



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTRUCTURAS DE ZIRCONIO: COMPARACIÓN
ENTRE EL SISTEMA PROCERA® Y ZIRKON-ZAHN®**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

RAÚL GUSTAVO MARTÍNEZ ESTUDIANTE

TUTOR: C. D. DANIEL ISAAC NAVA FLORES

MÉXICO, D. F.

2007



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.

Dedico este trabajo de tesina a mis padres principalmente: gracias a su esfuerzo, apoyo y preocupación por mi educación. Ellos infundieron valores que guían mi transitar por la vida, de tal forma he logrado llegar a este punto de mi actividad académica.

A mi padre C.D. Gustavo Martínez, que desde muy temprana edad encamino mis pasos al interesante mundo de la odontología, gracias a su apoyo incondicional.

A mi madre Ma. Graciela Estudiante, dedicada a los cuidados del hogar, y primera maestra en mi vida, un particular agradecimiento a su patrocinio que sin él, mi viaje hubiera sido irrealizable.

A mi hermana Diana y a Pablo mi cuñado, por darme el ejemplo de que solo luchando por un ideal todo puede ser posible, aunque la vida no sea tan sencilla.

A Nancy Adriana Villaseñor Mota, por sus consejos y paciencia cuando mas confundido estuve en el desarrollo del presente trabajo.

*¿Qué sería de la vida, si no tuviéramos el valor de intentar algo nuevo?
Vincent Van Gogh.*

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	6
JUSTIFICACIÓN.....	6
OBJETIVO GENERAL.....	6

CAPÍTULO 1. ZIRCONIO.

1.1 Estructura química.....	7
1.2 Características físicas.....	7
1.3 Fases del zirconio.....	8
1.3.1 Estabilización del zirconio.....	8
1.4 Donde se puede encontrar al zirconio.....	9
1.5 Métodos de obtención.....	9
1.5.1 Purificación del zirconio.....	10
1.6 Toxicidad.....	10
1.7 Aplicaciones.....	11

CAPÍTULO 2. INTRODUCCIÓN DEL ZIRCONIO EN ODONTOLOGÍA.

2.1 Tipos de zirconio.....	13
2.2 Agregados de zirconio.....	14
2.3 Efecto airbag.....	14
2.4 Tratamiento térmico.....	15
2.5 Ventajas de la aplicación de óxido de zirconio.....	15
2.6 Costo beneficio.....	17

CAPÍTULO 3. SISTEMA PROCERA®.

3.1	Cad-Cam.....	18
3.1.1	Escáner Procera® Piccolo.....	18
3.1.2	Escáner Procera® Forte.....	19
3.1.3	Software Procera® 2.0.....	20
3.1.4	Configuración básica del ordenador para el funcionamiento del escáner Procera®.....	21
3.2	Materiales compatibles con el sistema Procera®.....	21
3.2.1	Procera® Titanio.....	22
3.2.2	Procera® Alúmina.....	23
3.2.3	Pilar Procera® Alúmina y pilar Procera® Zirconio.....	23
3.2.4	Puente Procera® Zirconio.....	25
3.2.4.1	NobelRondo® Zirconio.....	25
3.3	Paso a paso sistema Procera®.....	26

CAPÍTULO 4. ZIRKON-ZAHN®.

4.1	Componentes del sistema Zirkon-zahn®.....	32
4.1.1	Zirkograph.....	32
4.1.2	Zircograph ECO.....	32
4.1.3	Aspirador.....	33
4.1.4	Ice Zirconio.....	33
4.1.5	Colores Superficiales (stains).....	34
4.1.6	Colores líquidos.....	34
4.1.7	Abrasivos.....	35
4.1.8	Horno de sinterización.....	35
4.1.9	Horno de sinterización ECO.....	36
4.1.10	Lámpara de secado.....	36
4.2	Zirkon-zahn® paso a paso.....	37
	DISCUSIÓN.....	40
	CONCLUSIONE.....	41
	FUENTES DE INFORMACIÓN.....	42

INTRODUCCIÓN

Este siglo ha tenido grandes avances tecnológicos y científicos, en el área del saber humano.

En el campo de las computadoras, el almacenamiento de la información y el procesamiento de datos son herramientas tecnológicas que debemos actualizar diariamente por que estos medios serán obsoletos con el tiempo. La velocidad de la evolución es sorprendente ante nuestros ojos, aunque no nos detengamos a analizarla.

¿Cuál es la razón de esta velocidad en el cambio?, simplemente adaptarse a la vida con sus exigencias y condiciones.

En la rama dental observamos que nuestras necesidades han cambiado, la agitación del diario acontecer nos ha obligado a buscar métodos más simples para evolucionar. ⁽¹⁾

Por ello el odontólogo no puede quedarse estático en razón a sus conocimientos, que con el paso del tiempo las consecuencias se verán reflejadas tanto en una escasa gama de opciones de tratamiento, como en la calidad de las mismas una vez llevadas a cabo, de tal forma que el dentista que no esté en contacto con los nuevos avances que a su práctica en particular le compete difícilmente será capaz de satisfacer las exigencias del paciente.

Y fueron estos los motivos por los que se decidió hablar de la cerámica de óxido de zirconio un material novedoso utilizado en la rehabilitación protésica, y para describir como es manipulado dicho material se escogieron dos sistemas; uno de ellos es Zirkon-zahn[®], un sistema manual, y Procera[®] uno de los sistemas pioneros en la introducción del sistema cad-cam.

De tal forma podremos plantear la diferencia de utilizar zirconio en relación con otro material, haciendo también una comparación directamente en la aplicación del sistema Procera[®] y Zirkon-zahn[®].

“A mi tutor, C. D. Daniel Isaac Nava Flores por ser el guía en el desarrollo de esta tesina, en agradeciendo a su tiempo y valiosos consejos”.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El óxido de zirconio es un material de reciente introducción en odontología y no forma parte de los procedimientos de rutina en nuestro país, por lo que su correcta aplicación y manipulación es aún desconocida para muchos clínicos.

JUSTIFICACIÓN

Las estructuras de óxido de zirconio permiten obtener resultados clínicos satisfactorios, siempre y cuando se conozcan las características del material para indicarlo y manipularlo de forma correcta.

Esta revisión pretende ayudar a difundir los procesos por los que pasa el óxido de zirconio al ser maquinado; de esta manera lo que se busca es alentar al cirujano dentista a conocer y emplear las estructuras de óxido de zirconio en la rehabilitación protésica de sus pacientes.

OBJETIVO GENERAL

El objetivo general de la tesina es describir y comparar la manufactura de las estructuras de zirconio por medio de dos sistemas; Procera y Zirkon-zahn.

CAPÍTULO 1. ZIRCONIO

En escrituras bíblicas se menciona el mineral circón, el cuál contiene zirconio. No se sabía que dicho mineral contenía un nuevo elemento hasta que Martin Klaproth en 1789 analizó un jargón procedente de Ceilán, en el océano Índico, denominado al nuevo elemento como zirconio.

Zirconio del árabe “zargun” que significa “color dorado”.

En 1824 Jacov Berzelius lo aisló impuro calentando una mezcla de potasio, fluoruro de potasio y zirconio, proceso de descomposición que realizo en un tubo de hierro. El zirconio puro no se preparó hasta 1914. ⁽²⁾

Zirconio o Circonio, es un metal, similar al acero, tiene un gran parecido con el hafnio, único par de elementos que tienen tanto parecido entre si.

1.1 Estructura química

Elemento químico de número atómico 40, situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos. Su símbolo es Zr. ⁽²⁾

Se encuentran en la naturaleza los siguientes isótopos: 90, 91, 94 y 96, su peso atómico es de 91.22. ⁽³⁾ fig.¹



Fig. 1 ⁽²⁾ Zirconio, elemento químico.

1.2 Características físicas

Es un metal, brillante, más ligero que el acero con una dureza similar al cobre y muy resistente a la corrosión. Cuando esta finamente dividido puede arder espontáneamente en contacto con el aire, especialmente a altas temperaturas. Es un metal resistente frente a los ácidos. ⁽²⁾

El zirconio se funde a una temperatura de 1852°C , se estima que su punto de ebullición es a los 3580°C , pero ciertas observaciones sugieren que es cercana a los 8600°C .⁽³⁾ fig.²



Fig. 2⁽⁴⁾ Zirconio, mineral

1.3 Fases del zirconio

El zirconio puro es monoclinico (m) fig.³ a temperatura ambiente, pero exhibe transformaciones estructurales al aumentar la temperatura. Así presenta la estructura tetragonal (t) fig.⁴ a partir de 1170°C y cúbica (c) alrededor de los 2400°C .

