

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE GRADUADOS

“Evaluación de tres sistemas de aplicación de dióxido de zirconio:

Pantógrafo Zirkonzahn, Cad-Cam Procera y Sistema de electroforesis Pearlceram”

Trabajo de Monografía Requisito para optar al
Título de Especialista en Odontología Restauradora
Con Mención en Prótesis Estomatológica

Autor: Dr. Ernesto Herrera Scott

Profesor Guía

Dr. Ramón Madariaga Fuentes

VALPARAISO, CHILE

— 2011 —

INDICE

	Página
1. INTRODUCCIÓN	
2. MARCO TEORICO	2
2.1 Tendencias actuales en la odontología restauradora.	2
2.2 Dióxido de zirconio estabilizado con itria.	3
2.3 Sistema pantográfico ZirkonZahn.	7
2.4 Sistema de electroforesis Pearlceram.	14
2.5 Sistema CAD CAM Procera.	20
3. Comparaciones de los tres sistemas.	22
4. Ventajas y desventajas.	24
5. Conclusión.	26
6. Bibliografía	28

INTRODUCCIÓN

El zirconio, también conocido como dióxido de zirconio y badeleyita es un material fascinante por sus propiedades físicas como resistencia a la fractura, alta estética, excelente ajuste marginal, no presenta corrosión y es biocompatible con los tejidos orales.

Es uno de los materiales de más reciente introducción en la odontología con aplicaciones amplias en prótesis fijas como carillas, coronas cementadas o atornilladas, puentes, pilares, endopostes, cerámicas y en confección de implantes como el caso del sistema cera root.

En la actualidad el odontólogo restaurador se enfrenta a ciertos problemas en la fabricación de prótesis fija de metal cerámica de aleaciones no nobles. Dentro de estas dificultades podemos mencionar la corrosión debido a su composición química y la distorsión dimensional que se traduce a un ajuste marginal poco preciso. Este mal ajuste marginal es frecuente en prótesis fijas extensas.

El uso de la zirconia viene a simplificar los problemas de ajuste marginal, corrosión y proveer las restauraciones de una excelente estética. El costo es un factor a evaluar debido a que es más costosa que las aleaciones no nobles de metal porcelana, sin embargo es más económico que utilizar oro porcelana.

La zirconia en la odontología restauradora se puede emplear con diferentes tecnologías mediante el uso de CAD CAM, pantógrafos y electroforesis.

En el caso del CAD CAM utilizan un escáner y un centro de producción. Este sistema escanea el muñón y mediante un software en el ordenador se crea un modelo tridimensional virtual del muñón en el cual se diseña la estructura de la restauración que posteriormente se manda mediante un módem a un centro de producción donde las máquinas fresadoras confeccionan la estructura en óxido de zirconia.

Los pantógrafos son otra opción en la que se utiliza bloques de óxido de zirconio presinterizados que serán tallados por fresas guiadas manualmente y que luego se someterán a un proceso de sinterización en hornos especiales.

La electroforesis es otra tecnología en la que usa el óxido de zirconia para obtener estructuras para prótesis fija unitarias o múltiples. La electroforesis es un proceso que utiliza una suspensión viscosa en la que se aplica una corriente eléctrica que hace sedimentar el óxido de zirconio sobre los muñones, creando una estructura que luego se someterá a un proceso de sinterizado. Esta técnica se conoce como Pearlceram.

MARCO TEORICO

2.1 TENDENCIAS ACTUALES EN LA ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

El aumento de demanda por restauraciones más estéticas y biocompatibles con los tejidos orales ha contribuido a la investigación y uso de materiales restauradores libres de metal que facilitan al ceramista devolver las propiedades ópticas semejantes al diente natural, principalmente color (valor y saturación) y translucidez. He aquí la importancia de manejar el concepto biomimético que proviene de la palabra biomimética que es la ciencia que estudia a la naturaleza como fuente de inspiración, por lo que se debe tratar de emular todas las características de un diente natural como opalescencia, translucidez, opacidad, fluorescencia, y luminosidad, logrando un mimetismo que es la capacidad de un objeto de adaptarse al color del entorno, consiguiendo así restauraciones altamente estéticas.

Los avances tecnológicos han permitido desarrollar mejores técnicas para la confección de restauraciones a base de dióxido de zirconio logrando mejor productividad y calidad. Dentro de estas tecnologías tenemos los sistemas cad cam, pantógrafos y electroforesis.

Los sistemas CAD CAM (computer aided design and manufacturing, diseño asistido por ordenador y mano factura), utilizan un escáner para transmitir la información del modelo al ordenador, un software para el diseño de la restauración, y una maquina fresadora para tallar un bloque de zirconia, alúmina o titanio para confeccionar la restauración.

El sistema de pantógrafo es una fresadora mecánica de reproducción de precisión que permite obtener estructuras aumentadas en un 15% a 20% (para compensar la contracción por sinterización) a partir de bloques de dióxido de zirconio pre sinterizados. El pantógrafo consta de dos compartimientos, uno para colocar el modelado en resina, y en el otro compartimiento el bloque a tallar. Mediante sondas detectoras inactivas colocadas sobre el lado de escaneo se lee el modelado en resina y la reproducción se realiza en el otro compartimiento de fresado, mediante una secuencias de fresas de granos progresivamente menores.

El sistema de electroforesis utiliza el proceso de dicho nombre para la elaboración de restauraciones a partir de la inmersión de los muñones del modelo humedecidos con electrolitos en una suspensión viscosa de dióxido de zirconio que después de aplicar una corriente eléctrica se produce la aglutinación de las moléculas de oxido de zirconio alrededor del muñón, posteriormente se colocará en un horno de sinterización para lograr las propiedades físicas deseadas.

2.2 DIOXIDO DE ZIRCONIO ESTABILIZADO CON ITRIA

El elemento zirconio (Zr) fue descubierto en 1789 por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth, luego fue aislado como metal puro por el químico sueco Jöns Jakob Berzelius en 1824.

Es uno de los elementos más abundantes y está ampliamente distribuido en la corteza terrestre¹. Se encuentra siempre combinado con otros elementos por lo que es imposible encontrarlo en estado puro, se puede encontrar como el silicato de zirconio ($ZrSiO_4$) y la baddeleyita o dióxido de zirconio (Fig.1). La zirconia ya se conocía como piedra preciosa desde tiempos remotos. El nombre zirconio deriva del término árabe "zargon" (de color dorado) que proviene de las palabras persas *zar* oro y *gun* color.



(fig.1)

A finales de la década de los sesenta se inició su estudio como un biomaterial denominado Policristales Tetragonales de zirconio (TZP). Sus propiedades fueron ideales para la preparación de cabezas esféricas de prótesis de cadera. 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 ayudó a este material a alcanzar valores mecánicos excepcionales y una elevada estabilidad biológica².

Las investigaciones modernas del dióxido de zirconio como biomaterial se centran en la cerámica de zirconia-itria, que se caracteriza por micro estructuras de grano fino, conocidas como policristales tetragonales de zirconia (TPZ). El itrio estabiliza los policristales logrando dióxido de zirconio con excelentes propiedades mecánicas.

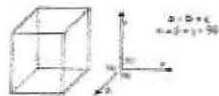
El itrio es un elemento metálico blanco-plateado es uno de los elementos de transición del sistema periódico, se oxida fácilmente con el aire produciendo el óxido Y_2O_3 . El itrio se utiliza comercialmente en la industria metálica para aleaciones y como "atrapador" para eliminar oxígeno e impurezas no metálicas de otros metales. Gracias a la adición de ciertos óxidos metálicos como dopantes, los cuales deben presentar estructuras cristalinas cúbicas del tipo fluorita y alta solubilidad en la zirconia, es posible estabilizar el material en las formas tetragonal y cúbica a temperatura ambiente (evitando así la transformación tetragonal-monoclínica).

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 aluminio al 0,2-1%, mejora la resistencia a la corrosión y al envejecimiento del material.

El producto final se denomina Y-TZP-A (yttrium oxide stabilized tetragonal zirconio polycrystals doped with alumina [polícristales tetragonales de circonio estabilizados con óxido de itrio dopados con alumina]).

