



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**EVOLUCIÓN EN EL USO DE LA ZIRCONIA COMO  
MATERIAL PROTÉSICO EN ODONTOLOGÍA Y LOS  
SISTEMAS PARA SU ELABORACIÓN.**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

**P R E S E N T A:**

**ISRAEL NERI MARENTES**

**TUTOR:**

**Esp. HUMBERTO JESÚS BALLADO NAVA**

**MÉXICO, D.F.**

**2010**



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.

### **A DIOS:**

Por haberme otorgado el don de vivir todo este camino hasta llegar al momento en que me encuentro, con este logro al alcanzar una meta de las muchas que me he propuesto para lograr ser la persona que he soñado.

### **A MIS PADRES:**

Porque siempre han estado ahí para ayudarme, para darme la mano y hacerme saber que no estoy solo, que en mi camino he tenido y tendré a las dos personas que me dieron vida, dedicación, amor y fortaleza aun cuando he cometido errores. **LOS AMO CON TODO MI SER.**

### **JANDIS:**

Porque sé que siempre has estado ahí para cuidarme, para hacerme saber que la vida es solo una y que vale la pena disfrutarla y ser feliz. Siempre estás en mis pensamientos hermanito precioso, te extraño y te llevo en mi corazón, estas presente en este momento tan especial de mi vida.

### **A MI FAMILIA:**

A mis abuelitos, tías, tíos y primos, porque siempre me han visto como parte importante de sus núcleos familiares y me han hecho sentir lleno de cualidades. Mi vida ha transcurrido a su lado y he pasado con todos ustedes muchos de los momentos más felices y dichosos de mi vida, son parte del pilar que ha sido mi historia y los quiero con todo el corazón.

### **A MIS AMIGOS Y AMIGAS:**

Ustedes siempre han estado ahí, creyendo en mí, viviendo conmigo momentos especiales, divertidos, tristes y memorables, gracias por su compañía, todos ustedes son mi tesoro, los quiero siempre en mi vida:

Anayeli, Iromi, Fabiola, Nadia, Celene, Eduardo, Karla, Oliver, Irene y todos aquellos que tal vez no menciono aquí pero que de alguna forma han estado en mi vida.

---

**A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO:**

A mi orgullosa universidad por haberme dado la formación que hoy concluyo y honrado por haber formado parte de ella. Hacia adelante siempre con la satisfacción de ser un egresado de esta gran casa de estudios, siempre estaré en agradecido de haber transcurrido una de las etapas más importantes de mi vida en sus aulas, bibliotecas, pasillos, jardines y museos, **ORGULLOSAMENTE UNAM.**

## ÍNDICE

|   |    |
|---|----|
| <b>INTRODUCCIÓN</b> .....   | 5  |
| <b>OBJETIVO</b> .....   | 7  |
| <b>Capítulo 1. La zirconia</b> .....  | 8  |
| 1.1 Antecedentes .....  | 8  |
| 1.2 Propiedades físicas y químicas .....  | 10 |
| 1.3 Diferencia entre zirconia y óxido de zirconio .....   | 13 |
| <b>Capítulo 2. La zirconia como material utilizado en la medicina</b> ...                                   | 15 |
| 2.1 La zirconia y su uso en el campo de la rehabilitación protésica<br>odontológica .....                   | 19 |
| 2.2 Método de fabricación .....   | 22 |
| 2.3 Sinterización .....   | 25 |
| <b>Capítulo 3. Sistema manual MAD/MAM para la fabricación de<br/>estructuras protésicas dentales</b> .....  | 27 |
| 3.1 Antecedentes del sistema manual MAD/MAM .....   | 27 |
| 3.2 Diseño de estructuras .....   | 28 |
| 3.3 Sistemas manuales .....   | 30 |
| <b>Capítulo 4. Sistema digital CAD/CAM para la fabricación de<br/>estructuras protésicas dentales</b> ..... | 38 |
| 4.1 Antecedentes del sistema CAD/CAM .....  | 38 |
| 4.2 Diseño de estructuras .....   | 39 |
| 4.3 Sistemas digitales .....  | 45 |
| <b>Capítulo 5. Sistema CAD/CAM de arquitectura abierta</b> .....  | 54 |
| 5.1 Sistema digital de arquitectura abierta .....   | 54 |
| 5.2 Sistemas CAD/CAM abiertos contra sistemas<br>CAD/CAM cerrados .....                                     | 55 |
| <b>CONCLUSIONES</b> .....   | 57 |
| <b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....   | 58 |

## INTRODUCCIÓN

La odontología protésica ante los continuos retos y demandas para obtener mayor estética, biocompatibilidad, funcionalidad, precisión marginal y durabilidad, ha evolucionado considerablemente hasta llegar a la era digital para la fabricación de estructuras mucho más precisas y con materiales que otorgan las características deseadas.

Hoy en día la Zirconia brinda los requerimientos necesarios para satisfacer las demandas actuales de estética, biocompatibilidad, funcionalidad, precisión marginal y durabilidad que se busca en un material dental para realizar diversos tipos de prótesis; gracias a los continuos avances en la tecnología de su fabricación y las investigaciones realizadas con este material para hacerlo cada vez más eficiente se ha logrado minimizar los riesgos de fallas en su uso en el ámbito médico.

Los sistemas con los que se fabrican las estructuras protésicas de zirconia se pueden dividir en dos, los sistemas de fresado por pantógrafo o manuales y los sistemas de fresado asistidos por computadora o CAD/CAM.

Estos sistemas se diferencian por el modo en que se fabrican las estructuras protésicas, por la precisión para el tallado al fabricar las prótesis y por el tiempo de trabajo.

Las características físicas y estructurales que posee la zirconia, así como las ventajas que otorga en combinación con estos sistemas, hacen que en la actualidad sea una de las mejores opciones al decidir un plan de tratamiento, ya que ofrece cubrir casi todos los aspectos deseados para satisfacer tanto al paciente, como al odontólogo.

Se siguen realizando avances en el uso y aplicaciones que tiene la zirconia en el ámbito odontológico, por lo que la evolución que se prevé para este material es importante, además que en la actualidad en nuestro país aún tiene un alto costo y se espera que al introducirse cada vez más como una opción de tratamiento y con la llegada de nuevas tecnologías, pueda estar al alcance para la mayoría de los pacientes.

---

## OBJETIVO

Conocer la evolución en los métodos de fabricación de los bloques de zirconia y los sistemas manuales y automatizados usados actualmente para fabricar estructuras protésicas con este material.



## Capítulo 1 La zirconia

### 1.1 Antecedentes

El elemento químico zirconia fue descubierto por Martin Klaproth a partir del circón en 1789 y en 1914 Jacob Berzelius lo aisló en estado impuro.<sup>1</sup> (Figura 1-1)<sup>2,3</sup>



A



B

Figura1-1 A) M. Klaproth, B) J. Berzelius.

La zirconia o zirconio es un elemento químico de número atómico 40 del grupo de los metales, es duro resistente a la corrosión y mal conductor de electricidad. Se puede encontrar principalmente en dos minerales, el circón que es un silicato de zirconio ( $ZrSiO_4$ ) y la baddeleyita que es un óxido de zirconio ( $ZrO_2$ ).<sup>1,2</sup> (Figura 1-2)<sup>4,5</sup>

La principal fuente de zirconia es el circón ( $ZrSiO_4$ ) y en menor medida la baddeleyita ( $ZrO_2$ ). Se consideran reservas mundiales para este mineral de alrededor de 60 millones de toneladas.<sup>1,6</sup>



A



B

Figura 1-2 A) Mineral circón, B) Mineral baddeleyita.

La zirconia desde su descubrimiento ha tenido múltiples usos entre los que destacan:

- Pigmentos para materiales cerámicos.
- Por fabricar componentes que operan en ambientes agresivos, como en el caso de piezas para máquinas de combustión, por su buena resistencia al desgaste.
- Se ha empleado como abrasivo por su dureza.
- Se ha empleado como recubrimiento refractario por su resistencia a la corrosión y al choque térmico.
- Para fabricar celdas de combustibles y sensores de oxígeno por su conductividad iónica a altas temperaturas.<sup>4</sup>

- En la fabricación de cabezas femorales que componen las prótesis ortopédicas empleadas en las reconstrucciones totales de cadera, por su biocompatibilidad.
- Para realizar restauraciones protésicas que van desde unidades simples, prótesis de 4 hasta 14 unidades, aditamentos para implantes e implantes.<sup>1, 7 (Figura 1-3)<sup>8</sup></sup>



Figura 1-3 Puente de estructura de zirconia.

## 1.2 Propiedades físicas y químicas

El interés en el uso de la zirconia como biomaterial radica en su estabilidad química y dimensional, su excelente resistencia mecánica, tenacidad a la fractura y valor del módulo de Young (210 GPa), muy similar al de las aleaciones de acero inoxidable.

