



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**SISTEMA ZIRKONZAHN, UN AVANCE  
TECNOLÓGICO EN LA CERÁMICA DENTAL.**

**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:**

**ELISA GAYOL PÉREZ**

**TUTORA: Mtra. MARÍA LUISA CERVANTES ESPINOSA**

**ASESOR: C.D. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA**

**MÉXICO, D.F.**

**2009**



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.

*A mis padres, IRMA Y RODOLFO, por su amor incondicional, comprensión y apoyo. Gracias por siempre guiarme al mejor camino. Son los mejores padres del mundo. Los amo*

*A mi hermano, RODOLFO, quien además de ser un excelente hermano, ha sido un perfecto amigo. Te amo.*

*A mis abuelitos, ELISA y MIGUEL, gracias por su cariño y sabiduría, siempre estarán en mi corazón.*

*A mis abuelitos, ESTHER y CHANO, aunque ya no estén conmigo los recuerdo con mucho cariño.*

*A toda mi familia, por su cariño y apoyo.*

*A mis mejores amigas LILIAN SÁNCHEZ Y ANTONIA MARÍN, porque han sido un gran apoyo y con quienes he compartido de las mejores experiencias de mi vida. Las amo.*

*A KIWI, por su ayuda desinteresada en la elaboración de este trabajo, y porque a pesar del tiempo y la distancia, siempre hemos encontrado oportunidades para estar juntos. Te quiero guapetón.*

*A mis amigos MARTHA, ROCIO, ISELA, FERNANDA, OLGA, KAREN, LILIAN, ESMERALDA, LIZETTE, YAMEL, SERGIO, ANDRES, VICTOR, CUAUHTLI Y CHRIS. Fue una bendición conocerlos y compartir estos cinco años con ustedes. Gracias amigos, los quiero mucho.*

*A HÉCTOR ARMANDO OLIVARES, porque de una u otra manera siempre estuvo a mi lado. Gracias por todo. Ta.*

*A JOSÉ ADALBERTO SIERRA, por su ayuda y paciencia en la realización este trabajo.*

*A mis profesores por compartir sus conocimientos, con especial agradecimiento a la MTRA. MARÍA LUISA CERVANTES ESPINOSA y al C.D. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA, por su dedicación y ayuda en la elaboración de esta tesina.*

*A mis pacientes.*

*A mi escuela.*

# ÍNDICE

<b>Introducción</b>	5
<b>Propósito</b>	7
<b>Objetivos</b>	7
• Objetivo general	7
• Objetivos específicos	7
<b>Capítulo 1 CERÁMICAS DENTALES</b>	8
1.1 Evolución de las cerámicas dentales	8
1.2 Clasificación de las cerámicas dentales	11
1.2.1 Clasificación según la norma 69 de la ADA	11
1.2.2 Clasificación según su sistema de procesado	11
1.2.3 Clasificación según su componente principal	15
<b>Capítulo 2 ÓXIDO DE ZIRCONIO</b>	18
2.1 Definición	18
2.2 Estructura	19
2.3 Transformación y estabilización	20
2.4 Consecuencias de la transformación	21
2.5 Bloques de cerámica de zirconia para fresado	22
2.5.1 Bloques presinterizados para fresado	23
2.5.2 Bloques completamente sinterizados para fresado	24
2.6 Propiedades ópticas y mecánicas	25
<b>Capítulo 3 APLICACIONES CLÍNICAS DE LA CERÁMICA DE ZIRCONIA</b>	28
3.1 Indicaciones	28
3.2 Contraindicaciones	29
3.3 Ventajas	30
3.4 Desventajas	32

<b>Capítulo 4 ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS PARCIAL FIJA DE TRES UNIDADES MEDIANTE EL SISTEMA ZIKONZAHN</b>	<b>33</b>
4.1 Componentes del sistema	35
4.2 Procedimiento de laboratorio	40
4.2.1 Obtención del patrón de resina	40
4.2.2 Proceso de fresado	45
4.2.3 Coloración	49
4.2.4 Sinterización	51
4.2.5 Estratificación de la cerámica y glaseado	54
<b>Conclusiones</b>	<b>61</b>
<b>Referencias bibliográficas</b>	<b>62</b>

## Introducción

La zirconia ( $ZrO_2$ ) es un material biocerámico que, comparado con otras cerámicas, es poseedor de propiedades idóneas para su uso médico y dental como son gran resistencia a la fractura y estabilidad química.

La zirconia se introdujo inicialmente para uso biomédico en ortopedia confeccionando prótesis para el reemplazo de caderas, siendo muy exitosa por sus excelentes propiedades mecánicas y biocompatibilidad. Sin embargo, no fue hasta el inicio de los años 1990s que el uso de la cerámica de zirconia se extendió a la odontología.

En los últimos años, el deseo a una apariencia agradable se ha convertido en una importante tendencia social, impulsada por el estereotipo de belleza que los medios de comunicación y mercadotecnia han definido. Siendo la cara la parte que más mostramos del cuerpo y la boca un rasgo sobresaliente, existe un gran interés en la búsqueda de sonrisas perfectas y naturales.

Debido a la actual demanda de restauraciones estéticas que sean al mismo tiempo funcionales, se han realizado grandes esfuerzos de investigación e implementación para lograr sistemas totalmente cerámicos con mejores propiedades, ya que en un principio, el campo estaba limitado a confeccionar restauraciones unitarias solamente en el sector anterior.

Gracias a las nuevas tecnologías y a la aplicación de cerámica de zirconia, las restauraciones sin soporte metálico, además de poder ser utilizadas en el sector anterior, son capaces de ser empleadas en la fabricación de prótesis fijas de varias unidades para la zona posterior, inlays y restauraciones individuales para cualquier zona de la arcada.

La empresa Zirkonzahn GmbH fue fundada en el año 2003 con el objetivo de comercializar en todo el mundo su innovador sistema para el procesamiento de la cerámica de zirconia, un sistema de fresado manual desarrollado por Enrico Steger.

Han sido tan revolucionarios los cambios y aportaciones en esta área, que en los últimos años se ha desarrollado una gran cantidad de sistemas cerámicos; y como consecuencia de esta evolución, es necesario analizarlos detalladamente y profundizar en su aplicación y manejo.

En este trabajo se lleva a cabo el procedimiento del sistema Zirkonzahn, elaborando una prótesis parcial fija de tres unidades.

## **Propósito**

El propósito de este trabajo es proveer al cirujano dentista suficiente información sobre la cerámica de zirconia, sus propiedades y aplicaciones clínicas; así como el procedimiento para la obtención de restauraciones mediante su procesamiento por medio del sistema Zirkozahn.

## **Objetivos**

### **Objetivo general**

Conocer el procesamiento de una nueva cerámica dental (óxido de zirconio) mediante el uso del sistema Zirkozahn.

### **Objetivos específicos**

- Conocer la evolución de las cerámicas dentales así como su clasificación.
- Comprender la estructura, estabilización y transformación del óxido de zirconio, hasta lograr la obtención de los diferentes bloques de cerámica de zirconia para fresado.
- Determinar las aplicaciones clínicas de la cerámica de zirconia.
- Elaborar una prótesis parcial fija de tres unidades de cerámica de zirconia mediante el sistema Zirkozahn.

## Capítulo 1

### CERÁMICAS DENTALES

La cerámica es un compuesto de elementos metálicos (como alúmina, calcio, litio, magnesio, potasio, sodio, estaño, titanio y zirconio) y no metálicos (como silicio, boro, flúor y oxígeno).<sup>1</sup>

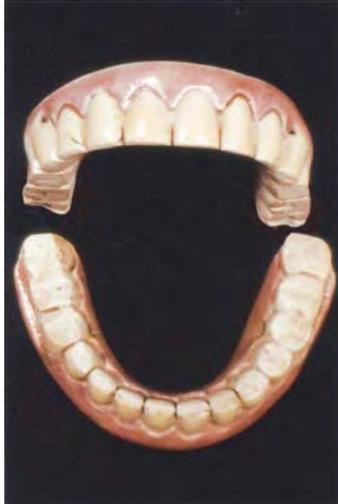
Las cerámicas fueron el material más sofisticado de la Edad de Piedra, hace más de 10 000 años, y aún ahora han mantenido su importancia social. La mayoría de las cerámicas se caracterizan por su naturaleza refractaria, dureza y susceptibilidad a la fractura e inactividad química. Otros atributos de las cerámicas dentales son su potencial para igualar la apariencia de los dientes naturales y sus propiedades aislantes.<sup>1</sup>

#### 1.1 Evolución de las cerámicas dentales

El desarrollo de la porcelana tradicional, un tipo específico de cerámica, se le atribuye a la cultura china, en el año 1000 a. C. Los europeos, durante mucho tiempo y a pesar de repetidos intentos, nunca tuvieron éxito al tratar de revelar los secretos de la cerámica china, hasta que en los años 1720's lograron mejorar su translucidez.<sup>2,3</sup>

La cerámica fue introducida en odontología para la fabricación de dentaduras completas a finales del siglo XVIII por un boticario de nombre Alexis Duchateau; existe evidencia que indica que Duchateau era edéntulo; por lo que intentó hacer un par de dentaduras para él, sin embargo sus esfuerzos fueron menos que exitosos. No fue hasta que se unió con un dentista parisino, Nicolas Dubois de Chemant, aproximadamente en 1774 para así lograr la primera dentadura de porcelana exitosa (fig. 1). Dubois de Chemant perfeccionó la fórmula de la

cerámica, eventualmente la patentó y fabricó dentaduras de porcelana como parte de su práctica.<sup>2,3</sup>



**Fig. 1**

Dentaduras de porcelana elaboradas por Nicolas Dubois de Chemant.<sup>4</sup>

En 1808 el italiano Giuseppangelo Fonzi ideó una técnica colocando platino en la parte trasera de un diente de porcelana para que éste pudiera soldarse a la base metálica de una dentadura<sup>2,3</sup>.

