados fiables a largo plazo.

IPS e.max disilicato de litio tiene una estructura de cristal en forma de aguja que ofrece una excelente resistencia y durabilidad, así como excelentes propiedades ópticas. IPS e.max disilicato de litio puede ser procesado tradicionalmente o procesada a través de la tecnología CAD / CAM.<sup>33</sup>

Debido a su resistencia y versatilidad, el material puede ser utilizado para las siguientes aplicaciones:

- Anterior / posterior coronas
- Inlays / onlays
- Los recubrimientos
- Chapas delgadas
- Coronas telescópicas
- Restauraciones de implantes

### 5.1 Propiedades

En el mercado existen muchos sistemas disponibles para realización de restauraciones dentales, desde las tradicionales restauraciones metal-cerámica hasta los más avanzados sistemas CAD/CAM, actualmente la diferencia entre ellos no está en el resultado estético final, sino en las características que cada uno puede ofrecer.



---

Los que se debe considerar en cualquier restauración que se confeccione tiene que sobrevivir el máximo tiempo en función en cavidad oral. Uno de los aspectos que se deben de entender es que no todo material muy duro o resistente a la fractura es el mejor material, con relación a la resistencia existen 4 grupos de materiales de restauración en los sistemas cerámicos:

- Cerámicas con soporte de estructuras metálicas: estos tipos de estructuras hoy en día sirven para la realización de trabajos más específicos en los que sus características mecánicas sean absolutamente necesarias por ejemplo en implantes dentales
- Estructuras cerámicas reforzadas con cristales de elevada resistencia: sistemas como Empress II o e. Max Press ayudaron a mejorar la estética de las restauraciones ya que poseen una translucidez y refracción a la luz muy similares a las del diente natural.
- Estructuras cerámicas reforzadas con óxido de alúmina: este tipo de coronas de indica para coronas y prótesis fija, la gran ventaja de estos materiales es su elevada opacidad que es muy favorable e casos de pigmentaciones severas.
- Estructuras cerámicas reforzadas con oxido de zirconia: estas estructuras son apropiadas para confeccionar prótesis fijas anteriores y posteriores, si se piensa en hacer coronas unitarias es más aconsejable fabricar un núcleo que permita la cementación adhesiva que además de proporcionar estética suministra resistencia similar.<sup>34</sup>



---

---

### 5.1.1 Biológicas

Los materiales de disilicato de litio son menos citotóxicos que varios materiales compuestos de uso común y fueron comparados con varias aleaciones y ionómeros de vidrio.

Las cerámicas de revestimiento tradicionales son vidrios feldespáticos compuestos principalmente por una fase vítrea amorfa 80%, con una fase cristalina reducida para garantizar propiedades ópticas ideales.<sup>34</sup>

Las vitrocerámicas con base de nanofluorapatita son producidas sin el uso de componentes feldespáticos y por este motivo no pueden formar leucitas.

Están compuestas de una mezcla homogénea de vidrios  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-Na}_2\text{O-K}_2\text{O-ZnO-Al}_2\text{O}_3$ , que determinan una estructura compuesta por:

- Cristales hexagonales de fluorapatita,  $\text{Ca}_2(\text{PO}_4)_3\text{F}$ , presentes tanto en forma de aguja.
- Vidrios sinterizados con base de silicato  $\text{SiO}_2 > 50\%$  con estructura monofásica, ya que la ausencia de componentes feldespáticos impide la formación de la fase cristalina de leucita.

La formación y crecimiento previamente establecido de los cristales de fluorapatita es regulada durante el proceso productivo industrial a través del control de los distintos parámetros relaciones de  $\text{CaO}$  y  $\text{P}_2\text{O}_5$ , variaciones de temperatura y tiempo de cristalización (tabla 7).<sup>35</sup>



ELEMENTO	PORCENTAJE	NOMBRE
<b>LiO<sub>2</sub></b>	11-19%	Dióxido de litio
<b>K<sub>2</sub>O</b>	0-13%	Óxido de potasio
<b>P<sub>2</sub>O<sub>5</sub></b>	0-11%	Óxido de fósforo
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	0-8%	Dióxido de Zirconio
<b>ZnO</b>	0-11%	Óxido de zinc
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	0-5%	Trióxido de aluminio
<b>MgO</b>	0-5%	Óxido de magnesio

Tabla 7 Elementos del disilicato de litio.

