



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DIFERENCIAS ESTRUCTURALES Y TIEMPO DE VIDA
DE LAS RESTAURACIONES CON NÚCLEO DE
ZIRCONIA Y ALÚMINA

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

XOCHQUETZAL GALICIA REYNA

TUTOR: C.D. JORGE PIMENTEL HERNÁNDEZ



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A mi **Universidad Nacional Autónoma de México** y a **mi Facultad de Odontología** por haberme dado la oportunidad de estudiar una licenciatura dentro de sus instalaciones.

A mis papas: Sócrates Silverio Galicia Fuentes y Adriana Emérita Reyna Rosey, por haberme dado la vida, por ser pilar fundamental en mi desarrollo personal y profesional. Papá gracias por preocuparte en todo momento por mi desarrollo intelectual, por brindarme todas las herramientas posibles, que sin duda me han servido mucho. Mami, gracias por estar pendiente de mi salud y por tu cariño incondicional. Los Amo.

A mi hermano Nacxit Ahraxazel Galicia Reyna por su cariño y apoyo incondicional. Te quiero mucho!

A mi abuelita Isabel Galicia Fuentes que cuidó de mí durante mucho tiempo. No tengo palabras ni manera para agradecerle todo lo que ha hecho por mí y mi familia: Muchas gracias abue, la queremos mucho!!!

A mis tíos porque de alguna manera siempre he contado con su apoyo, pero especialmente a mi tía **Irene Galicia Fuentes** y a mi tía **Victoria Reyna Rosey**.

A mis amigos, gracias por estar conmigo en los buenos y malos momentos, porque han sido como mi segunda familia.

A Roberto, sabes que eres una persona muy importante en mi vida, muchas gracias por tu cariño, tu comprensión y tu apoyo. Te quiero mucho.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	8
JUSTIFICACIÓN.....	9
OBJETIVOS.....	9
CAPÍTULO1: CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES DE LA ZIRCONIA	
1.1 Estructura cristalina de la zirconia.....	10
1.1.1 Fase monoclinica.....	10
1.1.2 Fase tetragonal.....	10
1.1.3 Fase cúbica.....	11
1.2 Transformaciones de fase.....	11
1.2.1 Monoclinica <-> Tetragonal (m <-> t)	
1.2.2 Tetragonal -> Monoclinica (t ->m)	
o Transformación Tenaz	
1.2.3 Tetragonal <-> Cúbica (t <->c)	
1.3 Estabilización.....	13
CAPÍTULO 2. CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES DE LA ALÚMINA	
2.1 Características Estructurales.....	16
2.2 Tipos de Alúmina.....	17
2.3 Propiedades Mecánicas.....	22

CAPÍTULO 3.	SISTEMAS QUE PROCESAN ALÚMINA Y ZIRCONIA	
	3.1 Clasificación de las Técnicas de Procesamiento.....	23
	3.1.1 Sinterización.....	23
	3.1.2 Cerámicas vítreas.....	23
	3.1.3 Prensado.....	24
	3.2 CAD-CAM.....	27
	3.2.1 In-Ceram.....	28
	3.2.2 Procera.....	31
	3.2.3 CEREC.....	37
CAPÍTULO 4.	COMPARACIÓN DE LOS ELEMENTOS ESTRUCTURALES Y PROPIEDADES MECÀNICAS DE LA ZIRCONIA Y ALÚMINA	
	4.1 Propiedades Mecánicas.....	43
	4.1.1 Fuerza o Resistencia a la Flexura.....	43
	4.1.2 Dureza.....	44
	4.1.3 Tenacidad a la Fractura.....	44
	CONCLUSIONES.....	49
	FUENTES DE INFORMACIÓN.....	50

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad contamos con un gran número de opciones para restaurar tanto el segmento anterior como el posterior con sistemas libres de metal. Idealmente éste debería tener características de alta resistencia, translucidez, adecuado ajuste marginal y biocompatibilidad; es decir que provean unas cualidades estéticas y funcionales comparables a las de la estructura del diente natural.⁽¹⁾

Dentro de los materiales que se utilizan en los sistemas libres de metal se encuentran el óxido de zirconio y el dióxido de alúmina.

El circonio (o zirconio) es un elemento químico de número atómico 40 situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos. Su símbolo es Zr. Es un metal duro, resistente a la corrosión, similar al acero. Los minerales más importantes en los que se encuentra son el circón ($ZrSiO_4$) y la badeleyita (ZrO_2).⁽²⁾ En el presente trabajo haremos alusión al metal como zirconio.

El zirconio (del árabe “zargun”, que significa “color dorado”) fue descubierto en 1789 por Martin Klaproth a partir del circón. En 1824 Jons Jakov Berzelius lo aisló en estado impuro. Fue hasta 1914 que se preparó el metal puro.

En 1969 se propuso por primera vez el uso de la Zirconia para propósitos médicos y concernió a la aplicación ortopédica. Fue propuesta como un material nuevo para reemplazar cadera en lugar de prótesis de titanio o alúmina.⁽³⁾

La alúmina es un material cerámico muy versátil, sus propiedades la hacen especialmente apta para aplicaciones en donde la temperatura es un factor

crítico, además de su relativa facilidad para adaptarse a diversos trabajos y usos.

Alúmina es el óxido de aluminio (Al_2O_3). Junto con la sílice, es el ingrediente más importante en la constitución de las arcillas y los barnices, impartiendoles resistencia y aumentando su temperatura de maduración.

El dióxido de aluminio existe en la naturaleza en forma de corindón, y de esmeril. Ciertas piedras preciosas, como el rubí, el zafiro, son formas de alúmina coloreadas por indicios de óxidos de metales pesados; se pueden fabricar piedras artificiales por fusión en la llama oxhídrica. La alúmina Al_2O_3 se halla también en forma de óxidos hidratados que son los componentes de la Bauxita y de la laterita (esta consta principalmente de hidróxidos aluminico y ferrico, sílice y menores proporciones de otros óxidos).

El dióxido de aluminio fundido y vuelto a cristalizar es idéntico en sus propiedades químicas y físicas al corindón natural. Solo le superan en dureza el diamante y algunas sustancias sintéticas, concretamente el carborundo o carburo de silicio. Tanto el corindón natural impuro (esmeril), como el corindón artificial puro (alundo) se utilizan como abrasivos. A temperatura ordinaria, el óxido de aluminio es insoluble en todos los reactivos químicos comunes.⁽⁴⁾

El desarrollo de núcleos y coronas de alúmina fue descrita por primera vez en 1965 (Mc Lean and Huges, 1965).^(5, 6, 7)

El uso de núcleos en Prótesis Parcial Fija es una alternativa para la restauración de las piezas dentales. La introducción de materiales libres de metal, tales como el óxido de zirconio y el dióxido de alúmina, para la fabricación de éstos es relativamente reciente; por lo que no hay muchos estudios clínicos al respecto. Sin embargo existen publicaciones que nos brindan información importante acerca de las propiedades mecánicas como son: resistencia a la flexura, resistencia a la fractura, módulo de elasticidad,

dureza y densidad, las cuales nos aportan parámetros para poder realizar una adecuada selección del material según las necesidades específicas de cada caso.

Los sistemas para procesar estos materiales se pueden clasificar de acuerdo al procedimiento de procesamiento en el laboratorio, como: prensado, slipcasting, laminado, o sinterizado, y por su composición química en feldespática, alta en leucita, baja en leucita, vidrio cerámico, discilicato de litio y mica, núcleos reforzados con alúmina, magnesia y zirconia.⁽⁸⁾

Han surgido gran número de sistemas para elaborar restauraciones libres de metal, un importante grupo, son las que permiten realizar restauraciones de excelente calidad y que son diseñadas y fabricadas o maquinadas asistidas por un computador (CAD/CAM). Dentro de este grupo de sistemas tenemos a Cerec, Procera.

Agradezco al Dr. Jorge Pimentel por su apoyo y dedicación constante en la realización de este trabajo.

A la Dra. Maria Luisa Cervantes Espinosa por la paciencia y el apoyo brindado en el transcurso del seminario.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La creciente demanda y aceptación por parte de los pacientes de las restauraciones totalmente cerámicas en lugar de las restauraciones metalocerámicas, ha llevado al desarrollo de nuevos sistemas de cerámicas libres de metal hechos a base de óxidos, tales como: óxido de zirconio y alúmina. Estos materiales deben poseer una fuerza a la flexura así como resistencia a la fractura adecuadas para poder ser una alternativa de tratamiento disponible en la fabricación de núcleos, coronas y prótesis parciales fijas.

Sin embargo, estas restauraciones están mostrando fallas que limitan su desempeño en boca, las cuales están asociadas comúnmente con la baja resistencia a la fractura y fragilidad. Existen pocos estudios clínicos respecto a la última generación de materiales por lo que se ha hecho un mayor énfasis en las propiedades mecánicas como son la fuerza y resistencia a la fractura.

JUSTIFICACIÓN

Debido al auge y a la escasa información clínica de estos materiales en la fabricación de diversas restauraciones, no sólo de núcleos para recubrimiento, si no de coronas, prótesis parciales fijas e implantología, es importante conocer las características estructurales así como las propiedades mecánicas, los cuales nos aportan datos relevantes para definir las indicaciones clínicas de estos materiales.

OBJETIVO GENERAL

Establecer las diferencias estructurales y tiempo de vida de restauraciones con núcleo de Zirconia y Alúmina.

