



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ZIRCONIA, BIOMATERIAL PARA RESTAURACIONES
ESTÉTICAS.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

MARÍA TERESA DOMÍNGUEZ CORTES

TUTOR: C.D. JUAN CARLOS FLORES GUTIÉRREZ

ASESORA: C.D. MARÍA ALICIA VALENTI GONZÁLEZ

MÉXICO, D.F.

MAYO 2008



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.

Agradezco a Dios por permitirme llegar a culminar esta etapa en mi vida y poder compartir este momento tan importante con mis padres hermanos y amigos.

De manera especial a mis padres por sus consejos y apoyo incondicional en todo momento, motivándome siempre a seguir preparándome profesionalmente.

A mis hermanos y hermanas por su tiempo y apoyo que me brindaron cada uno en todo este tiempo

A mi hermana Ma. Luisa por su ayuda incondicional, motivación y consejos que me ha brindado en todo momento

A el C.D Juan Carlos Flores Gutiérrez por su apoyo en la realización de este trabajo.

GRACIAS.....

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO 1

1. ZIRCONIA.....	7
1.1 Definición.....	7
1.2 Antecedentes.....	7
1.3 Obtención.....	9
1.4 Propiedades estructurales	10
1.5 Propiedades físicas.....	13

CAPÍTULO 2

2. TIPOS DE ZIRCONIA PARA LA APLICACIÓN DENTAL.....	14
2.1 Zirconia estabilizada con itrio (3Y-TZP).....	14
2.2 Zirconia infiltrada con vidrio y alúmina.....	18
2.3 Zirconia estabilizada con partículas de magnesio (Mg-PSZ)..	19
2.4 Biocompatibilidad.....	20
2.5 Ventajas.....	24

CAPÍTULO 3

3. PROPIEDADES MECÁNICAS.....	25
3.1 Resistencia a la flexión.....	25
3.2 Tenacidad a la fractura.....	25
3.3 Dureza	27
3.4 Estudios realizados.....	28

CAPÍTULO 4

4. PREPARACIÓN DENTAL	34
4.1 Dientes anteriores	34
4.2 Dientes posteriores	35
4.3 Línea de terminado	36

CAPITULO 5

5. SISTEMAS DE FABRICACIÓN.....	37
5.1 Sistema Zirconzahn	37
5.2 Antecedentes	37
5.3 componentes del sistema	38
5.3.1 Fresadora	38
5.3.2 Aspirador	39
5.3.3 Colores líquidos.....	39
5.3.4 Lámpara des secado.....	40
5.3.5 Horno de sinterizado.....	40
5.3.6 Colores superficiales	41
5.3.7 Ice de zirconia	41
5.3.8 Elementos para pulido.....	42
5.4 Pasos para la remodelación en resina.....	43
5.5 Proceso del fresado.....	44
5.6 Estratificación de la cerámica.....	47
5.7 Sistema CAD-CAM	49
5.7.1 Definición.....	49
5.7.2 Antecedentes	50
5.7.3 Fases del proceso CAD-CAM.....	51
5.7.4 Sistemas que utilizan CAD-CAM	51
5.7.5 Ventajas	51

5.7.6	Desventajas.....	52
5.7.7	Aplicaciones	53
5.8	Sistema CEREC (Sirona – Dental).....	53
5.8.1	Proceso	55
5.8.2	CEREC In Lab.....	55
5.8.3	Cerámicas de uso en este sistema.....	58
5.9	Sistema PROCERA.....	63
5.9.1	Aplicaciones del sistema PROCERA	63
5.9.2	Indicaciones para el sistema All-Zircon	63
5.9.3	Cerámicas utilizadas en este sistema.....	63

CAPITULO 6

6.	CEMENTOS PARA CERAMICAS DE ZIRCONIA.....	64
6.1	Cementos de resina compuesta.....	65
6.2	Cemento de fosfato de zinc.....	66
6.3	Cementos de ionómero de vidrio modificado con resina (ionómero híbrido)	67
6.4	Tratamiento de la superficie interna de restauraciones de zirconia.....	68
6.5	Estudios realizados para evaluar las características de los cementos en restauraciones de zirconia.....	69
	CONCLUSIONES.....	72
	FUENTES DE INFORMACIÓN.....	73



INTRODUCCIÓN

Las exigencias estéticas han estimulado grandes avances en el desarrollo de nuevos materiales dentales, buscando siempre que su comportamiento sea similar al del tejido dental. El principal objetivo de la odontología moderna es brindar a los pacientes restauraciones con alta resistencia traslucidez, adecuado ajuste marginal y biocompatibilidad es decir que provean unas cualidades estéticas y funcionales comparadas a la estructura del diente natural. Evitando al máximo los efectos indeseables de los metales tales como retracción gingival, bordes metálicos expuestos, márgenes gingivales pigmentados etc.

Con los avances en biomateriales dentales han surgido gran número de sistemas para elaborar restauraciones libres de metal, dentro de estos se encuentran las cerámicas a base de zirconio a la cuales brindan las características antes mencionadas. Junto con estas cerámicas se han desarrollado diferentes sistemas para la elaboración de restauraciones; tales como Zircozahn, CEREC, PROCERA, CERCON estos últimos basados en la tecnología CAD-CAM.

Todos estos avances y transformaciones en la fabricación de restauraciones ayudan a facilitar y solucionar problemas tanto de paciente, dentista y técnico.



CAPÍTULO 1

1. ZIRCONIA

1.1 DEFINICIÓN

La palabra zirconio viene (del árabe “zargon”, que significa “color dorado”), y de dos palabras persas “Zar” (oro) y “Gun” (color).^[1]

La zirconia es un silicato cuya fórmula es $Zr(SiO_4)$, la cual es obtenida del Zirconio, que es un metal blanco grisáceos, brillante, muy resistente a la corrosión y más ligero que el acero. ^[2,3]

El zirconio químicamente es muy reactivo y se encuentra principalmente combinado con oxígeno formando el dióxido de zirconio (ZrO_2)^[2]

1.2 ANTECEDENTES

El elemento fue identificado como tal en 1789 por el químico alemán Martín Heinrich Klaproth en una reacción producida al calentar algunas gemas. Y aislado como metal por el químico sueco Jöns Jakob Berzelius en 1824.

El uso de la zirconia como biomaterial fue publicado en 1969 por Helmer y Driskell, como Policristales Tetragonales de Zirconio (TZP). Sus propiedades fueron ideales para la preparación de cabezas esféricas de prótesis de cadera.^[1]



Debido a su elevado punto de fusión y a su baja dilatación térmica, el dióxido de Zirconio también se utilizó para envolver los elementos del combustible nuclear.

En 1975 el físico británico Ron Garvie publicó en el renombrado diario económico *Nature* su llamativo trabajo bajo el título '*Zirconia: Ceramic Steel*' (Zirconia; ¿acero cerámico?). Su investigación acerca de la posibilidad de estabilizar la estructura tetragonal del dióxido de zirconio añadiendo aproximadamente un 5,5% de óxido de itrio el cual ayudó a este material a alcanzar valores mecánicos excepcionales y una elevada estabilidad biológica.

La resistencia al doblado, la resistencia a la rotura y el módulo de elasticidad alcanzaron los valores del acero, por tanto, la cerámica de Garvie también se denominó 'acero cerámico'.

Hace algunos años se introdujo en el campo de la odontología para la realización de copias para coronas de cerámica.^[1]

La zirconia está considerada como uno de los mejores productos cerámicos presentes en el mercado para las reconstrucciones dentales, a partir de los años 90, es cada vez más empleada en el campo de la odontología. Se calcula que se realizan entre 15,000 y 20,000 estructuras de zirconia cada día en el mundo. La zirconia que se utiliza en odontología es el óxido de zirconio (dióxido de zirconio), que al estabilizarse con itrio genera un material cerámico de gran dureza.^[3]



1.3 OBTENCIÓN

El zirconio no se encuentra en la naturaleza como metal libre, pero sí formando parte de numerosos minerales.

La principal fuente de zirconio se obtiene del mineral circón, que se encuentra en depósitos en Australia, Brasil, India, Rusia y Estados Unidos. También se encuentra en otros minerales, como la badeleíta descubierta en Brasil por Hussak en 1982, la elpidita, la eudialita.^[15]

Las calidades del circón disponibles comercialmente son típicamente con un mínimo 64.5-66% de dióxido de zirconio (ZrO_2), mientras las calidades de badeleíta tienen típicamente un mínimo 96-99% ZrO_2 .

Además el fosfato, la arena y depósitos de la grava gruesa tienen el potencial para contener cantidades sustanciales de circón como un subproducto futuro.

El metal se obtiene principalmente mediante una cloración reductiva a través del denominado proceso de Kroll: primero se prepara el cloruro, para después reducirlo con magnesio. En procesos semi-industriales se puede realizar la electrólisis de sales fundidas, obteniéndose el zirconio en polvo que puede utilizarse posteriormente en pulvimetalurgia.

Para la obtención del metal con mayor pureza se sigue el proceso Van Arkel basado en la disociación del yoduro de zirconio, obteniéndose una esponja de zirconio metal denominada *crystal-bar*. Tanto en este caso, como en el anterior, la esponja obtenida se funde para obtener el lingote.



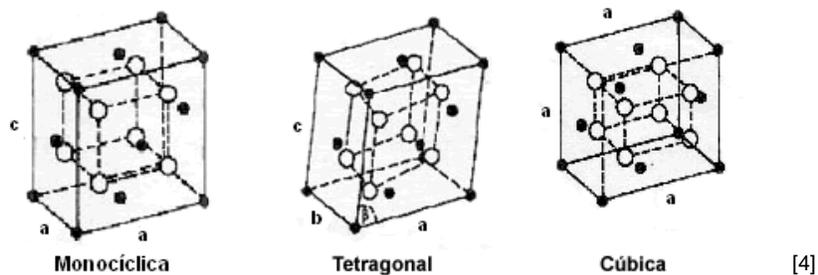
1.4 PROPIEDADES ESTRUCTURALES

La zirconia sufre varios cambios cristalográficos al pasar de la temperatura de fusión a la temperatura ambiente: monoclinica (m), tetragonal (t) y fase cúbica(c).

1170 °C Arriba de esta es monoclinica

Entre 1170 y 2370 °C la estructura es tetragonal

A 2370 °C se transforma o cristaliza en la fase cúbica. [4,6,8.]



La zirconia pura es monoclinica a temperatura ambiente. Esta fase es estable a una temperatura de 1170°C. Arriba de esta temperatura se transforma en tetragonal y en fase cúbica cuando esta a una temperatura de 2370°C.

Durante el enfriamiento la transformación de tetragonal (t) a monoclinica (m) ocurre a una temperatura alrededor de los 100°C debajo de 1070°C. La fase de transformación toma lugar mientras ocurre el enfriamiento y es asociado a una expansión de volumen de aproximadamente 3 – 4 %.