La zirconia al ser estabilizada con óxidos, se caracteriza por tener una microestructura tetragonal policristalina (TZP), esto le confiere cualidades mecánicas muy apropiadas para utilizarse como sustituto de hueso.<sup>4</sup>

La zirconia presenta un polimorfismo en tres fases cristalinas, monoclinica (M), cubica (C) y tetragonal (T).<sup>9 (Figura 1-4)</sup>

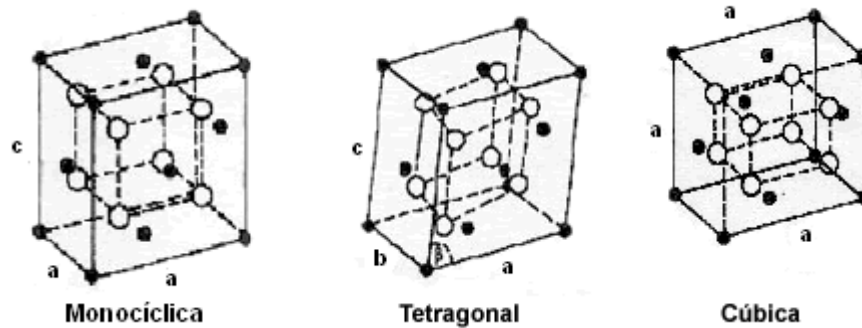


Figura 1-4 Fases de transformación térmica de la zirconia.

La zirconia pura es monoclinica a temperatura ambiente, siendo esta fase estable hasta los 1170°C, por encima de esta temperatura se transforma a fase tetragonal y posteriormente a fase cubica, esto por encima de los 2370°C.

Durante el enfriamiento de la fase tetragonal, se transforma a fase monoclinica en un rango de unos 100°C por debajo de los 1070°C. Esta variación que tiene lugar durante el enfriamiento, está asociada con una expansión del volumen de alrededor de 3-4%. Este cambio provoca grietas que ocasionan la ruptura de las estructuras cuando se enfrían, por lo que es imposible fabricar piezas cerámicas zirconia pura. (Figura 1-5)<sup>10</sup>

La adición de pequeñas cantidades de óxidos estabilizantes tales como, óxido de calcio (CaO), óxido de magnesio (MgO), óxido de cerio (CeO<sub>2</sub>) y óxido de itrio (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) a la zirconia pura, permite obtener materiales multifasicos conocidos como zirconia parcialmente estabilizada (PSZ). Estos materiales presentan una microestructura a temperatura ambiente compuesta por una matriz cubica con precipitados monoclinicos y tetragonales.<sup>1,7</sup>

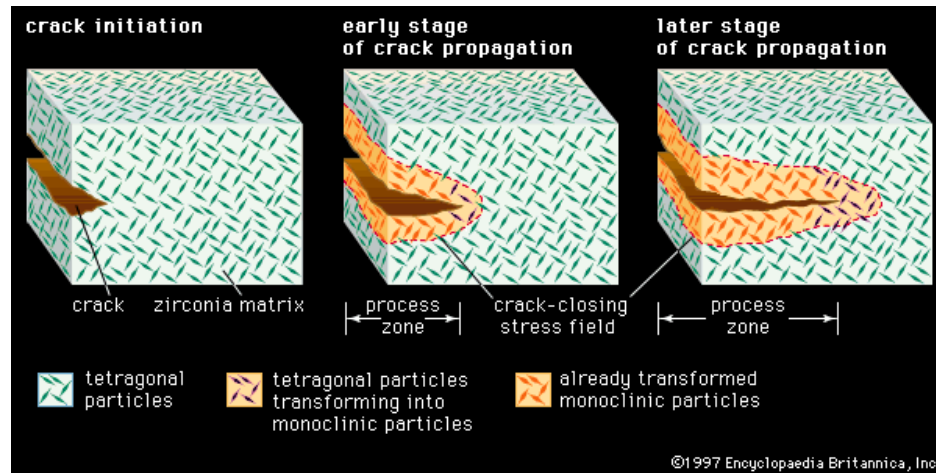


Figura 1-5 Fractura durante la reducción de temperatura en la zirconia.

Ronald C. Garvie, demostró que es posible aprovechar la transformación de la fase tetragonal a monoclinica para aumentar la resistencia mecánica y la tenacidad a la fractura de cerámicas de zirconia parcialmente estabilizada (PSZ).<sup>4</sup>

Las partículas metaestables de la fase tetragonal dispersas en la matriz cúbica, se transforman a la fase monoclinica, aumentando la compresión y se retarda la propagación de la grieta, lo que trae como resultado un aumento en la tenacidad del material pues la energía de propagación de la grieta se disipa tanto en la transformación T-M, como en contrarrestar el esfuerzo de compresión debido al aumento de volumen.<sup>7, 9</sup> (Figura 1-6)<sup>4</sup>

La zirconia estabilizada con itrio ( $ZrO_2-Y_2O_3$ ) permite obtener estructuras que presentan solo fase tetragonal, hecho reportado por Rieth y Gupta, la zirconia tetragonal policristalina (TZP).

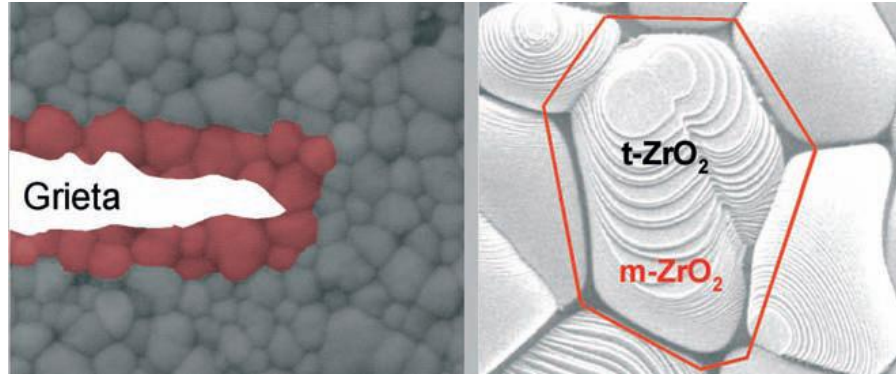


Figura 1-6 Transformación T-M.

Los materiales de TZP presentan 2-3 mol% de  $Y_2O_3$  y están compuestos por granos tetragonales cientos de nanómetros de tamaño.<sup>11</sup>

### 1.3 Diferencia entre zirconia y óxido de zirconio

La zirconia, como es mencionada comúnmente en el ámbito odontológico, hace referencia en realidad al óxido de zirconio. El óxido de zirconio es el mineral que se puede procesar por medio de las tecnologías actuales para obtener los bloques de TZP con los que se realizan las estructuras de soporte para las prótesis dentales.

El óxido de zirconio se obtiene del mineral circón y la baddeleyita, se encuentra en la forma monoclinica. La baddeleyita fue descrita por primera vez en 1892 por Joseph Baddeley.<sup>12, 13</sup>

El óxido de zirconio es procesado agregándole itrio ( $Y_2O_3$ ) para aumentar su estabilidad al momento de la transformación de la fase

monoclínica a la fase tetragonal. Esta es la fase en la que presenta sus mejores características para poder realizar subestructuras protésicas en odontología a las que posteriormente se les reviste por una porcelana feldespática indicada para este material. A las estructuras de óxido de zirconio parcialmente estabilizadas con itrio se les menciona como zirconia parcialmente estabilizada con itrio (YPSZ).<sup>4, 7</sup>

Para la fabricación de los bloques de zirconia, utilizados en los sistemas actuales, se requiere de un proceso llamado compresión isostática térmica (HIP), lo que le confiere mejores propiedades mecánicas y las características necesarias para su manipulación en los fresadores.<sup>14</sup>

## Capítulo 2

### La zirconia como material utilizado en la medicina

La primera vez que se mencionó la zirconia con fines médicos fue en 1969, Helmer y Driskell la presentaron como material para aplicaciones ortopédicas, por notar completa ausencia de una reacción adversa por parte del tejido receptor al implantar este material en fémur de primates.

En el “Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants”, se propuso para el reemplazo de la cabeza del fémur en lugar del titanio o las prótesis de alúmina.

Wohlwend presento el primer pilar de zirconia, Zirabut® (Wohlwena Innovate, Zúrich, Switzerland) en 1997.

Sadoun y Perelmuter, describieron la confección de un pilar alúmina-zirconia, en el laboratorio dental Implant Innobation, Inc. (Palm Beach Garden, Florida), diseñaron y presentaron un pilar de zirconia (ZiReal® Post), la característica de este pilar es que consiste en un componente de titanio fusionado a la zirconia en su porción apical, este diseño permite el contacto metal-metal entre la interfase pilar-implante.<sup>5, 15</sup> (Figuras 2-1 a 2-2)<sup>16, 17</sup>



Figura 2-1 Cabezas femorales de zirconia.





Figura 2-2 Pilar de zirconia.

La zirconia u oxido de zirconio, es uno de los biomateriales más utilizados en la actualidad debido a las características que ofrece para aplicarse en rehabilitaciones protésicas tanto en odontología como en otras áreas médicas. Este material además por sus características de dureza (1200 Vickers), su resistencia a la flexión (1200 MPa) y a la fractura (9-10 MPa/mm<sup>1/2</sup>), ofrece gran biocompatibilidad por lo que está considerado como un biomaterial.<sup>7</sup>

Estas características hacen a las cerámicas de TZP muy atractivas para el área odontológica por sus excelentes propiedades mecánicas además de su color blanco y su translucidez, lo que permite obtener buenos resultado estéticos, sobre todo si se emplea como sustituto de dientes anteriores.<sup>5</sup> (Tabla 2-1)<sup>14</sup>

| PROPIEDADES   | TZP   |
|---|---|
| Composición química   | ZrO <sub>2</sub> + 3 mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> |
| Densidad (g cm <sup>-3</sup> )                                | 6,02  |
| Conductibilidad térmica W/m<br>K                              | 2,5   |
| Porosidad (%)   | <0,1  |
| Resistencia a la flexión<br>(MPa)                             | 900-1200  |
| Resistencia a la compresión<br>(MPa)                          | 2000  |
| Módulo de Young (GPa)   | 210   |
| Tenacidad a la fractura (MPa<br>m <sup>1/2</sup> )            | 10,5  |
| Coefficiente de expansión<br>térmica<br>(10 <sup>-6</sup> /K) | 11 x 10 <sup>-6</sup>                                   |

Tabla 2-1 Propiedades de la TZP para su uso como biomaterial.