CAPÍTULO 1: CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES DE LA ZIRCONIA

1.1 Estructura cristalina de la zirconia

La Zirconia es un dióxido cristalino de circonio. Sus propiedades mecánicas son muy similares a las de los metales y su color es muy similar al del diente.

En 1975, Garvie propuso un modelo para racionalizar las buenas propiedades mecánicas de la zirconia, en virtud de éstas ha sido llamado “*acero cerámico*”.⁽³⁾

Son tres las formas polimórficas que exhibe este material en estado puro dependiendo de la temperatura, conocidas como fase monoclinica, tetragonal y cúbica.^(3, 9,10)

1.1.1 Fase monoclinica: Es una fase estable a temperaturas por debajo de los 1170°C. Posee una estructura cristalográfica, en donde los cationes (Zr^{4+}) están situados en planos paralelos al (001) y separados por los planos de aniones (O^{2-}). Cada ión de circonio está rodeado por siete iones de oxígeno, de tal forma que está coordinado triangularmente con los iones de oxígeno de un plano O_I y tetraédricamente con los iones de oxígeno de un segundo plano O_{II} . El espesor de las capas es mayor cuando los iones de circonio están separados por iones de oxígeno del plano O_I que cuando lo están de los iones de oxígeno del plano O_{II} .

1.1.2 Fase tetragonal: Esta fase es estable para temperaturas comprendidas entre 1170°C y 2370°C. Posee una estructura en donde cada

ión Zr^{4+} está rodeado por ocho iones de oxígeno, cuatro de ellos a una distancia de 2.455 Å y los otros cuatro a una distancia de 2.065 Å

1.1.3 Fase cúbica: Esta fase es estable desde una temperatura de 2370 °C hasta la temperatura de fusión 2680 °C. Tiene una estructura en donde cada ión Zr^{4+} está coordinado con ocho iones de oxígeno equidistantes y a su vez, cada ión oxígeno está coordinado tetraédricamente con cuatro iones de circonio, similar a una estructura tipo fluorita con los iones circonio formando una subred cúbica fcc y los iones oxígeno formando una subred cúbica simple (fig. 1).⁽⁹⁾

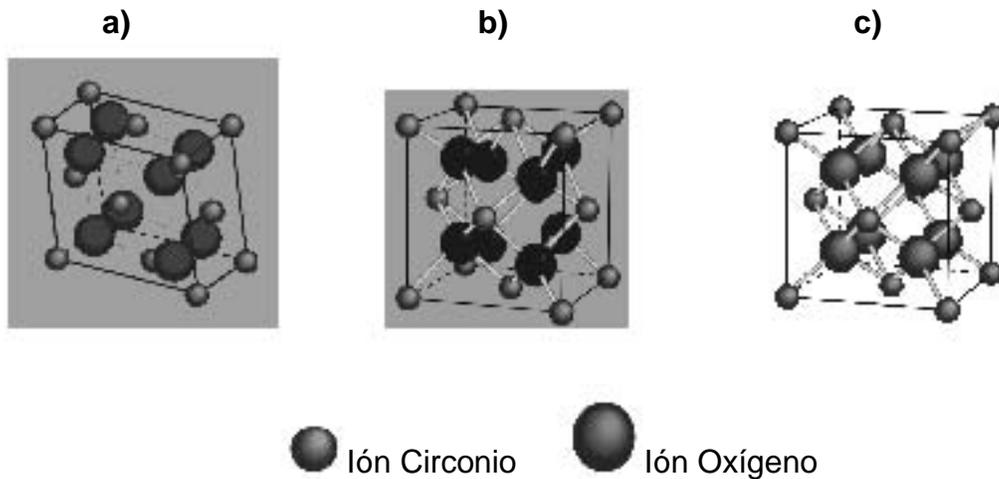


Figura 1. Representación de los polimorfismos del óxido de circonio.⁽⁹⁾

a) fase monoclinica, b) fase tetragonal, c) fase cúbica

1.2 Transformaciones de fase

Las transformaciones de fase que ocurren en la zirconia son las siguientes:

1.2.1 Monoclinica \leftrightarrow Tetragonal ($m \leftrightarrow t$)

Es la transformación de fase más importante de este material, ya que constituye la base para una mejora sustancial de las propiedades mecánicas

(aumento de la resistencia a propagación de grietas). La transformación ocurre por un procesos de cizalladura, adifuncional y se da a velocidades próximas a la del sonido. Se conoce como transformación martensítica porque es similar a la que tiene lugar en el acero cuando al enfriar rápidamente se produce la martensita. Entre las características más importantes cabe destacar:

a. La dilatación térmica de la zirconia en fase monoclinica es fuertemente anisotrópica. El cambio abrupto en los parámetros reticulares hace que el material sufra un aumento de volumen (3 a 5%) al enfriarse desde la fase tetragonal a la monoclinica y una disminución de volumen en el sentido inverso de la transición, lo que se traduce en la aparición de fisuras en el material.

b. Presenta histéresis térmica en los ciclos de calentamiento y enfriamiento. La transformación directa ocurre a 1170 °C mientras que la inversa tiene lugar entre 850 y 1000 °C.

1.2.2 Tetragonal → Monoclinica ($t \rightarrow m$) o Transformación Tenaz

Esta transformación ocurre a temperaturas entre 850 y 1000 °C. Cuando la transformación tiene lugar en polvos de zirconia, en donde no existen restricciones por parte de una matriz, la transición de fase se da libremente. Por el contrario, para un sólido cristalino en el que la matriz impone restricciones a la dilatación asociada a la transición, no se produce el cambio de fase a no ser que dichas restricciones sean eliminadas por algún agente externo, como puede ser un campo de altas tensiones.

Como resultado de la inducción de una tensión externa, como el rechamamiento, enfriamiento e impacto, los granos tetragonales cambian a la forma monoclinica; lo cual resulta en un incremento de 4% del volumen que causa una tensión compresiva. Esta tensión puede desarrollarse en la parte baja de una superficie o en el área alrededor de la punta de una grieta.

1.2.3 Tetragonal \leftrightarrow Cúbica ($t \leftrightarrow c$)

Es una transformación que se da a una temperatura de 2370°C mediante procesos difusionales, en donde uno de los ejes de la celda unidad cúbica sufre una dilatación. Esta transición de fase ha sido muy poco estudiada debido a las altas temperaturas a la que tiene lugar. ⁽⁹⁾ (Fig. 2)

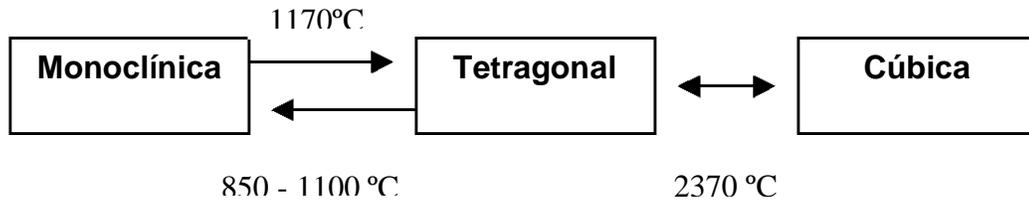


Figura 2. Representación de las transformaciones de fase. ⁽¹¹⁾

1.3 Estabilización

Una de las limitaciones del óxido de circonio como cerámico estructural avanzado, radica en la transformación espontánea de dicho material a fase monoclinica al pasar de la temperatura de fabricación a temperatura ambiente. Como ya se ha visto anteriormente, esto conlleva una expansión volumétrica asociada del 3-5 % que produce fracturas catastróficas en el material. Este problema queda resuelto con el uso de determinados óxidos divalentes y trivalentes, que consiguen estabilizar la fase tetragonal y cúbica de la zirconia en un amplio rango de temperaturas.

La ventaja de añadir estos estabilizantes durante el proceso de fabricación es doble, por un lado, previene la aparición de fisuras asociadas al enfriamiento de la muestra, ya que dificulta la transformación tetragonal-monoclinica y el cambio volumétrico asociado a dicho cambio. Por el otro lado, permite la fabricación de muestras que presentan cierta cantidad de fase tetragonal metaestable en un amplio rango de temperaturas, con el

consiguiente aumento de la tenacidad que ello implica, al producirse la transformación ($t \leftrightarrow m$).