Durante la elaboración técnica dental las dimensiones de los cristales permanecen estables ya que utilizan tiempo y temperatura menor y permanece inalterado el efecto de opalescencia. La luz es difusa a lo largo de los cristales de fluorapatita que presentan una estructura similar a la del diente natural.

Las cerámicas con base de fluorapatita representan una alternativa disponible por estratificación y prensado, como revestimiento sobre estructuras de disilicato de litio y zirconio.<sup>33,35</sup>

### 5.1.2 Mecánicas

Las elevadas propiedades mecánicas dependen de la microestructura constituida por una cantidad elevada de cristales que obstaculizan la propagación de las fracturas, pero disminuyen la translucidez. Están disponibles en productos que se elaboran con tecnologías por estratificación, por termoprensado y por fresado CAD-CAM.



---

---

Las propiedades mecánicas de la prótesis resultan más elevadas en las cerámicas termoprensadas tal es el caso del IPS e.max Press y disminuyen progresivamente en los pequeños bloques para CAD/CAM como IPS e.max CAD y en las cerámicas para estratificación como IPS Empress II.<sup>34</sup>

Para el desarrollo de los bloques CAM se tuvieron que superar dificultades mayores con respecto a las otras tecnologías de manera que puedan limitarse los tiempos de elaboración y desgaste del instrumental aumentando así las propiedades mecánicas.

Por este motivo las tecnologías CAM utilizan una cristalización en dos fases:

- La cristalización industrial de los bloques en bruto aísla los cristales de metasilicato de litio constituida por el 40% de los cristales.
- La cristalización de las prótesis fresadas es realizada mediante proceso térmico 850°C que convierte el metasilicato en disilicato de litio con una contracción mínima y aumentando las propiedades mecánicas.

El disilicato de litio está compuesto por 70% de cristales agujiformes entrelazados con una longitud de 3 a 5 micrones y eleva las propiedades mecánicas.

La resistencia de este material es mayor de 360 MPa, esto significa que para elaborar una corona posterior utilizando sistema CAD de disilicato de litio ofrece esa resistencia a toda la restauración. Cuando se utiliza la técnica de prensado estas restauraciones alcanzan 400 MPa (tabla 8).<sup>34,36</sup>



<b>Resistencia a la flexión</b>	<b>360 MPa</b>
<b>Resistencia a la fractura</b>	2.25 MPa
<b>Elasticidad</b>	95 GPa
<b>Dureza</b>	5800 MPa
<b>Temperatura de cristalización</b>	840-850 °C

Tabla 8 Propiedades mecánicas del disilicato.

Se caracteriza por su naturaleza refractaria, su alta dureza, son biocompatibles, resistentes al desgaste y tienen la capacidad de ser conformadas de distintas formas hasta ser lo más parecido al diente natural, una superficie glaseada incrementa la resistencia a la fractura y reduce la abrasión en dientes antagonistas.

El disilicato posee baja conductividad térmica, baja difusión térmica y baja conductividad eléctrica.

### 5.1.3 Estéticas

Cuando un material se expone a la luz se pueden presentar diferentes fenómenos como son longitud de onda, la absorción, la reflexión y la transmisión.

Las propiedades estéticas de este material son translucidas, amplia gama de colores, fluorescentes, buena absorción de luz (tabla 9).<sup>14,34,36</sup>



Propiedades físicas	Dimensión del color
<b>Reflexión</b>	Propiedades cromáticas
<b>Refracción</b>	Valor, croma, matiz
<b>Difracción</b>	Propiedad de transmisión
<b>Interferencia</b>	Translucidez
<b>Absorción</b>	Fenómenos ópticos
<b>Transmisión</b>	Metamerismo, fluorescencia

Tabla 9 Propiedades estéticas del disilicato de litio.

El color es el resultado de las capacidades de un objeto de 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.