Desde 1997 se utilizaron postes de zirconia dentro de los conductos radiculares ya tratados, aunque en la actualidad se encuentran en desuso debido a su elevada dureza.

Se han realizado ensayos en implantes de zirconia para verificar su resistencia a la flexión, resistencia a la fatiga y tenacidad a la fractura, demostrando gran superioridad sobre todos los materiales cerámicos utilizados en la actualidad en odontología. (Figura 2-3)<sup>18</sup>



Figura 2-3 Abutment, bloques de zirconia CAD/CAM, postes intrarradicales de zirconia e implantes de zirconia.

## 2.1 La zirconia y su uso en el campo de la rehabilitación protésica odontológica

La zirconia ofrece al campo de la prótesis odontológica las características deseadas para elaborar estructuras con gran estética, libres de metal, durabilidad, excelente ajuste marginal y dureza. Gracias a los avances tecnológicos recientes y a la introducción en el ámbito de la rehabilitación oral de los sistemas digitales se favorece aún más el uso de este material.

El hecho de que se obtenga con la zirconia excelente sellado marginal, es debido a que las copias o estructuras que se fabrican, están diseñadas por medio de una computadora que permite detallar con gran exactitud la terminación, grosor y forma. Hay una probabilidad de error mucho menor comparada con las estructuras que se obtienen por la técnica tradicional de estructuras de metal cubiertas con porcelana feldespática. Aunque hay muchos factores que influyen en la precisión del sellado marginal como podrían ser la preparación que se realizó, elección del agente cementante y la técnica de cementado.

Algunos autores consideran como desajuste máximo tolerable 120 $\mu$ m. En la mayoría de los sistemas estéticos actuales libres de metal el rango es inferior, lo que ofrece ajustes marginales adecuados comparados con el sistema metal-cerámica.<sup>19</sup>

En un estudio que se realizó con dos sistemas CAD/CAM (PROCERA y EVEREST), para fabricar copias de zirconia y un grupo control de copias de oro, se observaron discrepancias marginales dentro de los rangos clínicamente aceptables en el grupo control de copias de oro, sin embargo en las copias de zirconia fabricadas con los dos sistemas CAD/CAM las

estructuras resultantes tuvieron discrepancias marginales mucho menores, entre los 6.9 y los 22.3 $\mu$ m.<sup>20</sup>

Otro hecho en el uso de este material es su comprobada resistencia a la fractura, hecho que afecta a las restauraciones libres de metal. Todas las prótesis de zirconia están por arriba de los 700 MPa de resistencia a la fractura, esto les permite ser ideales para elegir las como tratamiento en zonas de alto compromiso mecánico, sin olvidar claro que estas estructuras van recubiertas por porcelanas feldespáticas las cuales también deben de ser consideradas al momento de seleccionar el material adecuado para complementar las excelentes características de la zirconia.<sup>7, 19, 20</sup> (Tabla 2-2)<sup>7</sup>

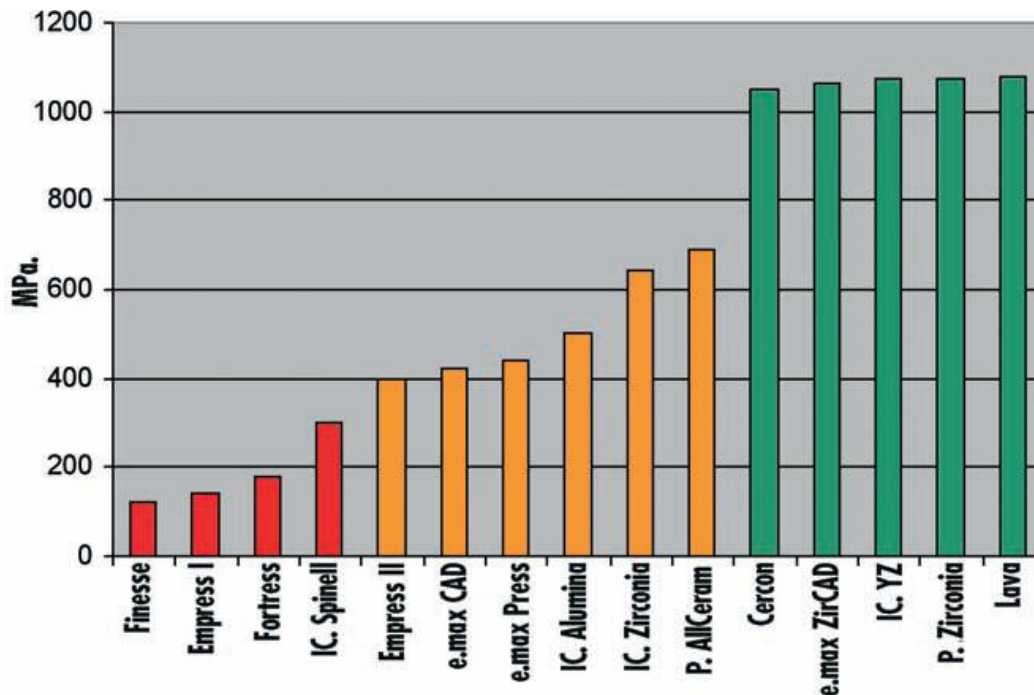


Tabla 2-2 Resistencia a la fractura de diferentes sistemas libres de metal.

La estética es otro de los factores a considerar al momento de elegir a la zirconia como una opción de tratamiento protésico, pues permite una mejor transmisión de la luz a través del cuerpo del diente remanente y otorga un mejor mimetismo. Entre todos los sistemas libres e metal, hay una diferencia en cuanto a su grado de translúidez. La zirconia se encuentra dentro de los materiales opacos por lo que la porcelana feldespática que se monta sobre los núcleos de zirconia debe ser bien elegida para asegurar que su matriz vítrea disperse de mejor manera la luz, es decir permita mayor translucidez.<sup>7, 19</sup> (Tabla 2-3)<sup>7</sup>

| <b>TRANSLÚCIDOS</b>    | <b>OPACOS</b>            |
|------------------------|--------------------------|
| <b>Finesse</b>         | <b>In-CeramAlumina</b>   |
| <b>Fortress</b>        | <b>In-Ceram Zirconia</b> |
| <b>Optec-HSP</b>       | <b>Procera Allceram</b>  |
| <b>IPS Empress I</b>   | <b>Procera Zirconia</b>  |
| <b>IPS Empress II</b>  | <b>IPS e.maxZirCAD</b>   |
| <b>IPS e.max CAD</b>   | <b>Cercon</b>            |
| <b>IPS e.max PRESS</b> | <b>DC-Zirkon</b>         |
| <b>In-CeramSpinell</b> | <b>Lava</b>              |
|                        | <b>In-Ceram YZ</b>       |

Tabla 2-3 Clasificación de sistemas libres de metal, por su grado de translúidez.

La durabilidad en boca es otro de los factores importantes para considerar a la zirconia como una opción de tratamiento protésico odontológico, en estudios realizados se observa una tasa óptima de supervivencia de las estructuras realizadas con zirconia, lo que hace aconsejable su uso en puentes, coronas individuales o en pilares implantosoportados, equivalencia comparable a la del Titanio. Aunque a un se llevan a cabo estudios para corroborar con mas exactitud estos datos, por lo que se debe realizar un excelente plan de tratamiento si se va a elegir la zirconia como material de restauración protésica odontológica.<sup>7, 19, 21</sup>

Estudios realizados para evaluar tiempo de vida para estructuras de zirconia en un periodo de 5 a 10 años, arrojan un resultado del 95% al 100%, cifra similar a estructuras metalo-cerámicas o aditamentos de titanio.<sup>7</sup>

## 2.2 Método de fabricación

Las estructuras de zirconia se pueden fabricar tallando o fresando bloques de zirconia densamente sinterizada o presinterizada. Con los bloques densamente sinterizados se obtienen estructuras ya listas para ser recubiertas con porcelana feldespática indicada para superficies de zirconia. Con los bloques presinterizados se maneja un material más suave y fácil de fresar, lo que se refleja en un menor estrés acumulado para la estructura y un menor desgaste de la fresa que talla el bloque de zirconia. Además se pueden tallar un mayor número de unidades por hora, aunque requieren de un tiempo extra de trabajo para complementar el sinterizado.<sup>1, 14</sup>

Existen básicamente dos sistemas por los que pueden ser fresados los bloques de zirconia. Uno es el sistema manual o MAD/MAM y el otro es el sistema asistido por computadora o CAD/CAM. Ambos sistemas ofrecen

beneficios sabiendo aplicar correctamente su uso para el tratamiento indicado.<sup>22</sup> (Figuras 2-4 a 2-5)<sup>23, 24</sup>

Las estructuras que han sido talladas con bloques presinterizados tienen un 20-30% de aumento al tamaño que tendrán una vez que sean totalmente sinterizadas a una temperatura de entre 1,300 y 1,500°C. este aumento en el tamaño es para compensar la contracción que tendrá la estructura una vez sinterizada.<sup>1, 7, 18</sup>

Algunos de los sistemas manuales más reconocidos son:

- Celay (Mikrona).
- Zirkozahn.
- Ceramill.