Son muy pocos los óxidos aptos como estabilizadores de las fases cúbica y tetragonal de la zirconia; ya que son varios los requisitos que deben satisfacer estos óxidos para que exista una buena disolución de los mismos en la matriz cerámica. ⁽¹¹⁾

La estabilidad molecular de la zirconia se puede obtener al mezclarla con óxidos metálicos como el óxido de magnesio (MgO), óxido de calcio (CaO), trióxido de itrio (Y_2O_3). La Zirconia estabilizada con itrio también se conoce con el nombre de policristal tetragonal de Zirconia, esta es la combinación más estudiada. ⁽³⁾

Zirconia Parcialmente Estabilizada (PSZ)

El ZrO_2 parcialmente estabilizado se conoce por las iniciales PSZ (del término inglés Partially Stabilized Zirconia). Se obtiene cuando la cantidad de óxido metálico no es suficiente para la estabilización completa de la fase cúbica. Consiste en una mezcla de fases tetragonal y/o cúbica o monoclinica. Las ventajas de este material son dobles. Por un lado, la existencia de otras fases disminuye el coeficiente de dilatación térmica asociado al cambio de volumen de la transformación tetragonal-monoclinica, con lo que se disminuye la posible degradación del material asociada a dicha transformación, y por el otro lado los precipitados en fase tetragonal aumentan la tenacidad del material. ⁽¹¹⁾

Policristal Tetragonal de Zirconia (TZP)

Estudios llevados a cabo por Lange establecen una relación lineal entre la cantidad de precipitados retenidos en fase tetragonal y el aumento de la tenacidad de un material. De ahí que la obtención de zirconia en fase completamente tetragonal (TZP, del inglés Tetragonal Zirconia Polycrystals) supusiese un gran reto en la mejora de las propiedades mecánicas de este material. Rieth y Gupta y col. fueron los pioneros en la obtención de zirconia estabilizada con itria completamente en fase tetragonal, para lo cual se añadieron algunos aditivos de tierras raras. Dichas cerámicas se caracterizan por ser densas, con tamaño de grano pequeño y por su alta tenacidad, llegando a soportar tensiones de fracturas de 600-700 MPa., por lo que son de gran aplicación industrial como materiales resistentes al desgaste y a cortes. En el proceso de fabricación de dichos materiales, factores como las altas temperaturas de sinterización, los óxidos y el polvo de partida hacen que la inclusión de un pequeño porcentaje de fase cúbica sea muy difícil de controlar. ⁽¹¹⁾

Zirconia completamente estabilizada (FSZ)

Cuando la cantidad de óxido metálico es suficiente (por encima de un 9 mol%), se obtienen cerámicos con un 100% de fase cúbica (FSZ, de inglés Fully Stabilised Zirconia). La alta conductividad iónica, consecuencia del elevado número de vacantes de oxígeno que suponen las elevadas cantidades de óxidos, hace que entre sus aplicaciones más destacadas se encuentren: sensores de oxígeno, conductores electrónicos, células eléctricas, etc. También cabe destacar su extendido uso en joyería, ya que permite obtener monocristales de gran tamaño y perfección cristalina en una amplia gama de colores. ⁽¹¹⁾

CAPÍTULO 2: CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES DE LA ALÚMINA

2.1 Características Estructurales

Los cristales de óxido de la alúmina tienen una disposición de forma hexagonal y son de tamaño diminuto (fig. 3). Los tamaños mayores de los granos se forman de numerosos cristales, a diferencia de los grandes granos monocristalinos del carburo de silicio. ⁽⁴⁾

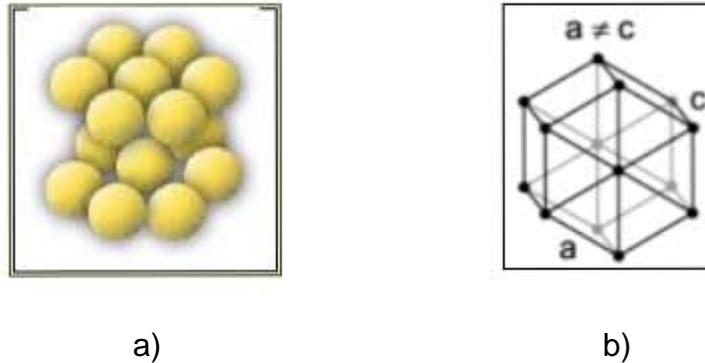


Figura 3. Estructura cristalina de la alúmina. ⁽⁴⁾

a) Disposición hexagonal de los cristales

b) Forma Geométrica

La estructura en forma de octaedro de alúmina, en el cual 6 grupos hidroxilos (OH⁻) o átomos de oxígeno están dispuestos de tal manera que cada uno forma un vértice de un octaedro que se mantiene unido por un átomo de aluminio en el centro, algunas veces el aluminio es sustituido por hierro en estado ferroso o ferrico. Los octaedros se encuentran unidos entre si en una hoja o lamina conocida como hoja de alúmina u octaédrica. (Fig. 4)⁽⁴⁾

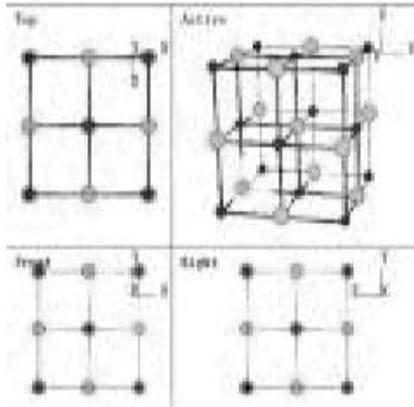


Figura 4. Hoja de alúmina u octaédrica. ⁽⁴⁾

2.2 Tipos de Alúmina

Alúmina activada o adsorbente

La alúmina activada es una forma porosa y adsorbente que se produce calentando los hidratos a temperatura superficial para expulsar la mayor parte del agua combinada. Es necesario regular el calentamiento, pues si la temperatura es demasiado alta no se obtiene la extensión máxima de superficie.

Una de las aplicaciones más importantes que tienen estas sustancias es la desencadenación de gases y líquidos. La alúmina activada tiene la propiedad de secar el aire hasta dejarle muy poca humedad. Los experimentos efectuados por el National Bureau of Standards indican la potencia de diversas desecantes.

La alúmina activada es un material con buenas propiedades de adsorción de fluoruros del agua y constituyen el material adsorbente más usado para este fin.

Se suele emplear para conseguir gran área, más estabilidad, forma física más conveniente y bajo costo.

Desafortunadamente la alúmina activada no se produce en el país y su adquisición resulta prohibitiva para algunas aplicaciones como las de salud pública.

Alfa Alúmina (α , corindón)

La alúmina se usa principalmente para la obtención de aluminio metálico, para lo cual debe ajustarse a ciertas normas de pureza, con propiedades físicas adecuadas para la reducción electrolítica. Debido a que este tipo de alúmina se encuentra en gran proporción en la bauxita, y que se puede refinar económicamente, ésta es la principal sustancia comercial que se obtiene. El proceso Bayer, generalmente se emplea para la refinación de la Bauxita. Se produce α -Alumina sin otras fases cristalinas cuando se calienta cualquiera de las alúminas hidratadas puras o γ -Alumina a 1250°C o mas por varias horas.

Entre otras aplicaciones de la α -Alumina son de mencionar su empleo para lechos en el tratamiento de aceros especiales de aleación, como fundente en la fusión de aceros especiales, componente de vidrios de poca dilatación térmica y de vidriados para porcelana y como materia prima para la fabricación de porcelanas dentales. Con poca proporción de carbonato sódico se usa como material refractario para aisladores eléctricos, en los que conviene que no halla carbonato.

Alúmina tabular

La alúmina tabular es una variedad porosa de poca área, que conserva su porosidad a temperaturas comprendidas en el intervalo de fusión de la alúmina. En vista de su gran estabilidad, se recomienda como portador de agentes activos en reacciones en que no es necesaria gran superficie. La gran pureza y estabilidad de esta clase de alúmina la hace adecuada como material inerte para intercambio de calor o reserva de calor a reservas catalizadas.

La alúmina tabular se prepara calentando alúmina calcinada por el proceso Bayer, a temperatura no mucho menor del punto de fusión, y tiene la forma cristalina del corindón. Se obtiene en tamaños que varían desde terrones de unos 25mm hasta polvo pasado por el tamiz número 300. Por razón de su punto de fusión relativamente alto, de su poca contracción y su inercia química, esta alúmina es conveniente como materia refractaria para altas temperaturas.

Alúminas hidratadas

Esta sustancia se conoce también en la literatura con el nombre de hidróxidos de aluminio.⁽⁴⁾

Estructura cristalina de la α -Alúmina

La cristalografía de la α -Alúmina ha sido descrita con detalle por Kronberg quién cuidadosamente distinguió tanto la descripción hexagonal como la romboédrica de la α -Alúmina, y las celdas morfológicas y estructurales.

A continuación se mostrará la estructura de la α -Alúmina. Esta puede ser vista como un subretículo HCP de iones de Oxígeno, con $2/3$ de los intersticios octaédricos estando ordenados con los iones de Aluminio en una selección ordenada.

Primeramente se observa la estructura de la de la celda unitaria de Alúmina. Ambos vectores de base, el de la hexagonal \mathbf{A}_i y el de la romboédrica \mathbf{a}_i están mostrados. (Fig. 5 a)

Los iones de Oxígeno no están indicados; los iones de Aluminio y los emplazamientos octaédricos que no están ocupados están mostrados como círculos rellenos y círculos sin rellenar respectivamente.

El desplazamiento escalonado de los iones de Aluminio a lo largo del eje $[0001]$ no está mostrado.