El dentista francés Antoine Plantou introdujo los dientes individuales de porcelana en América alrededor de 1817.<sup>3</sup>

La idea de fusionar porcelana a una hoja delgada de platino fue creada por Charles H. Land, un dentista de Detroit, quien patentó este concepto entre 1886 y 1888. Estas coronas de platino y porcelana representaron la primer innovación del sistema metal-cerámica desde los dientes de platino para dentaduras fabricadas por Fonzi 79 años antes.<sup>2,3</sup>

En 1886 Land introdujo la primera porcelana feldespática para inlays y coronas. En los años 1950's surgió un notable desarrollo con la adición de leucita a la cerámica dental, que elevaba su coeficiente de expansión térmico permitiendo su fusión a ciertas aleaciones de oro para la fabricación de coronas completas y prótesis parciales fijas.<sup>2</sup>

El sistema de coronas totalmente cerámicas, a pesar de sus ventajas estéticas, no ganó popularidad hasta la introducción de alúmina en 1965 por McLean y Hughes, como un reforzador de fase, proporcionando dureza a la cerámica dental.<sup>4</sup>

La primera aplicación biomédica de la cerámica de zirconia fue en 1969, sin embargo, el primer escrito sobre el uso de zirconia para la producción de cabezas artificiales de fémur fue elaborado por Christel en 1988<sup>5</sup>.

En 1971 Francois Duret fue el primero en considerar la producción de restauraciones cerámicas mediante la utilización de un ordenador (CAD/CAM), pero no fue hasta 1980 que Mörmann y Brandestini desarrollaron el primer sistema CAD-CAM para maquinar cerámica dental (CEREC).<sup>5</sup>

Saudon en 1985, desarrolló los núcleos de alúmina infiltrados con vidrio, con el objetivo de obtener cofias cerámicas altamente resistentes (In-Ceram).<sup>5</sup>

En 1990, Wohlwend y Scharer, reportaron la técnica de restauraciones prensadas (Empress). A principios de esta década comenzó la aplicación de la cerámica de zirconia en odontología incluyendo endopostes, implantes, abutments de implantes, brackets para ortodoncia, cofias para coronas y estructuras para prótesis parciales fijas.<sup>5</sup>

En el año 2003 Enrico Steger desarrolló un sistema de fresado manual para la cerámica de zirconia llamado Zirkonzahn.<sup>6</sup>

## **1.2 Clasificación de las cerámicas dentales**

Las clasificaciones de los sistemas cerámicos son muchas, debido a la gran cantidad de parámetros que se han tomado en cuenta para realizarlas, a continuación se mencionan tres de ellas.

### **1.2.1 Clasificación según la norma 69 de la ADA**

Los fabricantes utilizan modificadores de vidrio para producir porcelanas dentales con diferentes temperaturas de fusión, de acuerdo a estas temperaturas su clasificación es<sup>7</sup>:

- Fusión alta: más de 1200°C
- Fusión mediana: 1200°C a 1050°C
- Fusión baja: 1050°C a 860°C
- Fusión ultra baja: menos de 860°C

### **1.2.2 Clasificación según su sistema de procesado**

Para la obtención del núcleo o estructura cerámica existen hoy tres grupos de procedimientos, identificados por un nombre que corresponde a la característica más importante dentro de cada uno de ellos.

## Cerámicas Infiltradas

Las cerámicas infiltradas son las que se obtienen por el procedimiento patentado con exclusividad por la casa Vita con el nombre In Ceram (fig.2). Fue inicialmente un núcleo de óxido de aluminio sinterizado muy compacto y luego infiltrado con un vidrio que llena los espacios aumentando su compactación y además mejora la difusión de la luz. Tiene un proceso de cocción muy lento en un horno especial. <sup>2</sup>



**Fig. 2**  
Sistema In Ceram<sup>30</sup>

## Cerámicas Prensadas

Las cerámicas prensadas, también conocidas como inyectadas, tienen un proceso similar al del colado pues exige un patrón previo en cera y un revestimiento, pero la impulsión del material (en este caso cerámica y no metal) dentro de la matriz, no se realiza por la fuerza centrífuga sino por un pistón. La presentación comercial es en pastillas. Una de sus ventajas es menor porosidad en las restauraciones. El nombre comercial por excelencia es el de Empress (fig. 3). <sup>2</sup>



**Fig.3**  
Sistema Empress<sup>31</sup>

### **Cerámicas Maquinadas**

Las cerámicas maquinadas son aquellas en las que la cofia o estructura cerámica se logra, como su nombre lo dice, con la intervención de una máquina.<sup>2</sup>

Existen dos tipos de maquinado: manual y automático.<sup>2</sup>

### **Maquinado Manual**

El sistema de maquinado manual se realiza mediante un pantógrafo, el sistema más antiguo y conocido, es el hoy llamado CelayPlus de la casa Vita, data del año 1992. Funciona básicamente como una copiadora de llaves, de las mecánicas y manuales que se ven en las cerrajerías.<sup>8</sup>

Una de las mitades de la maquina por medio de una punta o espiga de exploración, intima con un patrón de una resina resistente fabricado previamente en la impresión de yeso. La razón de la elección de la resina es su resistencia a la manipulación. Los patrones tienen detalles de diseño en su construcción en resina para facilitar el desgaste por fresado. Mientras la punta copia, en paralelo una fresa va desgastando el bloque

cerámico previamente instalado en la máquina. Hay una correspondencia entre la espiga de exploración y la fresa. Si se cambia una debe cambiarse la otra. Los desgastes se inician desde el interior de la restauración y son terminados por instrumental manual. Otros sistemas de maquinado manual son el Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Italia) (fig. 4) y el Ceramill (Amann Girrbach, Austria-Alemania).<sup>6,8</sup>



**Fig. 4**  
Sistema Zirkonzahn<sup>6</sup>

### **Maquinado Automático (CAD-CAM)**

La tecnología CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Machining) consiste en la fabricación de restauraciones asistidas por un ordenador. Existen variaciones entre un sistema y otro debido a la gran cantidad de sistemas que existen, por mencionar algunos: Cercon (Dentsply International) (fig. 5), Lava (3M ESPE), DC-Zircon (DCS Dental AG), Procera zirconia (Nobel Biocare), entre otros.<sup>5,9</sup>

Una vez que se obtiene la impresión, ésta puede colocarse directamente en el computador diseñado para realizar el escaneo (CAD), ya sea por

contacto o por medio de láser, o puede realizarse un patrón de cera, el cual será copiado tridimensionalmente por el ordenador.<sup>5,9</sup>

Una vez terminado el escaneo de la impresión o del patrón de cera, se coloca en el ordenador (CAM) el bloque de cerámica y con fresas de diamante se comienza la realización de la restauración, siguiendo el patrón tridimensional obtenido en el escaneo.<sup>5,9</sup>



**Fig. 5**  
Sistema Cercon<sup>32</sup>

### **1.2.3 Clasificación según su componente principal**

Otra clasificación se puede realizar de acuerdo al componente principal de la cerámica (fig. 6) como son: cerámicas de vidrio, cerámicas de vidrio adicionadas con partículas y cerámicas policristalinas.<sup>10</sup>

#### **Cerámicas de vidrio**

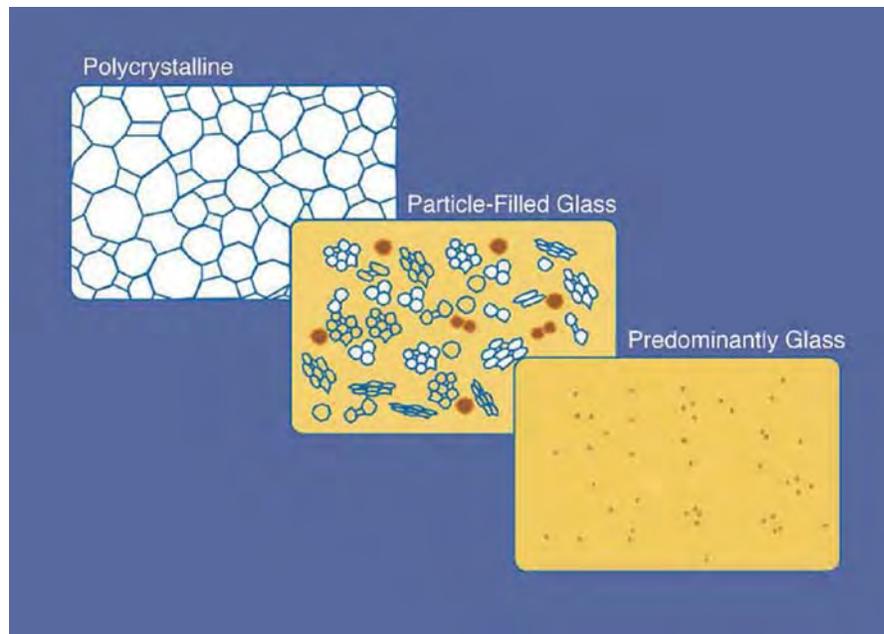
Son las cerámicas con mejores propiedades ópticas y las más débiles. Se utilizan para la estratificación de los núcleos confeccionados con otro tipo de cerámica para lograr una mejor estética y cada fabricante la proporciona con su sistema.<sup>10</sup>