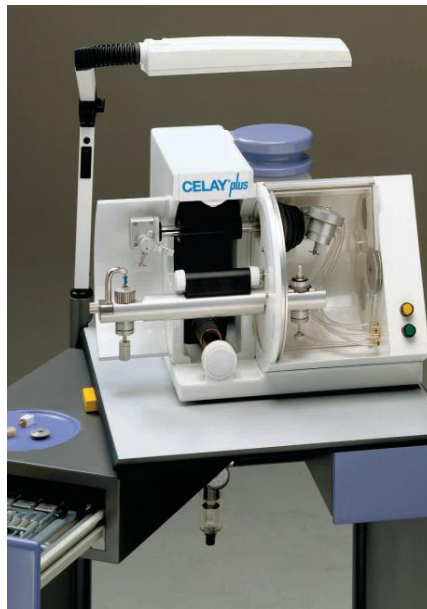


Figura 2-4 Sistema Celay de Mikrona.





Figura 2-5 Sistema Zirkonzahn.

Estos sistemas ofrecen en el mercado actual una opción hasta cierto punto más económica para considerar un plan de tratamiento con rehabilitaciones protésicas de zirconia.

Algunos de los sistemas automatizados o CAD/CAM más reconocidos para fresar bloques de zirconia son los siguientes:

- Sistema Procera (Nobel Biocare)
- Sistema LAVA (3M ESPE)
- Sistema Cerec (Sirona)
- Sistema Cercon (Degussa Dental)
- Sistema Everest (Kavo Dental)

Estos sistemas han favorecido la introducción de la zirconia como material para restauraciones protésicas odontológicas, porque otorgan alta precisión al fabricar los núcleos de zirconia que después serán forrados de porcelanas feldespáticas de matriz vítrea que favorecerán aún más su estética y dureza.<sup>1, 4, 19</sup>

### 2.3 Sinterización

Sinterizar es lograr que una masa se vuelva cohesiva al calentarse, pero sin llegar a fundirla. Es decir, lograr que las moléculas que mantienen unidas a las partículas de una sustancia, aumentan su fuerza de atracción, de este modo se incrementa su dureza y su resistencia a las fuerzas externas que se le apliquen.

La materia prima principal para la elaboración del óxido de zirconio es el mineral circón ( $ZrSiO_4$ ). Del circón se obtiene el óxido de zirconio o zirconia mediante un tratamiento químico con aditivos. Es preciso distinguir por una parte entre aditivos de sinterización que repercuten de manera precisa en la reacción de sinterizado y en las propiedades de la cerámica acabada y por otra parte entre los materiales adicionales que facilitan el moldeado. Mediante diferentes procedimientos posteriormente se fabrican los bloques de zirconia.<sup>1, 18</sup>

Mientras que los aditivos de sinterización permanecen en el óxido de zirconio, los materiales adicionales, que además de agua constan sobre todo de enlaces orgánicos ligeramente volátiles, se eliminan de las piezas de zirconia antes del proceso de sinterización. Con el proceso de presinterización la pieza de zirconia cruda obtiene un acabado mediante el cual el material puede tratarse con fresas de tungsteno, la denominada

“zirconia presinterizada”. La estructura que se obtiene del bloque de zirconia es un 20 a 25% más grande. Se somete a un sinterizado final de 1,500°C alcanzado así su resistencia final.<sup>25, 26</sup>

Durante este proceso de sinterizado la estructura se contrae un 20%. Hasta el proceso de sinterizado final las estructuras fresadas no alcanzan sus verdaderas propiedades.<sup>1, 4, 26</sup>

Se debe considerar que la condensación de las partículas de polvo del óxido de zirconio se producen mediante la disminución de las superficies específicas. Esto es por medio del método de fabricación de los bloques de zirconia, las estructuras que presentan mejores características estructurales durante el fresado y después del sinterizado, son las fabricadas a partir de la compresión isostática térmica (HIP).<sup>18</sup>

---

## Capítulo 3

### Sistema manual MAD/MAM para la fabricación de estructuras protésicas dentales

#### 3.1 Antecedentes del sistema manual MAD/MAM

Los sistemas manuales para fabricar prótesis dentales de zirconia, son conocidos como sistemas MAD/MAM (Manual aided design/Manual aided manufacturing).

Este sistema está basado en el principio del pantógrafo, el cual ha sido usado desde cientos de años atrás para copiar o ampliar pinturas y más tarde para el grabado. Este principio es muy parecido al utilizado para hacer duplicados de llaves. En el sistema manual se usa un modelo de la estructura que se desea fabricar para hacer una copia de está en un bloque de zirconia utilizando un método mecánico táctil para seguir la topografía exacta de toda la superficie del modelo y realizar un fresado análogo de la que resulta ser de alta precisión y exactitud.<sup>27, 28</sup>

Estos sistemas de fresado tienen como factor característico el bajo costo en comparación con los sistemas digitales. Las fresadoras de estos sistemas pueden ser ajustadas de acuerdo a la densidad de los bloques de zirconia utilizados para compensar la contracción durante la etapa de sinterización; también permite al técnico dental corregir cualquier discrepancia encontrada para ser compensada durante el encerado al realizar los modelos con los que se obtendrán las copias en bloques de zirconia.<sup>27</sup>

Con los sistemas manuales se pueden realizar desde unidades simples hasta dentaduras completas, pero aun así es un sistema manual que

puede presentar fallasen el diseño si no se tiene una buena capacitación en el manejo de los fresadores de estos sistemas.

### 3.2 Diseño de estructuras

Los sistemas pantográficos están constituidos por un lector liso, es la parte que va a copiar o tantear, recorre toda la superficie reproducida y modelada en resinas que sirven como guía para la parte del sistema que fresara sobre los bloques de óxido de zirconio presinterizado.

El molde copiado y el bloque de zirconia, se fijan sobre dos platinas cercanas a un aspirador que remueve el polvo resultante del fresado de los bloques de zirconia. (Figura 3-1)<sup>29</sup>

El modelado que servirá como guía, debe ser realizado eliminando todas las interferencias que sean observadas; cantos, zonas profundas y depresiones, así como deben tener cierto grosor que permita resistir la presión del lector liso, para que no se vaya a fracturar durante el copiado.

El entrenamiento en cada sistema es muy importante para conocer la técnica de fabricación de las guías y así fresar correctamente sobre la zirconia.

Una vez que se han obtenido las estructuras de zirconia presinterizada y tomando en cuenta todas las indicaciones para su correcto fresado, se prosigue a la sinterización en hornos especiales que alcanzan las temperaturas requeridas para lograr la completa sinterización.<sup>28, 29,30,31</sup>



Figura 3-1 Posicionamiento del modelo guía y el bloque de zirconia presinterizada sobre las platinas.

Se debe considerar como factor importante en el diseño de las estructuras protésicas, que el odontólogo conozca el material que desea utilizar en el tratamiento que se planea para poder garantizar el óptimo resultado clínico. Se debe conocer la anatomía del tallado de las preparaciones que están destinadas a recibir un núcleo de zirconia como recubrimiento protésico. La preparación marginal de chamfer modificado o corto, es el más adecuado para la estética, resistencia, salud periodontal y hasta la creación de un microborde.

Las terminaciones en filo de cuchillo también pueden ser posibles, pues la resistencia a la fractura se ve afectada dependiendo del grosor de las paredes de las cofias y también por el tipo de acabado.<sup>28, 29,30</sup>

### 3.3 Sistemas manuales

Diferentes criterios se toman en cuenta al momento de seleccionar un sistema de reconstrucción, por ejemplo: estética, durabilidad, ajuste marginal, costo y método de fabricación. La zirconia está en capacidad de garantizar estándares de precisiones clínicas apropiadas y de tiempo de vida de más del 85% después de varios años de trabajo en boca.

Los sistemas manuales en el proceso de fabricación de la prótesis dental ofrecen la seguridad de cumplir con todas las características necesarias al obtener las estructuras ya fresadas, pero se debe tomar en cuenta para obtener este resultado, la capacidad del operador del que depende la calidad del resultado, por lo tanto la persona que maneje este tipo de sistemas de fresado manual, debe tener un entrenamiento y conocer además los procesos de preparación y posicionamiento del modelado.<sup>29</sup>

Los sistemas manuales MAD/MAM que más auge han tenido en el mercado por la precisión y la eficacia en su desempeño son los siguientes:

El sistema Celay (Ceramic-Inlay) fue desarrollado en 1988 en Suiza por Mikrona Technologie, surge como el proyecto de un alumno de la escuela dental de Zurich. Desarrollado junto con Vita, entro al mercado en el año 1991y se comercializa con el nombre de Celay Plus.

La fresadora de este sistema se compone de dos partes, una parte está enfocada a la palpación topográfica para copiar el modelo de trabajo y la otra parte a la fabricación o fresado con una micromáquina de cuatro ejes (figura 3-2).<sup>30</sup>

Con este sistema de pueden realizar inlays, onlays, carillas, cofias y subestructuras para puentes de tres piezas o sobre implantes (figura 3-3).<sup>30</sup>



Figura 3-2 Fresador sistema Celay Plus.



Figura 3-3 Subestructura de zirconia de tres unidades, sistema Celay.