La aplicación donde se requiera la exposición del zirconio a altas temperaturas se ve limitada, debido al cambio volumétrico del 3 al 5% que este elemento presenta, asociado a la transformación tetragonal-monoclinica que este experimenta ante cambios de temperatura,⁽⁵⁾

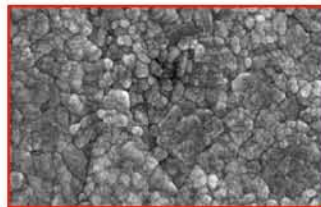


Fig. 4⁽⁴⁾ Fase tetragonal.

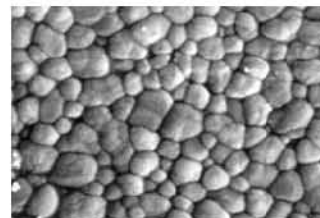


fig. 3⁽⁴⁾ Fase monoclinica.

1.3.1 Estabilización del zirconio

Gracias a la adición de ciertos óxidos metálicos, los cuales deben presentar alta solubilidad con el zirconio, es posible estabilizar el material en las formas tetragonal-monoclinica.

Adicionalmente el zirconio con el agregado de óxidos metálicos presenta una mejora considerable en sus propiedades, lo cual permite que estas sean explotadas en un gran número de aplicaciones.

Entre los óxidos metálicos más comúnmente usados para la estabilización del zirconio en las fases de alta temperatura, destacan los siguientes: calcia, magnesia, ceria e itrio.⁽⁵⁾

1.4 Donde se puede encontrar al zirconio

El zirconio esta extensamente distribuido en la corteza de la tierra. Sin embargo de los casi 20 minerales con contenido de zirconio, sólo dos tienen importancia comercial. El circón, un silicato de zirconio, es la fuente primaria de suministro, y la badeleyita, un óxido de zirconio, es una fuente menor de suministro.⁽⁶⁾

El zirconio y el hafnio se encuentran en el circón en una relación de 50 a 1 y es muy difícil separarlos.

Este elemento también es abundante en las estrellas de tipo S, en el sol, en meteoritos, además se ha encontrado una alta cantidad en muestras lunares, en comparación con la corteza terrestre.⁽²⁾

1.5 Métodos de obtención

El circón no se encuentra en la naturaleza como metal libre, este se obtiene como subproducto de la minería y procesamiento de minerales de metales pesados como; titanio, ilmenita, rutilio y de estaño.

En procesos semi-industriales se puede realizar la electrólisis de sales fundidas, obteniéndose el zirconio en polvo que puede utilizarse posteriormente en pulvimetalurgia fig. ⁵.



Fig. 5 ⁽⁴⁾ Polvo de Zirconio.

Para la obtención del metal con mayor pureza se sigue el proceso Van Arkel en la disolución de yoduro de zirconio, obteniéndose una esponja de zirconio, denominada cristal-bar. En este caso, la esponja obtenida se funde para obtener el lingote.⁽²⁾

1.5.1 Purificación del zirconio

Se parte del mineral circón, cuyo componente mayoritario es el ortosilicato de zirconio. Es la mena más importante del metal.

El procedimiento más generalizado sigue las siguientes etapas:

- Después de un aislamiento del ortosilicato de zirconio del mineral, se hace reaccionar con cloro y monóxido de carbono en un horno eléctrico, donde se transforma en tetracloruro volátil.
- Los gases se recogen y se enfrían. La temperatura de fusión del tetracloruro de zirconio es de 331 °C. separando así el tetracloruro sólido.
- La variante Kroll reduce el tetracloruro con magnesio en atmósfera inerte, (la presencia de oxígeno impide la reducción).
- En un recipiente especial se instala un filamento de wolframio en la parte superior conectado a una corriente continua poniéndolo incandescente a 1200 °C.
- Se introduce el zirconio en polvo con una pequeña cantidad de yodo sólido en la zona inferior del recipiente.
- Se cierra el recipiente y se eleva la temperatura a 500 °C.
- Se produce la reacción, el tetrayoduro de zirconio llega a las inmediaciones del filamento de wolframio al rojo y ahí se descompone (1200 °C)
- El metal, ya puro, se adhiere al filamento de wolframio.
- El yodo formado desciende al fondo del recipiente, donde de nuevo reaccionará con más zirconio sólido, repitiéndose el proceso.

El metal que se obtiene contiene un alto porcentaje de zirconio, y en pequeña proporción, algo de wolframio, debido al proceso inicial. En algunas aplicaciones, este hecho no reviste importancia.

En casos donde sea precisa una pureza mayor, no hay más que desbastar el filamento obtenido sin llegar al espesor inicial del wolframio.⁽⁷⁾

1.6 Toxicidad

No son muy comunes los compuestos que contengan zirconio, y su toxicidad inherente es baja.

El polvo metálico puede arder en contacto con el aire, por lo que hay que considerarlo como un agente de riesgo de fuego o explosión.⁽²⁾

1.7 Aplicaciones

Principalmente un 90% de su consumo es empleado como recubrimiento en reactores nucleares, debido a que su captura de neutrones es muy baja. Para esta aplicación específicamente debe de ser separado del hafnio, ya que este presenta una sección de captura muy alta.

Se utiliza como aditivo en aceros obteniéndose materiales muy resistentes. ⁽²⁾

El circón molido, se usa en las pinturas refractarias para recubrir la superficie de moldes. En forma de ladrillos y bloques refractarios, el circón se usa en los hornos y contenedores para metales fundidos. ⁽⁶⁾

El óxido de zirconio impuro al poder soportar cambios bruscos de temperatura se emplea para: fabricar crisoles de laboratorio, recubrimiento de hornos y como material refractario en industrias cerámicas y de vidrio.

También se emplea en tubos de vacío y de filamentos de bombillas, debido a que el circonio absorbe los gases residuales que no pudieron ser extraídos por la bomba de vacío.

Con finales militares se emplea como agente incendiario.

El óxido de zirconio se usa en joyería; es una gema artificial denominada circonita que imita al diamante.

El metal al ser tolerado por los tejidos humanos puede ser empleado en articulaciones artificiales, de igual manera puede ser utilizado en la fabricación de dientes artificiales de gran calidad. ⁽²⁾

CAPÍTULO 2. INTRODUCCIÓN DEL ZIRCONIO EN ODONTOLOGÍA

Las cerámicas han sido utilizadas desde hace mucho tiempo en la odontología debido a sus propiedades ópticas, su biocompatibilidad, estabilidad de color y baja conductividad térmica. Otra ventaja es que radiográficamente se asemeja al contraste radiográfico de la dentina, posibilitando facilidad de diagnóstico en alteraciones de la estructura dentaria que soporta este material.

La primera corona de porcelana feldespática fue introducida por Land en 1886. Desde entonces, las coronas de cerámica han sido el foco de interés de pacientes debido a su apariencia natural. No obstante, las coronas cerámicas siempre tuvieron su aplicación a la restauración de dientes anteriores, dada su fragilidad y su baja resistencia a las tensiones.

En 1965, McLean y Hughes desarrollaron una técnica para el proceso de las porcelanas feldespáticas con alúmina, posibilitando mayor utilización de este tipo de material. Basado en el principio de confección de una estructura de porcelana feldespática con mayor cantidad de alúmina, varios sistemas fueron desarrollados.

La introducción del sistema Cerestone, 1983, fue un marco en la ampliación de las indicaciones de coronas cerámicas, pues pasaron a ser utilizadas en la restauración de dientes posteriores. La técnica Cerestone utilizaba un troquel cerámico para compensación de la contracción durante la manufactura del coping que contenía el 60% de alúmina. No obstante, el proceso en laboratorio era bastante complejo y, después de muchos fracasos, el fabricante abandonó el sistema.

Posteriormente surgió el sistema HiCeram (vita) que contenía el mismo porcentaje de alúmina en su composición, el cuál poseía un proceso de laboratorio menos complejo, tornando así el producto más previsible. A pesar de eso, el coping HiCeram no se mostro satisfactorio para ser utilizado en posteriores, y fue en 1990 cuando In Ceram lo sustituye. El sistema de coronas cerámicas In Ceram es basado en un coping de óxido de alúmina pre sinterizado infiltrado con vidrio que contiene cerca del 70% de alúmina.