El color es identificado con un sistema tridimensional en el que cada uno de los colores es dividido en tres aspectos:

- El tinte es el color verdadero por ejemplo en el diente son rojo, amarillo y naranja.
- El croma la intensidad que expresa el grado de saturación del tinte.
- La luminosidad expresa la cantidad de gris presente en un tinte.

Las tonalidades de las cerámicas de revestimiento están dadas por óxidos metálicos con un punto de fusión elevado.

---

---

El metamerismo consiste en el cambio en la percepción del color de un objeto expuesto a luz artificial y solar.

La translucidez es la propiedad de transmitir la luz en forma difusa y reflejar la remanente (fig.32).<sup>34</sup>

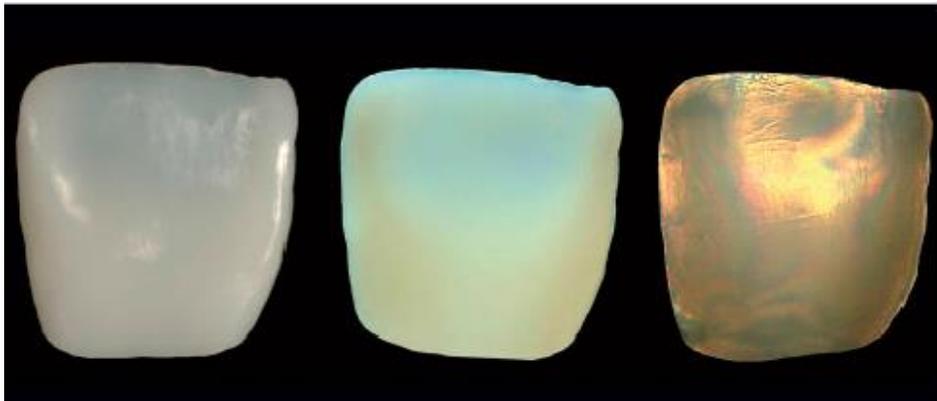


Figura 32 IPS e.max Press translucidez y refracción óptima del disilicato de litio.

La fluorescencia consiste en la emisión de luz visible con una longitud de onda diferente a la de la luz incidente por parte de cuerpos fluorescentes que son expuestos a rayos de alta energía por ejemplo rayos ultravioleta. En los dientes naturales la fluorescencia se manifiesta con una tonalidad blanco-azulada.

La luminosidad es la relación entre el reflejo de una superficie lisa y difusa de una superficie rugosa, la luminosidad alcanza su máxima expresión con el glaseado y disminuye progresivamente con el autoabrilantado en horno y el pulido manual.<sup>14,34</sup>



---

---

## 5.2 Características de procesamiento

Las cerámicas de vidrio se clasifican en función de su composición y aplicación de productos químicos. El sistema IPS e.max CAD disilicato de litio se compone de cuarzo, dióxido de litio, óxido de fósforo, óxido de aluminio, óxido de potasio, y otros componentes.<sup>37</sup>

Estos polvos se combinan para producir una masa fundida de vidrio una vez que la viscosidad adecuada tiene consistencia parecida a la miel la masa de vidrio fundido se vierte en un molde de acero. El material se deja enfriar en el molde hasta que alcanza una temperatura que no produce deformaciones.

Los bloques se producen en un solo lote dependiendo del tono y tamaño de los materiales, en general, esta composición produce una vitrocerámica altamente térmica y resistente a los golpes debido a la baja expansión térmica que se produce cuando es manufacturada.<sup>38</sup>

Los bloques vítreos se procesan utilizando la técnica de la cera perdida, técnica de prensado en caliente (IPS e.max Press) o por procedimientos de fresado CAD / CAM.<sup>37</sup>

Se caracteriza por ser un material que posee dos tipos de cristales y microestructuras durante cada fase de procesamiento. Los cristales de metasilicato de litio  $\text{Li}_2\text{SiO}_3$  están presentes en estadio azul que contiene 40% de cristales de metasilicato de litio que miden aproximadamente 0.5 micrones.

Después del proceso de sinterizado el material se convierte en cristales de disilicato de litio durante la exposición al calor. El producto final ya sinterizado contiene un 70% de cristales de disilicato de litio.