Las tensiones generadas por la expansión originan grietas en la cerámica de zirconia pura, que después de la sinterización en un rango de temperatura de 1500 - 1700°C hará que se fracture a una temperatura ambiente después del proceso de sinterización. [1,2,3,5]

La estabilización significa disminuir la temperatura de la fase tetragonal a la transformación monoclinica. El óxido como estabilizador, previene parcialmente la transformación y es un elemento de la consolidación transformacional de la estructura de las cerámicas a base de zirconia

La adición de estabilizantes como magnesio (MgO), calcio (CaO), cerio (CeO₂) e itrio (Y₂O₃). Permiten la retención de la estructura tetragonal en una temperatura ambiente y por consiguiente el control de las tensiones inducidas a la transformación de $t \rightarrow m$ eficientemente disminuyen la propagación y conducen a una alta dureza (fig. 1). [1,5,6,7]

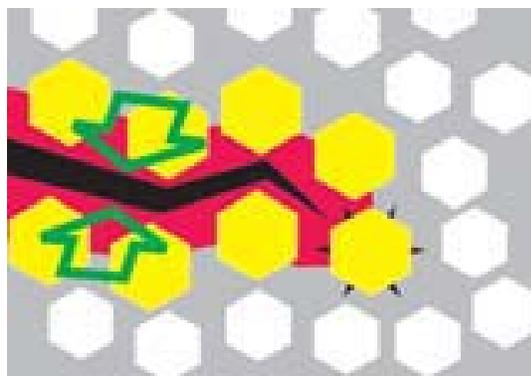


Fig. 1.- Refuerzo de transformación del dióxido de zirconio estabilizado parcialmente con itrio. En el campo de tensiones rojo, después de la introducción de una grieta, se produce un aumento de volumen de las partículas de dióxido de zirconio (marcadas en amarillo). En esta fase monoclinica, las partículas generan una tensión de compresión (flechas verdes), inhibiendo así el crecimiento de las grietas. Gráfico: Dr. M. Stephan^[9]



Adicionalmente, la zirconia dopada presenta una mejora considerable en sus propiedades mecánicas y de conductividad, lo cual permite que éstas sean explotadas en muchas aplicaciones.

Añadiendo óxido de itrio (Y_2O_3) en un porcentaje de peso de 5, esta fase (tetragonal-monoclínica) se estabiliza, y al añadir óxido de alúmina al 0,2–1%, mejora la resistencia a la corrosión y al envejecimiento del material.

El producto final se denomina Y-TZP-A (policristales tetragonales de zirconia estabilizados con óxido de itrio y alúmina).

El grado de estabilidad de la zirconia tetragonal depende de la cantidad de estabilizador añadido, pudiendo clasificarse de esa manera como zirconia total o parcialmente estabilizada.^[1]

El itrio es un elemento metálico blanco-plateado es uno de los elementos de transición del sistema periódico, se oxida fácilmente con el aire produciendo el óxido Y_2O_3 .^[10]

La alúmina (Al_2O_3), también conocido como corundum, es el mineral más duro encontrado en la naturaleza después del diamante y desde hace muchos años, el óxido de aluminio es usado con el objeto de aumentar la resistencia de las cerámicas.^[10]



1.5 PROPIEDADES FÍSICAS

Es uno de los elementos más abundantes, ocupa el lugar 18 en abundancia entre los elementos de la corteza terrestre, es muy reactivo químicamente y sólo se halla combinado. ^[3]

El zirconio es un metal blanco grisáceo, brillante, muy resistente a la corrosión y es más ligero que el acero. Cuando está finamente dividido puede arder espontáneamente en contacto con el aire (reacciona antes con el nitrógeno que con el oxígeno), especialmente a altas temperaturas (aproximadamente a 500 °C). Es un metal resistente frente a ácidos.

Propiedades físicas	
símbolo,	Zr,
Estado de la materia	Solidó
Punto de fusión	2715 °C
Punto de ebullición	4377 °C
Apariencia	Blanco grisáceo
dureza Mohs	5
Resistencia a la flexión	1200 Mpa

Tabla 1 Propiedades físicas del zirconio. ^[3]



CAPÍTULO 2

2. TIPOS DE ZIRCONIA PARA LA APLICACIÓN EN ODONTOLOGÍA

La zirconia tiene un lugar único entre las cerámicas debido a sus excelentes propiedades mecánicas.

La reciente introducción de cerámicas a base de zirconia como materiales de restauración dental, han generado un considerable interés en la comunidad odontológica.

Debido a las propiedades mecánicas, se puede realizar prótesis fijas posteriores, con una reducción sustancial en el grosor. Estas capacidades son altamente atractivas en prótesis dental, donde la fuerza y la estética son muy importantes.

Aunque muchos tipos de zirconia contienen sistemas cerámicos que son comúnmente utilizables, solo tres son usados en odontología.^[8]

2.1 ZIRCONIA ESTABILIZADA CON ITRIO 3Y – TZP

Usualmente contiene 3 mol % itrio (Y_2O_3) como estabilizador (3Y –TZP). Mientras la estabilización Y^{3+} cationes y Zr^{4+} son al azar distribuidos sobre los cationicos, la neutralidad eléctrica, es realizada por la creación de vacios de oxígeno.



3Y- TZP es usada en odontología para la fabricación de coronas dentales y prótesis fijas. Las restauraciones son procesadas una a una por maquinado suave de presintetizado al vacío, seguido, por sinterizado a temperatura alta, o por maquinado duro, lleno de blocks sinterizados.

Su fuerza depende del tamaño del grano. Si el grano es de tamaño grande es menos estable y mas susceptible a una transformación espontánea de tetragonal a monoclinica si el tamaño del grano es pequeño ($< 1_{\mu}\text{m}$) es asociado a un porcentaje bajo a la transformación. Además bajo un cierto tamaño de grano ($\sim 0.2_{\mu}\text{m}$), la transformación no es posible, lo cual indica menor dureza a la fractura.

Consecuentemente, la sinterización tiene una condición en la fuerza de impacto en la estabilidad y en las propiedades mecánicas del producto final.

La sinterización es para que el material alcance su máxima dureza ya que en forma de bloque su dureza es parecida a la de un gis. Con el sinterizado, las áreas ligadas crecen y el material llena los vacios entre las partículas.

Comúnmente 3Y-TZP es procesada por suave maquinado para restauraciones dentales, utilizando un sinterizado final a una temperatura entre 1350 y 1550 °C.



La microestructura de 3Y –TZP consiste en pequeños granos de cristal 0.2 – 0.5 μ m de diámetro dependiendo de la temperatura de sinterizado Fig.2 .

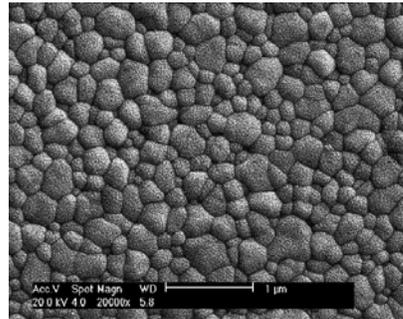


Fig. 2 – micrografía electrónica de zirconia 3Y-TZP para la aplicación dental.

Sinterizada de acuerdo a las recomendaciones de fabricante (Cercon®, Dentsply Ceramco).

Sus propiedades mecánicas son superiores a las otras cerámicas dentales disponibles. Poseen una fuerza flexural de 800 – 1000 MPa y una dureza de que fluctúa 6-8 MPa m^{0.5}

Fig. 3 muestra un Vickers de indentación comercialmente disponible 3Y – TZP para aplicación dental sobre una carga de 98.1N.

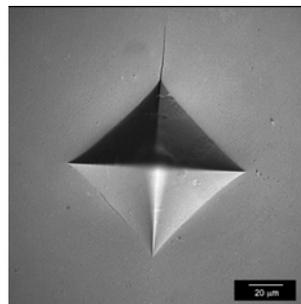


Fig. 3 micrografía óptica de un vickers de indentación de la zirconia 3Y- TZP para la aplicación dental (98.1N de carga). [8]



Tabla 2 Algunos sistemas que utilizan zirconio en su composición e itrio como estabilizante.^[10]

Sistema	Fabricante	Composición aproximada	Tipo de estabilización
Cercon	Degudent-Densply	94% de óxido de Zirconio 6% óxido de itrio	Parcialmente por itrio
Procera All Zircon	Nobel Biocare	94,9% de; óxido de Zirconio 5.1% de; óxido de itrio	Parcial por itria
In Ceram Zirconia	Vita	67% de aluminio 33% de óxido de Zirconio	Sin estabilización – Zirconia añadido al óxido de aluminio que es el principal constituyente
In Ceram YZ Cubes para fresado	Vita	92% de óxido de Zirconio 5% de itrio	Parcialmente por itria
Lava Ceram	3M – ESPE	95% de; óxido de zirconio 5% de itrio	Parcialmente por itria



2.2 ZIRCONIA INFILTRADA CON VIDRIO Y ENDURECIDA CON ALÚMINA

La infiltración consiste en reforzar el producto y hacerlo más denso, esta se realiza colocando cerámica de vidrio y coserla dentro del horno de cerámica.

El vidrio se funde y la estructura de zirconia la absorbe llenando los espacios que hay entre las partículas, además el vidrio le da el color deseado a la estructura.

Otra ventaja aprovechable es la capacidad de la zirconio para combinarse con matriz de alúmina (ZTA) este, material es de reciente interés como biocerámica. Productos comerciales disponibles son In -Ceram®, Zirconio®, (Vident™ Brea, CA) fueron desarrolladas por adición de 33vol% de 12 mol% zirconia estabilizada (12Ce – TZP) pueden ser procesadas una o una por una técnica llamada “Slip- casting en maquinado suave.

El sinterizado inicial se realiza a 1100°C por 2 hrs. previo a este proceso la cerámica debe ser infiltrada con vidrio. La fase del vidrio representa aproximadamente 23% del producto final.

La microestructura de In – Ceram®, Zirconia® es mostrada en la (fig.4), en el cual los granos de zirconia aparecen brillosos comparado con los granos oscuros de alúmina.^[8]

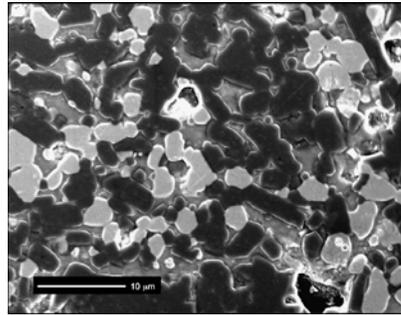


Fig.4 Micrografía electrónica de In-Ceram® Zirconia® (Vident™, Brea, CA). Los granos de Zirconia aparecen brillantes en contraste comparados con los de granos oscuros de alúmina.^[8]

Sin embargo el aumento de la porosidad es mayor que en la zirconia 3Y-TZP, y consta entre 8 y 11 %, esto en parte explica las menores propiedades mecánicas de In - Ceram® Zirconia® comparado con las cerámicas dentales 3Y- TZP.

2.3 ZIRCONIA ESTABILIZADA CON PARTICULAS DE MAGNESIO (Mg -PSZ)

Aunque una considerable suma de investigaciones ha sido dedicada a las partículas de zirconia estabilizadas con magnesio (MgPSZ) para posible aplicaciones biomédicas, este material no tienen posibilidades debido a la presencia de porosidad, asociado a un tamaño grande de grano (30 - 60 μ m) lo que puede inhibir su uso.

La microestructura consiste en precipitaciones tetragonales dentro de una matriz cúbicas de zirconia estabilizada. La suma de MgO en la composición de materiales comerciales tienen un rango entre 8 y 10 mol %. en adición a una temperatura alta de sinterización (entre 1680 y 1800°C).