Cuando se aplica fuerza a una restauración dental con zirconia, la propagación de las grietas se detiene y se impide finalmente gracias a las características del material. Durante la formación de una grieta, la fase tetragonal se transforma en una fase monoclinica (fig.2 y 3), que aumenta el volumen del material en la fase crucial de la grieta. A medida que el material aumenta de volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando en última instancia la integridad del material.



(fig.3 y 4.)

Los polícristales tetragonales de zirconia estabilizados con itria poseen esta propiedad física única denominada "robustecimiento de la transformación". Según datos disponibles, la zirconia es la única solución para puentes totalmente cerámicos, incluso en la región posterior.

La materia prima principal para la elaboración de dióxido de zirconio es el mineral zirconio ($ZrSiO_4$). Del zirconio se obtiene óxido de zirconio o zirconia mediante un tratamiento químico con aditivos. El polvo base que se obtiene se mezcla con aditivos³. Es preciso distinguir por una parte entre aditivos de sinterización que repercuten de manera precisa en la reacción de sinterizado y en las propiedades de la cerámica acabada y por otra, entre materiales adicionales que facilitan el moldeado. Mediante diferentes procedimientos posteriormente se fabrican las denominadas "piezas de zirconia cruda". Mientras que los aditivos de sinterización permanecen en el óxido de zirconio, los materiales adicionales, que además de agua constan sobre todo de enlaces orgánicos ligeramente volátiles, se eliminan de las piezas mecanizadas de óxido de zirconio sin dejar restos antes del proceso de sinterización. Con el proceso de presinterización la pieza de zirconia cruda obtiene un acabado mediante el cual el material puede tratarse con fresas de tungsteno, la denominada "zirconia pre-sinterizada".

El producto que se obtiene del bloque de zirconia es un 25% más grande. Se somete a un sinterizado final a $1500^{\circ}C$ alcanzando así su resistencia final, durante este proceso el objeto se contrae en un 20%.

Antes del proceso de sinterizado final las piezas mecanizadas no alcanzan sus verdaderas propiedades. La condensación de las partículas de polvo del óxido de zirconio se produce mediante la disminución de las superficies específicas. Esto se consigue mediante procesos de difusión dependientes de la temperatura que cambian en cuanto a superficie, granulado y difusión del volumen. En caso de que la difusión de componentes sólidos sea demasiado lenta, es posible sinterizar con presión. Este caso se refiere a las prensas de calor o prensas isostáticas de calor (llamado "HIP") de zirconia.

Las propiedades de las cerámicas de zirconia dependen en gran medida de la composición química de la materia prima y del proceso de fabricación. Se distingue entre zirconia completamente estabilizada (FSZ "fully stabilized zirconia") y zirconia parcialmente estabilizada (PSZ "partially stabilized zirconia"). Es posible alcanzar una estabilización parcial con un aditivo de 3-6% de CaO, MgO o Y₂O₃. En función de las condiciones de fabricación, se puede estabilizar la modificación cubica, tetragonal o monoclinica. La zirconia parcialmente estabilizada presenta una alta resistencia a los cambios de temperatura y por lo tanto resulta apropiada para su uso en la producción de bloques para posterior fresado.

Al añadir 10% -15% de CaO y MgO se puede estabilizar la modificación cubica de la zirconia desde el punto cero absoluto hasta una línea de sólido (FSZ) y el material cerámico puede resistir una carga térmica y mecánica hasta una temperatura de 2600°. Por su bajo coeficiente de la conductibilidad de calor y el alto coeficiente de expansión térmico, la resistencia a los cambios de temperatura de la zirconia completamente estabilizada es menor en comparación con la zirconia parcialmente estabilizada. La zirconia apropiada para prótesis fija completa y sobre dentaduras presenta la siguiente composición: 95% ZrO₂ + 5% Y₂O₃.

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 tecnología dental. Existen estudios que demuestran que la zirconia no produce ningún tipo de alergia al contacto con los tejidos blandos en el ser humano⁴.

El primer uso del óxido de zirconio fue para propósitos médicos referentes al área ortopédica en 1969. ZrO₂ fue propuesto como nuevo material para la fabricación de prótesis de cabeza de fémur en vez de prótesis de titanio y alúmina. En un estudio *in vivo* evaluaron la reacción en monos tras implantar ZrO₂ en el fémur y reportaron que no hubo ninguna reacción adversa alrededor. Las investigaciones ortopédicas se enfocaron en el comportamiento mecánico de la zirconia, en la carga y en su integración con el hueso y los tejidos musculares. La gran mayoría de estos estudios se realizaron *in vivo* debido a que los estudios *in vitro* no estaban desarrollados en ese tiempo. Antes de 1990 se realizaron otros estudios *in vitro* para evaluar el comportamiento celular en presencia de la zirconia, estos estudio demostraron que ZrO₂ no es cito tóxico célula sobre zirconio (fig.5).



(Fig.5)

Ciertos resultados reportaron que el polvo de zirconio genero respuestas adversas. Esto era debido al hidróxido de zirconio que ya no está presente cuando se sinteriza, así que las muestras solidas sinterizadas se pueden considerar seguras. La mutagénesis fue evaluada por Silva y Covacci, ambos reportaron que la zirconia no es capaz de generar mutaciones del genoma celular. Por otra parte el óxido de zirconio produce menos reacción inflamatoria en el tejido que otros materiales restauradores como el titanium⁷. Este resultado fue también confirmado por un estudio de tejidos suaves peri-implantarios alrededor de pilares de cicatrización de zirconia en comparación a los de titanio⁷. También el nivel de productos bacterianos fue más alto en el titanio que en el oxido de zirconio. La zirconia puede subir o bajar las regulaciones de expresiones de

algunos genes, de modo que se le puede considerar como un material que puede modificar el volumen de la matriz extracelular.

El óxido de zirconio tiene propiedades mecánicas similares al del acero inoxidable. Su resistencia a la tracción es de 900-1200 MPa y su resistencia a la compresión es de 2000 MPa. El estrés cíclico es bien tolerado por este material. Al aplicar fuerza intermitente de 28 kN (kilonewton) a la zirconia se encontró que es necesario 50 billones de ciclos para fracturar las muestras, pero una fuerza excesiva de 90 kN la fractura ocurrió a 15 ciclos. El tratamiento de la superficie puede modificar las propiedades físicas de la zirconia. Exponerla a la humedad por un periodo de tiempo extenso puede ser perjudicial para sus propiedades, este fenómeno se conoce como envejecimiento de la zirconia. Es por eso que se le ha añadido óxido de aluminio para evitar corrosión y envejecimiento del material. Por otra parte el rechamamiento de su superficie puede reducir su dureza, el autor Kosmac confirmó esta observación y reportó una pequeña disminución de fuerza y fiabilidad del óxido de zirconio después de someter la superficie a rechamamiento⁸. En este estudio se encontró que arenar la superficie fortalece el dióxido de zirconio ya que induce que pase de la fase tetragonal a monoclinica lo que se sugiere realizar el arenado de la estructura una vez sinterizada y antes de aplicar la porcelana.

Propiedades de los policristales tetragonales de zirconio estabilizados con itria.

Color	Blanco
Composición química	Óxido de zirconio (remanente) y óxido de itria 4.95-5.35, óxido de hafnio \leq 2% óxido de aluminio 0.15-0.35, óxido de silicón 0.02%.
Densidad presinterizada (g/cm^3)	3.1 g/cm^3
Densidad sinterizada (g/cm^3)	6.05 g/cm^3
Porosidad%	0.1 - 0 %
Resistencia a la flexión MPa (sinterizado)	900-1200 MPa
Resistencia a la compresión (sinterizado)	2000MPa
Módulo de elasticidad (sinterizado)	210 GPa
Resistencia a la fractura K_{Ic}	7-10
Coefficiente a la expansión térmica (20°C-600°C)	$10.6 * 10^{-6} \text{K}^{-1}$
Conductividad térmica WmK^{-1}	2
Dureza HV 0.1	1200 MPa

MPa: Megapascals

HV: Hardness Vickers

WmK^{-1} : Watt metro kelvin (unidad de temperatura)

GPa: Gigapascals.