IPS e.max CAD es llamado el bloque azul el cual utiliza dos estadios de proceso de cristalización los cuales utilizan un proceso de doble nucleación controlada en donde los cristales de metasilicato de litio se precipitan durante el primer paso (fig.33).<sup>37</sup>



Figura 33 Bloques IPS e.max CAD para estructura sobre implante.

La cerámica vítrea resultante de este proceso demuestra excelentes propiedades de procesado.

El segundo es procesado con calor, después del proceso de molienda el metasilicato se encuentra completamente disuelto en los cristales de disilicato de litio. El proceso de térmico es de 840°C -850°C en un horno de porcelanas, este proceso le da a la restauración una cerámica de vidrio fina con un volumen de cristales de un 70% la cual está incorporada a la matriz vítrea.



---

Durante el procesamiento este material presenta dos tipos de cristales y dos microestructuras que proveen las propiedades características durante cada fase. La estructura cristalina del metasilicato de litio permite al material ser blanqueado más fácilmente sin el uso excesivo de la fresa. Este material es lo suficientemente resistente para ser fresado.<sup>37,38</sup>

El IPS Press es una cerámica de vidrio reforzada con leucita homogénea la cual permite una dispersión de la luz como si se tratara del esmalte natural del diente y se integra perfectamente en su entorno.<sup>39</sup>

El disilicato de litio  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  es una cerámica altamente resistente, su microestructura es de 70% cristales de disilicato en forma de aguja de aproximadamente 3-6 micrones. La técnica de cera perdida se puede utilizar para elaborar restauraciones completas de un material cerámico de alta dureza.

Este material este fabricado muy similar al IPS e.max CAD, están compuestos de diferentes polvos los cuales son fundidos y posteriormente enfriados a temperatura ambiente, estas son cristalizadas mediante tratamiento térmico para producir los bloques. Estas pastillas son prensadas a  $920^\circ\text{C}$  por 5-15 minutos para formar una restauración con un 70% de disilicato de litio cristalino (fig.34).<sup>37,39</sup>

Este material es utilizado ya que posee una alta estética ya que contiene una gran variedad de bloques que ofrecen translucidez. El sistema Press ofrece una resistencia a la flexión de 400 MPa y una resistencia a la fractura de 2.50 MPa.

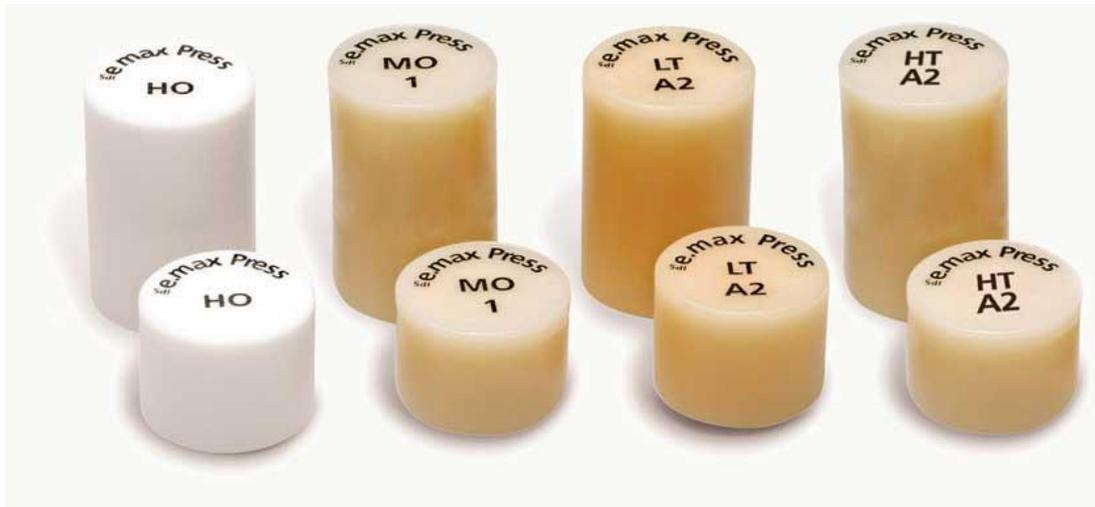


Figura 34 Pastillas IPS e.max PRESS.