## Cerámicas de vidrio adicionadas con partículas

Los fabricantes adicionan partículas a la matriz de vidrio para mejorar algunas propiedades mecánicas, como dureza, expansión térmica y contracción.<sup>10</sup>

## Cerámicas policristalinas

Estas cerámicas no contienen vidrio, sus átomos están organizados en una red cristalina, lo que dificulta fracturas, por lo que las cerámicas policristalinas generalmente son más duras y resistentes que las cerámicas a base de vidrio.<sup>10</sup>



**Fig. 6**  
Representación esquemática de las tres clases de cerámica dental.<sup>10</sup>

## Clasificación de las cerámicas según su componente principal<sup>10</sup>

<b>Matriz</b>	<b>Partícula adicionada</b>	<b>Procesamiento</b>	<b>Marca comercial</b>
<b>Cerámica de vidrio adicionada con partículas</b>			
Vidrio Feldespático	{ Leucita (40%-50%)	{ Prensada	{ IPS Empress Esthetic
<b>Cerámica de vidrio adicionada con partículas</b>			
Vidrio de silicato	{ Disilicato de litio (70%)  { Alúmina, spinell, zirconia (70%)	{ Prensada  { Infiltrada	{ IPS e.max Press  { In-Ceram Alumina In-Ceram Spinell In-Ceram Zirconia
<b>Cerámica policristalina</b>			
Zirconia	{ Itrio (3%-5%)	{ CAD-CAM  { Maquinado Manual	{ Lava, Procera Zirconia, ZirCad, Vita YZ Cubes, Cercon  { Zirkonzahn, Ceramill

---

## Capítulo 2

### ÓXIDO DE ZIRCONIO

#### 2.1 Definición

El óxido de zirconio es también conocido como bióxido de zirconio o zirconia ( $ZrO_2$ ).<sup>1</sup>

Se considera como una biocerámica bioinerte, ya que está diseñada para tener compatibilidad química y óptima dureza mecánica en un ambiente fisiológico.<sup>2</sup>

Es un polvo blanco, duro, con un punto de fusión de  $2710^{\circ}C \pm 35^{\circ}C$ . Es resistente a los ácidos y a los álcalis, pudiendo disolverse lentamente en ácido fluorhídrico concentrado o en ácido sulfúrico concentrado y caliente.<sup>11, 3</sup>

En estado puro y a presión atmosférica, podemos encontrarla en tres fases: monoclinica, tetragonal y cúbica. Para lograr que este material alcance valores mecánicos excepcionales y una elevada estabilidad biológica, se logró estabilizar a la zirconia en su fase tetragonal añadiéndole itrio, calcio o magnesio.<sup>12, 13</sup>

Sus aplicaciones incluyen el reemplazo de caderas, rodillas y dientes así como reconstrucción maxilofacial, aumento y estabilización de articulaciones y elaboración de prótesis de articulaciones.<sup>13</sup>

La reciente introducción de la cerámica de zirconia como material para restauraciones dentales ha generado gran interés en la comunidad dental, pues sus propiedades han sido reportadas como las más altas comparada con cualquier otra cerámica dental.<sup>4</sup>

## 2.2 Estructura

A presión atmosférica, la zirconia pura puede asumir tres formas cristalográficas dependiendo de su temperatura.<sup>5</sup>

Estructura cúbica (c) (fig. 7).

Esta estructura se encuentra en su temperatura de fusión, que es de 2716°C hasta los 2370°C.<sup>15</sup>

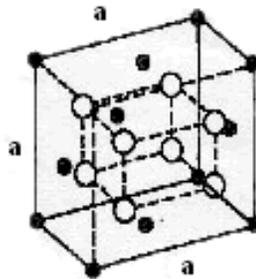


Fig. 7  
Estructura cúbica<sup>33</sup>

Estructura tetragonal (t) (fig. 8).

La estructura tetragonal se encuentra a una temperatura entre 2370°C y 1170°C.<sup>15</sup>

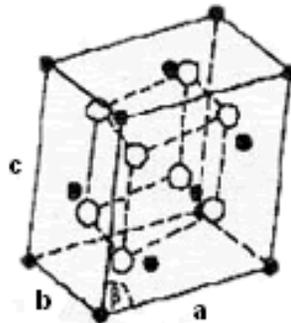


Fig. 8  
Estructura tetragonal<sup>33</sup>

Estructura monoclinica (m) (fig. 9).

Se encuentra de los 1170°C, hasta llegar a temperatura ambiente.<sup>15</sup>

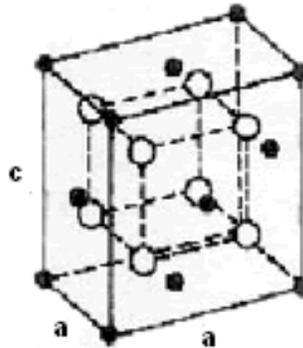


Fig. 9

Estructura monoclinica<sup>33</sup>

### 2.3 Transformación y estabilización

La transformación de una estructura a otra está caracterizada por un cambio de volumen durante su enfriamiento. Durante la transformación de  $c \rightarrow t$  aproximadamente cambia de volumen 2.31% y de  $t \rightarrow m$  aproximadamente 4.5%.<sup>15</sup>

La transformación de la fase tetragonal a la fase monoclinica es crítica, ya que el cambio de volumen es suficiente para crear fallas catastróficas: grietas en la cerámica que provocarán su fractura cuando llegue a temperatura ambiente; por lo que la zirconia pura es inadecuada para su aplicación en la construcción de estructuras sólidas.<sup>15</sup>

A principios del año 1972, la comunidad de ingeniería cerámica, descubrió que gracias a la adición de óxidos como CaO, MgO,  $Y_2O_3$  u  $CeO_2$ , los cuales presentan alta solubilidad en la zirconia, es posible estabilizar el

material en la forma tetragonal a temperatura ambiente, evitando así la transformación  $t \rightarrow m$ , controlando entonces la tensión generada por el cambio de volumen ocurrido durante esta transformación y aumentando su resistencia a la flexión.<sup>14, 15</sup>

La zirconia estabilizada con óxido de itrio, es la más utilizada como material biomédico, usualmente contiene 3% de itria para la fabricación de coronas y prótesis parciales fijas.<sup>14</sup>

El producto final se denomina Y-TZP (yttrium oxide stabilized tetragonal zirconia polycrystals) [policristales tetragonales de zirconia estabilizados con óxido de itrio].<sup>14</sup>

Esta zirconia presenta una mejora considerable en sus propiedades mecánicas, las cuales dependen del tamaño de grano. A menor tamaño de grano (<1 micrómetro), mayor resistencia a la fractura.<sup>14</sup>

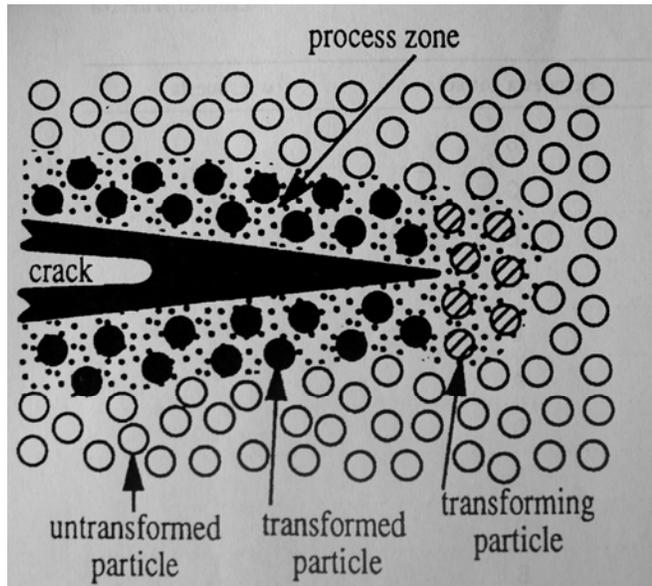
## **2.4 Consecuencias de la transformación**

En todo material cerámico incluyendo la zirconia pueden o no existir microfisuras ocasionadas durante la fabricación, formadas durante el procesamiento en el laboratorio dental, o como consecuencia de la carga cíclica de la presión de masticación.<sup>5, 14</sup>

La zirconia de policristales tetragonales estabilizados con itrio presenta gran resistencia a la fractura gracias a un fenómeno conocido como refuerzo de transformación.<sup>5, 14</sup> (Fig. 10).