2.3 SISTEMA PANTOGRAFICO ZIRKONZAHN

Las cerámicas policristalinas tienen temperatura de sinterización muy elevadas para ser adecuadamente sinterizadas en el laboratorio y requieren de la introducción de técnicas de fresado de pequeños bloques obtenidos mediante fabricación industrial. Los sistemas pantográficos son fresadores de reproducción de precisión, que permiten obtener estructuras aumentadas en un 15%-20% para compensar la contracción por sinterización a partir de pequeños bloques de óxido de zirconio presinterizados, sobre la base de simultánea lectura por contacto del modelado en resina, mediante sondas detectoras inactivas colocadas sobre el lado del escaneo y reproducción sobre el lado del fresado, mediante una secuencia de fresas de grano progresivamente menores (Fig.6).



(fig.6)

Actualmente los sistemas pantográficos permiten realizar prótesis extensas, pilares y coronas.

Procedimientos de laboratorio

Los sistemas pantográficos están constituidos por dos aparatos: el lector liso que se conoce como unidad de copiado o fresa tanteadora que lee por desplazamiento las superficies a reproducir moldeadas en resina y que guía a la fresa contrapuesta que se le conoce como unidad de fresado en el corte del dióxido de zirconio presinterizado, copiando la estructura (Fig.6)

El modelado y el bloque a ser fresados están fijados en dos alojamientos de una misma platina orientable, sobre la cual actúan el aspirador y el aire comprimido para remover el polvo del fresado.

El modelo y los muñones son realizados de acuerdo con las técnicas habituales y la primera etapa consiste en la realización de la estructura en resina fotopolimerizable (fig.7 y 8).



(fig.7)



(fig.8)

El modelado debe de carecer de cantos, zonas profundas y depresiones, que obstaculizarían la reproducción, los bordes son modelados ligeramente más gruesos,

para evitar la fractura en contacto con el lector, para así reducir al mínimo el acabado manual sucesivo.

Finalizado el modelado, los dientes son reposicionados sobre modelos de yeso, cortados, para eliminar tensiones eventuales causadas por la contracción de polimerización, y vueltos a pegar (fig.9 y 10).



(fig.9)



(fig.10)

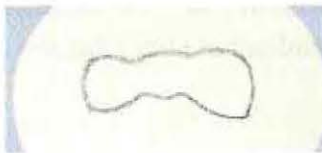
El modelado es fijado con ciano acrilato a un disco en material plástico, preparado de tal manera que acoja en el centro a la estructura y que sea sostenida con disyuntores a su vez, el disco es fijado sobre la unidad de copiado, centrado tanto en el plano horizontal como vertical (fig.11-19).



(fig.11)



(fig.12)



(fig.13)



(fig.14)



(fig.15)



(fig.16)



(fig.17)



(fig.18)



(fig.19)

El fresador utiliza fresas de diámetros decrecientes (de 4 a 0,5 mm) y granos diferentes para el refinado y acabado, orientando la platina para leer y reproducir las zonas en sombra. Es importante limpiar los tallos de las fresas antes de insertarlas en los manipuladores, para evitar que los residuos impidan el alojamiento adecuado y alteren la altura de fresado. Durante el procedimiento es aconsejable colocar las manos sobre ambos manipuladores (lector y fresa) y observar la fresa de tal manera que evite dejar zonas sin acabar (fig.20-29).



(fig.20)



(fig.21)



(fig.22)



(fig.23)



(fig.24)



(fig.25)



(fig.26)



(fig.27)



(fig.28)



(fig.29)

Removido el producto en zirconio crudo, el acabado manual es efectuado en la parte externa con fresas de tungsteno, eventuales pequeños astillados pueden ser reparados durante la estratificación con materiales de corrección.

La coloración es realizada con inmersión en líquidos colorantes o por capilaridad apoyando un papel absorbente embebido en la solución, seleccionando en base a las distintas tonalidades establecidas para el revestimiento de las estructuras (fig.30). Resulta oportuno utilizar soluciones diluidas, considerando la facilidad de absorción de la estructura porosa.



(fig.30)

Del resto, en las fases sucesivas de estratificación, el croma puede sólo ser aumentado, disminuyendo contextualmente el valor, mientras una estructura excesivamente pigmentada debe ser descartada. Sobre núcleos claros, por otra parte, es posible confiar las correcciones a masas cerámicas intensivas (modificadores).

Realizado el secado con lámpara infrarroja, se procede a la sinterización en hornos especiales por unas 11 horas, comprendidas las fases de calentamiento y enfriamiento.



(fig.31)



(fig.32)

Para el revestimiento se aplican las técnicas de estratificación según la preferencia, utilizando cerámica feldespática de temperatura media de cocción, con coeficiente de expansión térmica (ET) adaptada al zirconio.

La situación ideal se logra cuando la cerámica de revestimiento presenta un coeficiente de expansión térmica más bajo que el del material estructural, de esta forma, durante el enfriamiento se someta a una ligera tenso presión tangencial.

No son necesarias capas de opacador y dentina opaca; resulta útil un bonder o agente de enlace con base de zirconio para aumentar el contacto entre el núcleo y cerámica feldespática; tomando en cuenta que el enlace es principalmente de tipo físico (compresión).

Si bien la relativa translucidez del óxido de zirconio plantea dificultades superiores a las vitrocerámicas en la realización de sectores anteriores críticos para la estética, los delineados óptimos de las estructuras y los espesores reducidos de los capuchones permiten resultados comparables.

El espesor de los capuchones y la sección transversal de los conectores son fundamentales para la resistencia de la restauración y después de la sinterización se recomienda valores iguales o superiores. Ver tabla.

Espesores aconsejables para estructuras en óxido de zirconio	
Espesor incisal-oclusal	
Corona individual	0,3 mm
En caso de bruxismo	0,7 mm
Corona individual posterior Coronas pilares de estructuras para puentes anteriores o posteriores con una pieza intermedia	0,7 mm
Coronas pilares de estructuras de puentes con más elementos intermedios	1 mm
Espesor circular	
Corona individual anterior o posterior	0,5 mm
Coronas pilares de puentes cantiléver para zonas anteriores	0,6 mm
Coronas pilares de estructuras de puentes con más elementos intermedios Coronas pilares para una unidad de puente cantiléver para zonas posteriores	0,7 mm
Áreas de los conectores	
Puente anterior con una unidad intermedia	7 mm cuadrados
Puente anterior con una unidad cantiléver	8 mm cuadrados
Puente anterior con dos unidades intermedias Puente posterior con un elemento intermedio	9 mm cuadrados
Puente anterior con dos unidades intermedias Puente posterior con un elemento cantiléver	12 mm cuadrados

Resulta interesante la comparación con los espesores aconsejados para las cerámicas vítreas que reportan recomendaciones para puentes superiores a 3 unidades: núcleos no inferiores de 1 mm y conectores de 16 mm cuadrados de diámetro.

ASPECTOS CLÍNICOS

Idealmente el odontólogo requiere de sistemas óptimos que no necesiten modificar las técnicas clásicas de preparación, toma de impresiones y cementado, que prevean la remoción de cantidades menores de estructura dentaria, que permitan preparaciones supra gingivales y resultados estéticos óptimos en cuanto a su translucidez y posibilidad de coloración.

Sin embargo es indispensable que el odontólogo conozca las características del dióxido de zirconio, que le garantice una adecuada elaboración en el laboratorio y el éxito clínico en el tiempo.

La preparación marginal en chamfer, tanto modificado como corto (hombros redondeados), resulta lo más apropiado para la estética, la resistencia a las cargas masticatorias y la salud periodonto, y permite el acabado del núcleo en contra chamfer y la ejecución de un microborde.

No obstante, también son posibles las preparaciones de terminación tangencial (feather edge) y en filo de cuchillo, ya que la resistencia a la fractura depende del espesor de las paredes del núcleo y del diseño de la subestructura y no del tipo de acabado marginal.

Gracias a las propiedades de elevada resistencia a la fractura, capacidad de colorear las subestructuras y las preparaciones menos invasivas permiten ser más conservador con el tejido dentario y favorece a dar una morfología más apropiada en comparación con las preparaciones más invasivas de las estructuras metal cerámicas y de cerámicas vítreas.