El ciclo de colisión tiene que ser estrictamente controlado particularmente en el estadio de maduración con una temperatura de 1100 °C.

Debido a la dificultad para la obtención de Mg-PSZ precursor libre de SiO₂, silicato de magnesio puede formar un grano con contenido bajo en magnesio y promover la transformación de fase tetragonal a monocíclica. Esto puede dar como resultado propiedades mecánicas inferiores y un material menos estable.

Decir – M (Detronic AB) es un ejemplo de cerámica Mg –PSZ, comúnmente utilizada por maquinado duro para restauraciones dentales.^[8]

2.4 BIOCOMPATIBILIDAD

Entendemos por biocompatibilidad la capacidad de un material para provocar una respuesta conveniente y adecuada en un individuo para una aplicación concreta y específica.

Dicho término engloba básicamente las características de no irritante, no tóxico, no alergénico y no carcinogénico. Evidentemente, todo material colocado en boca debe ser, pues, biocompatible^[10,11]

La biocompatibilidad de las cerámicas de zirconia ha sido investigada in vivo para la implantación de estas en hueso y tejido blando, varios años antes del primer estudio in vitro.

Diversos estudios han sido realizados para verificar la biocompatibilidad como el de Humbert et al. quienes implantaron discos y tubos de CaO+TiO₂, CaO+ZrO₂. Como material dentro del musculo de conejos.



El análisis histológico de todo el material probado después de 9 meses no reveló signos de toxicidad, adverso inmunes o carcinogénicos.^[1]

La mutagenicidad fue evaluada por Silvia y Covacci, ambos reportaron que la zirconia no es capaz de generar mutaciones en las células.

Además se han confirmado que la zirconia no es citotóxica; crea una reacción menor de estenosis en los tejidos que otros materiales de restauración como el titanio.

Esto fue confirmado en un estudio realizado en un peri – implante de zirconia y titanio en el cual se observó una mejor respuesta de cicatrización en el de zirconia, en comparación con el de titanio.

El infiltrado inflamatorio, la densidad de pequeños vasos, y el tejido vascular endotelial aumentó alrededor de el peri- implante de titanio en comparación con el de zirconia.^[14]

Otros estudios realizados por Ichakawa Y. et al. en ratas en las cuales implantaron cilindros de zirconia y policristales de alúmina, 12 meses después se observó que la cerámica de zirconia fue bien tolerada en el tejido subcutáneo, además observaron que fueron encapsulados por un delgado tejido conectivo fibroso lo cual indica que las cerámicas de zirconia son compatibles en tejido.^[12]



Scarano et al. comparó la acumulación de bacterias en implantes de titanio y zirconia, reportó 12.1% en zirconia y 19.3% en titanio. Rimondini et al. confirmó este estudio. (fig 5).^[6,13]

Esto es importante porque la acumulación de placa se relaciona con la pérdida de hueso, casos de periimplantitis y pérdida del implante.^[22]

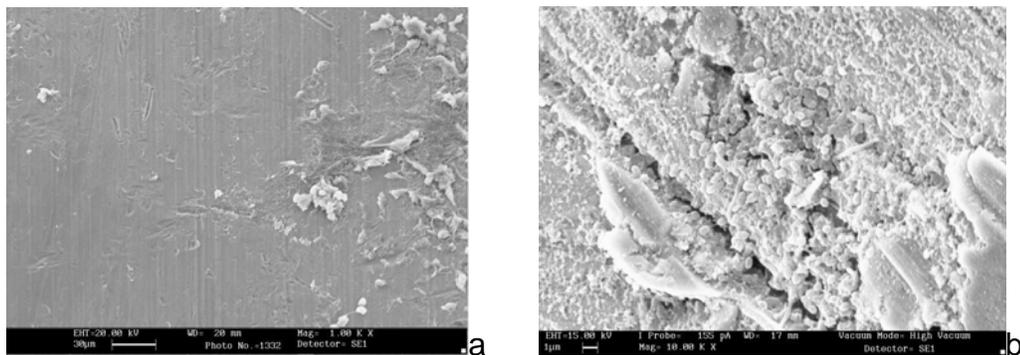


Fig.5 Muestra una comparación de acumulación de placa en el implante de zirconia (a) y titanio (b) (Scarano et al., 2004)^[13].

Pruebas actuales realizadas por Gahlet M et al. quienes colocaron implantes de zirconia y titanio en la mandíbula de cerdos, en los estudios realizados observaron radiográficamente integración ósea y excelente opacidad radiográfica (fig.6)^[14]

La radiopacidad es un factor importante para poder verificar la adaptación marginal.^[6]

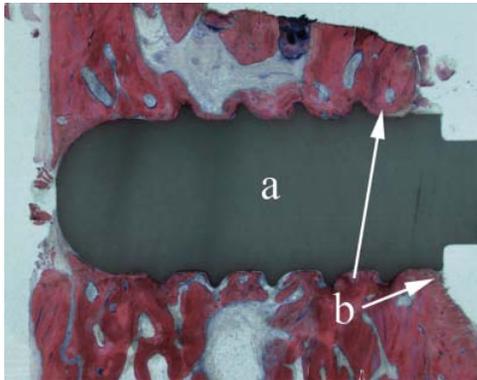


Fig. 6 se observa un alto grado de hueso en contacto con el tornillo del implante.^[14]

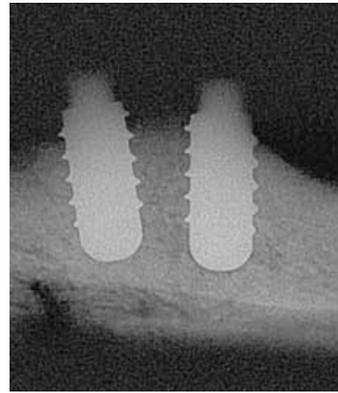


Fig.7 Radiografía de dos implantes de zirconia en donde se observa integración ósea y excelente radiopacidad.^[14]

Investigaciones realizadas por Josep Olvia et al. En los cuales colocaron 100 implantes de zirconia en humanos de entre 19 y 80 años de edad, los cuales monitorearon por un año observaron que a diversas pruebas como percusión estuvieron libres de dolor, no, sangrado al sondeo, signos de inflamación ni movilidad tanto del implante como de las restauraciones colocadas provisionalmente, y radiográficamente no se observaron áreas de radiolucides. (Fig.8).^[7]



Fig.8 Implantes de zirconia donde se muestra adecuada interacción con los tejidos blandos^[7]



2.5 VENTAJAS

- ✓ La zirconia es radiopaca lo cual facilita clínicamente detectar la caries marginal y verificar el sellado marginal de las restauraciones.^[14]
- ✓ El color marfil de las cerámicas de zirconia es atractivo porque es similar al color del diente natural^[12,14]
- ✓ Pueden ser cementadas de forma convencional con cementos como fosfato de zinc ionómero convencional, compómeros y cementos de resinas modificadas.^[17]
- ✓ Por su color opaco puede encubrir un poste metálico o un diente discrómico.^[6]
- ✓ Debido al tamaño pequeño de sus granos puede obtenerse restauraciones altamente pulidas, lo cual explica una menor acumulación de placa y excelente tolerancia de los tejidos.^[10,13]
- ✓ Las zirconia parcialmente estabilizada con itrio tiene una resistencia a la flexión de 900 a 1200MPa y una resistencia a la compresión de 2000 MPa.y tenacidad a la fractura entre 8 y 10 MPa m^{1/2}.^[4,6,18,22]
- ✓ Los implantes de zirconia en los diferentes estudios realizados han mostrado oseointegración.^[12,14]



CAPÍTULO 3

3. PROPIEDADES MECÁNICAS

La zirconia tiene propiedades mecánicas similares a los de acero inoxidable. Su resistencia a la tracción puede ser tan alto como estas y es de aproximadamente 900 a 1200 MPa y su resistencia a la compresión es alrededor de 2000 MPa^[6,10,15,18]

Varios materiales totalmente cerámicos y técnicas de procesamiento han sido introducidos en décadas pasadas.^[16]

Los sistemas comúnmente usados pueden ser clasificados de acuerdo al procesamiento de laboratorio (prensables, slip-casting molición, pulverización) y composición química (reforzadas con alúmina, magnesio e itrio).^[16,17]

Las propiedades mecánicas y el alto desempeño de las cerámicas a base de zirconia y alúmina las hacen atractivas como materiales potenciales para restauraciones totalmente cerámicas, de alto soporte de tensiones en su estructura.^[16,18]

El promedio de las fuerzas masticatorias varía entre 11 y 150 N, mientras que las fuerzas pico fueron ser de 200N en zona anterior y 350N en posterior y 1000N en sujetos con hábitos parafuncionales.

Una restauración es sometida diariamente a cargas masticatorias de 200N, mientras que en el más extremo apretamiento y bruxismo los pacientes pueden ejercer cargas superiores a 1221N.^[16]



Restauraciones de prótesis fijas puede variar de 150 y 665.
Restauraciones en zonas posteriores pueden resistir estas fuerzas.

Por esto es importante la evaluación de las propiedades mecánicas de las cerámicas in vitro.^[16]

3.1 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Se define como la capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente, es decir para evitar ser doblado.

La resistencia es la capacidad de un material para resistir la fuerza inducida sin que se produzca una fractura o una deformación permanente (deformación plástica).

Es la propiedad mecánica más comúnmente considerada y depende del examen, del método de análisis empleado, así como de las condiciones de acabado de las superficies.

Con frecuencia se emplea las Unidades del Sistema Internacional (USI), los megapascales (MPa).^[11,16]

3.2 TENACIDAD A LA FRACTURA

La tenacidad frente a la fractura es una propiedad mecánica que describe la resistencia de los materiales frágiles frente a la propagación de las fisuras al someterlos a una fuerza. La tenacidad a la fractura se expresa en unidades de fuerza por la raíz cuadrada de la longitud de la fractura, es decir, $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$.^[11,16]



Este valor es el más importante en las cerámicas ya que cuanto mayor sea el valor más confiable será para usarse en prótesis parciales fijas.

Todas las restauraciones están sujetas a millones de cargas subscritas provocadas por el medio oral a través de la masticación (fatiga cíclica) por tanto los materiales con más resistencia a la fractura son ideales para uso clínico.^[7]

3.3 DUREZA

Se define como resistencia a la indentación. La mayoría de las pruebas se basan en este concepto.^[11]

La aplicación de la técnica de indentación estudia el comportamiento y propiedades de los materiales frágiles, es especialmente apropiado, porque solo requiere de una pequeña muestra del material, ya que el parámetro de crecimiento de la grieta o fractura es similar a las fracturas ocasionadas en condiciones clínicas.