En 1993, un nuevo paso fue alcanzado con el desarrollo del sistema Procera Alúmina, que permite la confección industrial de coronas totalmente cerámicas personalizadas con alta resistencia. ⁽⁸⁾

Desde hace 20 años el óxido de zirconio ha sido utilizado en el área médica, empleado en la reconstrucción de fracturas de la cabeza de fémur. ⁽⁹⁾

La odontología siempre está en búsqueda de materiales lo más biocompatible posible como alternativas a las aleaciones metálicas y en parte también a los distintos tipos de acrílicos y resinas debido a la posibilidad de una sensibilización a largo plazo. ⁽¹⁰⁾

En prótesis dental fija, para la elaboración de coronas y puentes libres de metal, se introdujo el uso de óxido de zirconio desde hace 8 años en Europa. ⁽⁹⁾ El óxido de zirconio, estabilizado con itrio, genera un material cerámico, el cuál es empleado en el sector dental. ⁽¹¹⁾

Este nuevo tipo de cerámica en comparación con la cerámica de óxido de alúmina, tiene mejores propiedades mecánicas, especialmente en relación con la torsión y la tracción. El diámetro de sus granos es más pequeño por lo que la superficie es menos áspera y esto a su vez explica una reducida acumulación de placa bacteriana.

El óxido de zirconio debido a sus excelentes propiedades físicas tiene diversas aplicaciones. fig. ⁶



Fig. 6 ⁽¹⁰⁾ Prótesis fija de óxido de zirconio.

2.1 Tipos de zirconio

Partiendo de la base que todos los zirconios son muy parecidos, los podemos clasificar en función del estado en que son procesados. Los encontramos en:

- Estado cretático, llamados piezas en verde, que se procesan con fresas de metal en seco.
- Parcialmente sinterizado, procesados con fresas de diamante, refrigerando con agua.
- Totalmente sinterizados procesados con fresas de diamante, refrigerado con agua. ⁽¹²⁾
- Zirconio acontráctil, que mediante un proceso químico en la fase de sinterizado nos permite fresar el bloque en su volumen final. ⁽¹²⁾

2.2 Agregados de zirconio

Los componentes más relevantes del óxido de zirconio son; alúmina y óxido de itrio. El óxido de itrio se encuentra en la composición del óxido de zirconio, en un 5% aproximadamente.

Con la adición del óxido de itrio al óxido de zirconio (Y-TZP) conseguimos el estado tetragonal del óxido de zirconio, que es el de su máxima estabilidad, simplemente a temperatura ambiente, sin la necesidad de que alcance los 1170°C.

El otro componente, alúmina (Y-TZP-A), con un 0.5%, dándole al óxido de zirconio una mayor resistencia a la corrosión, aumentando así su durabilidad.⁽¹²⁾

2.3 Efecto airbag

La gran resistencia que tiene el óxido de zirconio se debe en gran parte al llamado “efecto airbag” o refuerzo de transformación.⁽¹²⁾

Este efecto sucede cuando se le aplica fuerza a una restauración dental con zirconio, en el momento que se forme una grieta la propagación de esta será frenada, impidiéndose finalmente, gracias a las características del material. Lo que sucede es que durante la formación de una grieta, la fase tetragonal se transforma en una fase monoclinica (4.7% mayor volumen⁽¹²⁾), aumentando el volumen del material en la zona de la grieta.

A medida que el material aumenta el volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando en última instancia la integridad del material.

Los policristales tetragonales de zirconio estabilizados con itrio poseen esta propiedad física.

Este fenómeno de reforzamiento a través de la transformación de fase fue descubierto por el especialista británico en termodinámica R.C. Garvie (Ceramic Steel Nature 1975). Sus trabajos de investigación supusieron el avance decisivo para conseguir zirconio con excelentes propiedades mecánicas.⁽⁴⁾

2.4 Tratamiento térmico

En referencia al procesado de óxido de zirconio una vez sinterizado, algunas casas comerciales recomiendan un proceso térmico adicional, especialmente para el zirconio totalmente sinterizado, aunque también es aconsejable si se ha usado un proceso de repasado en duro ya que durante estos procesos pueden haberse creado micro-fisuras con posibles cambios de estructura. Un tratamiento térmico de 15 minutos a 1000°C permitirá estabilizar el zirconio en su estado tetragonal. ⁽¹²⁾

2.5 Ventajas de la aplicación de óxido de zirconio

Algunas de las bondades del óxido de zirconio son las siguientes:

Material con mayor resistencia a la fractura, comparada con la cerámica convencional.

Se pueden confeccionar puentes fijos de varias unidades. Debido al tallado con la máquina fresadora, en la cofia terminada no se presentan contracciones típicas debido al horneado, obteniendo así una adaptación excelente. ⁽¹⁰⁾

Tiene una dureza de 1200-1400 Vickers y una resistencia a la tensión de más de 1000Mpa, dureza conseguida gracias a la adición de itrio y de óxido de alúmina. ⁽⁹⁾

Debido a sus propiedades, el grosor de las cofias puede ser de 0.4 mm.

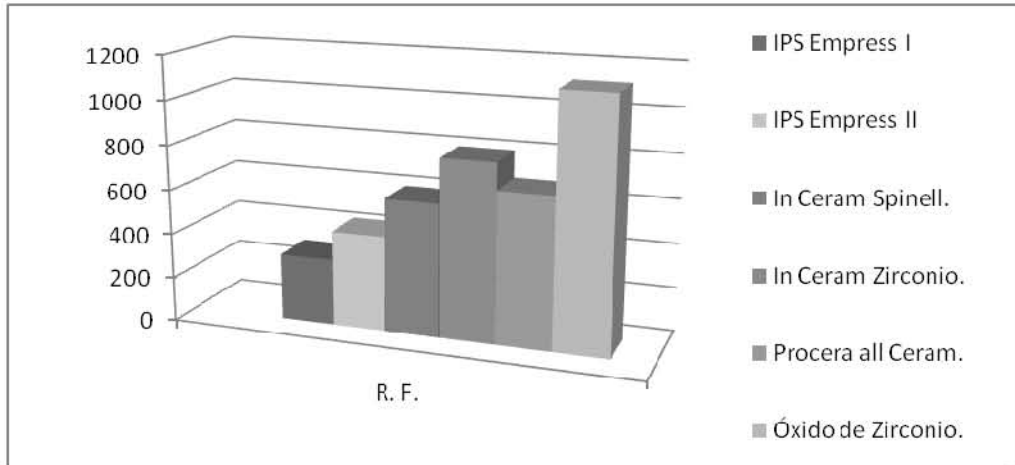
Por el color blanco-marfil del material no hace falta el exagerado desgaste de los tejidos dentarios de la corona durante la preparación, teniendo así un resultado estético y funcional agradable.

El óxido de zirconio proporciona una radiopacidad parecida a la de los metales, por lo que se puede constatar el adaptado de estas estructuras radiográficamente. Se pueden cementar definitivamente con los cementos convencionales no haciendo falta el uso de cementos a base de las resina.

Son sumamente biocompatibles y una de las grandes ventajas de la técnica de fresado asistido por ordenador, es que se trabaja sobre una materia prima de primera calidad pre-elaborada industrialmente. Durante todo el proceso de esta técnica el material no es alterado y no sufre cambio alguno. ⁽¹⁰⁾

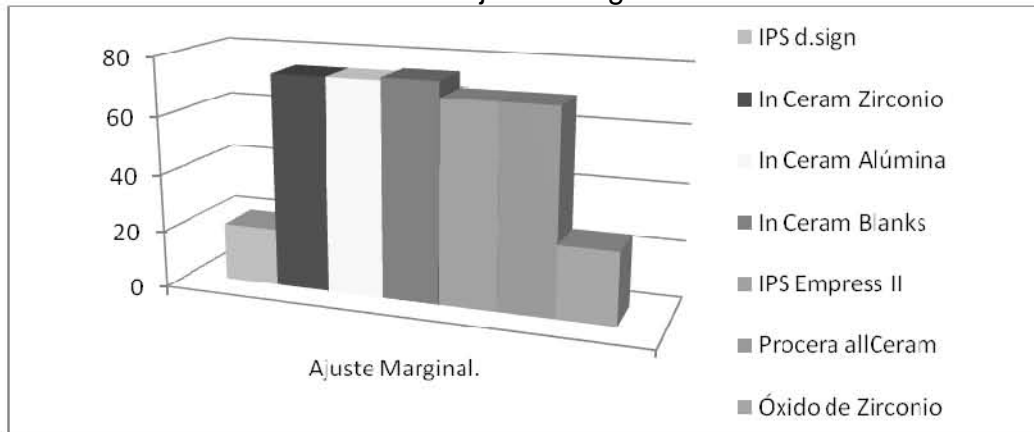
Las propiedades que el óxido de zirconio tiene en comparación con otros materiales, se presenta en las siguientes graficas, una es referente a resistencia a la fractura y otra al ajuste marginal, en ellas denotaremos, los valores de estructuras cerámicas libres de metal y una cerámica convencional de metal porcelana:

Tabla de Resistencia a la Fractura. ⁽¹³⁾



IPS d.sign	IPS Empress I	IPS Empress II	In Ceram Spinell	Procera all Ceram	In Ceram Zirconio	Óxido de Zirconio
56.6 Mpa	300 Mpa	430 Mpa	600 Mpa	680 Mpa	800 Mpa	1121 Mpa

Tabla de Ajuste Marginal.