Las pruebas de adaptación de las copias de zirconio deben de evidenciar una buena precisión marginal y estabilidad; la retención está frecuentemente limitada en relación al diseño marginal y por exigencias dictadas por la limitada resistencia a la tracción y torsión común para todos los materiales cerámicos.

Es aconsejable probar el modelado en resina de los puentes en el paciente antes de comenzar con el copiado para verificar el ajuste y en casos de imperfecciones producidas por las impresiones o por el seccionado de los modelos se deben corregir seccionado el puente y pegando el puente en boca con resina fotopolimerizable.

Una vez finalizada la prótesis con el revestimiento en cerámica feldespática, las eventuales correcciones con fresas de diamantes por cuenta de la cerámica deben ser

pulidas con kits especiales para el consultorio o el laboratorio, ya que son insuficientes las fresas de grano fino (30 micrones) y las gomas, que dejan rugosidades de superficie que fungen de concentradores de estrés bajo carga y facilitan la corrosión de la cerámica en ambiente húmedo, facilitando la propagación de fracturas.

Para el cementado final se recomienda la utilización de ionómero de vidrio, debido a sus características de acidez reducida, liberación de iones de flúor y formación de enlaces con los iones de calcio del esmalte y la dentina.

El cementado adhesivo es considerado necesario para las cerámicas vítreas pero en el caso del dióxido de zirconio no aporta ventajas significativas y solo sería ventajoso en caso de una preparación con geometrías poco retentivas.

La configuración interna de la superficie de la corona tiene una influencia significativa sobre la fuerza adhesiva y para aumentar la adhesión se utilizan cementos autoadhesivos (panavia F, rely X Unicem) previa aplicación de chorros de arena de las superficies internas con óxido de aluminio con granulometría mayor o igual a 40 o 50 micrones. Resulta ineficaz el grabado con ácido fluorhídrico debido a la ausencia de matriz amorfa vítrea.

FASES DE LA ELABORACIÓN CON LA METODOLOGIA ZIRKONZAHN

Esta metodología específica tiene, en la actualidad, la cuota más consistente de fresadores mecánicos basados en sistemas pantográficos, por sus características de solidez, confiabilidad y economía. Dentro de las características de este sistema podemos mencionar:

- Precisión de en la reproducción y calidad de los cierres marginales superponibles con los resultados obtenibles con metales preciosos.
- Constancia de las características de los bloques del material presinterizado.
- Solidez en la construcción del aparato, en capacidad de soportar vibraciones y sometimientos a carga mecánica cotidiana a través de los años.
- Costo de adquisición y gestión contenidos; en especial las fresas son reutilizables en un número de 200 piezas.

La morfología es análoga con las estructuras de metal, debe garantizarse el sostén de la cerámica de revestimiento, con un espesor máximo de 1,5 mm, es recomendable realizar hombros de sostén y refuerzos palatinos.

La secuencia de las fases de ejecución se reportan en la figura 7 a 29.

En la fase de cocción de dentina se coloca una capa delgada (wasch) y se hace cocción a una temperatura 50 a 100 grados mayor que la recomendada por el fabricante de manera que paralelo a la fusión de la cerámica se aumente la

compresión sobre la estructura para aumentar el enlace físico para compensar la ausencia de enlace químico, que en las cerámicas fundidas está dado por el óxido metálico⁹.

Durante la fase de corrección de los contactos prematuros y de las interferencias oclusales, el desgaste selectivo debe formar zonas de contacto puntiformes; por lo tanto, es importante recontornear el perfil externo de las cúspides y evitar áreas de contacto amplias, que predisponen a la fractura del revestimiento en cerámica feldespática (fig.33 a 38).



(fig.33)



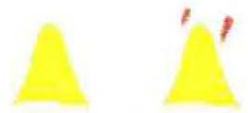
(fig.34)



(fig.35)



(fig.36)



(fig.37)



(fig.38)

La construcción de los pernos muñón y los pilares en óxido de zirconio incrementa la luminosidad y la translucidez de las prótesis en cerámica; para que el fresador mecánico permita la reproducción precisa de los detalles, resulta oportuno tomar los límites de resistencia del material de acuerdo con los espesores.

Los sistemas de implantes con conexión hexagonal externo no plantea ningún problema, mientras que la reproducción de los hexágonos internos aumenta el riesgo de fractura, debido a los espesores reducidos de la conexión.

En estos casos es preferible la utilización de bases en óxido de titanio, sobre los que atornillar o cementar la meso estructura en óxido de zirconio (Fig.39 a 45).



(fig.39 y 40)



(fig.41)



(fig.42)



(fig.43)



(fig.44)



(fig.45)

2.4 SISTEMA DE ELECTROFÓRESIS PEARLCERAM

Deposición electroforética

La deposición electroforética (EPD, electrophoretic deposition) es esencialmente un proceso de dos etapas. En la primera etapa, las partículas suspendidas en un líquido son obligadas a moverse hacia un electrodo al aplicar un campo eléctrico a la suspensión (electroforesis). En la segunda etapa, las partículas son aglutinadas sobre el electrodo y forman un depósito adaptado a él. Se debe observar que el proceso logra una capa de cerámica de $Y-ZrO_2$ compacta pero requiere de un sinterizado para mejorar las propiedades físicas y así obtener un material totalmente denso.

La electroforesis se puede definir como el movimiento de las partículas dispersas en relación con un líquido bajo la influencia de un campo eléctrico uniforme en el espacio. Este fenómeno electrocinético se observó por primera vez en 1807 por Reuss (Universidad Estatal de Moscú), que se percató de que la aplicación de un campo eléctrico constante causaba que las partículas de arcilla dispersas en agua migraran. En última instancia es causada por la presencia de una interfaz de carga entre la superficie de la partícula y el fluido circundante.

Las partículas dispersas tienen una carga eléctrica superficial, en la que un campo eléctrico externo ejerce una fuerza electrostática de Coulomb. De acuerdo con la teoría de doble capa, todas las cargas de la superficie de los líquidos son reconocidos por una capa difusa de iones, que tiene la misma carga absoluta pero de signo opuesto con respecto a la de la carga superficial. El campo eléctrico también ejerce una fuerza sobre los iones en la capa difusa que tiene dirección opuesta a la que actúa sobre la carga de superficie. Esta última fuerza no se aplica realmente a la partícula, pero a los iones en la capa difusa situada a cierta distancia de la superficie de la partícula, y parte de ella se transfiere todo el camino hasta la superficie de la partícula a través de la tensión viscosa. Esta parte de la fuerza también se llama fuerza de retardo electroforético.

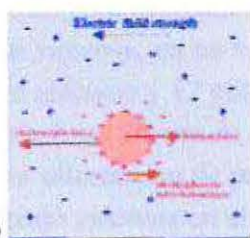
Las partículas en la suspensión solo se moverán si se les aplica un campo eléctrico y si ellas llevan carga de lo contrario no se moverán. Cuatro mecanismos han sido identificados mediante los cuales se puede cargar eléctricamente a las partículas; (a) adsorción selectiva de iones sobre las partículas sólidas del líquido, (b) disociación de iones desde la fase sólida hacia el líquido, (c) adsorción u orientación de moléculas

dipolares en la superficie de partículas y (d) transferencia de electrones entre el sólido y la fase líquida debido a diferencias en la función de trabajo.

Una partícula cargada en una suspensión está rodeada de iones con carga opuesta en una concentración más alta que la de la concentración volumétrica de estos iones esto se llama capa doble (Fig.46). Cuando un campo eléctrico es aplicado, estos iones y la partícula debe de moverse en dirección opuesta. Sin embargo, los iones son también atraídos por la partícula, y como resultado, una fracción de los iones que rodean la partícula no se moverán en la dirección opuesta pero se moverán con la partícula. Por lo tanto, la velocidad de la partícula no es determinada por la carga de la superficie sino por la carga neta encerrada en la esfera líquida, que se mueve junto con la partícula. La velocidad de la partícula está determinada por cuatro fuerzas que actúan sobre ella, la primera que acelera la partícula, es la fuerza causada por la interacción de la superficie cargada con el campo eléctrico, las demás fuerzas solo hacen lento el movimiento.