No obstante estas evaluaciones no son suficientes para ser validas las predicciones del desempeño o largo éxito de los materiales totalmente cerámicos.^[16]

Entre las pruebas más usuales para determinar la dureza de los materiales dentales esta Vickers o prueba de pirámide de diamante de 136 grados: se emplea una punta piramidal y se calcula la longitud de la muesca del eje más largo (Fig 9).^[16]

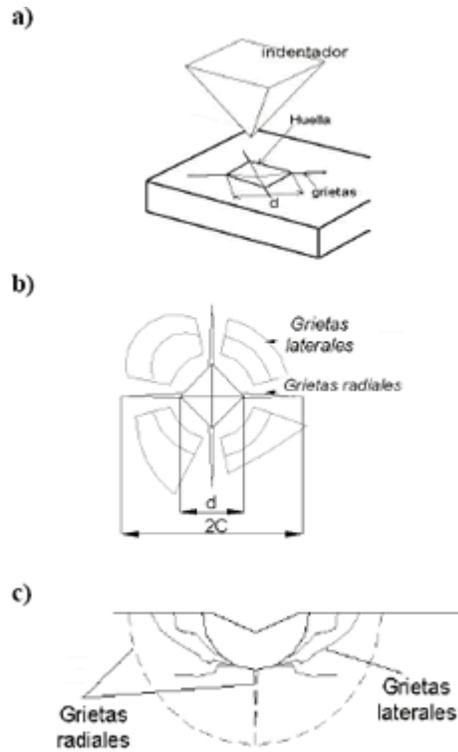


Fig.9 muestra la técnica de indentación.^[16]

3.4 ESTUDIOS REALIZADOS

Varios estudios se han realizado para evaluar la tenacidad a la fractura, resistencia flexural y dureza de las cerámicas como el realizado por Yilmaz H. et al. En este estudio fueron evaluadas 6 cerámicas.



PRODUCTO	FABRICANTE	NÚMERO DE SERIE	TÉCNICA
Finesse (F)	Denstply Ceramco, York, Pa	413001	Cerámica de vidrio reforzada con leucita
Cergo (C)	DensplyDeguDent GmbH, Hanau- Wolfgang Germany	65000001	Cerámica totalmente prensable
IPS Empress (E)	IvoclarVivadent, Schaan, L.	CE0128TC1	Cerámica de vidrio reforzada con leucita
In-Ceram Alumina (ICA)	Vita Zahnfabrick	HSORALV2	Cerámica infiltrada con alúmina
In-Ceram Zirconia (ICZ)	Vita Zahnfabrick	HSORZV2	Cerámica de Zirconia reforzada con vidrio
Cercon Zirconia (CZ)	Destply DeguDentGmbH	555001	Zirconia estabilizada con itrio

TABLA 3 Materiales totalmente cerámicos los cuales fueron evaluados para comparar la resistencia flexural. ^[16]

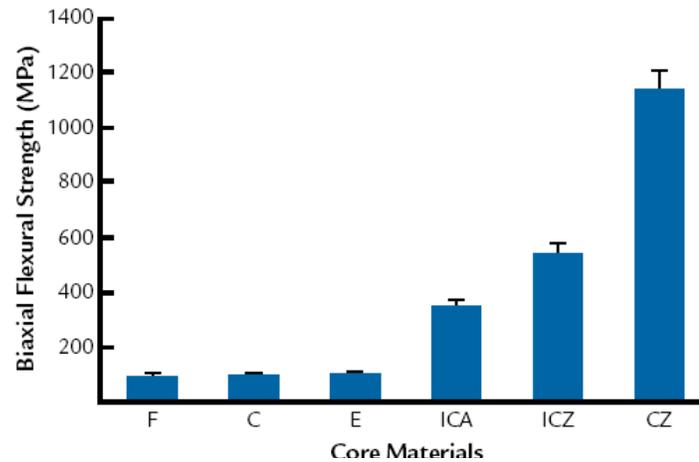


El estudio de resistencia a la flexión lo realizaron en una maquina en la cual fue colocada una muestra en forma de disco sostenida sobre 3 pequeñas bolas colocadas sobre una superficie la cual ejerce una acción de golpeteo por la parte inferior, mientras que otra carga es ejercida de arriba por un pistón. (fig 9).



Fig. 9 Máquina para calcular la resistencia flexural.^[16]

Los resultados de esta investigación revelaron que la resistencia a la flexión biaxial (experimentado en el pistón de 3 balones).la cerámica a base zirconia (CZ Y ICZ) y alúmina (ICA) son significativamente diferentes de las otras cerámicas como se observa en la grafica 1. Donde se verifica que la zirconia estabilizada con itrio Cercon Zirconia (ZC) mostro ser significativamente superior con una resistencia (1140.89 MPa) comparada con los demás sistemas de cerámicas.



Grafica 1 muestra los resultados de la evaluación de la resistencia a la flexión de forma biaxial. La línea sobre la tabla representa el error estándar.^[16]..

La tenacidad a la fractura fue evaluada mediante la técnica de indentación, propuesta Ansist et al. (fig 10).

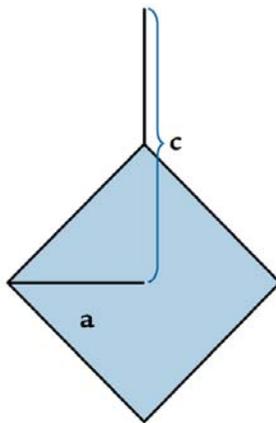
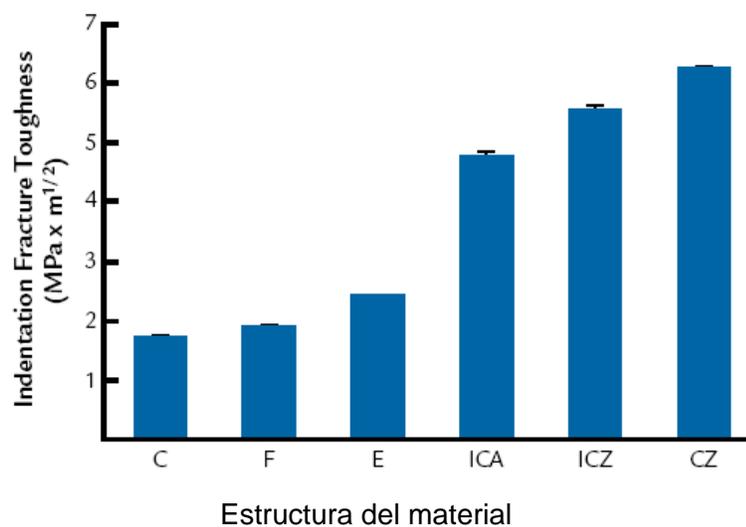


Fig. 10 Diagrama esquemático de vickers de indentación

Fractura: $c =$ longitud de la fractura $a =$ longitud de la mitad diagonal, $C \geq 2a$.^[16]



En este estudio el material con el valor más alto resistencia a la fractura fue para (CZ) zirconia parcialmente estabilizada con itrio (6.27 MPa x m^{0.5})^[16]



GRAFICA 2 Muestra los resultados de la tenacidad a la fractura.

Guazzato et al. evaluó la fuerza y tenacidad a la fractura de 9 cerámicas a base de zirconia como DC Zircon, Zirconia parcialmente estabilizada con itrio, In -Ceram Zirconia procesada con la técnica de Slip-Casting, In – Ceram Zirconia prensada en seco fueron comparadas.



Tabla 4 Resultados obtenidos con la técnica de indentación.

MATERIAL	FUERZA (MPa)	TENACIDAD A LA FRACTURA (MPa m ^{1/2})
DC-Zircon (DZ)	840(140) ³	7.4 (062) ³
In-Ceram Zirconia prensada en seco (IZ)	476(50) ¹	4.9 (036) ¹
In Ceram Zirconia slip (IZ)	630 (58) ²	4.8 (0.50)
Zirconia parcialmente estabilizada con itrio (YZ)	680 (130) ²	5.5 (0.34) ²

Este estudio también mostro que factores como tamaño de grano, forma y porosidad pueden influir en los resultados; así como el incremento en el contenido cristalino y la sinterización total pueden mejorar las propiedades mecánicas. ^[16,18]

Las cerámicas dentales a base de zirconia son materiales fuertes y resistentes más que las cerámicas convencionales de vidrio. Estas propiedades tienen una influencia positiva en el desarrollo de restauraciones totalmente cerámicas para el uso clínico. ^[17,18]



CAPÍTULO 4

4. PREPARACIÓN DENTAL

Las necesidades de preparación de una restauración para estructuras de zirconia son similares a las de metal porcelana con pocas modificaciones.

Las preparaciones pueden realizarse con varias líneas de terminado aunque el chamfer es el más recomendado, la preparación puede seguir el festoneado del margen gingival. [6,20,22]

DIENTES ANTERIORES: 1.5 a 2.0 mm incisal, 1.0 a 1.5 en el margen axial con 4° de desgaste (fig 11).

La reducción axial en áreas estéticas puede ser extendida arriba de 1.5mm.

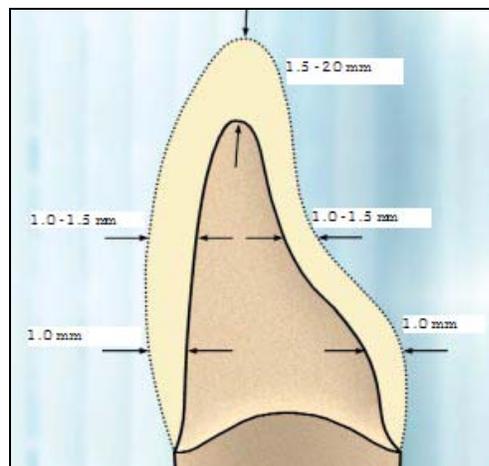


Fig. 11 Preparación recomendada para un diente anterior. [21].



DIENTES POSTERIORES: 1.5mm a 2.0 mm oclusal, 1.0 a 1.5 mm de reducción axial en la región marginal 4° 6°de desgaste y con un ángulo cavo superficial de 100 a 120° (fig12). [6,9,10,21,22]

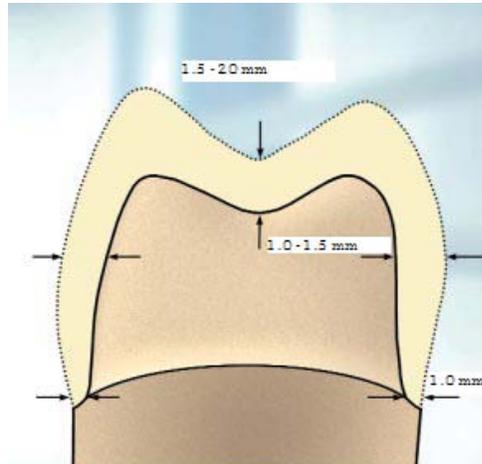


Fig. 12 Preparación recomendada para un diente posterior. [21].

Aunque cada sistema recomienda un desgaste en específico como 3M ESPE para LAVA Zirconia. La reducción es de 1.5 a 2.5 mm de incisal/oclusal y 1.0 a 2.0 mm reducción axial. El rango de reducción es relativo a las necesidades estéticas.

4.3 LÍNEA DE TERMINADO

Idealmente, la preparación incluye un chamfer circunferencial con un ángulo horizontal de al menos 5°. La preparación del ángulo vertical debe ser de al menos 4°. El ángulo interior de la preparación debe tener un contorno redondeado. Todos los bordes oclusales e incisales deben también redondearse (fig.14).

El borde marginal de la preparación debe ser continuo y claramente visible.