Los ajustes marginales clínicamente aceptados oscilan entre 25 y 129µm. ⁽¹⁴⁾

IPS d.sign	In Ceram Zirconio	In Ceram Alúmina	In Ceram Blanks	IPS Empress II	Procera all Ceram	Óxido de Zirconio
20 µm	74 µm	74 µm	75 µm	70 µm	70 µm	25 µm

2.6 Costo beneficio

A continuación se muestra una lista de precios proporcionadas por tres diferentes laboratorios: Arte Dental, G.M.B y Creación Dental, con el fin de conocer los costos de algunas estructuras, y así poder estimar adecuadamente los recursos económicos del paciente, necesarios en la selección de su rehabilitación.

Arte Dental	IPS d.sign	Corona	650 pesos
Arte Dental	IPS Empress I	Corona	650 pesos
Arte Dental	IPS Empress II	Corona	850 pesos
G. M. B.	IPS e.max	Corona	1'400 pesos
G. M. B.	IPS e.max	Puente	1'700 pesos
Creación Dental.	Zirkon-zahn	Coping	850 pesos
Creación Dental.	Zirkon-zahn	Abutment	1'200 pesos
Creación Dental.	Zirkon-zahn	Corona	1'650 pesos
G. M. B.	Procera Zr	Abutment	3000 pesos
G. M. B.	Procera Zr	Corona	1'700 pesos

Con los datos que muestra la tabla podremos comparar el costo y beneficios, en el momento que se desee rehabilitar por medio de una estructura de óxido de zirconio.

CAPÍTULO 3. SISTEMA PROCERA®

El sistema Procera® consiste en una tecnología que utiliza un programa computarizado para la producción de coronas, carillas, pilares y prótesis parciales fijas para el área odontológica, sustituyendo el proceso convencional a través del método de cera perdida. Fue inicialmente desarrollado por el Dr. Matts Andersson, en 1981, en Suecia, e introducido en el mercado odontológico por la empresa Nobel Biocare (Gotemburgo).⁽⁸⁾

Con las estructuras Procera®, ahora disponibles en zirconio, Nobel Biocare ofrece un sistema restaurador óptimo.

La combinación de belleza y resistencia proporcionan un procedimiento clínico sencillo y predecible, con unos resultados excelentes y un mejor funcionamiento a largo plazo.⁽⁴⁾

3.1 Cad-Cam

El sistema Procera® está basado en el proceso cad-cam, se refiere a cad (computer assisted design) y a cam (computer assisted machine). El principio básico es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado con la utilización de un escáner de contacto.

Una vez realizado el escaneado, se envían los datos por internet, vía modem, para la central de producción que recibe la información y, a través de ellas confecciona de forma industrial, un coping que posteriormente es enviado al cirujano dentista para prueba, aplicación cerámica y finalización, eliminando, de esta manera, gran parte del proceso artesanal de las prótesis convencionales.⁽⁸⁾

3.1.1 Escáner Procera® Piccolo

Escáner compacto que permite la digitalización en 3D de un solo diente para el diseño cad de; corona y carillas de manera sencilla. fig. 7⁷

En el escáner Piccolo, cuenta con una punta de carburo con diámetro de 2.5mm, la finalidad de esta punta es realizar el barrido de la superficie del troquel o pilar, y así convertir la información obtenida en puntos tridimensionales.⁽⁴⁾

En aproximadamente cinco minutos, más de treinta mil puntos son registrados, reproduciendo, con alta fidelidad, la forma y el contorno del preparado dentario o de un pilar sobre implante en la pantalla del ordenador.⁽⁸⁾



Fig. 7 ⁽⁴⁾ Escáner Procera® Piccolo.

3.1.2 Escáner Procera® Forte

El escáner Procera® Forte fig. 8 ⁸ presenta un nuevo software que posibilita la lectura de piezas extensas para la confección de puentes, cofias y carillas Procera® Zirconio y alúmina.



Fig. 8 ⁽⁴⁾ Escáner Procera® Forte.

Procera® Forte es un escáner mecánico diseñado para proporcionar una precisión y ajuste excelentes.⁽⁴⁾

El escáner Forte ha sido optimizado para reconstrucciones de mayor tamaño, como puentes con margen de tejido blando fig. ¹⁰, dientes adyacentes y registro de mordida.



Fig. 10 ⁽⁴⁾ Imagen 3d.

Es un escáner controlado a través de un ordenador, y que incluye un tutorial en pantalla. Todo el proceso de escaneado dura tan solo de 6 a 10 minutos. Los datos obtenidos se transfieren al programa Procera[®] cad, en el que se termina el diseño antes de enviarlo al centro de producción. ⁽⁴⁾

3.1.3 Software Procera[®] 2.0

El software Procera[®] 2.0 fig. ¹¹ es actualizado constantemente en respuesta a las necesidades de los profesionales de odontología.

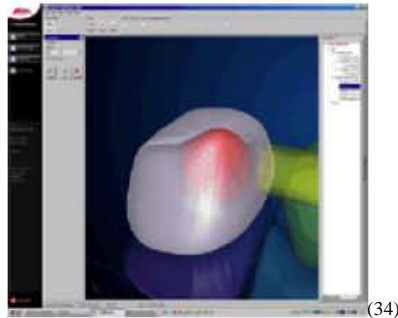









Fig. 11 ⁽⁴⁾ Diseño CAD de coping.

Una vez obtenido el modelo 3D, es posible diseñar la estructura, este programa nos permite trabajar sobre las imágenes definiendo sus márgenes y estableciendo el espesor de la futura estructura protésica, garantizando una mayor precisión en la adaptación. ⁽⁸⁾ Los escáners Piccolo y Forte, ponen de manifiesto todo el potencial de Procera[®], acelerando aún más los procesos de manufactura. ⁽⁴⁾

3.1.4 Configuración básica del ordenador para el funcionamiento del escáner Procera®

Las características mínimas con las que debe contar el ordenador para el funcionamiento del Escáner Procera son: ⁽⁸⁾

CPU	Pentium 3 – 700Mhz. fig. ¹²		Fig.12 ⁽¹⁵⁾
RAM (memoria)	512 Mb. fig. ¹³		Fig. 13 ⁽¹⁶⁾
Tarjeta de video	Windows Force2 MX 32Mb.		
Sistema Operativo	Windows XP® Profissional. fig. ¹⁴		Fig.14 ⁽¹⁷⁾
Disco Duro	20 Gb. fig. ¹⁵		Fig. 15 ⁽¹⁸⁾
Flopy disk dirive	o lector CD-ROM. fig. ¹⁶		Fig. 16 ⁽¹⁹⁾
Conexión a Internet. fig. ¹⁷			Fig. 17 ⁽²⁰⁾
Ranura USB fig. ¹⁸	(para instalación de Procera Picolo).		Fig. 18 ⁽²¹⁾

3.2 Materiales compatibles con el sistema Procera®

Actualmente el sistema Procera® permite la confección de diferentes trabajos con distintas indicaciones:

Procera® Titanio: pilar protésico individualizado y estructuras en titanio para confección de prótesis parciales o totales fijas sobre implantes.

Procera[®] Alúmina: infraestructura de alúmina sinterizada para confección de coronas unitarias, carillas laminadas, prótesis parciales fijas de hasta tres unidades y pilares protésicos individualizados sobre implantes.