En este fenómeno, las tensiones tangenciales del extremo de la fisura transforman la estructura cristalina tetragonal menos voluminosa a la fase cristalina monoclinica, lo cual tiene como resultado un aumento de

volumen de 3-5%. Este aumento de volumen genera fuerzas compresivas en el extremo de la fisura que contraactúan con la fuerza de tensión externa, por lo que hay una “reparación” de la fisura, impidiendo así su propagación.<sup>5, 14</sup>



**Fig. 10**  
Representación del fenómeno de refuerzo de transformación.<sup>6</sup>

## 2.5 Bloques de cerámica de zirconia para fresado

El punto de partida de la cerámica procesable en el laboratorio es el polvo de cerámica de óxido de zirconia parcialmente estabilizado con óxido de itrio y algunas veces con óxido de aluminio, que se compacta en bloques llamados “cuerpos verdes”, el método más utilizado para la compactación de piezas cerámicas es el prensado isostático en frío; y que a través de una sinterización parcial se origina el bloque con un grado de compresión entre el 55% y el 70%.<sup>13, 14</sup>

En forma teórica si un polvo se comprime lo suficiente, alcanzará el 100% de la densidad y resistencia del metal padre (zirconio), cuando menos al ser sinterizado.<sup>13, 14</sup>

Sinterización es el tratamiento térmico de un polvo o compactado cerámico a una temperatura inferior a la de fusión de la mezcla, para incrementar la fuerza y la resistencia de la pieza creando enlaces fuertes entre las partículas.<sup>13</sup> (Fig. 11 y 12).



**Fig. 11**  
Partículas de zirconia de una estructura sin sinterizar.<sup>7</sup>



**Fig. 12**  
Partículas de zirconia después de la sinterización. Se puede observar como el espacio entre partículas es menor.<sup>17</sup>

### 2.5.1 Bloques presinterizados para fresado

El presinterizado o sinterizado parcial consiste en el calentamiento de los bloques, en un horno con atmósfera controlada.<sup>5, 14</sup>

Este paso tiene que estar cuidadosamente controlado por los fabricantes, particularmente la temperatura y la velocidad en la que cambia. Si la velocidad cambia de manera muy rápida, pueden provocar fractura de los bloques, por lo que se prefieren cambios en la velocidad de temperatura más bajos.<sup>5, 14</sup>

A partir de estos bloques presinterizados se fresan en el laboratorio las estructuras de la prótesis a realizar. En todos los sistemas existentes ya sean tecnología CAD/CAM o fresados manuales, al finalizar el fresado,

las estructuras deben tener un tamaño aproximado del 20-25% mayor al que deberían de tener sobre el modelo, esto es porque al momento de realizar el sinterizado la estructura se contrae y reduce su tamaño.<sup>5, 14</sup>

La sinterización de las restauraciones ya fresadas debe estar perfectamente controlada, generalmente mediante el uso de hornos programados. La contracción comienza a los 1000°C, hasta llegar a los 1350°C y 1550°C, temperaturas finales de sinterización, con tiempos que van entre dos y cinco horas. Las restauraciones son enfriadas en hornos a temperaturas por debajo de los 200°C, para minimizar la tensión residual.<sup>5, 14</sup>

Algunos sistemas que utilizan bloques presinterizados son Zirkonzahn (fig. 13) (Zirkonzahn GmbH), Cercon (Dentsply Internacional), Lava (3M ESPE), Procera zirconia (Nobel Biocare), entre otros.<sup>5, 14</sup>



**Fig. 13** Bloque de zirconia presinterizado.<sup>6</sup>

### **2.5.2 Bloques completamente sinterizados para fresado**

Las estructuras de zirconia pueden ser fresadas de un bloque completamente sinterizado prefabricado con sus finales dimensiones.<sup>14</sup>

Los bloques pueden ser maquinados usando un sistema de fresado especial.<sup>14</sup>

Debido a la gran dureza y difícil fresado de la zirconia completamente sinterizada, los sistemas de fresado tienen que ser particularmente fuertes.<sup>14</sup>

Según Luthardt y colaboradores, fresar la zirconia completamente sinterizada puede comprometer su microestructura y su dureza.<sup>8</sup>

Por lo menos dos sistemas, Denzir (Cadesthetics) y DC-Zirkon (DCS Dental AG) están disponibles para el fresado de bloques completamente sinterizados.<sup>5</sup>

## **2.6 Propiedades ópticas y mecánicas**

### **Propiedades ópticas**

La apariencia óptica de un objeto está determinada por la cantidad de luz reflejada que incide sobre su superficie y por la cantidad de luz que éste absorbe o refleja.<sup>9</sup>

El color es la propiedad óptica más obvia, la cerámica de zirconia tiene un color similar al diente.<sup>19, 10</sup>

La translucidez es la propiedad de un material que permite el paso de la luz a través de él, dispersando los rayos luminosos de tal manera que no es posible ver los objetos situados detrás. La cantidad de translucidez en los materiales cerámicos está determinada en gran parte por la proporción de su contenido en vidrio. La cerámica de zirconia no contiene vidrio en su composición, por lo tanto, no es translúcida, en consecuencia, tiene que estratificarse con porcelanas más suaves para lograr una estética aceptable.<sup>17, 19</sup>

La opacidad es una propiedad de los materiales que impide el paso de la luz, la zirconia presenta esta propiedad la cual puede ser considerada como una ventaja y desventaja al mismo tiempo.<sup>11</sup> (Fig. 14).

El óxido de zirconio es radioopaco, ésta es una propiedad muy importante de cualquier material dental, ya que permite monitorear la adaptación marginal de las restauraciones a través de su evaluación radiográfica. La zirconia presenta esta propiedad.<sup>20</sup>



**Fig. 14**

Estructura para prótesis fija de cerámica de zirconia en la cual se observa la propiedad óptica de opacidad.<sup>34</sup>

### **Propiedades mecánicas**

La mayoría de los materiales de restauración deben soportar diferentes fuerzas ya sea durante su fabricación o durante la masticación. Las fuerzas que son producidas durante el proceso masticatorio son muchas y generan un grupo de tensiones muy diverso, ya sea en la restauración y/o el diente, las cuales se relacionan entre sí. Por consiguiente, es necesario conocer las propiedades mecánicas de un material y así predecir su comportamiento bajo el efecto de dichas fuerzas.<sup>21</sup>

El módulo elástico, también conocido como módulo de Young, mide la elasticidad de un material y representa la rigidez de un material dentro del intervalo de elasticidad. El módulo de Young de la zirconia es de 210 GPa.<sup>16, 21</sup>

La dureza es la oposición de un material a la fractura, representa la cantidad de energía que se necesita para romperlo, la dureza de la zirconia es de 1200 HVO.<sup>16, 21</sup>

La resistencia es la tensión necesaria para causar fractura de un objeto o material.<sup>1</sup>

Existen diferentes tipos de resistencia dependiendo del tipo de fuerza aplicada en el material:

- Resistencia a la fractura: 9 a 10 MPa/m<sup>1/2</sup>.<sup>12,13</sup>
- Resistencia a la flexión: 900 a 1200 MPa.<sup>16, 17, 22, 23</sup>
- Resistencia a la tracción: 900 a 1200 MPa.<sup>20</sup>
- Resistencia a la fatiga: 5 millones de ciclos con una carga de 2.8 a 28kN.<sup>16</sup>
- Resistencia a la compresión: 2000 MPa. Esta propiedad tiene especial importancia ya que durante el proceso masticatorio, la mayoría de las fuerzas generadas son compresivas.<sup>16, 2</sup>

---

## Capítulo 3

### APLICACIONES CLÍNICAS DE LA CERÁMICA DE ZIRCONIA

#### 3.1 Indicaciones

La cerámica de zirconia no tiene un potencial estético óptimo debido a su opacidad, sin embargo posee excelentes propiedades físicas y mecánicas, en consecuencia, está indicada principalmente en la fabricación de núcleos para:<sup>9, 20, 1, 2</sup>

- Coronas en molares.
- Coronas en premolares.
- Prótesis parciales fijas en la zona anterior.
- Prótesis parciales fijas en la zona posterior.

Las restauraciones de zirconia están indicadas como núcleos para prótesis fijas soportadas por dientes e implantes.<sup>20</sup>

La extensión de las prótesis fijas está limitada, aunque algunos fabricantes permiten restauraciones de arcadas completas, 5 unidades son las reportadas como lo máximo posible.<sup>20</sup>

Sólo se pueden utilizar cuando la altura entre la papila interproximal y el borde residual es de mínimo 4mm. Esto es para que la prótesis tenga un adecuado grosor del conector.<sup>20, 23</sup>

Comparando el área mínima del conector entre prótesis parciales fijas de 3, 4 y 5 unidades, se encontró que esta puede ser de 2.7mm<sup>2</sup>, 4.0mm<sup>2</sup> y 4.9mm<sup>2</sup>, respectivamente.<sup>20</sup>

Inlays y onlays de zirconia también están indicadas, sin embargo es necesaria la adecuada selección del paciente y la técnica para poder elaborar un pronóstico exitoso.<sup>9, 20</sup>

### **3.2 Contraindicaciones**

Las restauraciones de zirconia están contraindicadas en pacientes con poca higiene oral, en dientes antagonistas con restauraciones de resina y en dientes con insuficiente estructura para el cementado.<sup>9</sup>

El uso de la zirconia como prótesis fija con diseño de cantilever es cuestionable debido a la posibilidad de desarrollar grandes tensiones en el conector mientras el pónico actúa como una palanca bajo fuerzas oclusales.<sup>9, 23</sup>

Los pilares que presenten enfermedad periodontal con demasiada movilidad no deben utilizarse para prótesis fijas de este material.<sup>9, 23</sup>

Los bruxistas, quienes exhiben severa actividad parafuncional, no son candidatos para estas prótesis.<sup>9, 23</sup>

Otra contraindicación es una dimensión vertical disminuida, alturas entre la papila interproximal y el borde residual menores a 4mm no son recomendables.<sup>6, 23</sup>