Los biseles deben ser evitados. Tanto para dientes posteriores y anteriores, un margen supragingival no es problemático. Debido a que la estructura va coloreada con el tono del diente, se pueden lograr resultados muy estéticos también en estos casos fig.13

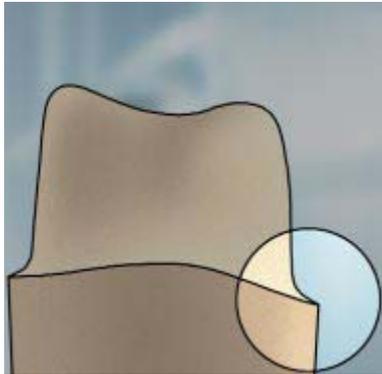


Fig. 13 Chamfer alargado o chamfer con ángulos interiores redondeados.

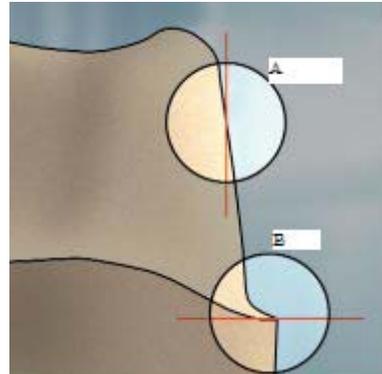


Fig. 14 A: ángulo \geq a 4° vertical
B: ángulo \geq a 5° horizontal.^[21]

Algunos clínicos y técnicos son partidarios de una reducción incisal/oclusal de 2.0 a 2.5 mm para una adecuada apariencia y forma anatómica. .^[6,9,10,21,22]



CAPITULO 5

5. SISTEMAS DE FABRICACIÓN

5.1 SISTEMA ZIRCONZAHN

El sistema de fresado Zirkonzahn, desarrollado por Enrico Steger, abre nuevos horizontes en la elaboración de estructuras en zirconio. Las restauraciones ajustan perfectamente. El sistema de fresado con el quinto eje permite elaborar puentes con abutments divergentes.

5.2 ANTECEDENTES

a empresa Zirkonzahn Pty / Ltd fue fundada en el año 2003 con el objetivo de comercializar en todo el mundo un innovador sistema de molienda zirconia sus propios ingenieros han diseñado y desarrollado incluyendo una nueva gama de accesorios para la fabricación de zirconia.

Hasta la fecha se han establecido sucursales en Alemania, Austria, España, Mexico, Australia / Nueva Zelanda, Finlandia, Corea, Sudáfrica y EE.UU.



5.3 COMPONENTES DEL SISTEMA

5.3.1 FRESADORA

Esta unidad fresadora, llamada la “Volksfraser”, 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 (fig.15).

Dimensiones: **25 cm x 59 cm**

Esta unidad fresadora 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 pantógrafico del fresado de la estructura de un bloque de zirconio.^[23]



Fig. 15 Fresadora



5.3.2 ASPIRADOR

El aspirador es un sistema de extracción para retirar el polvo fino y las partículas de micro-polvo resultantes del fresado (fig.16). Se ha diseñado para una eficacia óptima cuando es usado conjuntamente con la unidad fresadora Zirkonzahn.

5.3.3 COLORES LÍQUIDOS

El material de zirconia que se utiliza puede ser coloreado sumergiéndolo en los colores líquidos antes de la sinterización (fig.17).

Hay una gama de 16 colores diferentes que cubren toda la gama clásica de la guía VITA. El color 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. 16 Aspirador. ^[23]



Fig 17 Colores líquidos^[23]



5.3.4 LÁMPARA DE SECADO

Después de sumergir la zirconia en el color líquido se coloca la estructura en la lámpara de secado 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 Zirkonzahn fig 18.

5.3.5 HORNO DE SINTERIZADO

El horno de sinterización está compuesto por el horno propiamente dicho y por la unidad de control por separado. El horno está diseñado para sinterizar estructuras de coronas y puentes de zirconia hasta aproximadamente 60 unidades fig.19. La sinterización es un proceso de compactación de la zirconia, que tiene lugar a altas temperaturas, aprox. 1.500°C. y por un periodo de 8 horas.^[23]



Fig. 18 Lámpara de secado^[23]



Fig.19 horno de sinterizado ^[23]



5.3.6 COLORES SUPERFICIALES (Stains)

Los colores de Ice zirconia 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.20).^[23]



Fig 20 Colores superficiales.^[23]

5.3.7 ICE DE ZIRCONIA

Los bloques de zirconia producidos en nuestra propia empresa están disponibles en 7 diversos tamaños. A su vez, cada uno de estos siete tamaños están disponibles en alturas de 16mm ó 22mm (fig.21).^[23]



Fig.21 Bloques de zirconia.^[23]



5.3.6 ELEMENTOS PARA PULIDO

El sistema de productos cuenta con diversos abrasivos que cubren todo el proceso del trabajo y acabado de la estructura como fresas de tungsteno para la zirconia pre-sinterizada, fresas diamantadas y pulidores de silicona para el acabado de la zirconia sinterizada. Están disponibles también otros tipos de fresas para la elaboración de los modelos en resina (fig.22)



Fig 22. Elementos para pulir las estructura de zirconia.^[23]

TIEMPO DE LA MANUFACTURA

Desgaste de fresas: aprox.. 200 elementos por fresa

Tiempo de fresado: aprox. 10-15 min. por elemento

Tiempo de modelado: aprox. 10-15 min. por elemento

Tiempo de sinterización: aprox. 8 horas.



TIPOS DE ZIRCONIA QUE MANEJAN

ICE –ZIRCON OPACO esta para cubrir las estructuras de metal

ICE – ZIRCON TRANSLUCIDO

5.4 PASOS PARA LA MODELACIÓN EN RESINA

Para realizar el proceso de fresado es necesario realizar previamente patrones en resina acrílica (Pattern Acrylic Resin) para poder realizar el fresado en base a esta; y para ello se sigue la secuencia como lo indican las siguientes figuras.



Fig. 23 Redondear los filos, rellenar los defectos y aislar con vaselina.^[23]

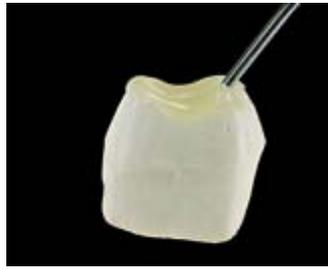


Fig. 24 Redondear los filos, rellenar los defectos y aislar con vaselina.^[23]



Fig. 25 Modelar el margen con RIGD y polimerizar.^[23]



Fig. 26 Terminar las coronas sin darles el acabado final.^[23]

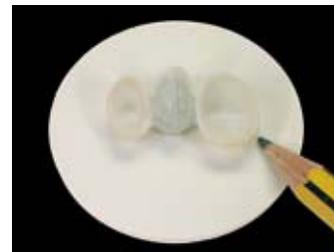


Fig. 27 En un disco de poliuretano se recorta de acuerdo a la forma de las corona.^[23]



5.5 PROCESO DE FRESADO

Para este proceso se realizan los siguientes pasos como lo muestran las siguientes imágenes:



Fig. 28. Se verifica que el bloque de zirconia abarque los patrones de resina colocadas en el disco.



Fig. 29. Se colocan todas las coronas que se colocaran en el disco para el fresado.



Fig. 30 Se montan en las platinas.



Fig. 31. Se inicia el fresado con la fresa.

4L



Fig.32. Se fresa sin presionar en exceso.



Fig.33. Con una fresa 2L fresar para hacer más precisa la forma y con una fresa 1L alisar perfectamente.^[23]



Fig.34 Dejando una barra de unión, entre los puentes preparados.^[23]



Fig.35 se realiza un proceso de inmersión en el Color liquid por un periodo de 5 segundos. Posteriormente se coloca bajo la lámpara de secado por un periodo de 45 minutos.^[23]



Fig.36. Se coloca en el horno para el sinterizado por un periodo de 8 horas aprox.



Fig.37 Después del proceso de sinterizado la estructura presenta un color aperlado.



Fig.38. Se recortan los excedentes.

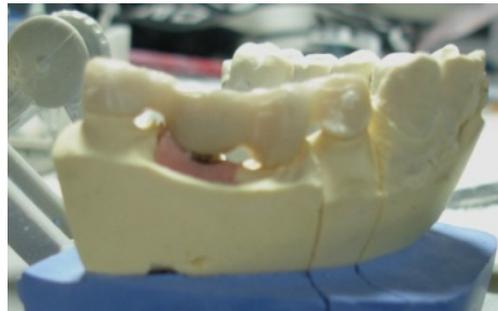


Fig 39. se prueba en el modelo de trabajo para verificar el ajuste marginal.



5.6 ESTRATIFICACIÓN DE LA CERAMICA

Para la estratificación se realiza siguiendo una serie de etapas como lo muestra la siguiente secuencia de imágenes.



Fig.40. Acabado de la estructura de óxido de zirconia, arenar la superficie con óxido de aluminio 4 bar.^[23]



Fig.41. Aplicar Wash con una dentina opaca (alta fluorescencia) a una temperatura de cocción, de 100°, manteniéndola durante 2 minutos.^[23]



fig.42 Aplicar la dentina con 50% de dentina Orange.^[23]



Fig. 43 Aplicar la dentina esfumar los cortes en la dentina en las áreas incisales.^[23]



Fig. 45. Aplicar traspas 3 a los lados ^[23]



Fig.46 .Aplicar traspas Blue en el espacio interproximal. ^[23]



Fig.47Aplicar masa de esmalte. ^[23]



Fig.48.Aplicar la masa traspas ^[23].



Fig.49 .Primera cocción intermedia. ^[23]



Fig.50 .En la zona cervical aplicar masa esmalte. ^[23]



Fig. 51. Aplicar T3 entre los incisivos en los espacios interproximales.^[23]



Fig. 52. Puente después de la cocción.^[23]

5.7 SISTEMA CAD –CAM

5.7.1 DEFINICIÓN

CAD son las siglas de Computer Aided Design, que significa diseño asistido por ordenador. Se trata de una tecnología de software aplicada al diseño de geometrías, basada en las matemáticas y extensas bases de datos, y que dispone de múltiples herramientas o programas, para realizar el diseño de piezas y conjuntos (**3D**) y sus planos (**2D**).

CAM son el acrónimo, de Computer Aided Manufacturing, que significa fabricación asistida por computadora. Cuando hablamos de CAM, nos referimos generalmente a un conjunto de herramientas informáticas (software), para la programación y control de maquinaria destinada a la fabricación, manipulación y ensamblaje de piezas. ^[10,24,25]



5.7.2 ANTECEDENTES

Estos sistemas fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica, fue en la década de los ochenta cuando WH Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), y M. Brandestini Brains Inc, Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec.

A partir de entonces empiezan a desarrollarse gran cantidad de sistemas, cada vez más sofisticados, que buscan ofrecer al profesional la posibilidad de obtener restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y pudiendo emplear materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales. .^[10,24,25]

5.7.3 FASES DEL PROCESO CAD – CAM

Un sistema CAD-CAM consta de los siguientes pasos. •Digitalización la cual puede ser :

Mecánica, como en el sistema Procera.

En el caso de la cerámica puede realizarse el fresado de un bloque presinterizado o sinterizado. El uso de bloques presinterizados conlleva un menor desgaste de las fresas del sistema, así como un menor tiempo de fresado.



El proceso de mecanizado se combina con la electroerosión para el modelado interno de la cofia, cuando el material empleado es titanio.

- Óptica: cámara intraoral, láser, luz blanca.