Procera[®] Zirconio: infraestructura de zirconio para confección de coronas, prótesis parciales fijas y estructuras individualizadas sobre implantes. ⁽⁸⁾

3.2.1 Procera[®] Titanio

En 1981, Andersson y Andersson desarrollaron un método que utiliza procesos de fresado por electro-erosión para confección de coronas de titanio. Con la combinación de estos dos procesos, fuentes inherentes de errores presentes en el proceso de encerado, y fundición fueron eliminados.

Material que ha demostrado a lo largo de 37 años su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. Además, posee baja conductividad térmica, baja densidad y se presenta radiopaco al ser sometido a rayos x, posibilitando evaluación diagnóstica de precisión.

No obstante el titanio es un metal que presenta dificultad de fundición debido a la alta reactividad química cuando es sometido a altas temperaturas, y debido a ello otros dos métodos de manufactura fueron creados: fresado por duplicación y electro-erosión.

La electro-erosión es un proceso de desgaste por chispas, utiliza electricidad en altos voltajes, generados en intervalos periódicos, capaces de calentar una superficie metálica promoviendo cortes de exactitud de 0.001mm en microsegundos.

De este modo, es posible la obtención de una estructura en titanio fig. ¹⁹ a partir de un bloque sólido que, posteriormente, recibe un acabado cerámico de baja fusión.

En 1998, el sistema Procera[®] inició la fabricación de pilares de titanio personalizados. ⁽⁸⁾



Fig. 19⁽⁴⁾ Estructura de Titanio.

3.2.2 Procera® Alúmina

La corona Procera® Alúmina es constituida de un coping de óxido de aluminio puro densamente sinterizado que posteriormente recibe una cobertura con una porcelana de baja fusión. La unión de la cobertura cerámica con el coping tiene como resultado en una excelente resistencia. La porcelana de cobertura es unida químicamente a la alúmina densamente sinterizada por uniones iónicas y covalentes.

Las propiedades intrínsecas de la alúmina proporcionan buenas características clínicas; como alta resistencia, translucidez, facilidad de cementación y biocompatibilidad.

La cantidad de alúmina presente en el coping es del 99.9%, fabricada a temperatura de fusión de 2.050°C, confiriendo una mayor resistencia, con cerca de 687 MPa de resistencia a la flexión biaxial, lo que proporciona resultados clínicos positivos en la reposición de dientes anteriores y posteriores.

Para la confección de la corona Procera® Alúmina, el coping está disponible en dos espesores diferentes: 0.4 mm y 0.6 mm. La espesura del coping está relacionada con la translucidez, la resistencia y sus propiedades ópticas.

El coping de 0.6 mm está indicado para confección de coronas unitarias en todas las regiones de la boca, mientras que el coping de 0.4 mm está indicado para reposición de incisivos, caninos y premolares, estando disponible en los colores blanco y translúcido. Cuando hay necesidad de enmascarar los núcleos o los dientes oscurecidos, está indicada la utilización del coping de 0.6, semi-translúcido. ⁽⁸⁾

3.2.3 Pilar Procera® Alúmina y pilar Procera® Zirconio

En regiones anteriores de la maxila, algunos de los factores que influyen en el resultado estético final del trabajo son: forma, contorno, textura, coloración y translucidez de la restauración.

Los pilares de titanio sobre implantes exhiben una apariencia cervical gris fig. ²⁰ inherente al metal. La presencia de una alteración cromática gingival es el resultado de la incapacidad del tejido gingival delgado de bloquear la reflexión de la luz en el collar de la superficie metálica. ⁽⁸⁾



Fig. 20 ⁽⁸⁾ Apariencia cervical gris.

La introducción por la empresa Nobel Biocare de pilares de óxido de aluminio u óxido de zirconio sobre implantes, que pueden ser fabricados individualmente, posibilitan nuevas oportunidades restauradoras para la obtención de resultados armónicos con los tejidos gingivales adyacentes figs. 21-a,b (4)



Fig. 21- a. (4) Pilar de óxido de zirconio.



Fig. 21-b. (4) Estructuras de oxido de zirconio.

Los pilares cerámicos Procera® son producidos de forma industrial por el proceso cad-cam, de la misma manera de confección que los copings cerámicos.

Estos pilares se distinguen por la coloración semejante a la de la estructura dentaria, por la excelente compatibilidad de tejido, alta resistencia a la flexión, adaptación sobre el implante, baja conductividad térmica, individualización de inclinaciones y contorno cervical.

La corona protésica puede ser cementada sobre el pilar de forma convencional fig. 22 como si fuera un diente natural o se puede aplicar cerámica directamente sobre el pilar, confeccionándose una única pieza, si la posición de inclinación coincide con el cingulo. (8)



Fig. 22 (4) Corona total, coping óxido de zirconio.

La indicación entre un pilar de alúmina o uno de zirconio se caracteriza por la posición del implante en relación con la corona protésica. Si la posición del implante está tridimensionalmente favorable para la confección del pilar con espesuras uniformes, para posterior aplicación de cerámica con el tornillo emergido en la región del cingulo, la preferencia se hace por el pilar de alúmina, posibilitando restauraciones en pieza únicas.

Por el otro lado, cuando la posición del implante no sea la ideal, requiriendo alguna compensación de inclinación con el pilar y cementación de la corona Procera[®], optamos por la indicación de los pilares de zirconio, debido a su alta resistencia flexural.

Actualmente los copings son fabricados en Fair Lawn, Nueva Jersey, EEUU. Los pilares para implantes en zirconio y alúmina son fabricados en Estocolmo, en Suecia y los pilares y estructuras de titanio en Karlskoga, Suecia.⁽⁸⁾

3.2.4 Puente Procera[®] Zirconio

El puente Procera[®] Zirconio está indicado para la confección de prótesis fijas de 2 a 4 elementos en cualquier región de la boca.

Esta nueva estructura es desgastada de forma individualizada por el proceso cad-cam a partir de una pieza sólida de zirconio (cerámica con mayor resistencia en el mercado de 1121 MPa), posibilitando una excelente combinación entre estética y resistencia.⁽⁸⁾

Este tipo de estructuras presenta un ajuste marginal de 25 micras.⁽⁴⁾

3.2.4.1 NobelRondo[®] Zirconio

NobelRondo[®] Zirconio fig. 23, la porcelana utilizada para el recubrimiento de subestructuras de zirconio, que cuenta con la tecnología cerámica más avanzada (resistencia a la flexión de 120 MPa).⁽⁴⁾



Fig. 23⁽⁴⁾ Estructura de zirconio, cerámica montada NobelRondo[®].

Existe una buena unión entre los policristales tetragonales de zirconio estabilizados con itria y la porcelana NobelRondo[®] zirconio figs. ^{24-a,b}, no se detectan porosidades y se observa una excelente permeabilidad. ⁽⁴⁾



Fig. 24-a ⁽⁴⁾ corte sagital de una corona total.

Fig. 24-b ⁽⁴⁾ NobelRondo[®] y Zirconio.

3.3 Paso a paso sistema Procera[®]

Para el clínico o protésico hacer uso del sistema de coronas Procera[®], se utiliza básicamente la técnica convencional de confección de coronas. El preparado indicado para permitir una buena adaptación y cementación de la corona Procera[®] debe seguir algunos requisitos básicos; margen en bisel, bordes y ángulos internos redondeados, superficie lisa, reducción axial de 1.2 a 1.5 mm y reducción oclusal de 1.5 a 2 mm manteniendo la superficie oclusal llana, facilitando el escaneado del troquel o del encerado en el laboratorio, aunque el escáner pueda leer otros tipos de preparado.

Después de la reproducción de la impresión fig. ²⁵ y vaciado del modelo con yeso tipo IV fig. ²⁶, el técnico debe delimitar el término del preparado.



Fig. 25 ⁽²²⁾ Impresión, silicona.



Fig. 26 ⁽²²⁾ Modelos de trabajo.

Bajo el término cervical, se debe desgastar el troquel, formando una concavidad con 0.5 mm de profundidad y 1.5 mm a 2.0 mm de altura, con el objetivo de tornar más marcada y destacar el término cervical del preparado, de esta manera se contribuye significativamente para la calidad de lectura que hará el escáner. ⁽⁸⁾

La adaptación marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo con coronas totalmente cerámicas.

Las adaptaciones marginales con línea de cementación menos que $120\mu\text{m}$ pueden ser consideradas como éxito clínico en la prótesis convencional.

