



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CARACTERÍSTICAS DE LAS RESTAURACIONES
DE ZIRCONIO FRESADAS POR EL SISTEMA
INLAB® MC XL Y EL SISTEMA ZIRKONZAHN®.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

ÁLVARO BOCARDI PÉREZ

TUTORA: C.D. MARÍA MAGDALENA GUTIÉRREZ
SEMENOW



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Mis especiales agradecimientos a mis padres; Álvaro y Verónica, quienes más admiro y quiero, gracias por ser mi mayor ejemplo en la vida, por ser el principal pilar que ha sostenido todo mi desarrollo personal y académico, por saber educarme, guiarme y apoyarme en cada minuto. Gracias por el amor incondicional que me han brindado, nada hubiera sido posible sin ustedes.

A Ricardo, quien es mi mejor amigo y hermano, gracias por siempre estar presente cuando le he necesitado, por ayudarme y vivir conmigo todos mis logros y fracasos.

A mis tías María del Refugio y Elena, quienes desde siempre han estado a mi lado, brindándome su amor, sus consejos y su apoyo en todo momento.

A Vianey, desde que la conocí ha sabido escucharme y apoyarme en los momentos más difíciles. Gracias por ser la fuente de inspiración y alegría para cada paso que he dado en mi vida. Juntos formamos un excelente equipo y esta es una de las metas que alcanzaremos.

A mi tutora C.D. Ma. Magdalena Gutiérrez y a la Mtra. Ma. Luisa Cervantes, por llevarme de la mano durante la elaboración de este trabajo, en particular gracias por sus consejos, ayuda y por todos los conocimientos que hicieron favor de compartirme.

A mis amigos; Arely, Aidee, Alfonso, Rocío, Jennifer y Silvia, gracias por todo el apoyo y la infinidad de experiencias que vivimos a lo largo de toda la carrera, por ser excelentes compañeros y por brindarme su sincera amistad en todo momento.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a todos sus docentes, quienes me brindaron las herramientas necesarias para crecer como un profesional capacitado y humano, gracias por ser ese recurso de conocimiento ilimitado al que le debo mi formación y desarrollo.

ÍNDICE

| | |
|--|----|
| INTRODUCCIÓN | 5 |
| OBJETIVO | 6 |
| CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES | 7 |
| 1.1 Prótesis bucal parcial fija | 7 |
| 1.2 Materiales de impresión | 9 |
| CAPÍTULO 2. ÓXIDO DE ZIRCONIO EN ODONTOLOGÍA | 11 |
| 2.1 Estructura química | 11 |
| 2.2 Características físicas | 12 |
| 2.3 Propiedades ópticas y mecánicas | 14 |
| 2.4 Estabilización del zirconio con itria | 15 |
| 2.5 Aplicaciones clínicas de la cerámica de zirconio | 17 |
| 2.5.1 Indicaciones y contraindicaciones | 18 |
| 2.5.2 Ventajas y desventajas | 19 |
| CAPÍTULO 3. ALTA TECNOLOGÍA EN PRÓTESIS BUCAL | 21 |
| 3.1 Sistemas CAD/CAM en prótesis bucal | 21 |
| 3.1.1 Para laboratorios dentales | 25 |
| 3.1.2 Para consultorios odontológicos | 25 |
| 3.2 Sistemas pantográficos | 26 |
| CAPÍTULO 4. SISTEMA INLAB® MC XL | 27 |
| 4.1 Obtención de modelo | 29 |
| 4.2 Características del software | 33 |
| 4.3 Fresadora MC XL | 37 |
| 4.4 Fresado de restauraciones en óxido de zirconio..... | 38 |
| 4.5 Desventajas de las restauraciones en zirconio..... | 39 |

| | |
|--|----|
| CAPÍTULO 5. SISTEMA ZIRKONZAHN® | 40 |
| 5.1 Componentes del sistema..... | 41 |
| 5.2 Fases de elaboración..... | 43 |
| 5.2.1 Obtención del patrón de resina..... | 43 |
| 5.2.2 Fresado..... | 45 |
| 5.2.3 Coloración y sinterización..... | 47 |
| CONCLUSIONES | 48 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 49 |