Una capa de Oxígeno se muestra conjuntamente con los vectores basales hexagonales de celda (fig. 5 b).⁽¹²⁾

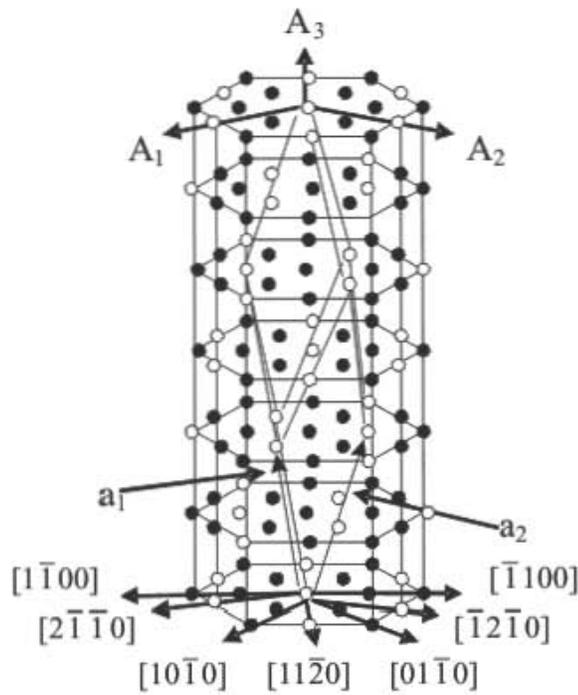


Figura 5 a. Organización de los iones de Aluminio (círculos rellenos), emplazamientos no ocupados (pequeños círculos sin relleno) ⁽¹²⁾

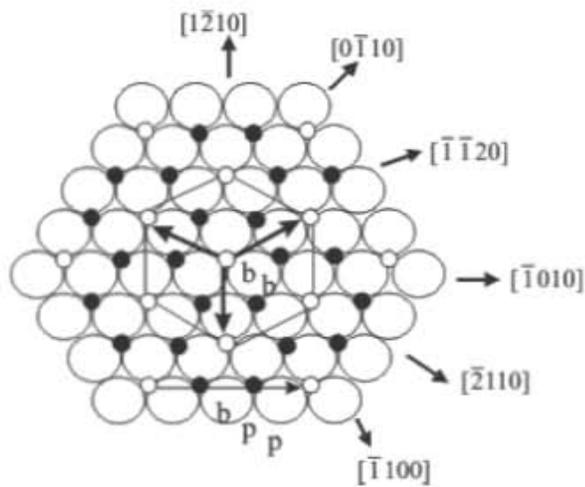


Figura 5 b. Capa de Oxígeno

Los desplazamientos centrales de los iones de Al ocurren, e incrementan su separación aproximadamente un 18% a lo largo de $[0001]$; esto se explica

como un crecimiento de las interacciones electrostáticas entre los iones positivamente cargados de Al (fig. 6).⁽¹²⁾

Los múltiples vectores Burgers posibles para las dislocaciones también están indicados.

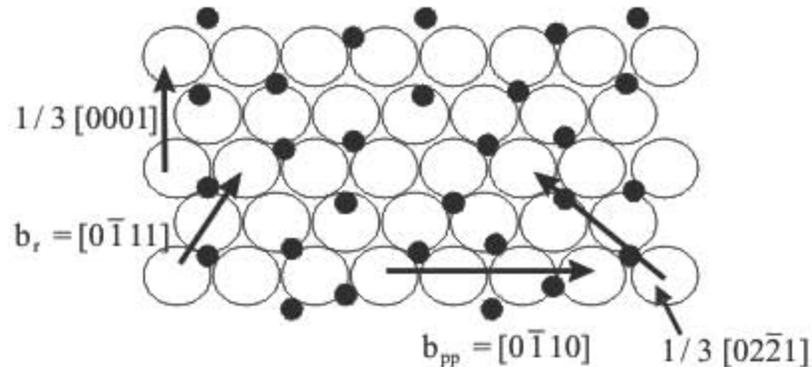


Figura 6. Disposición de los iones de Oxígeno y Aluminio vistos a lo largo de [0001]; en el prisma del plano de deslizamiento.⁽¹²⁾

Como el empaquetamiento de iones de Aluminio puede ser descrito por una secuencia como la siguiente... *abcabc*... y los paquetes cercanos de capas de Oxígeno mediante la secuencia ABAB, entonces la mínima distancia de repetición a lo largo de [0001] se corresponde con seis planos del subretículo HCP, tal y como se mostraba en la figura número 5 a.⁽¹²⁾

2.3 Propiedades Mecánicas

En la siguiente tabla se muestran las propiedades mecánicas del dióxido de alúmina.

Propiedades Mecánicas	
Dureza – Knoop (kgf mm ²)	2100
Dureza – Vickers (kgf mm ²)	1500-1650
Modulo de Tracción (GPa)	300-400
Resistencia a la Cizalla (MPa)	330
Resistencia a la Comprensión (Mpa)	2200-2600
Resistencia a la Tracción (MPa)	260-300

CAPÍTULO 3: SISTEMAS QUE PROCESAN ALÚMINA Y ZIRCONIA

3.1 Clasificación de las Técnicas de Procesamiento

Las cerámicas dentales son usualmente procesadas mediante sinterización, cerámicas vítreas y prensado. ^(5, 8)

3.1.1 Sinterización

El proceso de sinterización se define como la transformación de un poro originalmente compacto en una cerámica densa y fuerte. (Kingery et al., 1976). ⁽⁵⁾

Se puede describir como una secuencia compleja de reacciones a alta temperatura que ocurren por arriba del punto de fusión de la porcelana conduciendo a la fusión parcial de la matriz vítrea con coalescencia de partículas de polvo. ⁽⁵⁾

En la sinterización las partículas coalescen por difusión al estado sólido a muy altas temperaturas, pero por debajo del punto de fusión del compuesto que se desea sinterizar. En el proceso, la difusión atómica tiene lugar entre las superficies de contacto de las partículas a fin de que resulten químicamente unidas.

La sinterización se utiliza de modo generalizado para producir formas cerámicas de alúmina, berilia, ferrita y titanatos. ⁽¹⁴⁾

3.1.2 Cerámicas vítreas

Las cerámicas vítreas son sólidos policristalinos preparados mediante la cristalización controlada de los vidrios. La cristalización se logra cuando el

vidrio es sometido a tratamiento con calor mientras la enucleación del cristal y el crecimiento sean termodinámicamente posibles. El control adecuado del tratamiento con calor de la cristalización es necesario para asegurar la enucleación de un número suficiente de cristales y su crecimiento a un tamaño adecuado.

La naturaleza dual de los materiales vítreos cerámicos les brinda características estética, mecánicas y químicas de las cerámicas así como la habilidad de ser colados y procesados como vidrios. Estas características son de gran interés para las aplicaciones dentales.

La manejabilidad es otra característica deseable para la máxima utilidad de las cerámicas vítreas como material dental. La cualidad de las vitrocerámicas a ser manejables esta íntimamente relacionada a la naturaleza y tamaño de las partículas de las fases cristalinas que se desarrollan durante el tratamiento de cristalización con calor. ⁽⁵⁾

3.1.3 Prensado

Este tipo de cerámicas constituye otra aplicación de la alta tecnología a la práctica dental.

El proceso depende de la aplicación de presión externa a temperaturas elevadas para obtener la sinterización del cuerpo cerámico. El prensado convencional con calor ayuda a evitar grandes poros causados por una mezcla heterogénea. También previene el crecimiento extenso del grano o la cristalización secundaria, considerando la temperatura a la que se obtiene la sinterización. Las propiedades mecánicas de muchos sistemas cerámicos son maximizadas con la alta densidad y tamaño pequeño del grano. Por lo tanto, se puede obtener características óptimas con esta técnica. ⁽⁵⁾

Reforzamiento de las cerámicas

A pesar de las excelentes cualidades de estética y la buena biocompatibilidad, las cerámicas dentales, como todos los materiales cerámicos son frágiles. Son susceptibles a la fractura en el momento de colocarlas o durante la función.

Existen diversos métodos para mejorar la fuerza y el funcionamiento clínico de las cerámicas dentales, tales como refuerzo cristalino, refuerzo químico y templadura térmica. ⁽⁵⁾

El fortalecimiento mediante *refuerzo cristalino* envuelve la introducción de una alta proporción de la fase cristalina en la cerámica para mejorar su resistencia a la propagación de grietas. Sin embargo, la fase cristalina debe ser seleccionada cuidadosamente. Dentro de los criterios importantes para la selección se encuentra, coeficiente de contracción térmica, tenacidad y modulo de elasticidad.

El *refuerzo químico* es otro método usado para incrementar la fuerza de los vidrios y cerámicas. El principio de reforzamiento químico consiste en el intercambio de iones pequeños alcalinos por iones grandes por debajo del punto de tensión de la cerámica.

Debido a que la relajación de la tensión no es posible en este rango de temperaturas; el intercambio conduce a la formación de una capa compresiva en la superficie del material. Finalmente cualquier carga aplicada primero debe superar esta capa de compresión integrada antes de la tensión llegue a la superficie, dando como resultado un incremento en la resistencia a la fractura.

Esta técnica incluye el uso de sales alcalinas con un punto de fusión menor que el de la transición vítrea del material cerámico.

El refuerzo mediante intercambio de iones ha reportado un incremento en la resistencia a la flexura de porcelanas feldespáticas por arriba del 80%.⁽⁵⁾⁽¹⁴⁾. La profundidad de la capa de intercambio de iones ha reportado ser mayor de 50 μ .⁽⁵⁾

Sin embargo, esta técnica está limitada por factores como tiempo, temperatura y el radio iónico de los iones intercambiados.

La *templadura térmica* se usa comúnmente en el reforzamiento de vidrios y se basa en la creación de gradientes de temperatura entre la superficie y la parte voluminosa del vidrio. La técnica incluye calentamiento del vidrio a una temperatura por arriba de la región de transición vítrea y por debajo del punto reblandecimiento. Después éste es enfriado a temperatura ambiente con un chorro de aire o en un baño de aceite.