La falta de adaptación en cualquier corona puede afectar a su resistencia a la fractura, su duración en boca, caries a nivel marginal y aumento en la disolución del agente cementante.

Antes de orientar la punta del escáner, el troquel debe alineado en una base que soporta a los troqueles.

La punta del escáner debe ser posicionada abajo del punto inmediatamente inferior del término de la preparación fig. ²⁷, pues el inicia la lectura abajo del término y va rodeando y registrando 360 puntos a cada vuelta fig. ²⁸, subiendo 0.2 mm por vuelta, siendo, en media, registrados 30 mil puntos durante la lectura, pero este número depende del número de vueltas necesarias para escanear el troquel, proceso que lleva 5 minutos aproximadamente.



Fig. 27 ⁽⁴⁾ Colocación de la punta del escáner. Fig. 28 ⁽⁴⁾ Punta del escáner.

La imagen generada es transferida del escáner a un ordenador que tiene el programa en 3D fig. ²⁹, donde el operador verifica la correcta digitalización y centralización del troquel, el cual no debe tener retención sobre los bordes. ⁽²³⁾

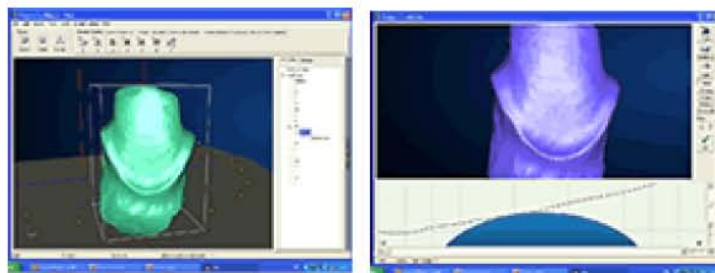


Fig. 29 ⁽²³⁾ Imagen 3d vista en el ordenador.

El programa 3D utilizado registra 360 puntos en el límite cervical obteniendo una mejor adaptación.

Después de la verificación, el operador va a, marcar 20 puntos en la pantalla, correspondiendo al término cervical en la primera etapa de delimitación, y el ordenador va a demarcar 360 puntos más destacados en torno el límite. Después de la marca inicial, el operador podrá hacer cualquier ajuste que sea necesario, pudiendo aumentar la imagen del término del preparado más de 100 veces, como si estuviera trabajando con un microscopio.

La próxima etapa es elegir el tipo de material para la confección del coping, pudiendo ser zirconio o alúmina. También debe seleccionar la espesura deseada o personalizar la espesura del coping usando la técnica de doble escaneado, donde se puede obtener un mejor soporte para la aplicación de la porcelana.

El próximo paso es enviar vía internet a una de las fábricas de Procera[®], la información digital, una vez recibida en la unidad de producción, es analizada en un ordenador figs. ^{30-1,2,3,4,5} y, enseguida, dos troqueles son producidos, uno en refractario 23% mayor que el original, donde será compactada la alúmina bajo toneladas de presión y, enseguida, fresado en la espesura deseada. Minutos después, este troquel es llevado al horno a 500°C, donde es removido el coping del troquel y este es llevado a un segundo horno a 1.640°C para sinterización, donde el coping se contrae en el 23% del tamaño.



Fig. 30-1 ⁽⁴⁾ Copings 3d.



Fig. 30-2 ⁽⁴⁾ Póntico 3d.



Fig. 30-3 ⁽⁴⁾ Conectores



Fig. 30-4 ⁽⁴⁾ Diseño prótesis fija 3d.



Fig. 30-5 ⁽⁴⁾ Diseño terminado en 3d.

Saliendo de la producción, el coping pasa por una prueba de adaptación marginal en el segundo troquel de PVC, evaluando si el coping está libre de microfracturas y si el color está dentro del estándar. ⁽⁸⁾

Todo el proceso, desde la hora que llega la información digital en la unidad de producción hasta la confección final del coping, lleva solamente 5 horas. Si las informaciones son enviadas antes de las 12 horas (horario local en la unidad de producción), el coping o pilar son enviados en el mismo día para el laboratorio o clínica que envió el pedido fig. ³¹. ⁽⁸⁾



Fig. 31 ⁽⁴⁾ Cerámica de óxido de zirconio.

Las estructuras llevan en media de 3 a 4 días para regresar a su origen, donde será aplicada la porcelana fig. ³².



Fig. 32 ⁽⁴⁾ Aplicación de la porcelana.

Si es un coping de alúmina, debe ser utilizada cerámica aluminizada, pues tiene un coeficiente de expansión térmico de 7.0, mientras los copings de zirconio tiene un coeficiente de expansión térmico de 9.0 si en cualquier coping de alúmina es necesaria la retirada de la cerámica por error de color, el técnico podrá poner el coping en una solución de ácido fluorhídrico en concentración del 70%, removiendo así toda la cerámica en minutos y nada ocurrirá a la estructura de del 99.9% de alúmina. Pero esta técnica no puede ser aplicada en las estructuras de zirconio con el 99.0%, pues son estabilizadas con itria.

Se recomienda para estos materiales un tratamiento a base de chorro con óxido de aluminio de 50 μ m con 2 bar de presión por 15 segundos y posteriormente limpieza en ultrasonido con agua destilada por 10 minutos. Este método de tratamiento ha sido efectivo en la preparación de coronas Procera, pues promueve micro retenciones en la superficie interna aumentando la superficie de contacto para la cementación. ⁽⁴⁾

Para preparar la estructura de zirconio, el tallado se debe realizar a gran velocidad utilizando fresas de diamante, con gran irrigación. fig.³³.



Fig. 33 ⁽⁴⁾ Tallado de la estructura de óxido de zirconio.

Este procedimiento evita la formación de microgrietas y la tensión térmica durante la cocción posterior de la cerámica de recubrimiento.

Para limpiar la subestructura de zirconio, se chorrea a presión utilizando 110-250 μ m de óxido de aluminio a una distancia aproximada de 10 mm, después se limpia la pieza por medio de un baño de ultrasonido. ⁽⁴⁾

La cementación de coronas Procera[®] sobre implantes se realiza con fosfato de cinc y sobre dientes naturales con ionómero de vidrio. ⁽⁸⁾

CAPÍTULO 4. ZIRKON-ZAHN®

La compañía Zirkon-zahn® fue fundada en el año 2003 con el objetivo de comercializar en el mercado mundial un sistema innovador de fresado de zirconio, que sus propios ingenieros han diseñado y desarrollado incluyendo una nueva gama de accesorios para la manufactura de estructuras de coronas y puentes en zirconio.

Hasta la fecha se han establecido filiales en Alemania, Austria, España, México, Australia, Nueva Zelanda, Finlandia, Corea, Sudáfrica y Estados Unidos. La fábrica está localizada en el sur del Tirol (Una región al norte de Italia de lengua alemana). Donde se realiza la manufactura y montaje de las fresadoras, aspiradores, hornos de sinterización, así como la producción de líquidos de coloración, y la producción y presinterización de bloques de zirconio.

Zirkon-zahn® ofrece a los técnicos de prótesis dentales un sistema sencillo y económico con el cual se puede trabajar fácilmente. La simplicidad de su manejo y su viabilidad económica son las claves del éxito internacional de la compañía. ⁽²⁴⁾

El sistema de fresado Zirkon-zahn®, desarrollado por Enrico Steger, abre nuevos horizontes en la elaboración de estructuras en zirconio, las restauraciones ajustan perfectamente y la versatilidad del sistema es convincente. Este sistema de fresado permite elaborar puentes con abutments divergentes.

Algunos discuten los costos operacionales de un sistema así, pero éstos son más que compensados por el bajo costo del material y por el ahorro real de tiempo en el proceso de elaboración. ⁽²⁵⁾

Desde la aparición en el mercado del sistema Zirkon-zahn® se han abierto un mundo de posibilidades que hasta el momento no han sido factibles con otros sistemas, como la de realizar una rehabilitación total sobre implantes.

Este sistema no se trata de una máquina con sofisticados sistemas informáticos cad-cam, con los que muchos protésicos no están familiarizados. En grandes laboratorios puede ser un buen complemento a sistemas cad-cam, indiscutiblemente más automáticos, y en los pequeños permite acceder a las ventajas del zirconio con una inversión y costes reducidos.