El sistema Ceramill de la compañía AmmannGirrbach, es también un sistema manual que funciona como un pantógrafo de fresado vertical con movimientos ilimitados que permite fresar con alta precisión estructuras individuales, barras, coronas telescópicas (figuras 3-4 a 3-5).<sup>29, 31</sup>



Figura 3-4 Fresador Ceramill de pantógrafo vertical.

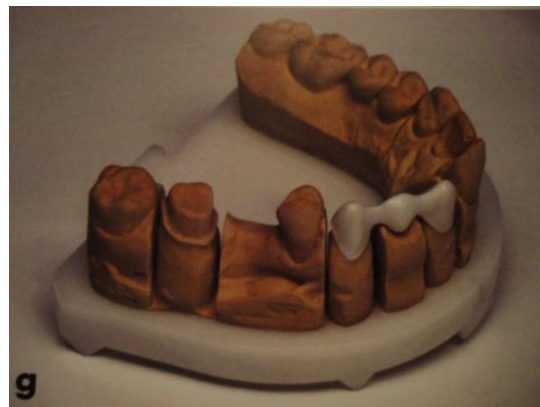


Figura 3-5 Estructura de zirconia de tres unidades fabricada con el sistema Ceramill.

El sistema Zirkonzahn, permite fresar puentes con cualquier tipo de preparación, aun ante divergencia entre pilares y esto se debe a que fresa y lee en cinco ejes espaciales (figura 3-5).<sup>28</sup>



Figura 3-5 Sistema Zirkonzahn de 5 ejes espaciales.

El proceso por el que este sistema fresa las estructuras protésicas de zirconia consiste en la lectura topográfica de las restauraciones realizadas previamente en resina fotopolimerizable. Una vez que comienza el proceso de fresado tarda entre diez y quince minutos en concluir por elemento.<sup>32</sup> (Figuras 3-6 a 3-7).<sup>28, 29</sup>

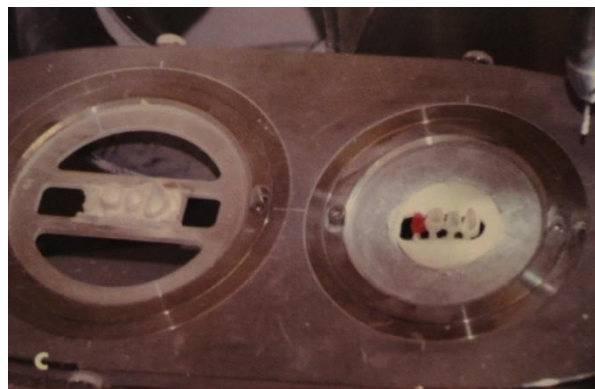


Figura 3-6 Montaje del modelo guía de resina fotocurable y del bloque de zirconia sobre las platinas de sistema Zirkonzahn.



Figura 3-7 Tallado de la estructura de zirconia siguiendo la guía de resina en el fresado de Zirkonzahn.

El sistema Zirkonzahn en la actualidad es el sistema manual que tiene la mayor cantidad de fresadores en uso, esto es debido a que ofrece solidez, confiabilidad y economía, al tener buena precisión en la producción y en el sellado marginal, es una opción idónea para rehabilitaciones protésicas.

El primer paso antes de comenzar a trabajar en este sistema, es preparar una copia de resina fotocurable que servirá como guía, durante el fresado. Al terminar el fresado la estructura protésica resultante se puede teñir en una solución y después secarse con una lámpara de rayos infrarrojos.<sup>32</sup> (Figuras 3-8 A, B, C y D).<sup>29</sup>



Figura 3-8 A)



Figura 3-8 B)

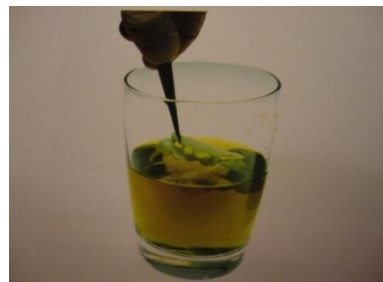


Figura 3-8 C)



Figura 3-8 D)

Figuras 3-8 A) Preparación del modelo guía con resina fotocurable, B) fresado de estructura de zirconia, C) teñido de la estructura fresada, D) lámpara de rayos infrarrojos para presecado.

Una vez que se termina este proceso, se puede pasar a la sinterización (figura 3-9).<sup>29</sup> En este proceso es cuando la zirconia alcanza sus mejores características físicas y químicas ideales para las exigencias actuales de estética, dureza, sellado marginales y durabilidad.

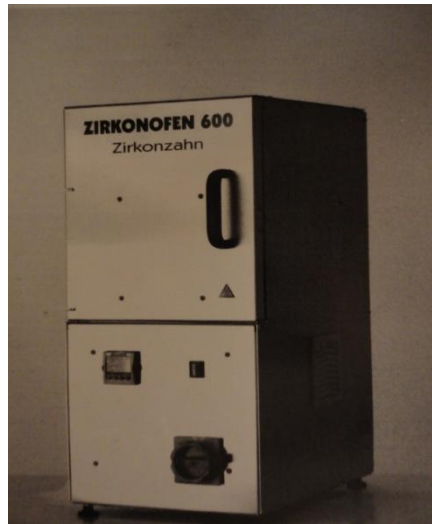


Figura 3-9 Horno de sinterización del sistema Zirkonzahn.

Por medio de este proceso también se pueden fabricar pilares de zirconia para implantes, esto gracias a los cinco ejes de movimiento que tienen las platinas de la fresadora donde se colocan tanto el modelo guía como el bloque con las especificaciones para cada caso.<sup>29, 32</sup> (Figura 3-10 a 3-11).<sup>28</sup>



Figura 3-10 Pilares de zirconia para montarse sobre implantes de titanio.



Figura 3-11 Rehabilitación total realizada con el sistema manual MAD/MAM Zirkozahn.

## Capítulo 4

### Sistema digital CAD/CAM para la fabricación de estructuras protésicas dentales

#### 4.1 Antecedentes del sistema CAD/CAM

El termino CAD/CAM es un acrónimo derivado del inglés Computer Aided Design y Computer Aided Manufacturing (diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora)

Con el CAD se pueden realizar modelados geométricos, análisis, pruebas, delineación y documentación. Con el CAM se realiza la planificación y los procesos de fabricación. Ambos están compartidos por un software que los hace funcionar en conjunto.

Los sistemas CAD/CAM se introdujeron en la odontología en 1971 de una forma más teórica que clínica.

Entre el año 1979 y 1980, Heitlinger, Rodder, Mörmann y Brandestini trabajaron en este campo y durante la década de los ochenta se desarrollaron sistemas como Cerec, Minnesota y Duret.<sup>32</sup> (Figura 4-1).<sup>33</sup>



Figura 4-1 Werner Mörmann desarrollador del sistema Cerec.

En 1983 en la conferencia “*Entretiens de Garancière*” en Francia se presentó el primer prototipo. En 1985 Duret fabricó una corona posterior como demostración. (Figura 4-2).<sup>34</sup>

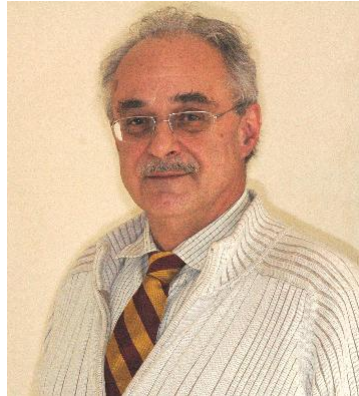


Figura 4-2 François Duret desarrollador de la impresión óptica y captura de imágenes.

Algunos de los grandes retos que ha tenido el sistema CAD/CAM aplicado en la odontología han sido la impresión óptica o la captura de las imágenes para transferirlas a un modelo digital, el software y los costos de esta tecnología.

## 4.2 Diseño de estructuras

El sistema CAD/CAM manipula imágenes tridimensionales obtenidas a partir de escanear modelos de yeso o impresiones, una vez obtenidas estas imágenes se realiza el diseño de los núcleos o las estructuras protésicas.

El sistema CAD/CAM se compone de 3 elementos: el escáner, el software de diseño y de fabricación y la fresadora.<sup>27, 33</sup>



La función del escáner es transformar la captación de modelos de yeso o impresiones en imágenes digitales al recorrer en tres, cuatro o cinco ejes de movimiento la superficie de los mismos.

Estas imágenes digitales una vez capturadas, pueden manipularse por medio de un software que incluye todas las herramientas necesarias para poder realizar el diseño de estructuras protésicas que van desde una cofia simple hasta arcadas completas o diseño de aditamentos para implantes.

Dependiendo de los ejes de movimiento que el escáner logre capturar, será la capacidad de diseño de estructuras más complejas que puede generar. (Figura 4-3 a 4-4).<sup>35</sup>

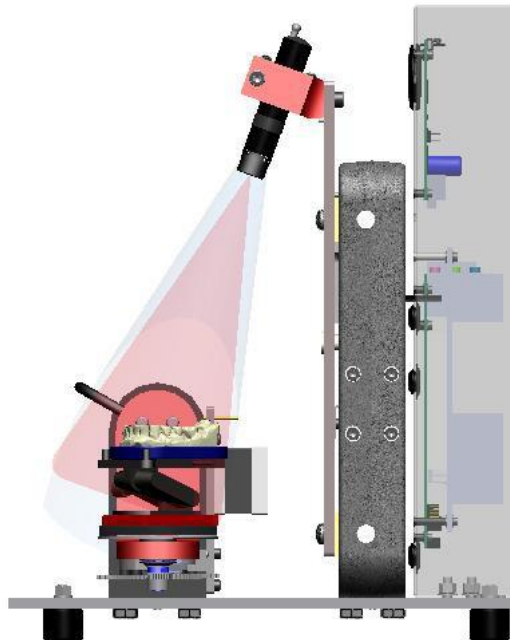


Figura 4-3 Vista interna de un escáner al momento de registrar imágenes de un modelo de yeso.