De igual manera que en el refuerzo químico, se forma una capa compresiva en la superficie del material que da como resultado un incremento en la resistencia a la fractura.

El efecto principal de la templadura es la inhibición de la formación de grietas antes que la retardación en el crecimiento de la grieta.

Un último método comúnmente usado para reforzar las cerámicas es el procedimiento de *glaseado*. Se basa en el principio de formación de una capa de baja expansión en la superficie sometida a temperaturas altas. Cuando se enfría, la baja expansión provoca compresión en la superficie de la cerámica y reduce la profundidad y grosor de los defectos.⁽⁵⁾

3.2 CAD-CAM

El término CAD-CAM viene de la abreviatura inglesa “*Computer Aided Design*” (Diseño asistido por ordenador) y “*Computer Aided Manufacturing*” (Fabricación asistida por ordenador). Actualmente este término está siendo sustituido por el de CAD-CIM que es la abreviatura inglesa de “*Computer Aided Design*” y “*Computer Integrated Machining*” (Diseño asistido por ordenador y Fabricación integrada en el ordenador).⁽¹⁵⁾

Aunque numerosos expertos usan el término CAD-CAM para las estaciones gráficas, su nombre es un acrónimo derivado del inglés Computer-Aided Designing y Computer-Aided Manufacturing (Diseño Asistido por Ordenador y Fabricación Asistida por Ordenador). CAD y CAM son disciplinas distintas.

En realidad CAD-CAM es un matrimonio entre numerosas disciplinas de ingeniería y fabricación. En una expresión más simple, es una comunicación computerizada y una función de diseño para y entre ingenieros de diseño e ingenieros de fabricación. Si lo llevamos a sus últimos extremos, podemos incluir en él casi todas las etapas de fabricación y gestión. En este caso, quedarían incluidos el marketing, la informática, contabilidad, control de calidad y casi todo aquello que pudiera tener relación con una base de datos centralizada. En general, podemos interpretar el prefijo CA como de “Asistido por Ordenador” y sinónimo de automatización.⁽¹⁵⁾

Algunas funciones más comunes del CAD son el modelado geométrico, análisis, prueba, delineación y documentación. El CAM por su parte, incluye control numérico, robótica, planificación y control de fabricación. Ambas disciplinas están interrelacionadas por un sistema de comunicación y una base de datos común.

Las Técnicas CAD-CAM se introdujeron en Odontología en 1971, siendo al principio más experimentales y teóricas que clínicas. En 1979 Heitlinger y Rodder, y luego Mörmann y Brandestini en 1980 empiezan a trabajar en este campo y durante esta década empiezan a aparecer diferentes sistemas como los de Duret, Minnesota y Cerec.

El primer prototipo se presentó en la conferencia Entretiens de Garancière, en Francia en 1983. Duret realiza una demostración fabricando una corona posterior para su mujer, el 30 de Noviembre de 1985.

Los problemas de la tecnología computarizada en Odontología son la impresión óptica; la computadora y el software; el material, herramientas y maquinaria; y, finalmente, el costo. ⁽¹⁵⁾

3.2.1 In-Ceram

Este sistema fue descrito por primera vez por Sadoun y fue introducido a la comunidad odontológica en 1989 en la exhibición internacional de Stuttgart. ⁽¹⁶⁾

Este sistema trabaja con 4 cerámicas a base de óxidos, los cuales son Spinell, Alúmina, Zirconia y Zirconia parcialmente estabilizada con itrio (YZ). ⁽¹⁷⁾

VITA In-Ceram SPINELL, ALUMINA y ZIRCONIA

Utiliza un material que después de la sinterización a altas temperaturas exhibe porosidades, las cuales se cierra mediante un proceso de infiltración con un vidrio especial. De ahí que se trate de un material compuesto.

El material In-Ceram ALUMINA está compuesto de un corindón de fabricación sintética obtenido a partir de bauxita. Consiste en una estructura

porosa de alúmina parcialmente sinterizada infiltrada con un vidrio fundido. La presentación del material es en bloques. ⁽¹⁷⁾ (Fig. 7)



Figura 7. Bloques de Vita In Ceram Alúmina ⁽⁴⁰⁾

In-Ceram ZIRCONIA es un óxido de aluminio (Al_2O_3) reforzado con dióxido de zirconio (ZrO_2) parcialmente estabilizado que combina la tenacidad de rotura de la zirconia con la gran resistencia a la flexión del óxido de aluminio.(Fig. 8)



Figura 8. Bloques de Vita In Ceram Zirconio ⁽⁴⁰⁾

VITA In-Ceram YZ (dióxido de circonio parcialmente estabilizado con itrio)
Es la única que, después de la sinterización, forma una cerámica de óxido monofásica cuyas propiedades mecánicas son mejoradas mediante la adición de unos óxidos especiales. ⁽¹⁷⁾

En el presente trabajo sólo se describirá el sistema In Ceram Alúmina e In Ceram Zirconia.

Los núcleos son fabricados mediante la técnica de slip casting⁽¹⁷⁾ que da como resultado un poro parcialmente sinterizado de alúmina; también se puede utilizar la técnica de laminado de bloques prefabricados parcialmente sinterizados⁽²¹⁾. La pieza de alúmina contiene partículas más pequeñas (<500nm) que junto con las partículas más grandes, da como resultado la formación de una red de poros de alúmina que tiene mínima contracción de aproximadamente 0.21%.⁽¹⁶⁾ Después se infiltra un vidrio de baja viscosidad (vidrio de lantano)⁽¹⁸⁾ a través de las cadenas de poros de las partículas de alúmina sinterizadas, para eliminar la mayor parte de las porosidades. Esto da como resultado una estructura compuesta con una fase de interpenetración de alta fuerza.

In Ceram Alúmina ha probado ser una alternativa aceptable para restaurar coronas unitarias así como prótesis parciales fijas para el sector anterior.^(16, 19) Sin embargo no está indicada para prótesis fijas en el cuadrante posterior.

Debido a esto, se introdujo el sistema In Ceram Zirconia. Las restauraciones con esta modalidad de tratamiento pueden ser viables.⁽²⁰⁾

El procedimiento para la elaboración de núcleos es similar a In Ceram Alúmina. La diferencia consiste en la adición de 33% de zirconia parcialmente estabilizada a la composición de la pieza.⁽⁴³⁾ Esta adición le confiere mayor resistencia a la fractura, gracias a la transformación de fase que sufre la zirconia conocido como mecanismo de transformación tenaz.

Este mecanismo es inducido por una tensión externa que puede desarrollarse en la parte baja de una superficie o en el área alrededor de la punta de una grieta, en el cual se produce una expansión volumétrica del 4%, dando como resultado un cierre parcial de la grieta.

3.2.2 Procera

Procera es un sistema exclusivo de Nobel Biocare para la fabricación de restauraciones dentales estéticas y funcionales. Desarrollado inicialmente por el Dr. Matts Anderson, en 1981, en Suecia, e introducido en el mercado odontológico por la empresa Nobel Biocare (Gotemburgo) en 1994. ⁽²²⁾

Este sistema esta basado en el uso de tecnología CAD/CAM para la elaboración de coronas, carillas, pilares y prótesis parciales fijas para el área odontológica.

El sistema ha sido llamado diseño dental asistido por computadora (CADD, de sus siglas en inglés) por su uso específico en el desarrollo de restauraciones dentales. ⁽²²⁾

El sistema CAD usa un escáner para el diseño del modelo en la computadora, que convertirá la información obtenida por el escáner en imagen tridimensional de puntos. Estos puntos reproducirán con alta fidelidad los contornos de las preparaciones en la pantalla.

Después de procesar esta información es posible usar un programa específico para redefinir los márgenes y el cuello cervical, para tener un adecuado espacio para el cemento, entre otros detalles.

Posteriormente se envían los datos por Internet o vía modem, para la central de producción que recibe la información y, a través de ella confecciona, de forma industrial, un coping que posteriormente es enviado al cirujano dentista para prueba, aplicación cerámica y finalización, eliminado, de esta manera, gran parte del proceso artesanal de las prótesis convencionales.

El uso de una línea de comunicación vía modem o Internet permitirá la producción a cualquier distancia entre el escáner y el lugar de producción.

Aplicaciones del Sistema Procera

Básicamente existen 4 aplicaciones:

- ☀ Procera® All Ceram: alúmina sinterizada para coronas, carillas laminadas y prótesis fijas de hasta 3 unidades, pilares protésicos individuales sobre implantes.
- ☀ Procera® All Titan: Infraestructura de Titanio para coronas y prótesis fijas, para confección de prótesis parciales o totales fijas sobre implantes.
- ☀ Procera® All Zirkon: copings de Zirconio para restauraciones de una unidad, confección de coronas individuales sobre implantes.
- ☀ Procera® Custom Abutments: de alúmina, zirconio y titanio.⁽²²⁾⁽²³⁾

El sistema Procera es versátil ya que puede ser usado en las diferentes especialidades odontológicas, como en Operatoria Dental, Estética, Prótesis sobre implantes.⁽²²⁾

Indicaciones de Procera® All Ceram

- Coronas individuales sobre dientes naturales
- Coronas individuales sobre implantes
- Carillas laminadas
- Prótesis Parcial Fija de unidades con retención distal hasta el primer molar

Las coronas totalmente cerámicas en alúmina (Procera AllCeram) fueron introducidas en 1991, desde ese momento los estudios clínicos han mostrado tasas de éxito del 98% a 5 años^(1, 24, 25, 26) y 92% a 10 años^(27, 28) de función.