La fuente puede ser:

El muñón en boca

El muñón en el modelo

El encerado de la estructura protésis

Modelo completo de la boca del paciente.^[10,24,26]

5.7.4 SISTEMAS CAD - CAM

Existen numerosos sistemas CAD-CAM en el mercado

Cerec, Procera

Cercon, Lava

DCS Precident

Kavo Everest

Darby Hint-Els

Etkon ES1

Wieland Zeno^[24]

5.7.5 VENTAJAS

Estos sistemas, que requieren un equipamiento específico y costoso, presentan diversas ventajas con respecto a los métodos tradicionales:

- Reducen el tiempo de trabajo al eliminar algunos de los pasos de técnica de laboratorio aún necesarios con los métodos convencionales, como es el caso del encerado, el revestimiento y el colado.



- Al suprimir los procesos de laboratorio mencionados puede evitarse las variaciones que se producen durante dichos procesos, derivadas de la contracción de la cera, del control de la expansión del revestimiento y de la contracción del material colado, variaciones, todas ellas, que afectan al ajuste de la restauración.
- Permite la obtención de restauraciones precisas, con valores de ajuste marginal dentro de los límites clínicamente aceptables ($< 120 \mu\text{m}$).
- Los sistemas CAD/CAM permiten el empleo de distintos materiales, según el sistema: cerámica, resina compuesta, titanio comercialmente puro e incluso cromo cobalto (sistema Etkon de Etkon USA, Dentacad de HintEls, Zeno 4820 de Wieland), siendo el más ampliamente utilizado la cerámica.
- Estos métodos pueden aplicarse en diversos campos: prótesis fija sobre dientes naturales (uso más común), implantología, prótesis parcial removible, prótesis maxilofacial.

5.7.6 DESVENTAJAS

- El requerimiento de un equipamiento específico de cada sistema y costoso.
- La necesidad de entrenamiento en el empleo de cada sistema.^[10,24,25]



5.7.7 APLICACIONES

Estos métodos pueden aplicarse en diversos campos en odontología:

- ✓ Prótesis fija sobre dentición natural. Es la aplicación más frecuente de estos sistemas. Mediante los métodos CAD/CAM pueden elaborarse inlays, onlays, carillas, coronas y puentes, e incluso attaches.
- ✓ Implantoprótesis. Permiten la elaboración de pilares de implantes, coronas y puentes implantorretenidos y supraestructuras protésicas —estructuras metálicas para prótesis híbridas, barras para sobredentaduras.
- ✓ Prótesis parcial removible. Permite la confección de estructuras metálicas.
- ✓ Prótesis maxilofacial. Actualmente se está estudiando su utilidad en este campo.^[12,24,27]

5.8 SISTEMA CEREC (SIRONA DENTAL)

El nombre CEREC procede de CERamic REConstruction. Este método fue desarrollado en 1980 por W. Mörmann de la universidad de Zurich (Suiza) y el Dr. M. Brandestini (Brain Inc, Zollikon, Suiza).^[21]

En 1985 se trataron los primeros pacientes con CEREC en la Universidad de Zúrich. Desde entonces, CEREC ha continuado evolucionando..Desde 1986 Siemens ha desarrollado el sistema CEREC y lo ha comercializado.^[21]



La primera generación de Cerec 1 fue desarrollado para la fabricación de restauraciones como inlays, onlays y/o venners. Mientras que el Cerec 2 fue introducido en 1994, con un rediseño del software y hardware para fabricar coronas completas. Este nuevo aparato mejora las posibilidades técnicas del aparato anterior al introducir la cámara de fresado un nuevo elemento: una fresa (fig.53). El sistema se amplía de los 3 ejes de movilidad de tallado, a un total de 12 grados de libertad a lo largo de 6 ejes actuales.^[10,24,29]



Fig. 53 Se muestra con detalle la cámara de fresado del sistema CEREC 2.^[24]

El Cerec 3 (fig.54).fue introducido en el año 2000 compuesto por CEREC Scan y el CEREC Link. El CEREC Scan es una unidad de tallado con Scáner por láser, el CEREC Link es un software de diseño para restauraciones con CEREC 2 por ordenador.



Fig. 54 Máquina CEREC 3 y CEREC Scan.^[24]



En el 2002 Sirona introduce CEREC in Lab. Este sistema es capaz de realizar estructuras para puentes de tres piezas en zirconia u óxido de alúmina.

5.8.1 PROCESO

El Cerec 3, una vez preparado el diente, efectúa la lectura óptica de la preparación mediante una cámara intraoral con la que cuenta el sistema.

La información es recogida y procesada en un ordenador que transmite la información a un instrumento rotatorio, que fresará la restauración según el diseño realizado por ordenador. En pocos minutos la máquina talla de un bloque de cerámica o composite la restauración.^[10,24,29]

Con este sistema pueden fabricarse inlays, onlays, carillas y coronas en una sola visita. Al realizar la restauración en una sola visita, no se requiere realizar restauraciones provisionales, ni esperar los tiempos de laboratorio.

5.8.2 CEREC In LAB

El sistema Cerec inLab presenta una unidad de fresado similar a la del Cerec 3 (fig 55), pero incorpora además un escáner láser para escanear el modelo. Una vez escaneado el modelo, un programa informático diseña la restauración que se obtendrá a partir de bloques cerámicos.



Actualmente Sirona ha incorporado un nuevo escáner, más rápido y que permite la lectura de modelos de dientes individuales, de cortes de sierra, de mandíbulas enteras y de mandíbulas antagonistas



Fig. 55 CEREC In Lab ^[29]

Para el proceso de fabricación de restauraciones con este sistema se sigue el siguiente proceso (fig. 56-61).. ^[29]

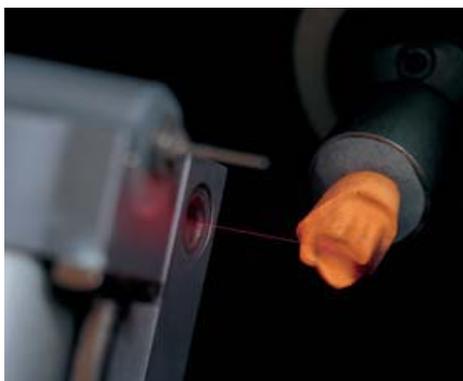


Fig. 56 Se realiza una lectura digital a través de un escáner a láser. ^[29]

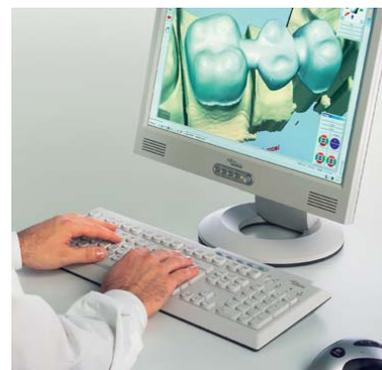


Fig. 57 El diseño de la infraestructura se determina, así como el grosor que tendrá. ^[29]

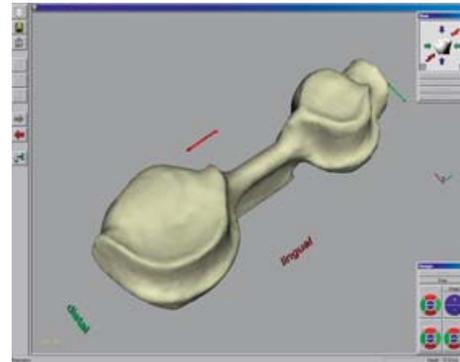
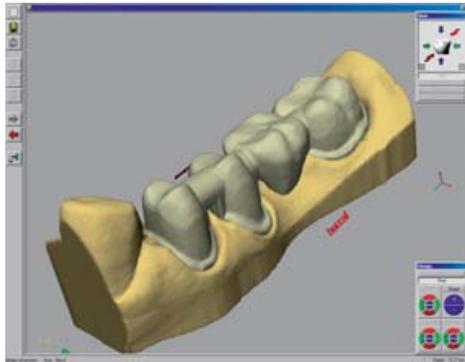


Fig. 58, 59, Se verifica la inclinación de las paredes axiales, el área de las conexiones, así como la estructura de los copings pueden ser definidos en este momento. ^[29]

El fresado interno del coping se realiza con la fresa troncocónica larga, mientras que el externo se realiza por la punta diamantada cilíndrica Fig 60



Fig.60 Dos fresas unidas al torno trabajan paralelas y simultáneamente, con refrigeración abundante ^[29]



Fig. 61 Se verifica su adaptación y contorneo antes de recibir la infiltración por vidrio. ^[29]



El Cerec inLab permite fabricar copias de coronas individuales y de puentes de hasta 3 unidades.

El escáner puede leer un área de hasta 40 mm x 20 mm.^[29,30]

5.8.3 CERAMICAS DE USO EN ESTE SISTEMA

Los bloques usados a base de zirconio por este sistema son:

Línea Ivoclar – Vivadent

- IPS. e.max ZirCAD (Óxido de Zirconio estabilizado por itrio) Esta indicado para coronas anteriores o posteriores (Bloque C15) y prótesis parciales fijas de tres elementos anteriores o posteriores (Bloque B40) (fig. 62).

Los bloques son parcialmente sinterizados, facilitando el fresado inicial. La estructura después del fresado presenta tamaño del 20% mayor que el original, que, después de la sinterización final en horno especial (Sintramart) la temperatura de 1500°C por 7 horas regresa al tamaño correcto debido a la contracción preestablecida industrialmente.



Fig. 62 Los bloques de **IPS e.max ZirCAD** se suministran en 2 tamaños.



El revestimiento estético puede hacerse con la cerámica IPS e.max Ceram o con IPS e.max Zir Press. Presenta resistencia mecánica a la flexión de 900MPa y puede ser cementado de forma adhesiva con tratamientos específicos para cerámicas ácidos-resistentes o de forma convencional.(nuevas t)

➤ **Línea VITA** estos se clasifican en 2 grupos

1.- VITA CLASSIC donde se encuentran los bloques que necesitan infiltración de vidrio (In-Ceram Alúmina, In-Ceram Spinell e In-CeramZirconia).

Los bloques de Spinell ($MgAl_2O_4$) poseen alta translucidez y menor resistencia a la flexión (350MPa), siendo indicados en restauraciones anteriores sobre sustratos con poca o ninguna alteración de color.

La Alúmina (Al_2O_3) se caracteriza por su translucidez y mayor resistencia a la flexión (525MPa). Puede usarse en coronas anteriores y posteriores, además de prótesis parciales fijas de tres elementos en la región anterior.

La Zirconia (ZrO_2) presenta mayor resistencia a la flexión (750MPa) y menor translucidez. Está indicada para regiones posteriores, tanto en coronas unitarias como en prótesis parciales fijas de 3 elementos.^[10]



2.-In CERAM 2002 Compuesto por los bloques que no son infiltrados con vidrio (AL CUBES-Alúmina e YZ CUBES –Zirconio estabilizado por itrio).

Los bloques de zirconia estabilizados con itrio ($ZrO_2Y_2O_3$) (YZ CUBES) están disponibles en los tamaños de 20 mm, 40 mm y 55 mm pudiendo usarse en coronas unitarias anteriores o posteriores y prótesis parcialmente fijas de hasta 50 mm. Por ser densamente sinterizado no necesita infiltración e vidrio.