Las estructuras de cerámica vitrificada IPS e.max Press en relación cerámica-color es un material altamente estético el cual presenta un matiz, saturación, valor y translucidez muy similares a los de la dentina natural.

En cuanto su resistencia en este grupo de materiales depende de la restauración a realizar que va desde una prótesis unitaria a una prótesis de 3 unidades las cuales posee una buena resistencia, si es de más de 4 unidades no es un buen material de elección.

---

---

En cuanto su adhesión es un sistema muy favorable para las técnicas adhesivas ya que pueden ser grabadas mediante ácido fluorhídrico y la posibilidad de unirse por medio de agentes silanos.<sup>34, 39,40</sup>

La estratificación de un revestimiento total en cerámica sobre núcleos reducidos en forma uniforme es la más clásica y difundida de las técnicas. Para iniciar la reproducción de las cuatro dimensiones cromáticas del color compuesto del diente en un material blanco, luminoso y opaco como el zirconio, es necesario incluir los componentes cromáticos (fig.35).<sup>34</sup>



Figura 35 Técnica de estratificación en cerámica.

La metodología de la multiestratificación plantea las bases de las cuatro dimensiones del color, tinte, croma, valor y pigmentos a partir de las capas más profundas de la cerámica para aumentar el efecto de naturalidad.

Existen vitrocerámicas termoprensadas que presentan una mayor densificación con respecto a las utilizadas por estratificación trayendo como consecuencia mejoras en las propiedades mecánicas.



---

---

Las vitrocerámicas con base de nanofluorapatita presentan una resistencia similar a la de las cerámicas feldespáticas 70 a 110 MPa, una buena translucidez y opalescencia debido a las características de transmisión de la luz dada por los cristales nanométricos de hidroxiapatita.

Las vitrocerámicas a base de disilicato de litio presentan una elevada resistencia de 350 a 400 MPa debido a su elevada cristalinidad y la estructura de cristales entrelazados dispersos en una fase vítrea escasa.

El revestimiento de la estructura con cerámica aumenta la resistencia a la flexión de las prótesis. Análogamente las coronas individuales cementadas adhesivamente aumentan significativamente su resistencia, de 2400 a 3400 MPa para el zirconio, 1500-200 MPa para cerámicas feldespáticas y 2400-2600 MPa para el disilicato de litio.<sup>14,34</sup>

En la actualidad están disponibles diferentes procedimientos de producción para aumentar la resistencia de la prótesis en cerámica integral.

- La utilización de cerámicas estructurales con base de óxidocerámicas, alúmina pura y zirconio.
- La realización de prótesis monolíticas con buenas características estéticas y mecánicas de disilicato de litio, zirconio translucido realizando con técnica de pintura.



- 
- 
- Nuevas metodologías como el CAD/ON de CEREC e Ivoclar prevén el fresado coordinado con CAD/CAM de una estructura en zirconio y un revestimiento en disilicato de litio, las 2 partes son unidas a través de la sinterización de una cerámica interpuesta de bajo punto de fusión.<sup>14</sup>

### **IPS e.max Press Pilares híbridos**

Además de un óptimo diseño del perfil de emergencia, fabricación individual, el color del pilar ofrece un aspecto estético a largo plazo, incluso en casos de recesión gingival. Dada la fluorescencia de la cerámica de vidrio de disilicato de litio (LS<sub>2</sub>) y la posibilidad de caracterizaciones individuales, se puede obtener un pilar con apariencia natural.

El asentamiento de los pilares híbridos se facilita y como consecuencia de su geometría y la remoción del exceso de material de cementación es más sencillo.

### **IPS e.max Press Corona con pilar híbrido**

Obtenemos una corona monolítica con pilar se trata de una eficiente solución dos en uno, La cerámica de LS<sub>2</sub> está directamente unida a una base de Ti proporcionando resistencia, durabilidad y eficiencia, es útil sobre todo en la zona posterior.