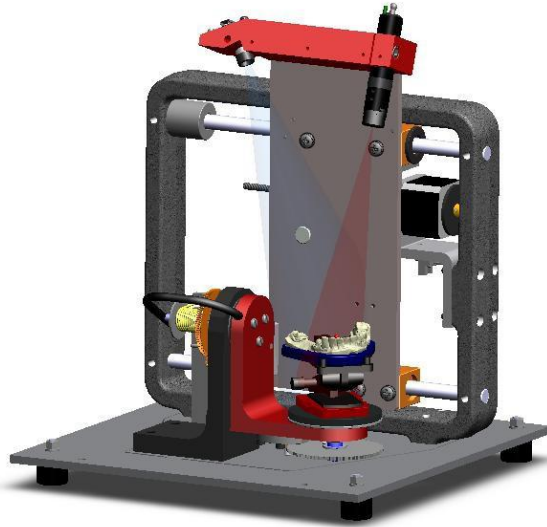


Figura 4-4 Vista frontal del interior de un escáner registrando imágenes a partir de un modelo de yeso.

Las imágenes obtenidas del escáner permitirán después por medio del CAM materializar el diseño realizado anteriormente con el CAD.

Cada sistema utiliza un método de escaneo diferente. Estos métodos de escaneo incluyen: cámaras ópticas, digitalización por contacto, proyección laser.<sup>35</sup>

El tallado de las preparaciones en dientes para restauraciones estéticas en zirconia, deben tener parámetros que permitan realizar en el sistema CAD/CAM los ajustes necesarios para obtener un sellado marginal correcto y el espacio necesario para posteriormente colocar la porcelana específica para estas estructuras. Si la preparación no tiene el suficiente espacio, la angulación correcta, líneas de terminaciones visibles y definidas, será más difícil obtener un buen resultado en el diseño digital de la restauración.

La mayoría de los sistemas CAD/CAM son muy sensibles a las discrepancias que existen en las preparaciones y logran reproducir con gran exactitud las líneas de terminación y las angulaciones que tienen los modelos de los dientes tallados. La mayoría de los sistemas CAD/CAM recomiendan que las preparaciones presenten un desgaste incisal de aproximadamente 1.5mm a 2.0mm y en la pared axial de aproximadamente 1.5mm, esto para dientes anteriores. (Figura 4-5).<sup>27</sup>

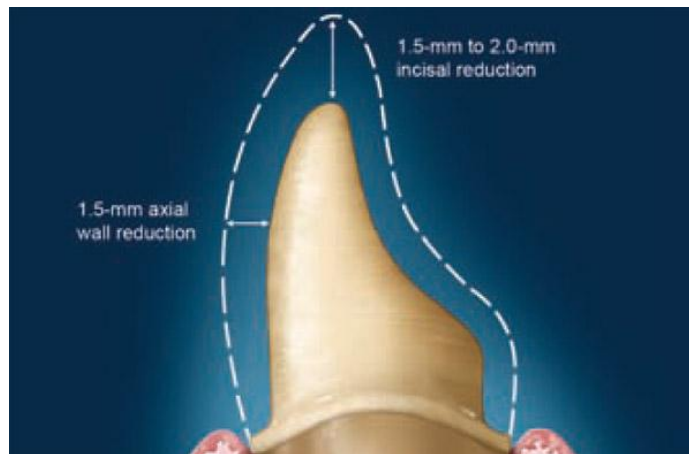


Figura 4-5 Desgaste recomendado para prótesis de zirconia en dientes anteriores.

En el caso de los dientes posteriores, la mayoría de los sistemas CAD/CAM recomiendan un desgaste de aproximadamente 2.5mm en la cara oclusal para dar el espacio suficiente a la cerámica y poder realizar una correcta anatomía y una reducción de 2mm en la pared axial. (Figura 4-6).<sup>27</sup>

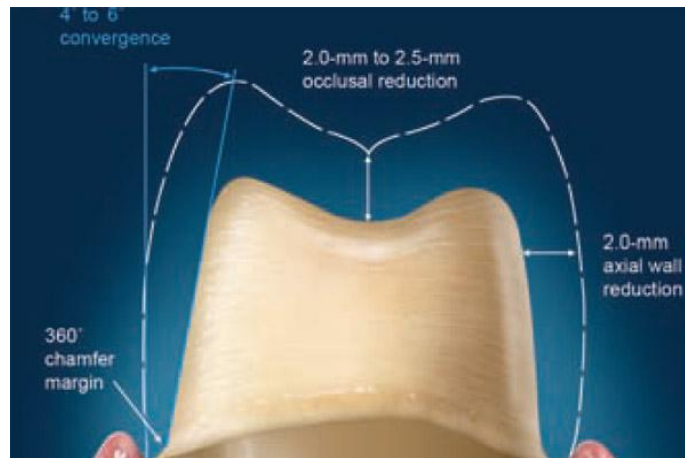


Figura 4-6 Desgaste recomendado para prótesis de zirconia en dientes posteriores.

La mayoría de los sistemas sugieren una angulación hacia oclusal de por lo menos  $4^\circ$ , lo que permitirá al escanear, registrar con mayor precisión las líneas de terminación. Las paredes axiales con angulaciones paralelas no son recomendadas ( $90^\circ$ ), pues pueden evitar el correcto registro de las líneas de terminación, lo que afectaría el ajuste marginal. Tampoco se deben hacer sobre angulaciones que den como resultado zonas de retención y no se deben dejar ángulos con filo en la zona oclusal pues resultaría en puntos de con gran tensión y favorecer la fractura. Se debe considerar el paralelismo de las preparaciones adyacentes para evitar que las estructuras ya fresadas tengan una correcta vía de inserción o un desajuste marginal. (Figuras 4-7 a 4-8).<sup>1, 27, 32</sup>



Figura 4-7 Esquema de las zonas donde se deben evitar diseños que comprometen el éxito de la estructura una vez fresada.

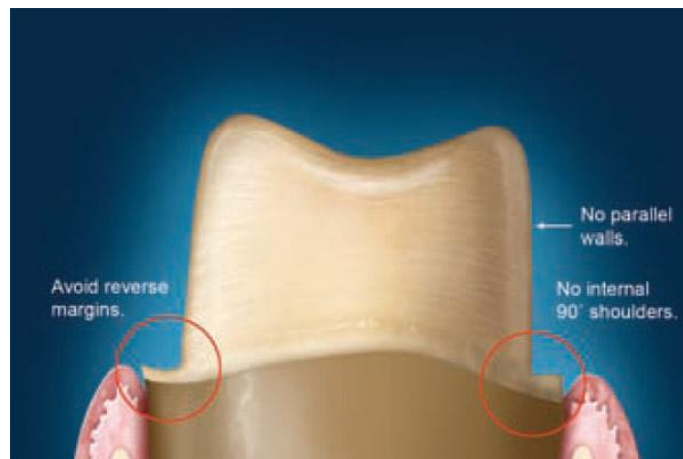


Figura 4-8 Esquema de terminación y paredes inadecuadas para dientes con preparaciones destinadas a ser restaurados con zirconia.

### 4.3 Sistemas digitales

Los sistemas digitales han tenido grandes avances lo que se ve reflejado en la tecnología aplicada en cada uno para lograr excelentes resultados estéticos, mecánicos y biocompatibles de las restauraciones realizadas con zirconia. La sinergia entre el sistema CAD/CAM y la zirconia hacen que su evolución en el ámbito de la medicina vaya de la mano.

Los sistemas CAD/CAM trabajan con bloques de zirconia presinterizada o completamente sinterizada.

Algunos de los sistemas CAD/CAM más importantes en el mercado y que ofrecen los mejores resultados por la arquitectura que manejan y los resultados finales obtenidos son:

- Sistema Procera (Nobel Biocare)
- Sistema LAVA (3M ESPE)
- Sistema Cerec (Sirona)
- Sistema Cercon (Degussa Dental)
- Sistema Everest (Kavo Dental)

El sistema Procera o llamado sistema sueco, se comercializa desde la década de los ochenta y fue desarrollado por Matts Andersson. Consiste en un método de electroerosión combinado con una maquina duplicadora.

Con esta técnica se pretende eliminar errores asociados a la técnica de cera perdida y los problemas del colado del metal.

Se compone de un sistema de fijación del modelo de yeso, una máquina de fresado y un sistema de electroerosión con un tiempo de procesamiento corto que utiliza un electrodo de carbono.<sup>36</sup>

La máquina para duplicado tiene dos elementos rotatorios uno que sostiene el modelo de yeso y otro que fabrica la copia, el modelo de yeso y la copia se desplazan simultáneamente en forma longitudinal sobre sus ejes de rotación. Una aguja de detección que trabaja sobre la superficie del yeso, transmite los movimientos a la máquina de tallar a través de un sistema servohidráulico. La copia de la preparación se realiza en 2 minutos.