Poseen resistencia a la flexión de aproximadamente 1000MPa y gran valor de tenacidad a la fractura. Los bloques de YZ pueden ser pigmentados con líquidos colorantes (color Liquid –VITA), que sigue la escala VITA 3D MASTER en sus cinco clases de luminosidades. Esta se realiza antes de la sinterización.

El Bloque de Alúmina (Al_2O_3) (AL CUBES) puede ser usado para coronas unitarias posteriores o anteriores y prótesis parciales fijas de tres elementos anteriores.

Es translucido y presenta coloración blanca marfil. Está disponible en los tamaños de 20 mm y 40 mm. Para el recubrimiento de este material se utiliza la cerámica VM7 (VITA).

Tanto los bloques de YZ y AL, por sufrir contracción después de la sinterización, son fresados en tamaño mayor alrededor del 20% al 25%. El valor exacto viene grabado en forma de código de barra en los bloques, que es leído por el equipo CEREC y calculado previamente.^[10]



5.9 SISTEMA PROCERA (Nobel Biocare)

Este sistema fue desarrollado en la década de los 80 por el Dr Matts Andersson en la Universidad de Umea Suecia y el equipo Nobel – Pharma (actualmente Nobel Biocare)

En el laboratorio un sensor efectúa una impresión digital del muñón del modelo. Se trata de un explorador de barrido mecánico sensible; una aguja, en cuyo extremo se encuentra una pequeña esfera de zafiro de un diámetro de 1,5 mm, que recorre la superficie y transmite las coordenadas al ordenador. Explora el muñón de yeso en el eje de rotación y con un ángulo de 45°, mientras que la sonda sube lentamente por el eje de rotación. La posición de la varilla exploradora se registra 360 veces en cada rotación. Una preparación requiere alrededor de unas 50.000 mediciones para que la digitalización sea fiable.(fig.63) Este sistema presenta una contracción del 15-20 por ciento, que debe compensarse con el aumento proporcional del tamaño del muñón.

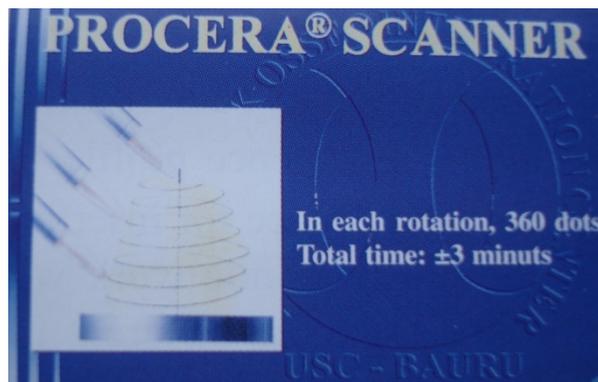


Fig. 63 Sistema procera donde se muestra el escaner del muñón ^[31]



La información obtenida por la exploración mecánica del muñón es almacenada y procesada mediante ordenador y enviada al laboratorio. En este laboratorio se crea un modelo refractario con la magnificación necesaria para compensar la contracción producida por el prensado en seco y sinterización del material cerámico (fig 64).^[28,31]

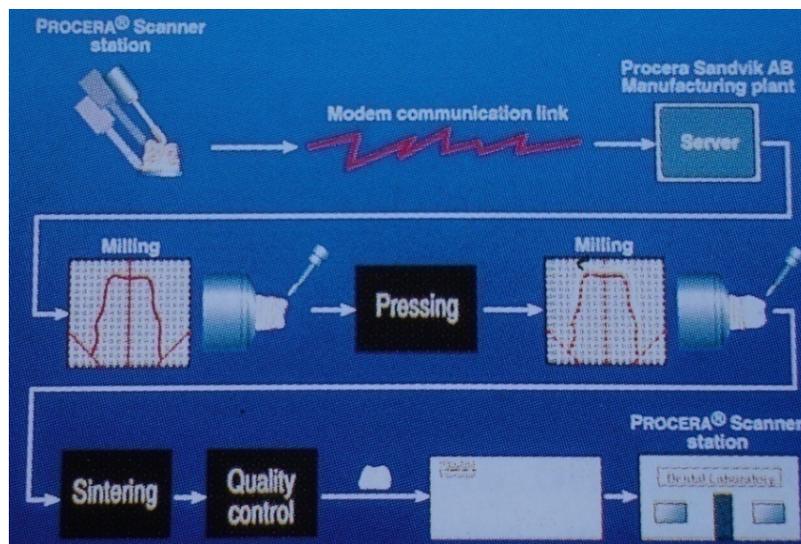


Fig.64 Esquema que muestra el procesamiento de la restauración por medio de este sistema.^[25]

Además de cerámica este sistema puede emplear titanio comercialmente puro tipo 2 para coronas individuales y puentes de pequeña extensión. El mecanizado externo de la cofia es seguido de la electroerosión para el modelado interno de la misma.^[31]



5.9.1 APLICACIONES DEL SISTEMA PROCERA

Básicamente tiene 4 aplicaciones

- ✓ PROCERA® AllZircon: copias de zirconia individuales
- ✓ PROCERA® AllCeram alumina sinterizada para coronas individuales
- ✓ PROCERA® abutments: (muñones) de zirconia, alumina, titanio
- ✓ PROCERA® AllTitan: estructuras de titanio para coronas individuales y prótesis.^[31]

5.9.2 INDICACIONES PARA EL SISTEMA All-Zircon

Unidades individuales para corona

Unidades individuales para implante^[38]

5.9.3 CERAMICAS UTILIZADAS EN ESTE SISTEMA

- ✓ Procera Crown Alúmina y Procera Bridge Alúmina. Estas cerámicas presentan un núcleo de alúmina de alta pureza densamente sinterizado, con un contenido en óxido de aluminio de 99,9 %, lo que le confiere una gran resistencia.
- ✓ Procera Bridge Alúmina permite la confección de puentes de hasta cuatro unidades en la región anterior, de premolar a premolar.
- ✓ Procera Crown Zirconia y Procera Bridge Zirconia. Este sistema consta de una estructura de óxido de circonio densamente sinterizado (95% de óxido de circonio estabilizado con un 5% de óxido de itrio).
- ✓ Procera Bridge Zirconio permite la fabricación de puentes anteriores y posteriores de hasta nueve unidades (25x60 mm)^[29,38]



CAPÍTULO 6

6. CEMENTOS PARA CERÁMICAS DE ZIRCONIA

Se denomina cemento a toda sustancia utilizada para unir dos o más cuerpos, cuando endurece sirve como base, recubrimiento cavitario y material de relleno.^[11]

Para un sellado perfecto el agente de cementación debe ser insoluble en los tejidos orales y tener características de adhesión a la estructura dental y al material de restauración. El material ideal debe tener: baja viscosidad, poco espesor de película, amplio tiempo de trabajo, fraguado rápido en la temperatura de la cavidad bucal, elevada resistencia a la compresión y tracción, adhesión a la estructura dental y a la restauración, aislamiento térmico, eléctrico y mecánico, propiedades terapéuticas y cariostáticas, estética compatible radiopacidad y biocompatibilidad.^[10]

Debido a su alta resistencia a la fractura las coronas y prótesis fijas de zirconia pueden ser cementadas convencionalmente. Una variedad de diferentes cementos son usados para la adhesión de corona y prótesis fijas, incluyendo ionómero de vidrio modificado con resinas, compomeros, resinas modificadas, cementos de ionómero y fosfato de zinc.^[33]

Los avances en la química de las resina para aplicaciones dentales ha llevado al desarrollo de los cementos a base de resina compuesta; se ha conseguido una consistencia adecuada que permite la colocación como agente cementante en varios tipos de prótesis. Estos materiales se denominan cementos de resina.^[11,22]



6.1 CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA

Los cementos resinosos llegaron al mercado odontológico en 1984.

Son similares a la resina compuesta utilizada como material de obturación, con la diferencia de que tienen menos cantidad de relleno y, por tanto, son menos viscosos, menos resistentes y tienen mayor susceptibilidad al desgaste.^[22]

El relleno contiene partículas de sílice o vidrio y/o sílice coloidal que se emplea en la resina de micro relleno. La mayoría de estos cementos requiere el uso de un adhesivo dentinario para favorecer la unión con la estructura dentaria. El monómero adhesivo que se incorpora en el adhesivo dentario y en el cemento incluye el HEMA, 4-META, y un organofosfato, como el ácido fosfórico 10 – metacril oxidecametilo (MPD). Este sistema 4-META, es un adhesivo líquido que adquiere una consistencia similar al cemento mediante la incorporación de perlas de polímero.^[11]

Gran parte de los cementos resinosos son radiopacos liberan pequeñas cantidades de flúor y tienen fraguado dual, o sea contienen catalizadores para la auto y fotopolimerización

Sus propiedades positivas son poco espesor de película entre 5 y 15 μm , elevada resistencia flexural, elevado modulo de elasticidad, insolubilidad en los fluidos bucales y resistencia a la adsorción del agua teniendo por lo tanto baja expansión.^[10]



Tabla 5 Cementos de resinas compuestas en general^[33]

POLIMERIZADO	NOMBRE	FABRICANTE
Autopolimerizable	Panavia 21 C&B MetalBond C&B Luting Composite Flexi – Flow	Kuraray Parkell Bisco Eds
Polimerización doble	Compolute Panavia F RelyX Arc Permalute	ESPE Kuraray 3M Ultradent
Fotopolimerización/ polimerización doble	VarioLink II Calibra Lute – It Nexus	Ivoclar – Vivadent Densply/Caulk Jeneric/Petron Kerr

6.2 CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC

Es el más antiguo de los cementos se utiliza hace más de 125 años. Este cemento viene en forma de polvo y líquido, en dos frascos separados. Los principales componentes del polvo son el óxido de zinc y el óxido de magnesio, el líquido contiene ácido fosfórico, agua y fosfato de aluminio. El tiempo de trabajo oscila entre 8 y 9 minutos, según la especificación nº8 de la ADA, su principal cualidad es la resistencia a la compresión de 70 MPa, valor superior a 54 MPa que es el mínimo exigido para garantizar una retención.



Otra ventaja es el poco espesor de la película que es de $25\mu\text{m}$ y la facilidad de remover los excedentes después del fraguado. Tiene la desventaja de no adherirse químicamente a ningún sustrato, promoviendo apenas retención mecánica, así como elevada solubilidad inicial y ausencia de propiedades cariostáticas

6.3 CEMENTOS DE IONOMERO DE VIDRIO MODIFICADO CON RESINAS (IONÓMERO HÍBRIDO)

Un cambio sustancial con respecto a los ionómeros de vidrio convencionales es la mejora en la translucidez. Esto se debe a la inclusión de los monómeros hace que el índice de refracción de líquido sea similar al de las partículas. La resistencia a la tracción es mayor que la de los ionómeros convencionales.