Procera® All Ceram

Consiste en un sistema de producción industrial de coping hecho de óxido de alúmina puro densamente sinterizado que posteriormente recibe una cobertura con una porcelana de baja fusión (Ducera All Ceram, Degusta Alemania; Vitadur Alfa de Vita; Cerabien, Noritake y Creatio AV.) desarrollada específicamente para este proceso. Esta porcelana de cobertura es unida químicamente a la alúmina densamente sinterizada por uniones iónicas y covalentes.

La cantidad de alúmina presente en el coping es del 99.5%, fabricada a temperatura de fusión de 2.050⁰C. ⁽²²⁾

El proceso de sinterización produce una condensación molecular de este óxido dando como resultado una superficie altamente resistente y libre de porosidades. Según ANDERSSON y colaboradores, durante el proceso de sinterización altamente controlado el óxido de alúmina sufre una contracción de 15 a 20%, que ocurre después de la sectorización de las moléculas de alúmina. Debido a este factor, el troquel es primeramente reproducido el 20% mayor en toda su dimensión. ⁽²²⁾

Para la confección de la corona Procera® Alúmina, el coping está disponible en dos espesuras diferentes: 0.4 mm y 0.6 mm. La espesura del coping afecta la resistencia y sus propiedades ópticas. La espesura está relacionada con la translucidez, donde los materiales más espesos se presentan más opacos.

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. ⁽²²⁾

La adaptación marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo con coronas totalmente cerámicas. ⁽²⁹⁾

Las adaptaciones marginales con línea de cementación menor a 120µ pueden ser consideradas como éxito clínico en la prótesis convencional para mantenimiento de la longevidad. La falta de adaptación en adaptación en cualquier corona puede afectar a su resistencia a la fractura, su longevidad caries a nivel marginal y aumento en la disolución del agente cementante. ⁽²⁹⁾

Procera All Ceram paso a paso

El técnico debe delimitar la terminación de la preparación, mediante el uso de una fresa larga en forma de pera, para alcanzar la mejor definición de la línea marginal y con ello contribuir significativamente en la calidad de lectura que será hecha por el escáner Procera.

El modelo es colocado en la base del escáner en una posición vertical. (Fig. 8) La punta del escáner debe ser posicionada por debajo del punto de la terminación de la preparación, es ahí donde se inicia la lectura del modelo. (Fig. 9) Registra 360 puntos a cada vuelta, aproximadamente se registran 30 mil puntos durante la lectura y lleva cerca de 5 minutos.



Figura 8. Posición vertical del modelo ⁽⁴¹⁾



Figura 9. Punta del escáner posicionada ⁽⁴¹⁾

La imagen generada es transferida del escáner a un ordenador que tiene el programa en 3D, donde el operador va a verificar la correcta digitalización y centralización del troquel que no debe tener retención sobre los bordes. 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.

La próxima etapa es elegir el tipo de material para la confección del coping, pudiendo ser zirconia o alúmina. También debe seleccionar el espesor deseado o personalizar el espesor del coping. Posteriormente se envía la información por internet a una de las fábricas de Procera. ^(22, 30)

La información digital recibida en la unidad de producción es analizada en un ordenador. El programa de la computadora realiza el diseño de la forma y perfil de la restauración (fig. 10). Enseguida se producen dos modelos, uno es el modelo refractario, 20% mayor que el original. Posteriormente se realiza el coping de alúmina con la técnica de laminado y lleva al horno a 500°C (fig. 11). Para después ser removido del modelo y llevado a un

segundo horno a 1.640°C para sinterización, donde el coping se contrae el 20% del tamaño.

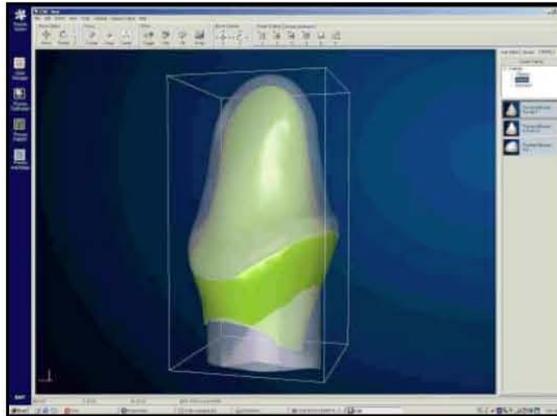


Figura 10. Diseño de la restauración ⁽⁴¹⁾



a)



b)

Figura 11. a) Coping de alúmina ⁽⁴¹⁾
b) Coping de zirconio

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 micro fracturas y si el color está dentro del estándar.

Se realiza la prueba del coping en la boca del paciente. Si la prueba es adecuada el coping esta listo para ser recubierto por 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. ⁽²⁹⁾

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 es necesario retirar el coping de alúmina de la cerámica por error de color, el técnico podrá poner el coping en una solución de ácido fluorhídrico en concentración del 70% para que toda la cerámica sea removida en minutos sin dañar la estructura de 99.5% de alúmina. Sin embargo esta técnica no puede ser aplicada en las estructuras de zirconio con el 99.0%, pues son estabilizadas con itria. ^(22, 29)

3.2.3 CEREC

En 1980 W.H. Mörmann de la Universidad de Zurich (Suiza) y M. Brandestini (Brains Inc, Zollikon, Suiza) desarrollan el sistema CEREC (Ceramic Reconstruction). Este sistema fue diseñado como un método de restauración por CAD-CAM para trabajar directamente en el sillón dental, con materiales de color dental. ⁽¹⁵⁾

El 19 de Septiembre de 1985, se coloca la primera incrustación realizada por ordenador a partir de un bloque de cerámica, empleando para su cementado las técnicas de grabado del esmalte y de la cerámica, un agente adhesivo y un cemento de composite. Desde 1986 Siemens ha desarrollado el sistema CEREC y lo ha comercializado.

Fases de desarrollo

Podemos distinguir varias fases en el desarrollo del sistema CEREC, desde sus inicios hasta la actualidad:

Primera fase o fase de desarrollo del método CEREC (desde finales de 1980 hasta 1985)

Esta fase comprende el desarrollo básico de la cámara tridimensional intrabucal; la construcción del prototipo incluyendo la óptica y el soporte electrónico (hardware), el almacén de almacenamiento y la unidad de procesado (CAD) y la unidad de tallado de control numérico (CAM); el diseño específico del sistema operativo Cerec 1.0 (C.O.S. 1.0); comienzo de los estudios básicos in vitro (Julio 1980) e in vivo (Diciembre 1980) sobre cementado de inlays de composite utilizando composite como cemento, y estudios de viabilidad de la capacidad de tallado de la capa de diamante de fresas y discos dentales, utilizando bloques de composite y materiales de cerámica dental. ⁽¹⁵⁾

La unidad prototipo Cerec Mark I y una serie de 25 unidades desarrolladas con la misma técnica (Brains Inc, Zollikon, Suiza) mostraron algunas limitaciones del sistema de impresión óptica y de la unidad de tallado de tres ejes. Sin embargo, la principal limitación en contra de la aceptación general después de 1985, fue la complejidad del sistema operativo original Cerec 1.0 (C.O.S. 1.0). Esto exigía un profundo aprendizaje y era motivo de frustración en situaciones clínicas incluso con usuarios muy motivados. A pesar de esto, un número de cualificados clínicos fue introduciendo el método CEREC en su práctica diaria desde 1987.

Segunda fase (1986-91)

Fue dedicada a promover mejoras del Cerec Mark I en muchos aspectos técnicos y la compañía Siemens (en 1986 Siemens adquiere la licencia para la comercialización y desarrollo posterior del aparato CEREC produjo un sistema muy fiable y comercial. En 1987 se realiza un test de campo en Alemania.

Vita Empieza a producir los bloques de cerámica Vita-Cerec Mark I entre 1985 y 1986. Los esfuerzos han sido dirigidos a mejorar este material desde 1987. Desde 1989 está disponible la cerámica vítrea mecanizada Dicor MGC y un juego de material adhesivo. Al final del 5º año de esta segunda fase, cerca del 1991, tienen lugar cuatro logros muy importantes: introducción del sistema operativo Cerec 2.0 (C.O.S. 2.0); introducción de la porcelana Vita Mark II y del Vita-Cerec Duo-Cement; introducción de los bloques Dicor GMC y se completa el seguimiento de observación clínico de 5 años de *inlays* mesioocluso- distales (MOD) realizados con la cerámica Vita Mark I. ⁽¹⁵⁾

Tercera fase comprendida entre 1992-1994

Se aprecian unas mejoras en el sistema: se produce el cambio del sistema hidromotriz de fresado (turbina Pelton) al de motor de regulación electrónica. En 1994 aparece el *software* VENEER 1.0, para realizar sencillas carillas en dientes anteriores. También se ha mejorado el sistema operativo C.O.S. 2.11 que facilita la construcción de cúspides.

En 1992 el CEREC es comercializado en España.