---

---

La corona con pilar híbrido se atornilla al implante en la cavidad oral - en una sola pieza. Posteriormente, el canal de acceso a los tornillos se sella con un material resinoso, de esta manera, el acceso al canal del tornillo es posible en cualquier momento (fig.36).<sup>41</sup>



Figura 36 Corona con pilar híbrido de IPS e.max Press.

La casa Ivoclar Vivadent tiene un sistema llamado IPS e.max Ceram el cual contiene una gama de restauraciones de cerámica sin estructura metálica que van desde carillas finas hasta puentes de 14 unidades. (Fig.37).<sup>42</sup>

La cerámica de estratificación de nano-fluorapatita que se utiliza para caracterizar y recubrir todos los componentes del IPS e.max tanto cerámicas vítreas u óxidos cerámicos mediante la técnica PRESS o CAD/CAM.



Figura 37 Sistema IPS e.max Ceram.

Esta cerámica de vidrio presenta una estructura vítrea similar a la del diente vital. Las propiedades ópticas están controladas por los cristales de nanofluorapatita con un tamaño de 100–300 nm y cristales de microfluorapatita con un tamaño de 1–2  $\mu\text{m}$ .

Los cristales de IPS e.max Ceram contienen diferentes concentraciones de cristales de apatita, lo que permite una combinación única y ajustable de translucidez, luminosidad y opalescencia.<sup>14,42</sup>

Este sistema de estratificación está óptimamente coordinado con los materiales del sistema IPS e.max igualando el color cuando se trabaja con diferentes materiales de estructuras, después de todo la cerámica de recubrimiento es la clave de resultados altamente estéticos dentro del sistema IPS e.max en disilicato de litio y óxido de zirconio.

---

El material IPS e.max Ceram Zir Liner especialmente desarrollado, permiten una excelente unión con el óxido de circonio y están caracterizados por una alta transmisión de la luz y al mismo tiempo, una alta fluorescencia (fig.38).<sup>42</sup>



Figura 38 IPS e.max Ceram sobre estructura de zirconio muestra la fluorescencia con el uso de este material ya que la zirconia no posee esa propiedad.

Hace que las estructuras de óxido de circonio blancas menos translúcidas, parezca como si tuvieran color y por tanto ayuda a ajustar el color base de la estructura de óxido de circonio a las cerámicas vítreas IPS e.max Press e IPS e.max CAD.

Este concepto de estratificación permite la fabricación de restauraciones altamente estéticas que demuestran una estabilidad óptima de la forma tanto en las estructuras opacas y translúcidas coloreadas de cerámica vítrea y en estructuras menos translúcidas de óxido de circonio.<sup>42</sup>



---

---

## 5.3 Indicaciones y Contraindicaciones

### Indicaciones:

- Coronas
- Coronas ferulizadas
- Puentes de 3-4 elementos
- Superestructuras de implantes para coronas
- Superestructuras de implantes para coronas ferulizadas
- Superestructuras de implantes para puentes de 3-4 elementos

### Contraindicaciones:

- Restauraciones con más de dos unidades pónicas conectadas
- Dos pónicos como elementos de extensión
- Preparaciones subgingivales muy profundas
- Pacientes con denticiones residuales muy reducidas
- Pacientes con bruxismo
- Puentes en zona posterior
- Pacientes con pérdida de estructura dental considerable



---

---

## CONCLUSIONES

Los materiales de restauración han venido revolucionando los últimos años trayendo con ellos mejoras ópticas y mecánicas lo que beneficia a la odontología moderna, ya que podemos ofrecer al paciente restauraciones altamente estéticas, pero sobretodo funcionales y duraderas.

Con respecto a las restauraciones sobre implantes se han descubierto muchas opciones de fabricación lo cual proporciona a la restauración propiedades mecánicas excelentes para poder ser funcional en cavidad oral.

El sistema CAD/CAM vino a revolucionar el modo de trabajo del odontólogo ya que facilita la comunicación odontólogo-técnico dental ya que se conforma de imágenes tomadas mediante escáneres los cuales dan una imagen fidedigna de las preparaciones y de los dientes adyacentes las cuales son codificadas y analizadas para así elaborar las restauraciones unitarias o en bloque mediante fresadoras que tallan unos bloques ya sean de zirconio o disilicato de litio.