(fig.46)



(fig.47)

Estas fuerzas son; el arrastre viscoso del líquido, la otra es retardación producida por la acción del campo eléctrico sobre los iones opuestos en la doble capa y cuando la partícula se mueve, se produce una distorsión en la doble capa debido al desplazamiento entre el centro de carga de iones negativos y positivos (fig.47).

La deposición electroforética puede ser aplicada a cualquier sólido que este disponible en forma de polvo ($<30 \mu\text{m}$) o suspensión coloidal. Se pueden encontrar ejemplos de deposición electroforética de cualquier tipo de material, incluyendo metales, polímeros, óxidos (ZrO_2), carburos, nitratos y vidrios. Además, el proceso puede ser utilizado para la producción de revestimientos, para dar forma a objetos monolíticos, laminados y todo tipo de objetos. Se puede infiltrar materiales porosos y fibras de tejidos preformadas para la producción de compuestos.

Preparación de la suspensión

La preparación de la suspensión ideal para la deposición electroforética se basa en elaborar una suspensión en la cual las partículas de cerámica tengan un alto potencial *zeta*, que es el potencial de movimiento electroquinético (cargado eléctricamente) y que se mantenga bajo la conductividad iónica de la suspensión. Una condición necesaria es una carga alta en la superficie de las partículas, sin embargo como se describió anteriormente hay cuatro fuerzas que participan en la carga; adsorción selectiva de iones

en las partículas sólidas del líquido, la disociación de los iones de la fase sólida a la líquida, la absorción o la orientación de moléculas dipolar en la superficie de la partícula, el electrón y transferencia entre fase sólida y líquida, debido a las diferencias en función del trabajo.

Para la mayoría de los óxidos en la presencia de agua, la carga será determinada principalmente por adsorción o desorción de protones. Un modelo integral para describir la carga de óxidos en el agua ha sido desarrollado por James¹¹. El describe la carga de una reacción química de los grupos de la superficie, que pueden ser ácidos, alcalinos o amforético en la naturaleza. El valor del pH, donde la concentración de la carga superficie de los grupos negativos como positivos es igual, se denomina el punto de carga cero (pzc, point zero charge) y es una propiedad de los grupos químicos en la superficie del polvo. El pzc no debe confundirse con el punto iso- eléctrico, que es el pH en el que el polvo no se mueve cuando un campo eléctrico es aplicado en una suspensión dada.

En la técnica PEARLceram para preparar la mezcla se utiliza un peso exacto de 135g de polvo de VITA In-ceram zirconia, en un vaso de vidrio. Se vierte 3 ampollas de líquido mezclador Vita In-ceram zirconia y 12 gotas de aditivo Vita In-ceram zirconia en un vaso de vidrio y se mezcla brevemente en una unidad ultrasónica (Ej. Vitasonic) el agua en el vitasonic o vibrador ultrasónico de preferencia debe estar helada. Luego se mezcla los 135 g de polvo In-ceram zirconia en el líquido y se coloca en el vibrador por 7 minutos. Se puede agregar un extra de líquido mezclador de zirconio para ajustar la viscosidad ideal, esta se puede verificar al dispensar 10 ml de mezcla de una jeringa en 30 segundos. Luego se vierte la mezcla en un vaso de plástico, cualquier mezcla que no se use se puede guardar en el refrigerador para reusarla.

El dispositivo PEARLmix Z 101 ayuda lograr una óptima viscosidad en la mezcla previamente preparada, siempre la primera mezcla debe hacerse en la unidad ultrasónica. El dispositivo PEARLmix Z 101 tiene dos dispositivos para los potes de sumersión. Este dispositivo ayuda a realizar una mezcla óptima.

Preparación del electrolito.

El electrolito requerido para el procedimiento viene en embase listo para usar. El electrolito combinado con el tiempo de inmersión, velocidad de inmersión y de remoción tiene un efecto en el grosor de la cofia.

Fabricación del modelo

Se debe preparar un gran chamfer debajo del margen de la línea de preparación. Se marca con lápiz rojo el margen de la línea de terminación y aplicar un sellador. Se debe usar un espaciador transparente tipo Margidur para sellar la línea de terminación. No se debe bloquear los socavados con resina debido a que produciría inestabilidad dimensional, estos socavados se completan automáticamente en otra etapa cuando se aplica el espaciador. Se recomienda usar yeso tipo 4.

El modelo solo debe seccionarse en distal y mesial de los pilares del puente. La forma correcta es una sección del puente sin troquelar de manera que se pueda recolocar en el articulador y con un acceso óptimo al margen de preparación. El contorno gingival que se desgasta se repone con encía artificial (Fig.48).



(Fig.48)

En la preparación del modelo para copias y puentes sobre implantes, es similar a la forma usual, lo único es que el modelo se debe fabricar seccionado para que permita la remoción del segmento con el pilar (fig49). Se recomienda siempre usar encía artificial para facilitar la remoción del exceso del material en el margen luego del depósito electroforético.



(Fig.49)

Indicaciones y fabricación de este

2.

La construcción de puentes de ZrO_2 no es idéntica al metal porcelana, de hecho toda cerámica tiene un pequeño grado de elasticidad pero no tiene límite de elasticidad así que esto se debe tomar en consideración. Esto significa que se deben de construir los conectores lo más estable que se pueda. La altura tiene siempre prioridad que el ancho del conector.

No se recomienda puentes mayores a 20 mm en los dientes posteriores debido a riesgo de fractura.

En la técnica PEARLceram se recomienda en los puentes posteriores una preparación de caja interdental (fig.50) en los dientes pilares para conseguir la distribución óptima de la transferencias de presión masticatoria (Karl Gnadlinger, 2009).



(fig.50)

Pasos para la fabricación de coronas sobre muñón de yeso y pilar para implante.

Se programa en la consola de la maquina la opción corona. Posteriormente se posiciona el dado en el sujetador, se determina la altura óptima del borde incisal u oclusal usando el calibrador de altura. Se debe separar por debajo del margen con un espaciador. Luego se aplica el espaciador de forma uniforme preferiblemente con un cuchillo de cera eléctrico, en esta etapa se puede bloquear los socavados y suavizar los bordes filosos, se puede suavizar el espaciador con un pincel para aplicar opacador. Se debe empolverar el

espaciador con polvo de óxido de aluminio y marcar el margen de la línea de terminación con lápiz rojo. Se debe colocar el dado en la máquina luego se procede a la inmersión en el electrolito, luego el brazo se mueve y se realiza el secado automático y luego se procede a la inmersión en la mezcla de zirconio por 5 segundos (fig.49), se retira y se deja secar de 5 a 10 minutos después de su remoción.



(fig.51)



(Fig.52)



(Fig.53)



(Fig.54)

Remoción de la cofia del modelo

Se debe reducir el sobre contorno del margen con una copa de hule no abrasiva o bisturí. Se debe secar la cofia con un secador de cabello hasta que el espaciador se vuelva viscoso. La distancia entre la boca del secador de cabello y la cofia debe ser aproximadamente 1-2 cm (Fig.55 y 56). Se debe agarrar el tercio superior de la cofia con los dedos índice y pulgar y removerla con cuidado, no se recomienda recolocar en el dado para ajustes debido a que se puede romper. Posteriormente se procede a colocar la cofia en la bandeja de porcelana blanca para posterior sinterización.



(Fig.55)



(Fig.56)

El sinterizado de la corona y pilar se comienza a una temperatura de 200°C luego se debe incrementar en 70 °C, se debe mantener una temperatura de 1170°C, con un tiempo de 60 minutos, la temperatura del horno al abrirse debe ser de 900°C.

Fabricación de cofias y pilares con superficie oclusal

Antes de fabricar la cofia sobre el pilar, se debe realizar un surco profundo vertical o un bisel en la parte oclusal del pilar para ayudar a la inserción y evitar movimiento rotacional. Se debe utilizar un análogo y colocar el pilar en el sujetador de dados, se determina la altura óptima del borde incisal u oclusal usando un calibrador de altura. Se debe separar el pilar por debajo del límite de la preparación con espaciador. Se debe aplicar uniformemente con una espátula de cera eléctrica. Se coloca el chip se moldea para que ajuste al contorno anatómico. Se debe de fijar en una posición sobre el

sujetador del dado. Se coloca el sujetador de dado en la maquina y se opera el programa en la consola.