### 3.3 Ventajas

La zirconia posee excelentes propiedades mecánicas, entre ellas su resistencia a la compresión y a la fractura.<sup>22</sup>

Presenta reducida conductividad térmica y eléctrica, por lo que se le considera un buen aislante, dando como resultado menor sensibilidad e irritación pulpar.<sup>23</sup>

Su biocompatibilidad ha sido evaluada in vitro e in vivo sin reportar efectos adversos locales o sistémicos<sup>22, 23</sup>. Helmer y Driskell colocaron implantes de zirconia en el fémur de varios changos, después de 9 meses se realizaron análisis histológicos que no revelaron signos de toxicidad, efectos inmunes o carcinogénicos.<sup>16</sup>

La cerámica de zirconia no es citotóxica.<sup>3</sup>

Posee baja adhesión bacteriana, lo cual es importante para evitar alteraciones periodontales.<sup>20, 22, 23</sup>

Tiene una radioopacidad parecida al metal (fig. 15), lo que permite una buena evaluación radiográfica.<sup>23</sup>



**Fig. 15**

Evaluación radiográfica de dos restauraciones de zirconia en los dientes 25 y 26.<sup>23</sup>

Como resultado de sus propiedades físicas y mecánicas, los núcleos de zirconia para prótesis fijas requieren conectores relativamente más pequeños comparados con otras cerámicas.<sup>23</sup>

Los procedimientos de cementación para las restauraciones de zirconia incluyen cementos tradicionales como el fosfato de zinc, ionómero de vidrio o ionómero de vidrio modificado con resina, además de que pueden utilizarse cementos a base de resina.<sup>5, 22, 23</sup>

Cuando existen dientes discrómicos o endopostes de metal que tienen que ser cubiertos, la zirconia permite ocultar este aspecto desfavorable gracias a su opacidad (fig. 16 y 17).<sup>20</sup>



**Fig. 16**  
Vista intraoral de las preparaciones de los dientes 25 con endoposte metálico y 26 con endoposte de fibra de vidrio.<sup>20</sup>



**Fig. 17**  
Vista intraoral de la prueba de las copias de óxido de zirconio en los dientes 25 y 26; la opacidad de la zirconia enmascara el color del endoposte metálico del segundo premolar.<sup>20</sup>

### 3.4 Desventajas

No es translúcida por lo que no permite un aspecto 100% natural (fig. 18).<sup>20</sup>



**Fig. 18** Restauraciones de cerámica de zirconia cementadas en los dientes 25 y 26.<sup>20</sup>

La cerámica utilizada para la estratificación de la estructura de zirconia se puede astillar o fracturar.<sup>25</sup>

Es costosa.

Tiene un método de fabricación tardado.<sup>6</sup>

Debido a que es un material relativamente nuevo, faltan estudios con resultados a largo plazo.<sup>20, 23,4</sup>

---

## Capítulo 4

### ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS PARCIAL FIJA DE TRES UNIDADES MEDIANTE EL SISTEMA ZIRKONZAHN

El sistema Zirkozahn fue creado por Enrico Steger, un técnico dental italiano, con el propósito de facilitar la fabricación de las prótesis dentales de cerámica de zirconia, a precios más accesibles.<sup>6</sup>



**Fig. 19** Fresadora manual del sistema Zirkozahn.<sup>6</sup>

Es un sistema que consiste en la tecnología de fresado manual (fig. 19), esto es una ventaja, ya que se ha comprobado que los sistemas que utilizan zirconia basados en la tecnología CAD/CAM presenta algunos inconvenientes que pueden afectar el ajuste de la restauración, incluyendo limitaciones del software en el diseño de las restauraciones y limitaciones en el hardware de la cámara, el equipo de escaneo y el equipo de fresado. Los sistemas dependientes de impresiones ópticas experimentan problemas con los bordes redondeados. Otros sistemas que usan superficies de contacto no pueden reproducir con precisión características retentivas proximales, líneas terminales muy irregulares, surcos profundos y retentivos y morfologías oclusales muy complejas. Un

problema adicional con el CAM de las restauraciones de cerámica es que el corte interno puede ser más largo en diámetro que algunas partes de la preparación dental como por ejemplo el borde incisal, esto resultará en un desajuste interno más grande que con otra técnica de fabricación.<sup>3</sup>

Otra ventaja que tiene el sistema Zirkozahn es que utiliza bloques de zirconia presinterizados al fresar, lo cual es más rápido y el desgaste del sistema es menor. Existen estudios en los que se demuestra que el fresado de bloques sinterizados completamente puede provocar microfracturas en la estructura de zirconia.<sup>8, 10, 18</sup>

La fuerte producción de polvo durante el fresado llama la atención, ya que en cierta concentración puede dañar la salud de los usuarios. El polvo de zirconio es peligroso para la salud, al inhalarlo puede irritar los pulmones, causando tos o falta de aire; podría irritar los ojos; el contacto repetido puede causar una reacción alérgica en la piel.<sup>28</sup>

Los límites de exposición laboral según la OSHA (Occupational Safety and Health Administration) y la ACGIH (American Conference of Governmental Industrial Hygienists) es de  $5\text{mg}/\text{m}^3$  como promedio durante un turno laboral de 8 horas. Según el NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) es de  $5\text{mg}/\text{m}^3$  como promedio durante un turno laboral de 10 horas.<sup>1</sup>

En el 2005 el TÜV de Munich realizó un análisis de la concentración de polvo con el sistema Zirkozahn. En este análisis se fresaron aproximadamente 40 unidades en 4:40 horas, siempre midiendo la concentración de polvo. El valor obtenido fue de  $0.0063\text{ mg}/\text{m}^3$ , cifra que se encuentra dentro de los límites de exposición laboral.<sup>2</sup>

## 4.1 Componentes del sistema<sup>6</sup>

### Bloques de zirconia

El sistema Zirkonzahn tiene tres tipos de zirconia:

- Ice-Zirkon Opaco: utilizado para cubrir las estructuras en metal.
- Ice-Zirkon Translúcido.
- Ice-Zirkon Prettau: zirconia extra translúcida utilizada cuando se busca mayor estética.

Los bloques de zirconia son presinterizados y se encuentran disponibles en siete diversos tamaños, con alturas de 16mm ó 22mm (fig. 20).

Su composición es de:

- $ZrO_2$ : componente principal
- $Y_2O_3$ : 4.95-5.26%
- $Al_2O_3$ : 0.15-0.35%
- $SiO_2$ : Máximo 0.02%
- $Fe_2O_3$ : Máximo 0.01%
- $Na_2O$ : Máximo 0.04%



Fig. 20 Bloques de zirconia presinterizados<sup>6</sup>

## Fresadora Zirkograph

Es una máquina de operación manual diseñada para la elaboración de copias y estructuras de prótesis parciales fijas. Un modelo análogo es copiado usando un palpador, aumentado su tamaño por el principio pantográfico del fresado de la estructura de un bloque de zirconio (fig. 21).



Fig. 21 Fresadora zirkograph<sup>6</sup>

## Aspirador



Es un sistema de extracción para retirar el polvo fino y las partículas de micro-polvo resultantes del fresado (fig. 22)

Fig. 22 Aspirador<sup>6</sup>

## Colores líquidos (Colour Liquids)

La estructura ya fresada de zirconia, se colorea sumergiéndola en estos líquidos antes de la sinterización (fig. 23).

Existen 16 colores líquidos diferentes en todos los tonos de la gama Vita (A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D2, D3, D4).

El colorante queda fijado definitivamente durante la sinterización.

Su composición es de:

- Polietilenglicol
- Cloruro de hierro
- Cloruro de manganeso
- Cloruro de cromo



Fig. 23 Colores líquidos<sup>6</sup>

## Lámpara de luz infrarroja



Fig. 24 Lámpara de luz infrarroja<sup>6</sup>

Después de sumergir la zirconia en el color líquido se coloca la estructura en esta lámpara (fig 24), ya que el ácido de estos líquidos es corrosivo y podría hacer que las estructuras de zirconia adquirieran un color amarillento y afectar también la duración de las resistencias del horno de sinterización.

## Horno de sinterización



El horno de sinterización está compuesto por el horno propiamente dicho y por la unidad de control por separado. El horno está diseñado para sinterizar cofias y estructuras de zirconia (fig. 25).

Fig. 25 Horno de sinterización<sup>6</sup>

## Set de cerámica

Se utiliza para estratificar la estructura de zirconia.

Tienen una gama de cerámicas para dentina en los 16 colores de Vita, cerámicas para esmalte, cerámicas para dar caracterizaciones y cerámicas para la reparación de perforaciones o para alargar los bordes (fig. 26).

Su composición es de:

>97%  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{CaO}$ , F

< 3%  $\text{TiO}_2$  y pigmentos



Fig. 26

Set de cerámica<sup>6</sup>

## Set de colores superficiales (stains)

Se utilizan para el tratamiento de la superficie de la cerámica (caracterización) y para el glaseado; existen 11 colores diferentes (fig. 27).



**Fig. 27** Ser de colores superficiales<sup>6</sup>

## Abrasivos

El sistema cuenta con diversos abrasivos que cubren todo el proceso del trabajo y acabado de la estructura. También dispone de fresas de tungsteno para la zirconia pre-sinterizada (fig. 28), fresas diamantadas (fig. 29) y pulidoras de silicona para el acabado de la zirconia sinterizada, así como fresas para la elaboración de los patrones de resina.