Con la llegada de este sistema se obtienen restauraciones altamente precisas y estéticas por ejemplo la elaboración de abutments para implantes, coronas, superestructuras de implantes de zirconio en sector posterior y disilicato de litio en anterior, que pueden ser monolíticas o estratificadas.

El uso de estas cerámicas ofrece resistencia, dureza, estética, precisión y funcionalidad a las restauraciones sobre implantes lo que hace de estos sistemas el material por elección.



---

---

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lemus Cruz Leticia María, Almagro Urrutia Zoraya, Claudia León Castell Alumna. Origen y evolución de los implantes dentales. Rev haban cienc méd 2009 Nov; 8(4): [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1729-519X2009000400030&lng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1729-519X2009000400030&lng=es).
2. K. Donath, S. Jovanovic y J. Richter ; tr., Ignacio Navascues Benlloch Atlas de implantología Hubertus Spiekermann ; ISBN:3-17
3. Peñarrocha Diago Miguel Implantología Oral ISBN: 2006.
4. Rodas-Rivera R 1,a. Historia de la implantología y la oseointegración, antes y después de Branemark Rev. Estomatol Herediana. 2013 Ene-Mar;23(1):39-43
5. Bechelli Alberto H. Diagnóstico y Planeamiento en Prótesis Oseointegrada.Revista de la Asociación Odontológica Argentina. 79; may.-jun., 1991.
6. Florin Lazarescu , Ceramic used in esthetics restorations comprehensive dentistry, Cap 5.
7. MA ÁF. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003 agosto-septiembre; 8 (5)
8. Guzmán Báez, Humberto José, Biomateriales odontológicos de uso clínico. Bogotá : Ecoe Ediciones, 2007.
9. Chu S, Ahmad I., Historical Perspective of Synthetic Ceramic and Traditional Feldspathic Porcelain. Pract Proced Aesthet Dent 2005; 17 (9): 593-598
10. Douglas A. Terry Will Geller. Ceramic Materials Esthetic and Restorative Dentistry Material Selection and Technique ISBN: 144-162



11. SukumaranVG, Bharadwaj N, Ceramics in Dental Applications. Trends Biomater. Artif. Organs. 2006; 20 (1):7-11
12. Martínez Rus Francisco, Pradés Ramiro Guillermo, Suárez García M<sup>a</sup> Jesús, Rivera Gómez Begoña. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. 2007 Dic;12( 4 ): 253-263. [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1138-123X2007003300003&lng=es](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007003300003&lng=es).
13. Çehreli Murat Cavit, Kökat Ali Murat, Akça Kivanç. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. J. Appl. Oral Sci.2009 Feb; 17( 1 ): 49-55. [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1678-77572009000100010&lng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572009000100010&lng=en).
14. Fabrizio Montagna, Maurizio Barbesi , Cerámicas, zirconio y CAD/CAM ISBN: 978-958 año 2013
15. Caparoso Pérez Carlos, Duque Vargas Jaiver Andrés. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2010 Dec ; 22( 1 ): 88-108. [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0121-246X2010000200011&lng=en](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-246X2010000200011&lng=en).
16. Vilarrubí Alejandra, Pebé Pablo, Rodríguez Andrés. Prótesis fija convencional libre de metal: tecnología CAD CAM-Zirconia, descripción de un caso clínico. Odontoestomatología 2011 Dic;13(18): 16-28. [http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1688-93392011000200003&lng=es](http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392011000200003&lng=es).
17. Florin Lazarescu, System Description, The Esthetics Of In Office CAD/CAM Restorations , ISBN: 272-281.
18. Florin Lazarescu, System Description, Material Used In Chairside CAD/CAM tECHNOLOGY, ISBN: 281-285.
19. Prajapati A.,Prajapati A., Mody DR., .Choudhary AB. Dentistry Goes Digital: A Cad-Cam Way- A Review Article IOSR Journal of Dental and Medical Sciences Volume 13, Issue 8 Ver. IV (Aug. 2014), PP 53-59 ISSN: 2279-0861.
20. <http://www.sirona.com/es/productos/odontologia-digital/restauraciones-con-cerec/>
21. [http://www.3m.com/3M/en\\_US/dental-us/products/lava-ultimate/](http://www.3m.com/3M/en_US/dental-us/products/lava-ultimate/)