Fabricación de puentes sobre modelo de yeso e implantes.

Se debe posicionar el segmento del puente sobre el sujetador de dados. Se determina la altura óptima del borde incisal u oclusal usando el calibrador de altura. A continuación se separa los dientes pilares por debajo del margen de preparación y la sección gingival en yeso con espaciador XY. Aplicar el espaciador uniformemente con una espátula de cera eléctrica, las áreas socavadas se deben de bloquear con cera y alisar bordes filosos.

No se debe aplicar espaciador en la zona palatina u oclusal para asegurar el ajuste óptimo de la restauración. El espaciador debe ser alisado con pincel y adelgazado, luego se debe espolvorear con polvo de alúmina. El chip para puentes se escoge de acuerdo a la distancia y forma anatómica, este se puede doblar según las necesidades anatómicas para ajustar en los contornos. Los chips de premolares y molares se posicionan horizontalmente mientras que los chips anteriores se posicionan verticalmente. Se debe doblar dos veces el chip al final de la base del sujetador de dados para así fijarlo con un anillo de retención. El chip no debe contactar los dientes pilares deben estar separados. Una vez finalizado estos pasos se procede a la aplicación de electrolito y a la inmersión en la solución de óxido de zirconia. Una vez seca la restauración, se elimina los excesos con puntas de goma o bisturí, se retira y se coloca en el horno de sinterización.

Las estructuras fabricadas con electroforesis tienen una densidad homogénea con una consistencia de tiza blanca, en este estado se puede retocar con gomas rotatorias, se recomienda el uso de fresas de carburo, pulidores de goma o de diamante, el enfriamiento con agua no es necesario. No se recomienda el desgaste excesivo con alta presión en los márgenes cervicales por riesgo a eliminar el margen y así dañar el ajuste marginal. El pulido marginal puede efectuarse una vez sinterizada la estructura y después de la infiltración de vidrio.

Se puede revisar fracturas de las cofias con un líquido chequeador de color azul, se coloca una gota dentro de la cofia y se observa si no hay una fractura en caso de presentar una fractura se debe cambiar la cofia.

Aplicación de material después del sinterizado.

Es mejor colocar material en la estructura cuando está en la etapa de agregado, sin embargo en ciertos casos es necesario agregar material en las estructuras sinterizadas, se debe evitar crear sobre contornos excesivos en áreas que den estabilidad y en los conectores en esta etapa. Es posible añadir material en pequeñas perforaciones, ajuste marginal, defectos dentro de la corona, superficies oclusales o incisales o en topes de mordida.

Infiltrado de vidrio en las estructuras de zirconia

Se debe infiltrar toda la estructura de zirconia de manera que no quede ningún área de color de tiza blanca. El exceso de infiltrado de vidrio se debe remover con fresa de diamante. El arenado se debe realizar con mucho cuidado no mayor de 5 segundos, con leve presión de 2.5 bar, solo utilizar Al_2O_3 con partículas de $50\mu m$. Se debe realizar un ciclo de cocción del infiltrado.

2.3 SISTEMA PROCERA

Procera® es un sistema de la empresa Nobel Biocare para la fabricación de restauraciones dentales estéticas y funcionales. Este sistema se basa en la tecnología CAD-CAM (computer aided design y computer aided manufacturing) cuyo significado es diseño asistido en ordenador y mano factura asistida por ordenador, esta tecnología se comenzó a desarrollar en los años ochenta y el objetivo era confeccionar restauraciones altamente estéticas, resistentes, biocompatibles y con ajuste marginal preciso. En 1994 aparece el sistema *Procera All Ceram* de Nobel Biocare creado por Matts Andersson, al inicio el sistema se ideó para confeccionar coronas de porcelanas libres de metal, aportando casquetes de óxido de alúmina densamente sinterizados, en el año 2003 apareció los pilares procera, casquetes y puentes de zirconio. Hay dos escáner el procera piccolo y procera forte, el piccolo se utiliza para escanear carillas, pilares y casquetes individuales, el escáner forte para puentes de hasta 16 unidades y estructuras para sobre dentaduras así como para elementos unitarios. Procera forte es un escáner mecánico diseñado para proporcionar una precisión y ajuste excelente. Ha sido optimizado para reconstrucciones de mayor tamaño, como puentes con margen de tejido blando, dientes adyacentes y registro de mordida.

Para este sistema se requiere un escáner, un ordenador, un modem y un centro de producción. El escaneado genera un modelo tridimensional virtual en el ordenador, luego con el software se diseña la restauración en el computador, luego se envía vía modem a un centro de producción donde se confecciona la restauración.

Es un escáner fácil de utilizar, controlado a través de un ordenador y que incluye un tutorial de pantalla, todo el proceso de escaneado dura de 6 a 10 minutos. Los datos obtenidos se transfieren a continuación al programa procera CAD, en el que se termina el diseño antes de enviarlo al centro de producción.

El puente procera bridge zirconia es un puente de dos a 16 unidades, con resistencia probada y un excelente ajuste predecible, que puede utilizarse en cualquier parte de la boca. Es especialmente adecuado como solución estética en el sector anterior.

En un estudio realizado por la universidad de Michigan, constató un ajuste marginal de 25 micras.

Las coronas proceras tienen un grosor de la cofia mínimo de 0,4 mm tienen una resistencia flexural de la cofia de Zirconia de $1200 MPa \times mm^2$.

Para la preparación de un diente pilar se recomienda terminación tipo chamfer u hombro redondeado. En preparación de dientes anteriores se recomienda una reducción

incisal de 2mm, de la pared vestibular 1,6 mm de la pared palatina 1,5 mm y 1mm en la periferia. En la preparación de la región posterior se recomienda una reducción en vestibular y palatino de 1,6 mm, oclusal de 2 mm y periferia de 1 mm.

En la impresión se recomienda el uso de hilo retractor, se recomienda el uso de material de impresión tipo poliéter o silicona por adición, el objetivo es obtener una impresión nítida con terminaciones bien definidas.

Elaboración de una estructura Procera.

Una vez tomada la impresión se elabora el modelo en yeso tipo IV, asegúrese que la altura del modelo es suficiente, aproximadamente 10 mm por debajo del margen, para producir modelos explorables. Seguetee las partes relevantes del modelo para formar unidades extraíbles con lados rectos. Se debe realizar un repasado del muñón, por debajo del margen se debe hacer un socavado. La longitud de la zona socavada debe ser de 1,5 mm como mínimo para que la punta del palpador del escáner se mueva fácilmente sobre la matriz.

En el muñón no debe haber zonas retentivas arriba de la línea de terminación, si se observa elementos no deseados (arrastres, cavidades, bordes afilados, etc.) rellénelos con cera para evitar que la aguja (stylus) sufra daños.

Se recomienda el uso de endurecedor de muñón, no se aconseja el espaciador de muñón, porque ya se compensa el espacio del cemento en el proceso procera®. Una vez cumplido esto se procede al escaneo del muñón (Fig.57). Una vez que se finaliza el escaneo la información se transforma en un modelo virtual en el programa o software (CAD) y se procede al diseño de la restauración (Fig.58 y 59). Se fija primero la línea de terminación, y luego puede escoger el grosor de la cofia, y color, una vez finalizado este proceso se envía la información en una orden vía modem al centro de producción (Yorba Linda, California o Goteborg, Sweden, Nobel Biocare). En el centro de producción utiliza la información para calcular anticipadamente la contracción y se fabrica un dado o muñón más grande, luego se prensa la cerámica Y-TZP no sinterizada (etapa verde), que es baja en densidad y no ha sido sometida a sinterizado, es prensado en seco contra el dado o muñón agrandado, y la temperatura se eleva para presinterizarlo, en esta etapa la estructura porosa y presinterizada es estable. Luego la superficie externa es fresada según la forma deseada. Después es removido del dado o muñón agrandado y se inserta en un horno de sinterización, durante esta etapa la estructura se contrajo para adaptarse a la dimensión del dado o muñón original (Wael y col, 2007).



(Fig.57)



(Fig.58)



(Fig.59)

COMPARACION DE LOS SISTEMAS; ZIRKONZAHN, PEARLCERAM Y PROCERA.