**Fig. 28** Set de fresas para el acabado de zirconia<sup>6</sup>



**Fig. 29** Fresas diamantadas<sup>6</sup>

## 4.2 Procedimiento de laboratorio

### 4.2.1 Obtención del patrón de resina

Sobre el modelo de yeso se deben realizar los siguientes pasos:

#### Paso 1



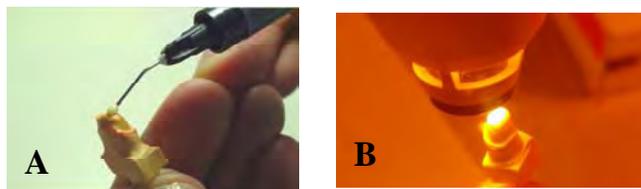
**Fig. 30** <sup>F.D.</sup>  
Redondear los fillos y rellenar defectos.

#### Paso 2



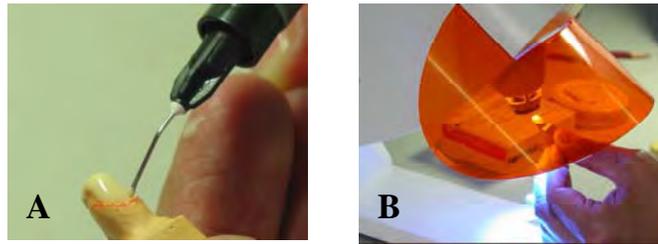
**Fig. 31** <sup>F.D.</sup>  
Aislar el muñón de yeso con vaselina.

#### Paso 3



**Fig. 32** <sup>F.D.</sup>  
A) Aplicar una capa muy delgada de resina (Rigid) y B) polimerizar.

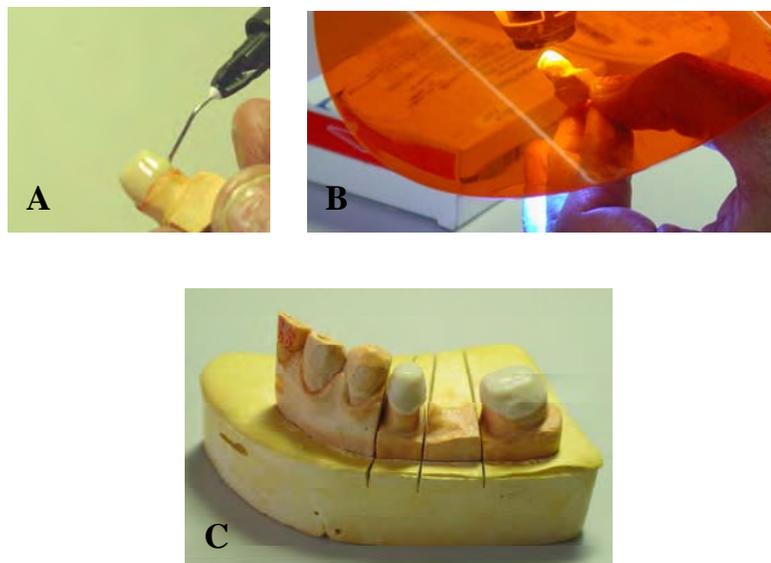
#### Paso 4



**Fig. 33** <sup>F.D.</sup>

A) Aplicar una segunda capa de resina (Rigid) y B) polimerizar.

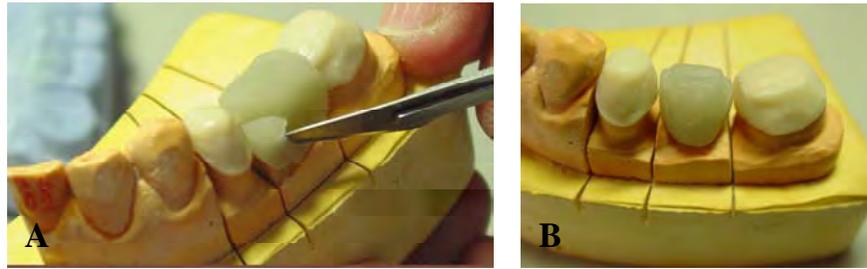
#### Paso 5



**Fig. 34** <sup>F.D.</sup>

A) Terminar los márgenes, B) polimerizar y C) probar los patrones de resina sobre el modelo de yeso verificando su ajuste.

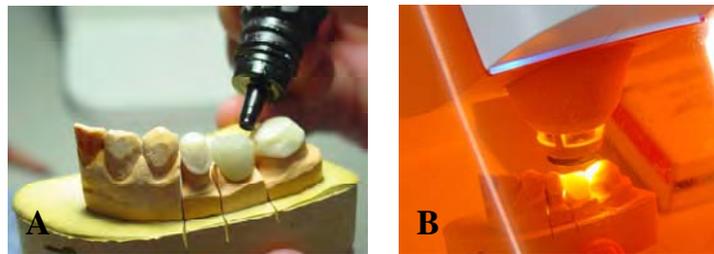
### Paso 6



**Fig. 35** <sup>F.D.</sup>

Cuando es una prótesis de varias unidades, A) el pónico se confecciona con material fotopolimerizable para cucharillas. B) Pónico en posición.

### Paso 7



**Fig. 36** <sup>F.D.</sup>

A) Posicionar el pónico y pegarlo con Glue (fotopolimerizable) a ambos pilares. B) Fotopolimerizar.

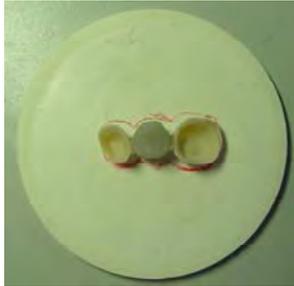
### Paso 8



**Fig. 37** <sup>F.D.</sup>

La estructura de la prótesis fija, terminada en resina, se coloca sobre el disco de poliuretano.

### Paso 9



**Fig. 38**<sup>F.D.</sup>

Dibujar la posición de la estructura con un lápiz.

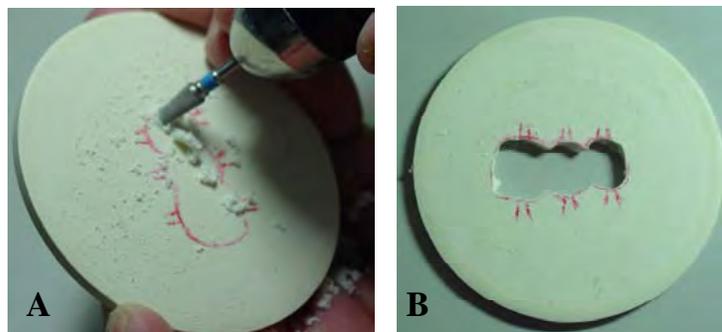
### Paso 10



**Fig. 39**<sup>F.D.</sup>

Dibujar los conectores.

### Paso 11

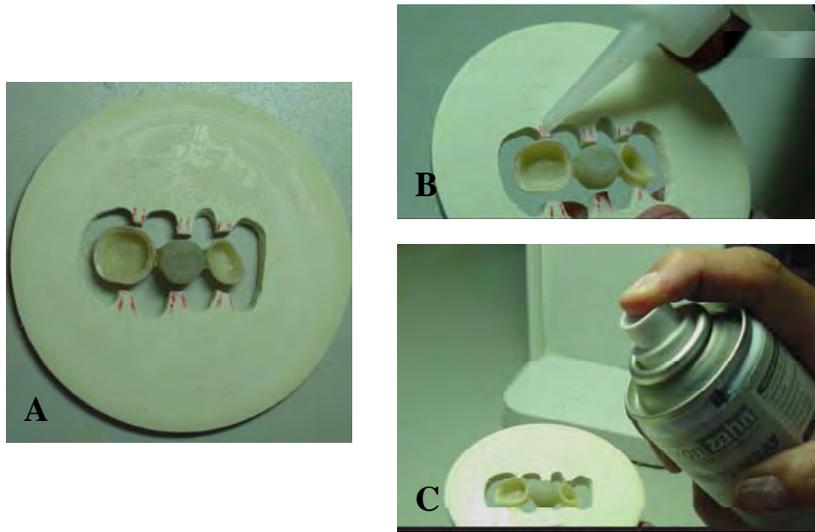


**Fig. 40**<sup>F.D.</sup>

A) Cortar el interior del disco de poliuretano con una fresa de tungsteno.

B) Disco de poliuretano con el corte finalizado.

## Paso 12



**Fig. 41**<sup>F.D.</sup>

A) Insertar el patrón de resina en el disco de poliuretano, B) controlar la posición y pegarlo con cola instantánea. C) Poner spray acelerador.

## Paso 13



**Fig. 42**<sup>F.D.</sup>

Después de pegarlo, verificar la adaptación del puente al modelo.

## 4.2.2 Proceso de fresado

A continuación se muestran detalladamente la serie de pasos para el proceso de fresado:

### Paso 14



**Fig. 43**<sup>F.D.</sup>

Colocar el bloque de zirconia y pegarlo al porta-bloque de la fresadora.