- 
- 
22. Miles P.J, Schulze A.K, Castagna D. Selección de los materiales restauradores indirectos, Odontología estética de la práctica clínica ISBN: 199-207
  23. Caparroso Pérez Carlos, Duque Vargas Jaiver Andrés. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2010 Dec ; 22( 1 ): 88-108. [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0121-246X2010000200011&lng=en](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-246X2010000200011&lng=en).
  24. Piconi, C.; Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials, Vol. 20, No. 1 (Jan, 1999) pp. 1-25, ISSN 0142-9612.
  25. Ardlin, B.I. (2002). Transformation toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low temperature aging on flexural strengt and surface structure. Dent Mater, Vol. 18, No. 8, (Dec, 2002) pp. 590-595, ISSN 0109-5641
  26. Bondioli, F.; Ferrari, A.M.; Corradi, A.B.; (2001). Role of praseodymiun on zirconia phases stabilization. Chem Mater, Vol. 13, No. 12, (Nov, 2001) pp. 4550-4554, ISSN 0897-4756.
  27. Kelly, J. R. & Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater, Vol. 24, No. 3, (Mar, 2008) pp. 289-298, ISSN 0109-5641
  28. Deville, S.; Chevalier, J.; Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the aging sensitivity of biomedical grade zirconia. Biomaterials, Vol. 27, No. 10, (Apr, 2006) pp. 2186-2192, ISSN 0142-9612.
  29. Isabelle Denry, J. Robert Kell. State of the art of zirconia for dental applications Original Research Article Pages 299-307
  30. Cláudia Ângela Maziero Volpato, Luis Gustavo D'Altoé Garbelotto, Márcio Celso Fredel and Federica Bondioli (2011). Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations, Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment, Prof. Costas Sikalidis (Ed.), InTech,
  31. Att, W.; Kurun, S.; Gerds, T.; Strub, JR. (2006). Fracture resistance of single-tooth implantsupported all-ceramic restorations: an in vitro study. J Prosthet Dent, Vol. 95, No. 2,B(Feb, 2006) pp. 111-116, ISSN 0022-3913.



- 
- 
32. Byrne, D.; Houston F.; Cleary, R.; Claffey, N. (1998). The fit of cast premachined implant abutments. J Prosthet Dent, Vol. 80, No. 2, (Ago, 1998) pp. 184-192, ISSN 0022-3913.
  33. Clinical Outcomes of Lithium Disilicate Single Crowns and Partial Fixed Dental Prostheses: A systematic Review,1.2014,Journal of Prosthetic Dentistry, Vol, 112, págs., 22-30.
  34. Sidney Kina, August Bruguera, Invisible: Restauraciones estéticas cerámicas, 1° ed, - Buenos Aires: Médica Panamericana, 2011. ISBN:978-950-06-0276-1.
  35. J.,Anusavise Kanneth.Phillips.Ciencia de los Materiales Dentales 11° Madrid Elsevier, 2004.
  36. Terry,Douglass A, Esthetic and Restorative Dentistry: Material selection and technique,China:Quintessence Publishing Co Inc 2013.
  37. Ivoclar Vivadent México. [En línea] Ivoclar Vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com/es-es/ips-emax-cad-monolithic-solutions>.
  38. Ivoclar Vivadent México. [En línea] Ivoclar Vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-es/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-odontologo/ips-emax-disilicato-de-litio>
  39. Ivoclar Vivadent México. [En línea] Ivoclar Vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com/es-es/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-odontologo/>
  40. Ivoclar Vivadent México. [En línea] Ivoclar Vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/productcategories/restaurar/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-emax-press/>
  41. Ivoclar Vivadent México. [En línea] Ivoclar Vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/productcategories/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-emax-cad/ips-emax-cad-abutment-solutions>.
  42. Ivoclar Vivadent México. [En línea] Ivoclar Vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/productcategories/ips-emax-ceram>.