En la siguiente tabla se compara la composición química, indicaciones, conectores, simplicidad de la técnica, tiempo para elaborar una corona, resistencia y ajuste marginal.

A evaluar	Pantógrafo Zirkonzahn	CAD-CAM Procera	Deposición electroforética PEARLceram
Composición química	$ZrO_2+Y_2O_3+SiO_2+Fe_2O_3+Na_2O$	$ZrO_2+Y_2O_3+HfO_2+Al_2O_3$	t- $ZrO_2+Al_2O_3$
Indicaciones	Coronas, pilares, prótesis extensas en herradura, corona telescópicas, sobre dentaduras, pilares y estructura sobre implantes con encía.	Coronas, carillas, pilares, prótesis de arcada completa, y estructura sobre implantes con encía.	Coronas, corona telescópica puente de hasta 2 púnticos y estructuras sobre implantes con técnica de chip.
Ajuste marginal	25 micras (técnica correcta)	25 micras.	Ajuste perfecto.
Línea de terminación recomendada	Chamfer, hombro redondeado, hombro con bisel, preparación tangencial. (cualquier tipo de preparación)	Chamfer u hombro redondeado	Chamfer, hombro redondeado, hombro con bisel, preparación tangencial. (cualquier tipo de preparación)
Resistencia a la flexión	1200 MPa (Prettau) y 1400MPa (ICE zirconia)	1121 MPa	950 MPa
Conectores (ancho por alto) puente de 3 unidades	7mm ² sector anterior y 9mm ² en posterior.	Mínimo 2mm ancho y 3mm de alto, el área transversal debe ser superior a los 6mm ²	3mm de ancho y 4mm de alto en un espacio de
Tiempo de elaboración de una cofia	15-20 minutos (fresado) + tiempo de fabricación de cofia en resina.	6-10 minutos (escaneado)	5 seg (deposición electroforética)
Simplicidad de la técnica	Compromete tiempo y habilidad.	Requiere entrenamiento.	Requiere entrenamiento.
Opciones de materiales	Dióxido de zirconio (zirconia ICE traslúcida y Prettau 100% zirconia).	Titanio, Alúmina y dióxido de zirconio.	Alúmina y dióxido de zirconio.

Composición química de los tres sistemas

Procera Zirconia Y-TZP

Componentes	ZrO ₂ +Y ₂ O ₃ +HfO ₂	Y ₂ O ₃	HfO ₂	Al ₂ O ₃
Composición química	>99%	4.5%-5.4%	<5%	<0.5%
Densidad	>6.05 g/cm ³			
Tamaño de grano	<0.5 μm			
Dureza de Vickers	1200			
Temperatura de fusión	2700 ^o C			
Resistencia a la flexión	1121 MPa			
Módulos de Young	210 GPa			
Dureza a la fractura KIC	10 MPa _v EM			
Expansión térmica	10,4.(10 ⁻⁶ /°C)(500 ^o C)			

Bloque de Zirkozahn (sinterizado).

Componentes	ICE Zirconia	Zirconia Prettau
ZrO ₂	94,93-92,93%	94,93-92,93%
Y ₂ O ₃	4-6%	4-6%
Al ₂ O ₃	<1	<1
SiO ₂	0.02%	0.02%
Fe ₂ O ₃	0.01%	0.01%
Na ₂ O	0.04%	0.04%
Densidad	6.0 g/cm ³	6.0g/cm ³
Resistencia a la flexión	1200-1400 MPa	1000-1200 MPa
Dureza	1250 HV10	1250 HV10
Coefficiente de expansión térmica	10,0 (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	10,0 (10 ⁻⁶ K ⁻¹)

PEARLceram

Polvo VITA In-Ceram	
Oxido	Composición %
Al ₂ O ₃	Ca. 69
t-ZrO ₂ (Ce-estabilizado)	Ca. 31

Para preparar la mezcla para la deposición electroforética se utiliza 135 gr de polvo de zirconia VITA In-Ceram, 3 ampollas de líquido para mezclar y 12 gotas aditivo para zirconia.

VENTAJAS Y DESVENTAJAS

El sistema de pantógrafo Zirkonzahn tiene la ventaja en comparación con el sistema CAD-CAM Procera que tiene la cadena completa de producción en el laboratorio, donde permanece el valor agregado de la prestación, costos de inversión reducidos en comparación al Procera Forte. Rapidez de aprendizaje y facilidad de utilización, en ausencia de conocimientos específicos.

En los estudios realizados por Montagna (2007) demostró que el sistema de pantógrafos zirkonzahn permite realizar prótesis extensas superando los límites de PEARLceram, e igualando las arcadas completas que puede realizar el sistema Procera.

Permite realizar estructuras con encía, gracias a los tintes que ofrece el sistema se puede colorear la parte de encía en diferentes tonos y caracterizaciones logrando excelentes resultados, también se puede colorear los pilares y dientes logrando excelentes resultados estéticos.

En la actualidad el sistema Zirkonzahn ofrece el puente Prettau que está indicado para restauraciones extensas logrando gran resistencia debido a que la prótesis se realiza 100% en zirconia Prettau extra translúcida, solo la encía se reproducen con cerámica en diferentes tonalidades de color rosa. Los puentes 100% zirconia sin cerámica muestran una solidez extremadamente alta que garantiza estabilidad absoluta, siempre y cuando se han mantenido los parámetros como el correcto grosor de los conectores y el sistema de enfriamiento (Stegter, 2010).

Por el contrario la técnica de pantógrafo Zirkonzahn, compromete tiempo y capacidad del operador, del que depende la calidad del resultado, una persona entrenada está en capacidad de fresar una reconstrucción de una corona en aproximadamente 15-20 minutos, a los que además deben ser agregados los procesos de preparación y posicionamientos del modelado.

La técnica requiere elaborar las estructuras en resina fotopolimerizable las cuales conviene cortarlas y volverlas a pegar para compensar la contracción por polimerización. Se debe realizar siempre prueba en boca para garantizar el correcto asentamiento de la prótesis y ajuste, en caso de presentar una distorsión es necesario cortar y volver a pegar en boca para corregir cualquier deformación por polimerización.

El sistema PEARLceram tiene un costo más alto que el pantógrafo Zirkonzahn pero es más económico que el sistema CAD-CAM Procera Forte. Tiene la ventaja que todo el proceso se realiza en el laboratorio lo que hace más rápido la entrega y elaboración de las prótesis en comparación al sistema Procera que el centro de producción está a distancia.

El proceso de elaboración de la estructura es rápido, solo se tarda 5 segundos en lograr el depósito electroforético en una cofia y todo el proceso dura 22 minutos, es más rápido que la técnica de zirkonzahn que es más laboriosa y toma más tiempo (15 a 20 minutos en el fresado y en caso de Procera se debe esperar aproximadamente 4 días

hábiles para recibir la estructura del centro de producción y esto puede variar dependiendo de los trámites de aduana de cada país.

La técnica PEARLceram es más sencilla que el sistema de pantógrafos Zirkozahn y no hay cabida de error en el ajuste (10-15 micras) debido a la excelente exactitud de la técnica lo que sería una especial ventaja en comparación al sistema Zirkozahn (25 micras) y Procera (25 micras), (Karl Gnadlinger, 2009).

La técnica PEARLceram crea una micro estructura tan perfecta que con moldeos manuales o por compresión (con posterior fresado) que es imposible de alcanzar con los demás sistemas.

En un estudio realizado por Lutahrd y col demostró que el sistema Pearlceram se puede aplicar en cualquier tipo de preparación o línea de terminación incluyendo terminaciones tangenciales en comparación a procera que recomienda chamfer u hombro redondeado (Lutahrd y col.2001).

En el caso del sistema de pantógrafo Zirkozahn el ajuste alcanzado es de 25 micras con la técnica correcta que depende de la habilidad y el tiempo dedicado al pulido de la estructura una vez sinterizada.

Se debe tener presente que los sistemas de pantógrafos Zirkozahn, PEARLceram y Procera demandan preparaciones de buena calidad, evitar los socavados y ángulos filosos (Komine y col.2007).