Cuarta fase comprende el periodo entre 1994 y 1999

En 1994 aparece el CEREC 2 (Fig. 12). Este nuevo aparato mejora las posibilidades técnicas del aparato anterior al introducir en la cámara de fresado un nuevo elemento: una fresa. El sistema se amplía de los 3 ejes de movilidad en el tallado, a un total de 12 grados de libertad a lo largo de los 6 ejes actuales. En 1997 se introduce el sistema operativo para realizar coronas completas en dientes posteriores: es el CROWN 1.0. En 1998 aparece el CROWN 1.11 que nos permite la realización de todo tipo de restauraciones en dientes anteriores y posteriores.

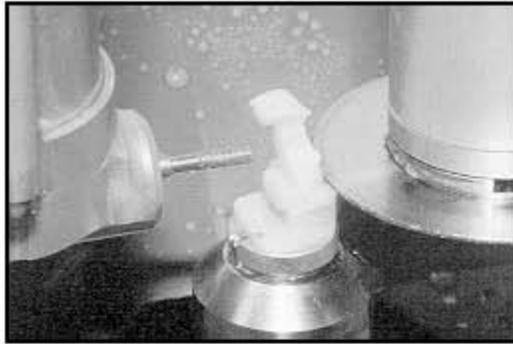


Figura 12. Cerec 2 ⁽³¹⁾

En 1998 aparecen dos nuevos fabricantes de cerámica para el CEREC: Ivoclar presenta los bloques cerámicos ProCAD®) y Megadenta presenta los Bloxx® (estos tienen diferentes colores dentro de un mismo bloque mecanizable).

Quinta fase

En el año 2000 se presenta el CEREC 3, el CEREC Scan y el CEREC Link. El CEREC 3 es un sistema modular CAD/CAM que trabaja en el entorno operativo de Windows® (Fig. 13). Mörmann define al sistema como un centro de diagnóstico, restauración, formación y documentación para la práctica dental. (Fig). El CEREC Scan es una unidad de tallado con escáner por láser. El CEREC Link es un *software* de diseño para restauraciones con CEREC 2 por ordenador.

Sexta fase

En el 2002, Sirona se introduce plenamente en el mundo del laboratorio de prótesis con el CEREC inLab (Fig. 14). Este sistema es capaz de realizar estructuras para puentes de tres piezas en zirconia u óxido de alúmina. ⁽¹⁵⁾



Figura 13. Cerec 3 ⁽⁴⁰⁾



Figura 14. Cerec inLab ⁽⁴⁰⁾

Cerec Vitablocs In Ceram Alúmina y Cerec Vitablocs In Ceram Zirconia

Este sistema ofrece una alternativa a la técnica convencional slipcasting con el Cerec Vitablocs In Ceram Alúmina y Zirconio (fig. 15).

Los bloques son elaborados con polvo de óxido de alúmina y óxido de zirconio, los cuales son calentados hasta que se logra una micro estructura de poro abierto. El número de macro poros que se forma en los blocs de In Ceram es menor comparado con la técnica convencional de slip casting. Además de que la estructura de poro abierto es más homogénea en In Ceram blocs que en la técnica convencional, lo cual conlleva a un incremento en la resistencia a la flexura. ⁽¹⁸⁾

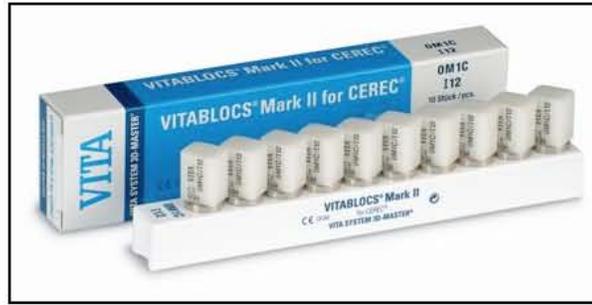


Figura 15. Bloques de cerámica prefabricados Vita MK II (Vita Cerec Blocs)
(40)

CAPÍTULO 4: COMPARACIÓN DE LOS ELEMENTOS ESTRUCTURALES Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA ZIRCONIA Y ALÚMINA

4.1 Propiedades mecánicas

4.1.1 Fuerza o Resistencia a la Flexura

La fuerza es una propiedad mecánica importante, la cual se define como tensión necesaria para causar una fractura o una deformación plástica. Es afectada fuertemente por el tamaño de los defectos y los defectos presentes en la superficie del material,^(8, 10) así como la distribución de estos y las pruebas que se emplean para la medición.⁽³²⁾

Para determinar la resistencia a la flexura existen dos pruebas, una de ellas es 3 y 4 puntos de fuerza a la flexura y el ensayo biaxial de resistencia a la flexura (Fig. 16). En el ensayo de fuerza de flexura biaxial un espécimen en forma de disco es sostenido por debajo mediante 3 esferas soportadas y distribuidas en un modelo circular. La carga es aplicada desde arriba mediante el uso de un pistón concéntrico con esferas soportadas.⁽⁸⁾

El ensayo de fuerza biaxial ha sido usado en varios estudios para predecir el funcionamiento de los materiales totalmente cerámicos. Esta prueba es menos sensible al filo de los bordes que la prueba de 3 y 4 puntos, así como a las imperfecciones de la superficie resultantes de la preparación del espécimen. Por lo tanto el ensayo de fuerza biaxial produce menos variaciones en la información para la determinación de la fuerza.⁽⁸⁾

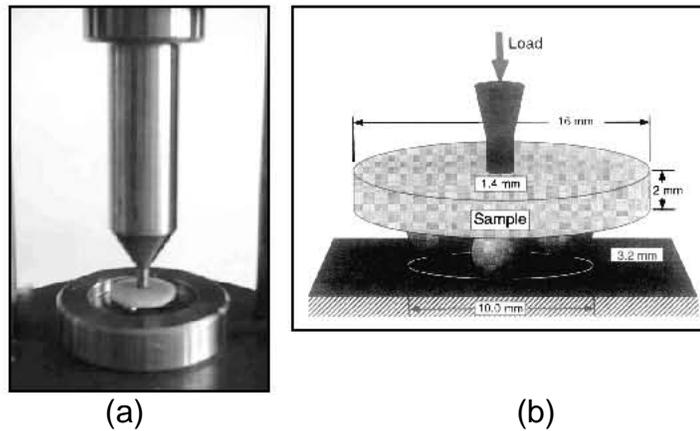


Figura 16. Máquina de ensayo biaxial de resistencia a la flexura (a) ⁽⁶⁾
 Diagrama del ensayo biaxial de resistencia a la flexura (b)

4.1.2 Dureza

La dureza es una de las propiedades mecánicas medidas frecuentemente en las cerámicas. Esta propiedad nos ayuda en la caracterización de la resistencia a la deformación, densificación y fractura. La medición se realiza con instrumentos convencionales de microdureza, como son los indentadores de diamante Vickers y Knoop. ⁽⁶⁾

4.1.3 Tenacidad a la Fractura

La tenacidad a la fractura es definida como el nivel crítico de intensidad de tensión en el cual los defectos empiezan a crecer. Indica la habilidad del material para resistir a la rápida propagación de la fractura y que provoca la falla catástrofica del material, ***ésta prueba es de suma importancia por que reporta la funcionalidad intraoral del material.*** ^(8, 10)

Ésta propiedad es independiente de la distribución de los defectos, por lo que se cree es la más consistente. ⁽⁴³⁾

Las técnicas que se usan para determinar la tenacidad a la fractura generalmente se dividen en dos grupos. El primer grupo incluye fracturas

mecánicas convencionales usando pregrietas inducidas o muescas. El segundo grupo de técnicas, conocido también como técnica de grietas pequeñas, se basan en la presencia de una indentación producida con un indentador de Vickers o Knoop (Fig. 17). Tal indentación puede ser usada también como el defecto dominante en una prueba de espécimen de fuerza (fuerza de indentación, IS) o para producir grietas radiales (fractura de indentación, IF).⁽¹⁰⁾

Con el método de fuerza de indentación, la tenacidad de la fractura es determinada por la asociación a una fórmula de fuerza estándar con un análisis apropiado de fractura mecánica. En la técnica de fractura de indentación la medición directa de la longitud de la grieta suele calcular la tenacidad a la fractura.⁽¹⁰⁾

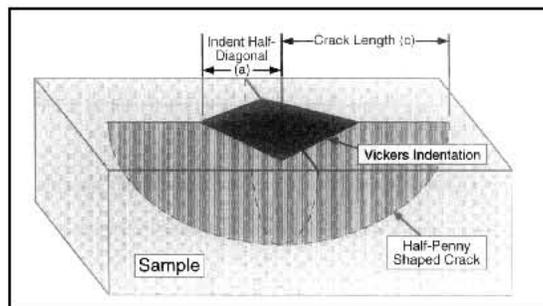


Figura 17. Diagrama esquemático del Indentador de Vickers⁽³⁴⁾

A continuación se presenta una tabla comparativa entre los sistemas de procesamiento.