El sistema Zirkon-zahn® está basado en el duplicado de un patrón, mediante el proceso de fresado de un bloque de dióxido de zirconio en verde, el duplicado del patrón aumenta en un 25% aproximadamente, y a través de un proceso de sinterización a 1.500°C durante 6 horas, recupera el volumen del patrón original. ⁽¹²⁾

4.1 Componentes del sistema Zirkon-zahn®

El sistema Zirkon-zahn® para poder llevar a cabo la manufactura de los bloques de zirconio, cuenta con diversos componentes que a continuación serán brevemente descritos:

4.1.1 Zirkograph

Esta unidad de fresado fig. ³⁴ fue inventada por Enrico Steger, es una máquina de operación manual para la elaboración de coronas y estructuras de puentes. Un modelo análogo es copiado usando un palpador, aumentando su tamaño por el principio pantográfico del fresado de la estructura de un bloque de zirconio. ⁽²⁵⁾



Fig. 34 ⁽²⁵⁾ Zirkograph.

4.1.2 Zircograph ECO

Esta unidad fresadora, llamada "Volksfraser" fig. ³⁵, es una máquina diseñada para la elaboración manual de estructuras de coronas y puentes.

La Volksfraser es una unidad compacta que se puede colocar fácilmente sobre cualquier banco de laboratorio. ⁽²⁵⁾

Sus dimensiones son: 25 cm x 59 cm



Fig. 35 ⁽²⁵⁾ Fresadora Volksfraser.

4.1.3 Aspirador

El aspirador figs. ^{36-a,b} es un sistema de extracción para retirar el polvo fino y las partículas de micro-polvo resultantes del fresado. El sistema de extracción se ha diseñado para una eficacia óptima cuando es usado conjuntamente con la unidad de fresador Zirkon-zahn. ⁽²⁵⁾



Fig. 36-a ⁽²⁵⁾ Vista lateral.



Fig. 36-b ⁽²⁵⁾ Aspirador frente a fresadora.

4.1.4 Ice Zirconio

Oxido de Zirconio figs. ^{37-a,b} (parcialmente estabilizado con itrio) es un material cerámico de alta resistencia, las investigaciones demuestran que las características mecánicas del óxido de zirconio permanecen inalterables incluso después de varios años. Comparado con otros materiales de cerámica dental disponibles en el mercado, el óxido de zirconio es el que dispone de mayor resistencia a la fractura.

Se pueden realizar casi todos los tipos de restauraciones dentales con este material como por ejemplo puentes de hasta 14 unidades, copings y prótesis sobre implantes atornillados.

Los bloques de zirconio son producidos por Zirkon-zahn, y están disponibles en 7 diversos tamaños. A su vez, cada uno de estos siete tamaños están disponibles en alturas de 16mm ó 22mm. ⁽²⁵⁾



Fig. 37-a ⁽²⁵⁾ Estructuras de zirconio.



Fig. 37-b ⁽²⁵⁾ Fresado de estructura de zirconio.

4.1.5 Colores Superficiales (stains)

Los colores de Ice zirconio fig. 38 pueden ser aplicados sobre la superficie o mezclados con la cerámica. El coeficiente térmico de los colores superficiales es el mismo que el de la cerámica fig. 39. (25)



Fig. 38 (25) Stains.



Fig. 39 (25) Corona total.

4.1.6 Colores líquidos

El material de zirconio que es utilizado, puede colorearse sumergiendo la estructura fig. 40 en los colores líquidos antes de la sinterización. Existen 16 colores diferentes que cubren toda la gama clásica de la guía VITA.

El proceso se fija a través del proceso de sinterización.

La duración del tiempo de la inmersión en los colores líquidos no afecta el proceso de coloración. Después de sumergirlo, el líquido en exceso debe quitarse de la superficie aplicando aire fig. 41. (25)



Fig. 40 (25) Sumergiendo la estructura.



Fig. 41 (25) Eliminación del exceso de líquido.

4.1.7 Abrasivos

Zirkon-zahn® ofrece una amplia gama en sus productos abrasivos figs. 42-a,b,c, para el acabado de las estructuras.

Se puede disponer de fresas de tungsteno para el zirconio pre-sinterizado, fresas diamantadas y pulidores de silicona para el acabado del zirconio sinterizado. También existen fresas para la elaboración de los modelos de resina. ⁽²⁵⁾



Fig. 42-a ⁽²⁵⁾ Fresa de tungsteno. Fig. 42-b ⁽²⁵⁾ Fresa diamantada. Fig. 42-c ⁽²³⁾ Pulidor.

4.1.8 Horno de sinterización

El horno de sinterización figs. 43-a,b está compuesto por el horno propiamente dicho y por la unidad de control por separado.

El horno está diseñado para sinterizar estructuras de coronas y puentes de zirconio hasta aproximadamente 60 unidades.

La sinterización es un proceso de compactación del zirconio, que tiene lugar a altas temperaturas, aprox. 1.500°C. ⁽²⁵⁾



Fig. 43-a ⁽²⁵⁾ Horno de sinterización. Fig. 43-b ⁽²⁵⁾ Horno de sinterización abierto.

4.1.9 Horno de sinterización ECO.

EL horno figs. 44-a,b está diseñado para sinterizar estructuras de coronas y puentes de zirconio hasta 20 unidades aproximadamente. La sinterización se tiene lugar a altas temperaturas, aproximadamente 1.500°C.

El consumo de electricidad 0.7 kw.

Sus medidas son: altura 56 cm, ancho 26 cm y profundidad 44 cm.



Fig. 44-a ⁽²⁵⁾ Horno de sinterización ECO. Fig. 44-b ⁽²⁵⁾ Horno de sinterización ECO abierto.

4.1.10 Lámpara de secado

Después de sumergir la estructura de zirconio en el color líquido, se coloca la estructura en la lámpara de secado figs. 45-a,b con el fin de evitar que los residuos de ácido contenidos en el líquido puedan dañar el horno.

La lámpara de secado fue diseñada exclusivamente para materiales de Zirkon-zahn®.



Fig. 45-a ⁽²⁵⁾ Lámpara de secado.



Fig. 45-b ⁽²⁵⁾ Lámpara de secado encendida.

4.2 Zirkon-zahn® paso a paso

Por medio del sistema Zirkon-zahn® se pueden crear estructuras de zirconio implantosoportada, para ello se siguen los siguientes pasos;

En primer lugar se realizara un encerado diagnóstico, para poder valorar y predecir la estética en conjunto con la opinión del paciente.

Una vez aceptado el diseño, se proceder a duplicar mediante frentes de silicona el modelado con composite fotopolimerizable. Posteriormente se reducirá el espacio para la cerámica.

A modo de conseguir una férula, esta será seccionada para su prueba de su asentamiento pasivo en boca, porque de hacerlo todo unido, aunque es un material rígido, este se puede flexionar un poco y falsear la prueba.

Con este tipo de estructuras de zirconio se debe tener en cuenta que el material por su dureza, no tiene elasticidad, lo que significa que de no tener un correcto asentamiento en los implantes, se pueden presentar fracturas en bases finas.

La férula para ser probada clínicamente se tiene que segmentar, para que una vez asentada los segmentos sean unidos por medio de un composite en boca.

Una vez unido será trasladado en el modelo verificando su ajuste.

De no ser así, se identificara el error, para reposicionar la estructura o bien se optara por repetirla.

Posteriormente se posiciona en el plato derecho la férula y, en el plato izquierdo el bloque de zirconio correspondiente. figs. ^{46-a,b}.



Fig. 46-a ⁽²⁶⁾ Plato derecho e izquierdo de Zirkograph.



Fig. 46-b ⁽²⁶⁾ Vista lateral de platos Zirkograph.

Se comenzara a fresar todo el volumen de la rehabilitación. fig. 47. (12)



Fig. 47 (27) Fresado de la estructura de óxido de zirconio.

Los modelos se posicionaran de tal forma que no se pierda la relación entre la estructura a reproducir y el bloque que se está fresando.

Una vez fresada la rehabilitación se retira del soporte. En este paso la estructura puede ser repasada con fresas a baja velocidad para seguidamente darle el baño a color, que se consigue sumergiendo la estructura de zirconio de 1 a 2 segundos. Se pueden disponer de una gama de 16 colores.

Seguido del baño ácido la estructura se expone a una lámpara de secado durante 45 minutos. Una vez transcurrido el tiempo de secado se pone en el horno de sinterización durante 6 horas donde reducirá su volumen un 25% consiguiendo así todas las propiedades del zirconio sinterizado fig. 48.