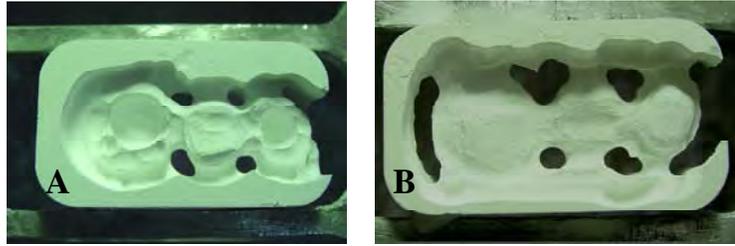
### Paso 15



**Fig. 44**<sup>F.D.</sup>

Colocar el disco de poliuretano y pegarlo al porta-resina de la fresadora.

## Paso 16



**Fig. 45**<sup>F.D.</sup>

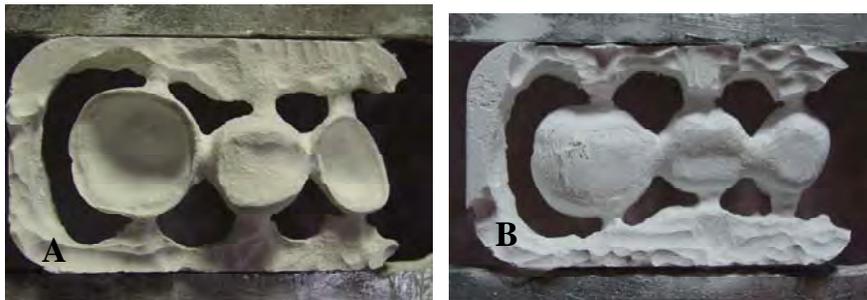
El proceso de fresado se inicia con la fresa 4L. A) Desgaste grueso interno. B) Desgaste grueso externo.



**Fig. 46**<sup>F.D.</sup>

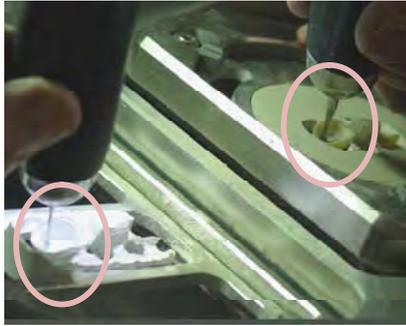
Durante el desgaste inicial, la distancia entre el palpador y el patrón de resina debe de ser de 1mm y la fresa debe estar en contacto con el bloque de zirconia.

## Paso 17



**Fig. 47**<sup>F.D.</sup>

El desgaste fino se puede hacer con la fresa 2L, 1L o con la fresa 0,5S. A) Desgaste fino interno. B) Desgaste fino externo.



**Fig. 48**<sup>F.D.</sup>

Durante el desgaste de acabado, el palpador debe estar en contacto con el patrón de resina y la fresa debe tocar el bloque de zirconia.

### Paso 18



**Fig. 49**<sup>F.D.</sup>

Cortar y liberar los conectores de un solo lado con el disco, dejando una barra de unión.

### Paso 19



**Fig. 50**<sup>F.D.</sup>

Acabar con fresas de tungsteno.

## **Paso 20**

Limpiar con aire.

El fresado debe realizarse en lugares bien ventilados.

Es muy importante proteger los ojos, al igual que las vías respiratorias, mediante el uso de mascarillas y del aspirador para evitar la dispersión de los polvos producidos durante el proceso de fresado.

### 4.2.3 Coloración

Una vez que hemos limpiado con aire la estructura, es necesario teñirla con colores líquidos.

#### Paso 21



**Fig. 51**<sup>F.D.</sup>

Vaciar el color líquido en un recipiente limpio de vidrio.

#### Paso 22



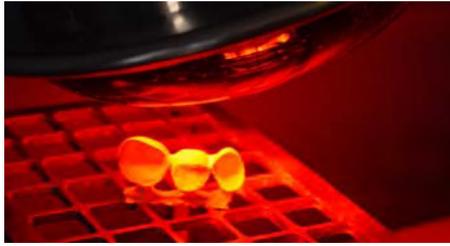
**Fig. 52**<sup>F.D.</sup>

Sumergir la estructura en el color líquido (aprox. 10 segundos) utilizando pinzas metálicas.

#### Paso 23

Retirar el color sobrante mediante aire a presión.

## Paso 24



**Fig. 53**<sup>F.D.</sup>

Colocar la estructura de zirconia sobre un portador específico bajo la lámpara de luz infrarroja Zirkonlampe.

Se recomienda hacerlo bajo una campana extractora o al aire libre.

El tiempo de secado de las estructuras depende de las dimensiones de la estructura:

- Coronas individuales: 45 minutos
- Prótesis fijas de hasta 5 unidades: 45 minutos.
- Prótesis más grandes: hasta una hora y media.

La fase de secado bajo la lámpara es necesaria porque el ácido del color líquido es corrosivo y podría hacer que las estructuras de zirconia adquirieran un color amarillento y afectar también la duración de las resistencias del horno de sinterización.

Se recomienda el uso de guantes, gafas de protección con escudo lateral y secar las estructura bajo una ventilación adecuada.

## 4.2.4 Sinterización

### Paso 25



**Fig. 54**<sup>F.D.</sup>

Insertar en el horno de sinterización.

### Paso 26



**Fig. 55**<sup>F.D.</sup>

A) Cerrar el horno y B) elegir el programa.

El ciclo de cocción es aproximadamente de 8 horas. La temperatura final del horno es de 1500°C, durante la cual se mantiene 2 horas.

### Paso 27



**Fig. 56**<sup>F.D.</sup>

Sacar las estructuras del horno a temperatura ambiente.

El horno de sinterización se abre cuando la temperatura es menor a 200°C, de otra manera se podrían formar fisuras en el refractario.

### Paso 28



**Fig. 57**<sup>F.D.</sup>

Cortar la barra de unión con un disco a una velocidad de 6000 revoluciones/minuto.

### Paso 29



**Fig. 58**<sup>F.D.</sup>

Probar la estructura sobre el modelo y controlar los márgenes.

### Paso 30



**Fig. 59**<sup>F.D.</sup>

Si es necesario, se pueden ajustar las estructuras con instrumentos diamantados con turbina refrigerada por agua.

### Paso 31



**Fig. 60**<sup>F.D.</sup>

Arenar la estructura de zirconia con óxido de aluminio (120 micrones) a una presión de 4 bar.

### Paso 33



**Fig. 61**<sup>F.D.</sup>

Lavar con agua.

#### 4.2.5 Estratificación de la cerámica y glaseado

Una vez que la estructura de zirconio se ha limpiado con arena y lavado con agua, esta lista para la **estratificación de la cerámica**:

##### Paso 34



**Fig. 62**<sup>F.D.</sup>

Poner un poco de cerámica (dentina) encima de una loseta.

##### Paso 35



**Fig. 63**<sup>F.D.</sup>

Añadir un poco de líquido Ice Build Up.

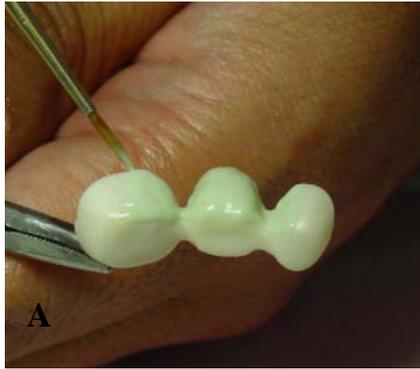
##### Paso 36



**Fig. 64**<sup>F.D.</sup>

Mezclar el líquido y la cerámica hasta obtener la consistencia deseada.

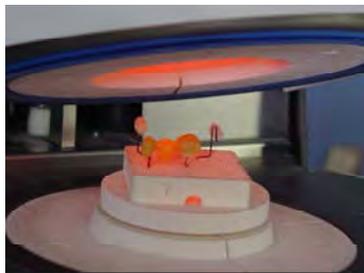
**Paso 37**



**Fig. 65**<sup>F.D.</sup>

A) Aplicar con un instrumento de estratificación B) una película fina de dentina sobre toda la estructura de zirconia.