El aparato de electroerosión tiene como componentes una cabeza de trabajo que se mueve por servomotor, un apoyo para colocar la pieza de trabajo, un generador y una unidad de monitoreo para el movimiento de la cabeza de trabajo y un tanque de trabajo con fluido dieléctrico para el proceso de electroerosión. (Figura 4-9).<sup>27, 37</sup>



Figura 4-9 Sistema Procera.

Los nuevo escáneres del sistema Procera, se basan en la tecnología de holografía conoscópica. Esta tecnología proyecta t refleja haces luminosos dese un objeto escaneado por la misma trayectoria lineal. La colinealidad permite medir angulaciones pronunciadas y cavidades profundas lo que ofrece un escaneado de alta precisión. (Figura 4-10).<sup>37</sup>



Figura 4-10 Escáner sistema NobelProcera con tecnología de holografía conoscópica.

Todas las imágenes de diseño de las estructuras protésicas son enviadas a centros de fabricación especializados que automatizan la producción, garantizando los más altos estándares de calidad en la fabricación de las prótesis dentales.



El sistema LAVA desarrollado por 3M ESPE se introdujo en el 2001. Daniel Suttor es el desarrollador de este sistema. Este sistema se compone de 4 elementos, el escáner, el CAD, la fresadora y el horno de sinterizado.

El escáner es óptico sin contacto (triangulación de luz blanca) y al obtener la imagen digital permite trabajar con modelos virtuales de la preparación dental en 3D. Tiene un tiempo de escaneado de 6 minutos para una cofia y 8 minutos para un puente, tiene una precisión de escaneado de  $25 \mu\text{m}$ .<sup>32</sup> (Figura 4-11).<sup>38</sup>



Figura 4-11 Escáner sistema LAVA 3M-ESPE.

La unidad de fresado de LAVA es de alta precisión controlada por el software del CAM. La imagen diseñada con el CAD es fresada a partir de un bloque de zirconia presinterizada con tres cambios de fresas. El tiempo de fresado para una corona es de 35 minutos y para un puente de e unidades

de 75 minutos. Ofrece un cambio automático de herramientas por lo que es capaz de fresar hasta 21 cofias o puentes sin ninguna supervisión o intervención manual.<sup>32, 38</sup> (Figura 4-12).<sup>38</sup>



Figura 4-12 Unidad de fresado del sistema LAVA 3M-ESPE.

El horno del sistema termina el proceso de sinterización una vez se ha obtenido la estructura protésica de zirconia. Los bloques de este sistema presentan siete colores y ya que se tiene la cofia o el puente se debe sumergir durante dos minutos en una solución que sea cercano al tono deseado en base a la guía de Vita, todo esto antes de comenzar la sinterización.

El proceso e sinterización puede tardar alrededor de 11 horas para después colocársele porcelana específica para zirconia.

El sistema Cerec se introdujo por primera vez en la década de 1980, fue desarrollado por W.H. Mörmann. A mediados de los años noventa se comercializó el sistema Cerec 2 mejorado y en el año 2000 el sistema Cerec 3.

Este sistema ofrece la comodidad de utilizarse en el consultorio dental. Por medio de un escáner oral se puede hacer el registro de los pilares o los dientes tallados para convertirlo en imágenes digitalizadas y después poder hacer el diseño de coronas o puentes de hasta 3 unidades. Este sistema utiliza como material para obtener las subestructuras protésicas bloques de Vita In-ceram Zirconia Blanks, Vita In-Ceram YZ Cubes e IPS e.max ZirCad.

Alcanza una exactitud de 25  $\mu\text{m}$ . Se debe espolvorear con un spray de óxido de titanio, las superficies dentarias para crear una superficie sin reflejos que afecten el registro del escáner (figura 4-13 a 4-14).<sup>27, 36, 39</sup>

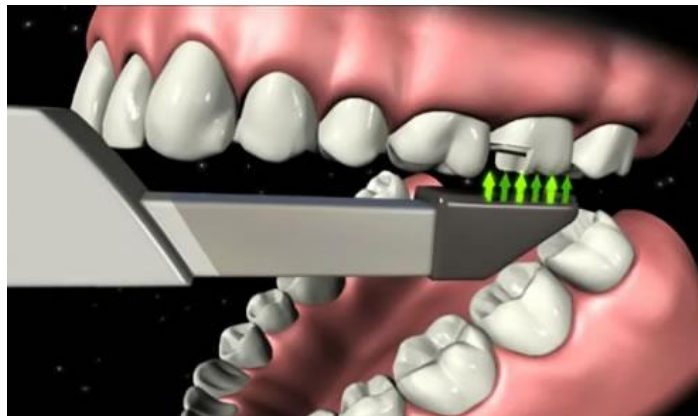


Figura 4-13 Escáner intraoral del sistema LAVA.



Figura 4-14 Software y fresadora del sistema Cerec 3.

El sistema Cercon se lanzó al mercado en el año 2001 y es más un sistema CAM. Este sistema no escanea el muñón de trabajo, escanea la estructura tal y como se elabora en el laboratorio. Se posibilita la preparación virtual de coronas y puentes a partir del modelo de yeso.

Este sistema consiste en un escáner de laser clase II que digitaliza los datos obtenidos y una vez que se obtiene la imagen, se inicia automáticamente el fresado de los bloques presinterizados de zirconia. Este proceso tarda entre 35 a 80 minutos (figura 4-15).<sup>32, 36, 40</sup>

Este sistema cuenta con dos tipos de bloques de óxido de zirconio en color blanco y marfil, están disponibles en 4 tamaños (12, 30, 38 y 47 mm). Después del fresado se sinterizan los bloques en el horno Cercon Heat. Este sistema permite realizar coronas, puentes de tres o cuatro unidades y subestructuras para implantes (figura 4-16).<sup>36, 40</sup>



Figura 4-15 Escáner del sistema Cercon, Cercon eye.



Figura 4-16 Fresador del sistema Cercon.

El sistema Everest de Kavo desarrollado en Alemania, consiste en un escáner capaz de escanear puentes de hasta 14 unidades; la exploración del modelo de yeso se lleva a cabo por medio de proyección, por lo que escanea todas superficies en una relación 1:1, tarda aproximadamente 4 minutos y tiene una precisión de 20  $\mu\text{m}$ .

Una vez que se obtuvieron las imágenes del escáner, se puede hacer el diseño con la manipulación de las imágenes 3D y después comenzar a fresarse en la unidad de 5 ejes (figura 4-17).<sup>32, 41</sup>

La sinterización se lleva a cabo en el horno del mismo sistema y utiliza sus propios bloques de óxido de zirconio presinterizado (ZS-Blanks) y +óxido de zirconio estabilizado con itrio (ZH-Blanks e IPS e.max ZirCAD).



Figura 4-17 Sistema Everest Kavo, escáner, fresadora y horno de sinterización.

## Capítulo 5

### Sistema CAD/CAM de arquitectura abierta

#### 5.1 Sistema digital de arquitectura abierta

Desde el principio la mayoría de los sistemas CAD/CAM han sido de arquitectura cerrada, es decir, se pueden utilizar solamente con los equipos, software e insumos de la compañía que lo diseñó. En los sistemas cerrados el software del CAD es específico para la unidad CAM, por lo que es imposible hacerla funcionar a menos que sea con complemento del mismo fabricante.

Los laboratorios que adquieren un sistema CAD/CAM de arquitectura cerrada, además de hacer una inversión fuerte se ven obligados a consumir y obtener soporte técnico únicamente de la compañía que fabricó el sistema.

Hoy en día algunas compañías están cambiando su plataforma a los sistemas de arquitectura abierta para basarse en formatos industriales estándar que manejan la extensión de archivos STL (estereolitografía). Estos archivos pueden ser enviados a cualquier CAM que acepte STL.<sup>1, 7, 27</sup>

Esto ofrece a los laboratorios la libertad de elegir entre diferentes materiales o suplementos de casa comerciales que se basen en el sistema abierto y a no estar confinado a usar solo la tecnología de un fabricante.

En este sistema el dado maestro es escaneado usando una combinación de láser y una cámara digital de alta reducción. Los planos del láser son proyectados sobre la superficie del dado maestro, mientras que la cámara captura la información.

El programa o software, imita los pasos a seguir por el técnico para la fabricación de una cofia de metal (delimitación del margen, bloqueos de zonas retentivas, grosor de la cofia para el espacio del material de cementado. También se puede verificar el eje de inserción e incluso se fabrican aditamentos para implantes.

## 5.2 Sistemas CAD/CAM abiertos contra sistemas CAD/CAM cerrados

Los sistemas CAD/CAM abiertos, permiten trabajar con insumos de diferentes compañías que también trabajen con materiales que sean compatibles con un CAM que acepte este tipo de archivos. Esto se vera reflejado como beneficio ya que se reducirán los costos en el proceso de fabricación de prótesis de zirconia.

La tendencia se dirige hacia los sistemas CAD/CAM de arquitectura abierta, pues incrementan la posibilidad de introducir a la zirconia como uno de los primeros y más accesibles materiales para ofrecer como tratamiento, ya que los costos de adquirir el sistema son menores.