Al utilizar restauraciones de zirconia se recomienda realizar preparaciones en los dientes pilares con ángulos convergentes, de esta manera se mejora el ajuste, no se recomienda preparación de hombro recto (90°) debido a que es muy difícil que el escáner y las puntas lectoras puedan leer el ángulo interno, en cambio PEARLceram no tiene ningún inconveniente debido al excelente ajuste durante el depósito electroforético (Comlekoglu y col. 2009).

El sistema Procera tiene la ventaja de ser muy preciso en el ajuste marginal logrando 25 micras siempre y cuando se respeten las recomendaciones de línea de terminación tipo chamfer u hombro redondeado y que estén bien realizadas, este sistema compensa el espacio para el cemento lo que favorece a la gran adaptación marginal (Kobayashy y col. 2008). Una de las ventajas que ofrece este sistema es el de ofrecer restauraciones de dióxido de zirconia en varios tonos que van de A1 a A3, facilitando el trabajo al ceramista para dar una excelente estética.

Otra ventaja del sistema Procera es la simplicidad de elaboración, debido a que se manda la estructura diseñada vía modem al centro de producción y este la fabrica y la envía al laboratorio, simplificando el trabajo en el laboratorio.

La desventaja del sistema Procera es el alto costo del escáner, la dependencia del centro de producción, ya que limita al laboratorio en la entrega rápida de prótesis debido a que

debe esperar que se fabrique y se envíe la estructura al laboratorio para la posterior aplicación de la cerámica de recubrimiento. Cada cofia y estructura tiene un costo que implica una lenta recuperación de la inversión o bien un incremento en el precio para el dentista y a su vez un mayor costo para el paciente.

CONCLUSIONES

En la evaluación del sistema PEARLceram supera en ajuste marginal al sistema de pantógrafo Zirkonzahn y al sistema Procera, debido a la propiedad que ofrece la deposición electroforética, en el cual se aglutinan las moléculas directamente al muñón, logrando una micro estructura tan perfecta, que con modelos manuales o por compresión y posterior fresado (Procera) es imposible alcanzar, al mismo tiempo cualquier línea de terminación es posible utilizarla con este sistema y logrando excelente ajuste marginal de 10-15 micras (Gnadlinger, 2009).

En cuanto a simplicidad de la técnica, el sistema Procera es el de más fácil manejo una vez que se domine la técnica de escaneado, solo basta con escanear, y enviar vía modem el modelo tridimensional al centro de producción y esperar la estructura para posterior recubrimiento de cerámica. La técnica más laboriosa es la de pantógrafo Zirkonzahn debido al tiempo invertido en la preparación de la estructura en resina para posterior duplicado en el pantógrafo mediante lectura y tallado de bloque presinterizado y posterior sinterizado. El sistema PEARLceram le sigue en tiempo y complejidad debido a la necesidad de preparar una mezcla viscosa, así como el tiempo en recortar y pulir la estructura para posterior sinterizado.

Al valorar costo y retorno de inversión, el sistema Zirkonzahn es el más rentable, seguido de PEARLceram y por último Procera Forte. Cabe destacar que el sistema de pantógrafo Zirkonzahn, tiene una amplia aplicación en la elaboración de; cofias, puentes largos, prótesis con encía, coronas telescópicas, sobre dentaduras, y pilares. Se debe tener en consideración que en el laboratorio se realiza toda la cadena de producción maximizando recursos y logrando entregar trabajos en tiempo y a menor costo que Procera. El sistema PEARLceram le sigue como número dos en costo y retorno de inversión, ya que también se realiza toda la cadena de producción en el laboratorio. Una ventaja de este sistema es que los insumos son económicos y el sobrante de mezcla para la electroforesis se puede guardar en el refrigerador para posterior uso.

El sistema Procera tiene un escáner mecánico con centro de producción a distancia, el costo del escáner es alto y se debe pagar al centro de producción un valor por cada producto. Los pilares son costosos en comparación con los pilares prefabricados y no son compatibles con todos los sistemas de implantes en Latino América. El factor tiempo es algo a tomar en consideración debido a que se tarda cuatro días hábiles en llegar al país más el tiempo de trámites de aduana que varía en cada país.

Los sistemas a base de dióxido de zirconio seguirán evolucionado, así como las cerámicas a base de dióxido de zirconio se mejoraran en sus propiedades para alcanzar mejor estética y funcionalidad. Los laboratorios tendrán que invertir en estos sistemas

debido a la creciente demanda de los dentistas que exigen mayor adaptación, mejor estética, y calidad en las restauraciones. A su vez los laboratorios buscan sistemas que sean más productivos, fiables, que provean alta estética, restauraciones de gran calidad y que sean sistemas rentables.

BIBLIOGRAFIA

1. Lenntech.Zirconio. (serial online) (citado 09 jul 2007). Disponible en URL: <http://www.lenntech.com/espanol/tablaperiodica/Zr.htm>
2. Garvie RC, Hannik RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-4.
3. www.zirkonzahn.com
4. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
5. M. Barbesi, F. Montagna. De la cera a la cerámica, 2008.
6. Manicone, Rossi. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications.
7. Degidi M. Inflammatory infiltrate and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *Journal of periodontology* 2006;77:73-80.
8. Kosmac T. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TPZ zirconia ceramic. *Dental materials* 1999;15:426-33.
9. Montagna, F. De la cera a la cerámica
10. Omer, Van de Biest, Electrophoretic deposition of materials, *Annual reviews*, 1999.
11. James RO, Davis JA, Leckie JO. 1978. *J. Colloid Ont. Sci.* 65(2):331-44.
12. Kanno T, Milleding P, Wennerberg A. Topography, microhardness, and precision of fit on ready-made zirconia abutment before/after sintering process. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007; 9(3):156-65.
13. Blaschke C, Volz U. Soft and hard tissue response to zirconium dioxide dental implants - a clinical study in man. *Neuro Endocrinol Lett* 2006;27 Suppl 1:69-72.
14. Wael, Kassiani. Fracture resistance of different zirconium dioxide three unit all ceramic fixed partial dentures, *Acta Odontologica Scandinavica*, 2007.
15. Futoshi, Komine. Current status of Zirconia based fixed restorations. *Journal of Oral Science*, vol.52, No.4, 531-539, 2010.
16. Karl, Gnadlinger. El amor al detalle. *Dental dialogue*, vol.2, 2009.
17. Jenni, Hjerppe. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2008.
18. Oetzel, Christian. Preparation of zirconia dental crowns via electrophoretic deposition. *Journal of material Science*, vo.41, Number 24, 2006.
19. Jorgensen, The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontologica Escandinavica* 1999.
20. Jens, Fischer. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dental materials Journal*, 26(6): 766-772, 2007.
21. Yu Zhang. Effect of sandblasting on the long term performance of dental ceramics. *New York University College of Dentistry*. 2004.

22. Takashi, Miyazaki. A review of dental CAD-CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, *Dental materials journal* 2009; 28 (1): 44-56.
23. Andersson, Oden. A new all ceramic crown; *Acta Odontologica Escandinavica* 1993.
24. CAD/CAM using the electric discharge machining (Part 1) Measurement of coronal figure, computer graphics, and CAD procedure. *J Showa University Dental Soc* 1991; 11: 65-69
25. Miyazaki T, Kitamura M, Inamoti T, Suzuki E, Miyaji T, Takahashi H, Furuya R, Kawawa T. An approach to the dental CAD/CAM using the electric discharge machining (Part2) development of the three dimensional multi functional NC machine and the machining properties by the ram type EDM in diionized water. *J Showa Univ Dent Soc* 1991; 11: 70-77.
26. Miyazaki T, Hotta Y, Kitamura M, Suzuki E, Miyaji T, Takahashi H, Furuya R, Kawawa T. An approach to the dental CAD/CAM using the electric discharge machining (Part 3) An approach to the fabrication of electrode for the ram type electric discharge machining using the NC milling technique. *J Showa Univ Dent Soc* 1991; 11: 78-83.
- 27) Hotta Y, Miyazaki T, Warita K, Kawawa T. Automatic fabrication of ceramic crowns using a newly developed dental CAD/CAM system. *Journal of Esthetic Dentistry* 1998; 10: 69-75.