Terminando este proceso de sinterizado, se checa el asentamiento fig. 49.



Fig. 48 (27) Estructura de óxido de zirconio.



Fig. 49 (27) Asentamiento de la estructura en boca.

Una vez que se tiene la estructura, gracias al elevado punto de fusión de este material, ya no habrá preocupación por las cocciones cerámicas, como ocurre en el caso de los metales, porque no le van a afectar en nada.

Se recomienda colocar una capa uniforme de cerámica, para así mejorar la unión entre el zirconio y la cerámica.

Esta capa se puede realizar con cerámica transparente, siendo esta las más pura al no contener pigmentos. (12)

Se debe tener en cuenta que el zirconio es un mal conductor térmico, lo que obliga en estructuras de gran volumen, a elevar la temperatura lentamente, del orden de 30 – 40° por minuto, y prolongar el tiempo de mantenimiento a temperatura final. Finalmente se coloca la cerámica de recubrimiento Ice Zirkon Keramik. fig. ^{50-a,b} (12)



Fig. 50-a ⁽²⁷⁾ Vista vestibular de la rehabilitación. Fig. 50-b ⁽²⁷⁾ Vista oclusal.

DISCUSIÓN

Fig. 51 ⁽²⁸⁾ Logo.Fig. 52 ⁽²³⁾ Logo Zirkon-zahn.

Procera[®] fig. 51 y Zirkon-zahn[®] fig. 52, son dos sistemas con los que se puede trabajar el óxido de zirconio, al apoyarnos en alguno de ellos, es factible explotar sus propiedades. Procera[®] al aplicar tecnología de punta tanto en el diseño y manufactura asistidos por computadora, indudablemente se muestra superior al sistema manual de Zirkon-zahn[®].

Procera[®] un sistema automatizado, en grandes laboratorios puede ser considerado como un buen complemento, en cuanto a calidad será mayor, ya que el diseño es sobre modelos 3d apoyados en un software con valores predeterminados adaptados a casos individuales, y que una vez maquinados, el acabado y grosor de la estructura será más exacto, ofreciendo significativas ventajas con respecto a los métodos tradicionales, ya que al controlar equipos de fabricación con ordenadores en lugar de hacerlo con operadores humanos, conllevan a la eliminación de los errores del operador.

Diferente a otros sistemas, el ajuste marginal puede ser visto desde el ordenador con más detalle, ya que el software permite ampliar la imagen.

Pero en la actualidad el éxito de Zirkon-zahn[®], está basado en ofrecer sencillez, rapidez en la manufactura, economía en el equipo y en su material. Otra de las particulares ventajas del sistema es el poder manipular al óxido de zirconio sin el empleo de alta tecnología con la que algunos protésicos no están familiarizados, de tal manera que Zirkon-zahn[®] abre las posibilidades a que un mayor número de laboratorios dentales puedan crear estructuras de zirconio sin la necesidad de manejar un sistema cad-cam.

Sabemos que el futuro de la odontología va de la mano con la tecnología, y una vez que los costos de equipos asistidos por ordenador sean accesibles, mayor número de laboratorios podrán incluir dentro de sus servicios este tipo de estructuras, aunado a esto los costos de las mismas se verán disminuidos, pudiendo así asegurar que los sistemas manuales irán decayendo a medida que los sistemas computarizados se vayan incorporando a los laboratorios de nuestro país.

CONCLUSIONES

Podemos concluir que los materiales con los que se comparo al óxido de zirconio, poseen buenas propiedades mecánicas, pero las estructuras del óxido de zirconio presentan valores más elevados, aparte de su versatilidad, ya que pueden ser empleadas para la rehabilitación del sector anterior ofreciendo una gran estética, como en el sector posterior, gracias a su alta resistencia, valores que por sus agregados como, alúmina y el zirconio estabilizado en su fase tetragonal, le ofrecen al material dureza y refuerzo de transformación respectivamente. De igual manera pudimos ver en los gráficos que todos los materiales están dentro de los rangos en cuanto al ajuste marginal, pero aun entre ellos el óxido de zirconio y las estructuras metal cerámica fueron superiores.

En cuanto a los dos sistemas descritos en esta tesina; ambos presentan ventajas y desventajas, pero indiscutiblemente podemos asegurar que la cuestión financiera es determinante y repercute tanto en el laboratorio a la hora de que este seleccione el sistema a introducir, como en el momento que el paciente escoja el tipo de tratamiento que este pueda solventar.

Por último gracias a las bondades de la cerámica de óxido de zirconio aunado a la aplicación ya sea del sistema Procera o Zirkon-zahn, tenemos la posibilidad de ofrecer al paciente una rehabilitación protésica exitosa, estética y con un gran ajuste marginal.

No debemos olvidar que la odontología se encuentra en un constante cambio a raíz de los avances tecnológicos, y que de igual forma nuestros conocimientos deben de estar en incesante actualización.

FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Rosenstein S. Diccionario de especialidades odontológicas. 5^{ta}. México: Editorial Thomson PLM, 2004.
2. <http://es.wikipedia.org/wiki/Circonio>
3. <http://www.lenntech.com/español/tabla-periodica/Zr.htm>
4. http://download.nobelbiocare.com/webcontent/RegulatoryLibrary/pdf/ZircManual_14561_ES_final.pdf
5. <http://72.14.253.104/search?q=cache:XsBmJ9RRkvcJ:ares.unimet.edu.ve/academic/revista/anales3.2/documentos/reveron.doc+sintesis+de+polvos+de+zirconia+estabilizada+con+ytria+a+traves+de+un+proceso+de+descomposicion+termica&hl=es&ct=clnk&cd=1&gl=mx>
6. <http://www.circonio.net/circonio.htm>
7. <http://www.iesgaherrera.com/fiqui/circonio.htm>
8. Miyashita E., Salazar A., Odontología Estética - El Estado del Arte. 1^{ra}. Latinoamérica: Editorial Artes Médicas, 2005. Pp. 271-301
9. <http://www.centrodeimplantologiabuca.com/HTML,implantes,bucales/implantes,zirconio,bucales,dentales,caracas,venezuela.html>
10. <http://www.odontologiaholistica.org.ve/alternativas.html>
11. http://zirkozahn.com/App_Upload/downloads/865_Zahnarztinfo_ES_web-pdf
12. Xavier Balmes Barnusell, Zirconio la respuesta. DENTAL DIALOGUE dd. 2006 (Vol 3) pag 56-63.
13. http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-69462006000300017&lng=pt&nrm=&tlng=es
14. <http://www.blanqueamientodental.com/propiedades%20y%20carac.html>
15. <http://www.activewin.com/reviews/hardware/processors/intel/tualatin/index.shtml>

16. <http://cesar789.bloringa.net/post-807453.html>
17. <http://rollingeye.wordpress.com/2007/06/01/piratear-windows-%C2%BFun-crimen/>
18. http://images.google.com.mx/imgres?imgurl=http://www.ikkaro.com/files/u1/disco-duro.jpg&imgrefurl=http://www.ikkaro.com/reciclar-disco-duro&h=533&w=800&sz=147&hl=es&start=1&tbnid=nTRLTjN9XIK6hM:&tbnh=95&tbnw=143&prev=/images%3Fq%3Ddisco%2Bduro%26gbv%3D2%26svnum%3D10%26hl%3Des%26safe%3Dstrict%26client%3Ddell-row%26channel%3Dmx%26sa%3DG%26ad%3Dw5://nsm.cl/tienda/index.php?cPath=36_49&osCsid=fdd2f36c125f2bcd5648160d598e7f3e
19. http://nsm.cl/tienda/index.php?cPath=36_49&osCsid=fdd2f36c125f2bcd5648160d598e7f3e
20. <http://www.miguellife.com/blog/?p=34>
21. <http://www.nicoladagostino.net/articoli/unkitperleemergenze.html>
22. <http://www.euskalnet.net/ldurbadent/protfija.htm>
23. <http://odontologos.comeva.com.co/publicaciones.php?id=21645&TRIBUSID=6e0c9014f4eca1f7b3e178c2b4ef57ba>
24. http://www.zirkonzahn.com/es/quienes_somos.html
25. <http://www.zirkonzahn.com/es/productos.html>
26. <http://www.bilekklix.at/www/leistungen/leistungen.htm>
27. <http://www.stomateam.cz/index.php?clanek=128>
28. <http://www.kansascitydentalimplantsociety.org/default.html>