Un ejemplo de escáner que ofrece trabajar con arquitectura abierta es el de la compañía “Dental Wings”. Esta compañía desarrollo tres tipos de escáner, enfocados a ser compatibles con unidades CAM que acepten STL (figura 5-1).<sup>27, 35</sup>



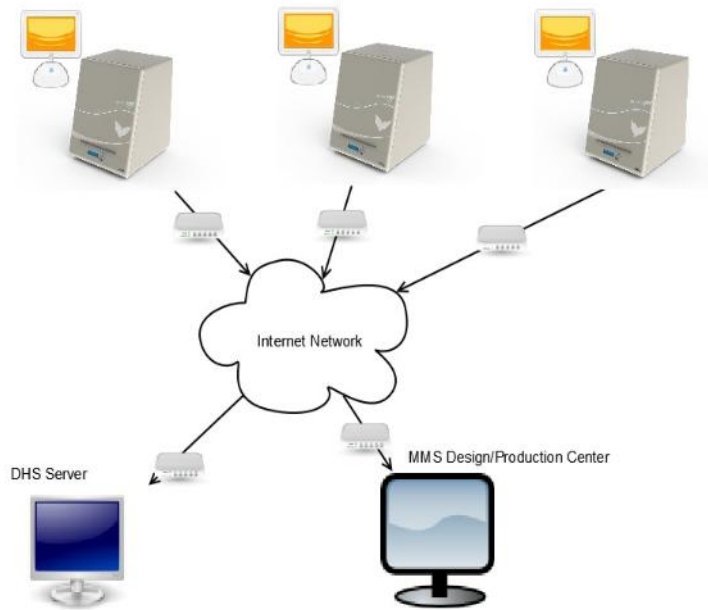


Figura 5-1 Sistema CAD de DentalWings y forma en que trabaja como sistema abierto.

---

## CONCLUSIONES

La zirconia y los sistemas CAD/CAM para la fabricación de prótesis dentales, evolucionan a la par, reduciendo los riesgos de error en las estructuras fabricadas con este material a diferencia de otros sistemas libres de metal.

Debido a la gran biocompatibilidad que presenta, su uso es cada vez más frecuente como material protésico en odontología.

Estudios realizados corroboran por medio de pruebas mecánicas y químicas, las excelentes características que hacen de la zirconia, el probable mejor sustituto de la tradicional estructura metálica utilizada por muchos años como la primera opción de tratamiento al realizar prótesis dental.

Los sistemas CAD/CAM se enfocaran cada vez más a la arquitectura abierta, pues incrementa la posibilidad de elegir a la zirconia como primera opción en el plan de tratamiento, al favorecer la accesibilidad a esta tecnología y reducir los costos de este tipo de rehabilitaciones.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- <sup>1</sup> Piconi Corrado, Rimondini Lia, Cerroni Loredana. LA ZIRCONIA IN ODONTOIATRIA. Italia. ELSEVIER. 2008
- <sup>2</sup> [http://es.wikipedia.org/wiki/Archivo:Martin\\_Heinrich\\_Klaproth.jpg](http://es.wikipedia.org/wiki/Archivo:Martin_Heinrich_Klaproth.jpg)
- <sup>3</sup> [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/b0/J%C3%B6ns\\_Jacob\\_Berzelius\\_from\\_Familj-Journalen1873.png](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/b0/J%C3%B6ns_Jacob_Berzelius_from_Familj-Journalen1873.png)
- <sup>4</sup> <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/52/Zirc%C3%A3o.jpeg>
- <sup>5</sup> <http://upcommons.upc.edu/revistes/bitstream/2099/5653/1/07%20-%20Cer%C3%A1micas%20de%20circona%20para%20aplicaciones%20biom%C3%A9dicas.pdf>
- <sup>6</sup> <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f0/Baddeleyite-md12a.jpg>
- <sup>7</sup> Martínez Rus F., Pradies Ramiro G., Suarez García MJ., Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. Madrid 2007. Vol. 12. No 4. Pp. 253-263.
- <sup>8</sup> <http://new.taringa.net/posts/info/807954/Implantes-Dentales.html>
- <sup>9</sup> <http://www.textoscientificos.com/quimica/ceramicas-avanzadas/zirconia>
- <sup>10</sup> <http://www.vertabr.ae/Blog/wp-content/uploads/2010/02/zirconia-transformation-toughening-in-ceramics.gif>
- <sup>11</sup> Hasanuzzaman M., Raferrty A., Olabi A. G., Prescott T. Sintering and characterisation of nano-sized yttria-stabilised zirconia. Int. J. Nanoparticles. 2008. Vol. 1. No 1
- <sup>12</sup> <http://es.wikipedia.org/wiki/Zirc%C3%B3n>
- <sup>13</sup> <http://www.handbookofmineralogy.org/pdfs/baddeleyite.pdf>
- <sup>14</sup> De Las Casas Gonzáles Fernando, Martín Pozo José Cruz. Protésis Fija Zirconio Mecanizado-Ceramica. Gaceta Dental. No 151. Septiembre. 2004
- <sup>15</sup> <http://www.gacetadental.com/noticia/4692/CIENCIA/caracterizaci%F3n-mec%E1nica-pilares-circonio-sometidos-ceramizaci%F3n.html>
- <sup>16</sup> <http://www.keewidemos.com/solucionesmedicas/cadera.html>

- 
- <sup>17</sup> <http://www.odontologia-nline.com/php/phpBB2/download.php?id=1267>
- <sup>18</sup> Wolfhart Rieger, Stefan Köbel, Wolfram Weber. Processing and properties of Zirconia Ceramics for Dental Applications. Spectrum Dialogue. Reprint-March 2008
- <sup>19</sup> Christensen Gordon J., DDS, MSD, PhD. Porcelain-fused-to-metal versus zirconia-based ceramic restorations. JADA. Vol 140. Agosto 2009
- <sup>20</sup> Pinilla Martínez Sandra Milena. DISCREPANCIA MARGINAL DE COFIAS EN ZIRCONIO ELABORADAS CON DOS SISTEMAS CAD/CAM. Ustasalud. 2009.Vol. 8. Pp. 9-18
- <sup>21</sup> Stanford Clark, Oates Thomas, Beirne Ross. Zirconia as an Implant and Restorative Biomaterial. QUINTESENCE.2006. Vol. 21.No 6
- <sup>22</sup> Hernigou P., Bahrami T., Zirconia and Alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads. The Journal of bone and joint surgery. British Editorial Society of Bone and Joint Surgery. May 2003. Vol. 85-B
- <sup>23</sup> <http://www.dentallabor-pophanken.de/vollkeramik.htm>
- <sup>24</sup> <http://www.ident.cz/aktuality/zirkonova-frezovaci-technologie-pomoci-mam-pantografu.htm>
- <sup>25</sup> Morales-Rodríguez A., Bravo-León A., Domínguez-Rodríguez A., Jiménez-Melendo M. Bol. Soc. Esp. Ceram. España. 2005. Vol. 44
- <sup>26</sup> Fernández Villar Sandra, Chávez Michel, Giner Lluís, Cortada Miquel. Lava System. Un nuevo tipo de prótesis mecanizada libre de metal. Procedimientos de laboratorio. DENTUM. Barcelona. 2004. Vol. 4. Pp. 118-123
- <sup>27</sup> <http://www.insidedentistry.net/print.php?id=911>
- <sup>28</sup> [www.zirkonzahn.com](http://www.zirkonzahn.com)
- <sup>29</sup> Montagna Fabrizio, Barbesi Maurizio. De la Cera a la Cerámica, Conocimientos básicos para una colaboración eficaz entre técnicos dentales y odontólogos. AMOLCA. Colombia. 2008. Primera Edición

---

<sup>30</sup> [http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/en/en\\_3052772.pdf](http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/en/en_3052772.pdf)

<sup>31</sup> <http://www.amanngirrbach.com/us/product-method/framework-management/ceramill-copy-milling/ceramill-multi-x/>

<sup>32</sup> Mallat Callís Ernest, Santos Alemany Antonio, Casanelas Bassols Josep M., Serra Serrat Marta, Hernández Alfaro Federico, Baldomà Salxench Pere, Plá García Rafael, Cadafalch Cabaní Juan, Cadafalch Gabriel Eduardo. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. ELSEVIER. España. 2007. 1era. Edición

<sup>33</sup> <http://www.cerec25.com/the-evolution-of-the-cerec-system.htm>

<sup>34</sup> [http://www.dental-cadcam-duret.fr/Accueil/media/download/CV/Clasical\\_Curriculum\\_USA.pdf](http://www.dental-cadcam-duret.fr/Accueil/media/download/CV/Clasical_Curriculum_USA.pdf)

<sup>35</sup> <http://www.dental-wings.com/>

<sup>36</sup> Rosenstiel Stephen F., Land Martin F., Fujimoto Junhei. Protésis Fija Contemporánea. ELSEVIER. Barcelona, España. 2009.4ª. Edición

<sup>37</sup> <http://www.nobelbiocare.com/es/products-solutions/nobelprocera-individualized-solutions/scanner/default.aspx>

<sup>38</sup> [http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es\\_MX/3M-ESPE-LA/profesionales/productos/marca/lava/](http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es_MX/3M-ESPE-LA/profesionales/productos/marca/lava/)

<sup>39</sup>

[http://www.sirona.com/ecomaXL/index.php?site=SIRONA\\_ES\\_sistemas\\_cad\\_cam](http://www.sirona.com/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_ES_sistemas_cad_cam)

<sup>40</sup> [http://www.ceramco.com/prod\\_cerconz\\_systems.shtml](http://www.ceramco.com/prod_cerconz_systems.shtml)

<sup>41</sup> <http://www.kavo.com/Default.aspx?navid=552757&oid=002&lid=Es>