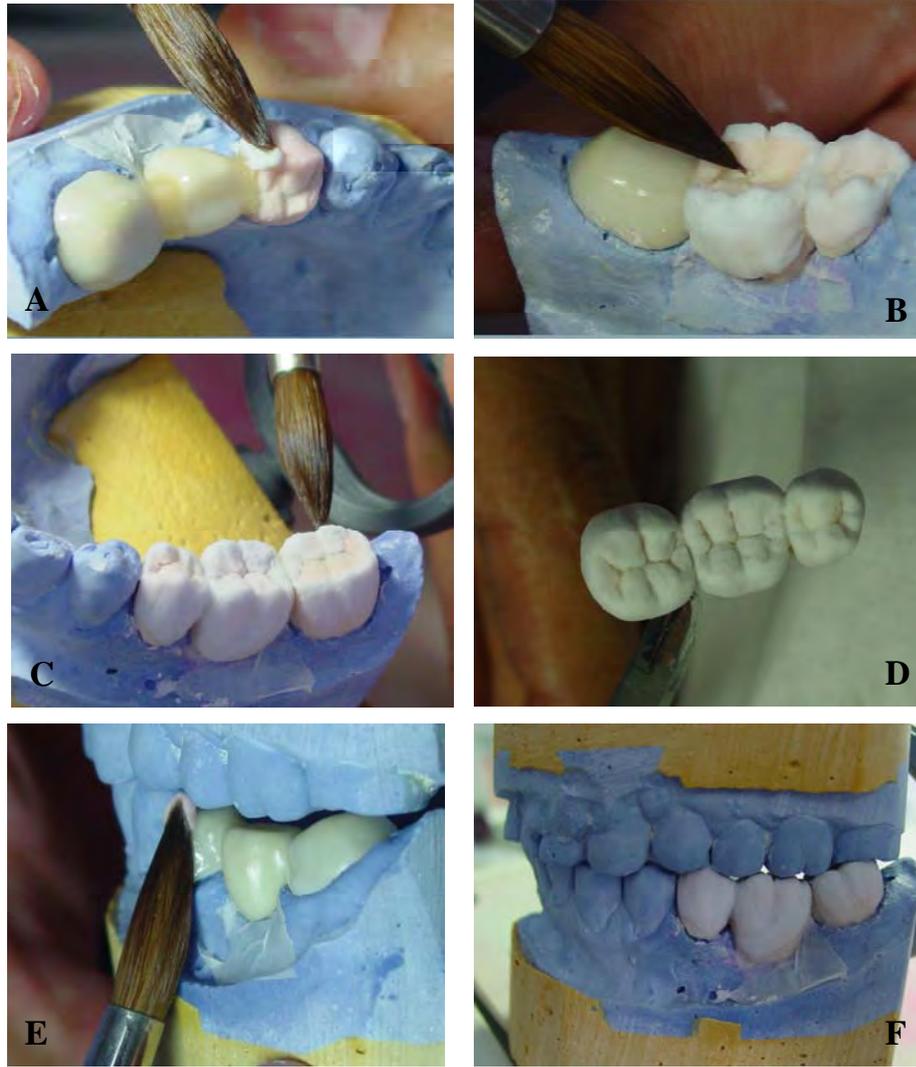
**Paso 38**



**Fig. 66**<sup>F.D.</sup>

Cocción a 920 °C durante un minuto.

**Paso 39**



**Fig. 67**<sup>F.D.</sup>

A) Aplicar sobre la estructura de zirconio la dentina, B) el esmalte y C) los transparentes con una brocha pequeña caracterizando D) la anatomía de los dientes, E) y F) siempre verificando la oclusión.

#### Paso 40



**Fig. 68<sup>F.D.</sup>**

Cocción a 820°C durante un minuto.

#### Paso 41



**Fig. 69<sup>F.D.</sup>**

Acabado con las puntas diamantadas y discos diamantados. Evitar de cortar la estructura de zirconio con el disco porque la vuelve más débil.

Una vez que la cerámica se ha aplicado sobre la estructura de zirconia, se puede comenzar con el **glaseado**:

## Paso 42



**Fig. 70**<sup>F.D.</sup>

La estructura de zirconia debe lavarse con agua usando un cepillo de dientes.

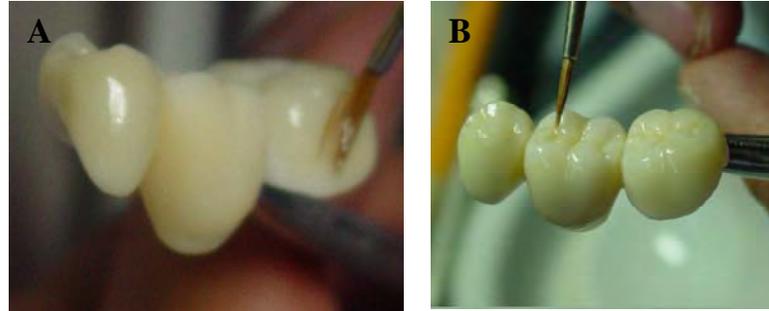
## Paso 43



**Fig. 71**<sup>F.D.</sup>

Poner un poco de color superficial (stain) encima una loseta, añadir un poco de líquido Ice Stain y mezclarlos hasta obtener la consistencia deseada.

#### Paso 44



**Fig. 72**<sup>F.D.</sup>

A) Aplicar el glasee y B) los colores superficiales sobre la cerámica caracterizando los dientes con una brocha pequeña.

#### Paso 45



**Fig. 73**<sup>F.D.</sup>

Cocción a 810°C, durante un minuto.

Los colores superficiales no deben utilizarse directamente sobre la estructura de zirconia porque puede debilitar la conexión entre la cerámica y la zirconia.

Se recomienda el uso de guantes y gafas de protección con escudo lateral mientras se utilizan estos productos.



**Fig. 74**<sup>F.D.</sup>

Prótesis fija de tres unidades terminada, lista para el cementado.

A) Vista externa.

B) Vista interna.

---

## Conclusiones

Los sistemas más actuales para la producción de restauraciones estéticas utilizan cerámica de zirconia en la fabricación de estructuras para prótesis fija y pueden ser una alternativa para el reemplazo de dientes en el segmento anterior y posterior.

Los estudios biológicos y mecánicos publicados a la fecha indican que el óxido de zirconia es un material confiable para uso odontológico; sin embargo, no existen suficientes datos clínicos sobre su éxito a largo plazo, lo cual es imperativo para el establecimiento de guías más específicas para su uso.

El sistema Zirkonzahn es una alternativa para la fabricación de restauraciones estéticas a base de cerámica de zirconia. Cabe señalar que los tiempos de obtención de la restauración varían según la habilidad de la persona que está realizando el procedimiento. Al tratarse de un trabajo manual, se requiere de gran delicadeza y precisión, sobre todo en el proceso de fresado; por ello es fundamental seguir las indicaciones del fabricante, así como las recomendaciones de protección.

Desafortunadamente, debido a las propiedades ópticas de la zirconia, tales como opacidad y falta de translucidez, la restauración obtenida no tiene un aspecto completamente natural.

La selección del paciente, junto con protocolos técnicos y clínicos adecuados, son factores necesarios para la obtención de buenos resultados al utilizar la cerámica de zirconia como material restaurador.

## Referencias Bibliográficas

- 1 Anusavice K.J. Ciencia de los Materiales Dentales de Phillips. 10ª ed. México: McGraw-Hill, 1998. Pp. 59, 609, 611-12.
- 2 Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 45: 18-32.
- 3 Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology. Illinois: Quintessence Publishing, 1992. Pp. 9, 10.
- 4 Wildgoose DG, Jonson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent 2004; 91: 136-43.
- 5 Conrad HJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent 2007; 98: 389-404.
- 6 <http://www.zirkonzahn.com>
- 7 ANSI/ADA Specification No. 69 - 1991. Approved May 10, 1991. Effective May 10, 1992.
- 8 Guerra C. Sistemas maquinados. Hallado en: <http://prostodonciacba.blogspot.com/2008/10/sistemas-maquinador-dr-claudio-guerra.html>
- 9 Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. J Prosthet Dent 2006; 96: 433-42.
- 10 Kelly JR. Dental ceramics What is this stuff anyway?. J Am Dent Assoc 2008; 139: 4s-7s.
- 11 Enciclopedia de química industrial. Sección II. Química inorgánica y sus productos. Barcelona: Editorial Gustavo Gili. P. 655
- 12 Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology. 5ª ed. Wiley-Interscience. 2004. Pp. 102-104, 491, 882, 883.

13 Ullmann's Encyclopedia of industrial chemistry. Vol. A28. 5<sup>a</sup> ed. VCH. 1996. Pp. 556, 557.

14 Denry I, Kelly R. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mat 2007; 24: 299-307.

16 Kelly R, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mat 2008; 24: 289-298

17 Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999; 20: 1-25.

18 Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, Mc Donald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mat 2008; 24: 308-318.

19 Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mat 2004; 20: 655-662.

20 Fischer J. Estética y Prótesis Consideraciones Interdisciplinarias. 1<sup>a</sup> ed. Berlín, Alemania: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, 1999. Pp. 81-90.

21 Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics : Basic properties and clinical applications. J Dent 2007; 35: 819-826.

22 Craig RG. Materiales de Odontología restauradora. 10<sup>a</sup> ed. Madrid, España: Harcourt Brace, 1998. Pp. 30-35, 56-76.

23 Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior tree-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 2006; 96: 237-44.

24 Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent 2004; 92: 557-62.

25 Bona AD, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008; 139: 8s-13s.

26 Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008; 139: 14s-18s.

27 Uo M, Sjören G, Sundh A, Watari F, Bergman M, Lerner U. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. Dent Mat 2003; 19: 487-492.

28 Marchack CB. What can we offer patients with today's advancements in dental materials?. J Calif Dent Assoc 2003; 31:339-40.

29 <http://nj.gov/health/eoh/rtkweb/documents/fs/2047sp.pdf>

30 External monitoring station according to 9 GefStoffV. Environmental Service. TÜV Industry Service GmbH. Munich. 2005.

31 [http://dentarte.com/imagenes/foto\\_noticias1.jpg](http://dentarte.com/imagenes/foto_noticias1.jpg)

32 [http://www.ivoclarvivadent.com/client/ivoclar/media/250x/Media\\_1218788278.jpg](http://www.ivoclarvivadent.com/client/ivoclar/media/250x/Media_1218788278.jpg)

33 [http://www.swissdentistabroad.com/wpcontent/uploads/2008/11/cercon\\_machin\\_e\\_image.jpg](http://www.swissdentistabroad.com/wpcontent/uploads/2008/11/cercon_machin_e_image.jpg)

34 <http://www.textoscientificos.com/imagenes/quimica/ceramicas-sistema-material.gif>

35 [www.seprodent.com/inicio/index.php](http://www.seprodent.com/inicio/index.php)

F.D. Fuente Directa