Sistema de procesamiento	Material del núcleo	Resistencia a la Flexura (MPa)	Resistencia a la Fractura (MPa/m^{1/2})
In Ceram Alumina (Vita Zahnfabrick)	Alúmina infiltrada con vidrio	236-600 ^{(8) (10) (33)}	3.1 - 4.78 ^{(8) (34)} (35)
In Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrick)	Alúmina infiltrada con vidrio con adición de 33% de zirconio parcialmente estabilizada	421-800 ^{(8) (10) (34)} (35)	6-8 ^{(8) (36)}
Procera All Ceram (Nobel Biocare)	Alúmina altamente pura y densamente sinterizada	487-699 ^{(34) (37) (38)}	4.48 – 6 ^{(34) (39)}
Procera Zirconia	YTZP	900-1400 ⁽²³⁾	8-12 ⁽²³⁾

Microestructura de Alúmina

Están presentes tres diferentes tamaños de partícula de alúmina. Granos alargados grandemente (10-12 μm de largo y 2.5 - 4 μm de ancho). Partículas facetadas con diámetro de 1 a 4 μm ; y granos esféricos con diámetro menor a 1 μm . Los granos elongados están orientados a lo largo de la longitud del espécimen (indicados con una flecha en la fig. 18)

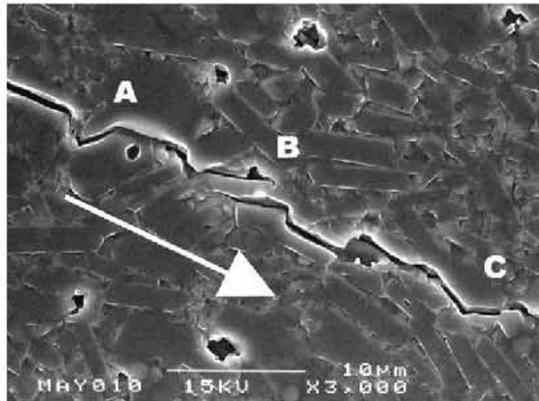


Figura 18. Microestructura de la alúmina ⁽³²⁾

La flecha indica la dirección de la grieta

Las trayectorias de las grietas y longitudes están afectadas acentuadamente por la orientación de los granos elongados, esto es, la grieta es más larga y el modelo es intergranular cuando la dirección es orientada a lo largo de la longitud de los granos, mientras que la grieta es menor y el modelo de fractura es transgranular cuando la grieta se extiende perpendicularmente a la longitud de los granos.

Las grietas más grandes se están propagando a lo largo del eje principal de los cristales alargados, los cuales a mayor aumento, observan una orientación horizontal. Las grietas más pequeñas se propagan perpendicularmente a los granos alargados (fig. 19). ⁽³²⁾

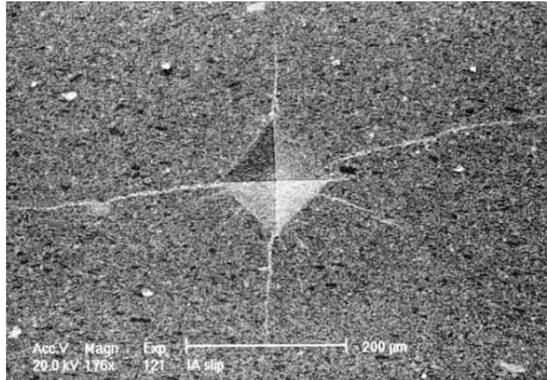


Figura 19. Impresión del indentador Vickers. ⁽³²⁾

Se observan la propagación de las grietas

Microestructura de la Zirconia

Las observaciones al microscopio muestran que los granos de zirconio tienen dos formas: grandes granos facetados (tamaño medio del grano de $2\mu\text{m}$) y los granos finos esféricos (tamaño medio del grano $<1\mu\text{m}$).

El modelo de grieta es constantemente transgranular para los granos de zirconia; mientras que para los granos de alúmina es intergranular. (Fig. 20)

(42)

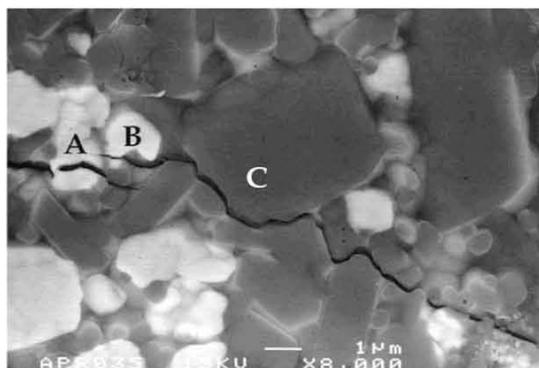


Figura 20. Modelo de grietas, transgranular (A y B) y intergranular (C) ⁽⁴²⁾

CONCLUSIONES

Según los reportes de investigación de varios autores, las restauraciones a base de óxido de zirconio tienen mejores propiedades mecánicas comparadas con las de óxido de alúmina.

Así mismo, dentro de las restauraciones a base de óxido de zirconio, las que están fabricadas con policristal de óxido de zirconio parcialmente estabilizado con itrio son las que mostraron tener las propiedades mecánicas más altas.

En la comparación de los sistemas que las fabrican Procera Zirconia fue la que tuvo mejores resultados en cuanto a la resistencia a la flexura y una mayor resistencia a la fractura.

Los sistemas a base de óxido de alúmina por sus propiedades mecánicas están indicados en coronas individuales y prótesis parciales fijas en el segmento anterior, mientras que las que están hechas a base de óxido de zirconio están indicadas en el segmento posterior, sin embargo hacen falta un seguimiento de casos clínicos para tener una mayor certeza de su viabilidad.

Estos nuevos sistemas para fabricar restauraciones totalmente cerámicas brindan una alternativa bastante buena para la rehabilitación oral, sin embargo el coste es una de las principales desventajas que existen. Así como la falta de laboratorios en México que cuenten con la infraestructura.

FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Villegas CD, Sistema Procera para restauraciones cerámicas. Rev. Odont. Mundo Dent.
2. <http://es.wikipedia.org/wiki/Circonio>
3. Manicone PF, et. al., An Overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Journal of Dent. 2007.
4. <http://www.monografias.com/trabajos35/alumina/alumina.shtml>
5. Denry IL, Recent Advances in Ceramics for Dentistry. Crit Rev Oral Biol Med. 1996 7 (2):134-143.
6. White, S.N, Miklus V.G., Mc Laren E.A., Lang L.A., Caputo A.A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. The Journal of Prosthetic Dentistry 2005; 94: 125-131.
7. Mc Lean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J. 1965. 119: 251-567.
8. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J. Prosthet Dent. 2007. Aug; 98 (2): 120-128.
9. <http://www.textoscientificos.com/quimica/ceramicas-avanzadas/zirconia>
10. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. The Int. J. of Prosth. 2002.15 (4) 339- 346.

11. <http://www.textoscientificos.com/quimica/ceramicas-avanzadas/zirconia>
12. <http://www.textoscientificos.com/quimica/alumina/dislocaciones-reticulo-corindon>
13. Seghi RR, Crispin BC, Mito W. The effect of ion-exchange on the flexural strength of feldspatic porcelains. *Int J. Prosth.* 1990. 3:130-134.
14. <http://es.wikipedia.org/wiki/Sinterizaci%C3%B3n>
15. Cadafalch Cabani, Juan. Caracterización microestructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaborados por la tecnología CAD-CAM para su utilización en prótesis odontológica. Tesis Doctoral.
16. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural Strength of In Ceram Alumina and In Ceram Zirconia core materials. *The Int. J. of Prosth.* 2002. 15 (2):183-188.
17. VITA In-Ceram SPINELL/ALUMINA/ZIRCONIA BLANKS for CEREC, ref. 1047D (instrucciones de uso).
18. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In Ceram Alumina and In Ceram Zirconia bars. *Dent Mat.* 2001. 17:260-267.
19. Sorenson JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In Ceram fixed partial dentures: Three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc.* 1998; 26:207-214.

20. McLaren EA, White SN. Glass infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999. 11:985-994.
21. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The J of Prosthet Dent*. 2004. 92 (6):557-561.
22. Francischone, Carlos Eduardo. Metal Free esthetic restorations: Procera concept. 2^a ed. Quintessence Pub. 2003.
23. www.psjdental.com/procera_zirconia.htm
24. Chai J, McGivney GP, Munoz CA. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent*. 1997 Jan;77(1):1-11.
25. Naert I, Van der Donk A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005 Jan;32(1):51-7.
26. Oden A, Andersson M, Krytek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera allceram crowns. *J Proosthet Dent* 1998;80(4):450-6.
27. Haag P, AnderssonM, Vult von Steyern P, Oden A. A 15 year of clinical experience with Procera alumina. A review. *Appl Osseointegrat Res* 2004;4:7-12
28. Odman P, Andersson B. Procera Allceram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2001 Nov-Dec;14: 504-509.

29. May KB, Russell M M, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *The Journal Of Prosthe Dent.* 1998. 80(4).394-404

30. http://www1.nobelbiocare.com/es_es/esthetic-solutions/the-procera-process/

31. <http://www.infomed.es/gemo/bolet-4/martin.html>

32. Guazzato M, Albakry M, Ringer PS, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mat.* 2004. 20: 441-448.

33. Giordano RA II, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 411-418.

34. Wagner WC, Chu TM. Biaxial Flexural Strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 1996. 76:140-144.

35. Seghi RR, Denry IL, Rossenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995. 74:145-150.

36. Mc Laren EA, White SN. Glass infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol.* 2000; 23:63-76.

37. White SN, Caputto AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera All Ceramic System. *J Esthet Den.* 1996. 8:120-126.

38. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. flexures test on dental ceramics. Int J Prosthodont. 1996. 9:434-439.

39. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res. 1989; 23:45-61.

40. http://www.vident.com/product_t1.php?id_pages=84

41. <http://www.silomdental.com/procera.html>

42. Guazzato M, Albakry M, Ringer PS, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater. 2004. 20: 449-456.