Los componentes del polvo consisten en partículas de vidrio de fluoraluminosilicato liberadores de iones e iniciadores para el fraguado por luz y/o por reacción química. El líquido se compone comúnmente de agua y ácido poliacrílico modificado con monómeros de metacrilato e hidroxil metacrilato (HEMA). Estos dos últimos componentes son los responsables de la polimerización.^[11,33]

Estos materiales presentan adhesión a la estructura dental y a otros materiales de restauración como la resina compuesta, liberación de flúor, menor sensibilidad a la contaminación por agua y principalmente facilidad de manipulación.^[10]



6.4 TRATAMIENTO DE LA SUPERFICIE INTERNA DE RESTAURACIONES DE ZIRCONIA

Se han realizado estudios para el análisis de diferentes tipos de tratamiento de superficie de la cerámica In-Ceram Alúmina (Michida y Cols. 2003; Valandron et al.2004), In-Ceram Zirconia,(Almarat et al. 2005) y bloque de In-Ceram Zirconia. (Bottino et al 2005). En estos estudios se han comparado tres tipos de tratamiento de superficie: arenado de óxido de aluminio con Micro Etcher, Sistema Rocatec y Sistema Cojet (arenado de partículas de óxido de aluminio modificado por óxido de sílice, seguido por aplicación de silano).

Según los autores los métodos que permiten la deposición de sílice en la superficie interna de coronas, con estructuras cerámicas ácido-resistentes permite un aumento significativo en la resistencia de unión con el cemento resinoso, comparados con el método tradicional de arenado de óxido de aluminio. La deposición de sílice posibilita la interacción con el agente silano y este con los materiales resinosos.

Por tanto la silcatización es el tratamiento de superficie adecuado para las cerámicas con alto contenido de alúmina (Blitex et al. 2000, Valandro et al. 2004;Botino et al.2005 Almarat et al. 2005).^[10]



Para Procera AllCeram el uso de materiales adhesivos a base de resinas (Panavia 21 Panavia F Kuraray, Tokyo Japon) los cuales contienen un adhesivo monómero de fosfato, estos en combinación con un silano, demostraron ser superiores y brindar resistencia a la adhesión.

La fuerza de adhesión de los materiales cerámicos es influenciada por la polimerización modo de cementación de los cementos a base de resina^[33]

6.5 ESTUDIOS REALIZADOS PARA EVALUAR LAS CARACTERISTICAS DE LOS CEMENTOS EN RESTAURACIONES DE ZIRCONIA

La cementación de estos materiales de infraestructura es motivo de innumerables investigaciones en la literatura internacional. Por lo general los fabricantes recomiendan la cementación convencional con cemento de fosfato de zinc o ionómero de vidrio convencional.

Las evaluaciones clínicas vienen mostrando que el uso de fosfato de zinc causa gran incidencia de microfiltración, manchado marginal y aumento en el índice de fractura de la restauración.

Los cementos de ionómero de vidrio son usados con éxito, pero se debe tener cuidado durante la cementación, pues sus propiedades físicas son extremadamente sensibles a la porción polvo/líquido y a la humedad precoz.



Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas presenta en su composición hidroxietil-matacrilato (HEMA) que cuando húmedo, sufren expansión tardía de presa, pudiendo causar fracturas de las restauraciones

La opción de cementación que presenta mejores resultados en laboratorio cuanto a la fuerza de unión adhesiva y que presenta mayor estabilidad química es aquella con la utilización de cementos resinosos ^[21]

La mejor simulación de la fuerza de retención de los agentes de cementación fue mostrada en un estudio realizado por Ernest C.P et al. en dientes extraídos.

Coronas de óxido de zirconia fueron seleccionadas para la presente investigación. El objetivo de este estudio fue para determinar la fuerza retentiva de coronas cerámicas de zirconia después de una cementación convencional usando resinas, ionómero de vidrio, resinas modificadas y cementos de compómeros.

Este estudio se realizo en 120 dientes libres de restauraciones usando diferentes agentes cementantes mostrados en la tabla 7. La selección de los cementos fue de acuerdo a su potencial de uso para este tipo de coronas, y la selección del pretratamiento fue hecho de acuerdo a las recomendaciones de el fabricante del cemento seleccionado.^[11]



TABLA 6 CEMENTOS COMPARADOS EN EL ESTUDIO

MATERIAL	GRUPO	FABRICANTE
Compolute	Cemento de resina	3M ESPE
Superbond C&B Monomero	Cemento de resina	Sun Medical, Shiga Japon
Panavia F Paste A	Cemento de resina	Kuraray Tokio Japon
Dyract Cem Plus Povo	Compómero	Dentsply/De Trey, Konstanz Alemania
RelyX Luting Polvo	Ionómero de vidrio modificado con resinas	3M ESPE
Ketac Cem Aplicap	Cemento de ionómero de vidrio	3M ESPE
Chemiace II polvo	Cemento de resina	Sun Medical
RelyX Unicem	Cemento de resina	3M ESPE

De acuerdo con los resultados solo unos pocos de los cementos a base de resinas estudiados demostraron ser medianamente superior en la fuerza retentiva comparado con los valores del cemento de ionómero de vidrio e ionómero de vidrio modificado. Superbon C&B con una fuerza media retentiva igual a la del Panavia F, RelyX Luting, Dyract Cem Plus y RelyX Unicem.^[32]

Otros estudios realizados por Palacios R.P el at, ha comparado diversos sistemas y han demostrado que los cementos que contienen resinas han demostrado tener mejores resultados.^[35]



CONCLUSIONES

Con los avances en la investigación de biomateriales en el área odontológica, se ha realizado la introducción de sistemas cerámicos a base de zirconia los cuales en diversos estudios han demostrado ser biocompatibles con los tejidos bucales, por lo que parece haber una tendencia futura en la disminución en el uso de las tradicionales prótesis metalocerámicas y de algunos sistemas totalmente cerámicos ya existentes debido a que tiene menores propiedades mecánicas comparadas con la zirconia.

Las cerámicas de zirconia estabilizadas por itrio por su elevada tenacidad a la fractura (a través de la transformación reversible de tetragonal a monoclinica, limitando la propagación de fracturas), hace posible su uso para la elaboración de estructura de prótesis totales implantosoportada, para prótesis fijas de hasta cuatro unidades en zonas donde se requiere gran resistencia a la masticación pero sin perder la estética

Además puede realizarse una cementación convencional, lo que permite que sea más rápido y de menor costo, aunque siempre importante seguir el procedimiento de cementación que indica cada fabricante, pues de este dependerá gran parte del éxito.

La fabricación de restauraciones con el sistema Zircozahn y CAD-CAM brindan la posibilidad de obtener restauraciones, más precisas en cuanto al ajuste y diseño, por lo que la tendencia en su uso cada día va en aumento.



FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Piconi C, Macauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20: 1-25.
2. www.dlany.org/pdf/NLsummer07.pdf
3. es.wikipedia.org/wiki/Zirconio
4. www.textoscientificos.com/quimica/ceramicas-avanzadas/zirconia - 21k
5. J.Robert Kelly, Isabelle Denry. Stabilized Zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials* 2008;24: 289-298.
6. Manicone, F.P. Rossi L P, Luca Raffaelli. An overview of zirconia ceramics: Basics properties and clinical applications. *J of Dent* 2007;35: 819-826.
7. Jérôme Chevalier. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials* 2006;27: 535-543.
8. Isabelle Denry, J. Robert Kelly. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 2008;24:299-307.
9. www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/es/es_3051511.pdf
10. Bottino M.A, Nuevas tendencias Prótesis 2, Edit Artes Medicas Latinoamérica 2008 SP Brasil pp.68-70, 126-131, 150-165, 206-245.
11. Anusavice Kenneth J. Ciencia de los Materiales Dentales, 11ª Edit. ELSELVIER España. pp 74-94, 443-492.
12. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1992;68: 322-326
13. M Jef . Van der Zel. Zirconia ceramic in dental. CAD – CAM
14. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implant with varying surface textures and titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin. Oral Impl.* 2007;18:662-668
15. Josep Oliva, Xavi Oliva, Josep D. One – year follow – up of first consecutive 100 zirconia Dental Implants in Humans: A comparison of

- 2 different Rough Surfaces. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2007;22:430-435.
16. Handan Yilmaz, Cemal Aydin, Basak E. Gul. Flexual strength and fracture toughness of dental core ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry 2007;98:120-128.
 17. Guazzato M, Albakry M y cols.. Strength, fracture toughness and microestructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dental Materials 2004;20:449-456.
 18. Guazzato M, Albakry M y cols. Strength, fracture toughness and microestructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass –infiltrated ceramics. Dental Materials 2004;20:441-448.
 19. Tsalouchou Eleftheria, Mike J. Cattell, Jonathan C, Piyapanna P, Ailbhe McDonald. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dental Materials 2007, doi:10.1016/j.dental.2007.05.011
 20. Meza JM Técnicas de identificación: Medición de propiedades Mecánicas en Ceramics. Dyna re. Fac.nac.minas v.73 n.149 Medellin jul.2006 pp.1-14.
 21. multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?6666660Zjcf6IVs6EVs66S87CCOrrrrQ
 22. Parker R.M. Use Zirconia in Restorative Dentistry. Dentist Today 2007;116-119.
 23. www.zirconzahn.com
 24. www.tesisenxarxa.net/TESIS_UB/AVAILABLE/TDX-0302105-123731//00.PREVIO.pdf
 25. Hgh Francischone C.E, Vasconcelos L.W. Metal – free Esthetic Restorations Procera® CONCEPT, Quintessence Edit.Itda.SP Brasil 2003 pp. 14-17, 21, 22, 44,
 26. Bottino M.A.y Cols. Estética en rehabilitación oral Metal Free, Artes Medicas Latinoamérica SP Brasil 2001pp. 136, 280,318,323.
 27. Giordano Russell,DMD, DMSc. Material for chariside CAD/CAM – Produced restorations. JADA 2006;137:145-215
 28. Rusell M Melinda y Cols. A new computer-assisted method for Fabrication of crowns and fixed partial dentures. Quintessence Int 1995;26:757-763.
 29. www.sirona.es/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_ES_metodo_cerec - 41k

30. www.cercon-smart-ceramics.de/ - 7k
31. hgf Andersson Matts y Cols. PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quitessence Int.* 1998;29:285-296
32. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. Invitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using differet luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93:551-5558
33. Cova Nantera J.L. Biomateriales Dentales Actualidades Medico Odontologicas Latinoamérica, 2004 pp.147-187, 317-332
34. P.Rosario. Palacios, Glen H. Jonson, Keith M. Phillips, Ariel J. Raigrodoski. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *The Journal of Prosthetic Destistry* 2006;96:104-114.
35. Matthias Kern, Stefan M. Wehner. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials* 1998;14:64-71
36. Begum Sebnem T. Replacement of two Mandibular central incisor using a zirconium resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthe Dent* 2005;94:499-503.
37. Coli Pierluigi. Precision of CAD/CAM Technique for the production of Zirconium Dioxide Copings. *The Int J. Prosthodont* 2004;17:577-580.
38. *Dental Abstracts.* 2007;52:167-168.
39. Heffeman Michael y Cols J. Relative translucency of six all-ceramic system. Part I: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:10-5
40. Heffeman Michael y Cols J. Relative translucency of six all-ceramic system. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:4-9
41. Jeffrey Y. Thompson, Brian R. Stoner, Jeffrey R. Piascik. Ceramics for restorative dentistry: Critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Materials Science and Engineering C* 27 (2007) 565-569. pags. 149-246.
42. Luthardt Ralph G. Col. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655-662.
43. Raigrodski Ariel J. y Cols. The efficacy of posterior thee- unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96:237-244.
44. White S.N. y Cols. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:125-131.