INTRODUCCIÓN

A través del tiempo la creciente demanda de tratamientos altamente estéticos ha traído consigo la incorporación de restauraciones que no requieran el uso de una estructura metálica. La necesidad clínica de cumplir con las exigencias de alta estética y con todos los parámetros funcionales del sistema estomatognático, ha traído consigo el desarrollo de nuevas tecnologías aplicadas a alternativas y sistemas que utilicen materiales cerámicos que logren la completa simbiosis entre estética y resistencia mecánica.

Hoy por hoy, sistemas asistidos por computador (CAD/CAM) y sistemas pantográficos incorporan tecnologías para el diseño y maquinado de diferentes materiales cerámicos, entre los cuales, la cerámica de óxido de zirconio parcialmente estabilizado con itria es el grupo más novedoso que ha propuesto las mejores propiedades físicas y estéticas en la elaboración de restauraciones en el sector posterior, así como de estructuras de soporte para coronas unitarias y prótesis parciales fijas.

El sistema inLab[®] MC XL, es un sistema de manufactura asistida por computadora (CAM), incorporado después del 2000 al sistema CAD, CEREC de Sirona. Obteniendo un sistema modular CAD/CAM, que con base de un software tridimensional permite realizar en cerámica de óxido de zirconio restauraciones indirectas.

Mientras que el sistema Zirkozahn[®] es un sistema pantográfico de tallado o modelado manual, el cual fue creado por el Italiano Enrico Steger, con el propósito de facilitar la fabricación de las prótesis dentales de cerámica de zirconio, en precios más accesibles sin comprometer las características que ofrece el material, ni los resultados de alta precisión de cada una de las restauraciones fresadas.

OBJETIVO

Identificar las principales características y el proceso de diseño y elaboración de las restauraciones en prótesis fija dentosoportada elaboradas a base de óxido zirconio, a través del sistema InLab[®] MC XL y el sistema pantográfico Zirkonzahn[®].

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES

Desde sus orígenes la especie humana ha padecido diversas afectaciones bucodentales, y a través del tiempo es que se han implementado una gran variedad de artilugios y técnicas con el objeto de aliviar un dolor, sustituir un órgano dental perdido o sencillamente satisfacer los parámetros estéticos de cada época y cultura.¹

1.1 Prótesis bucal parcial fija

Los primeros pasos de lo que hoy conocemos como prótesis fija, se remonta a los años 754 a 400 a.C., cuando los etruscos desarrollaron puentes muy complejos en los que se utilizaban bandas de oro remachadas entre sí por púnticos, en donde se incrustaban dientes humanos o dientes tallados de animales para reemplazar órganos dentales faltantes. Mientras que los fenicios elaboraban prótesis diseñadas con dientes tallados de marfil sujetos por alambres anclados de órganos dentales naturales.¹

Siglos después, en el año 600 d.C. los mayas utilizaron fragmentos de concha en forma de dientes implantados en el alveolo de incisivos inferiores perdidos. Y hasta el siglo XVII, en Japón, se tiene registro de coronas elaboradas con madera; las cuales tenían una espiga que se insertaba en el conducto radicular del órgano dental necrótico.²

Posteriormente en el siglo XVIII, Claude Mouton, desarrolla trabajos sobre coronas y postes elaborados de oro, las cuales se introducían en los restos radiculares¹. Pierre Fauchard, fundador de la odontología científica moderna, mediante numerosos trabajos de investigación, describe nuevas formas de retención y elaboración de prótesis fija y removible. Menciona el uso de dientes humanos perforados para ser unidos mediante hilos de metal a los dientes naturales adyacentes, reforzados por una varilla de plata

en las caras linguales. Así como el uso de espigas coladas para usarlas a modo de poste en la rehabilitación de coronas individuales.¹

Fue a inicios del siglo XIX, cuando se registran avances en la colación de metales para la elaboración de puentes fijos, el uso de los primeros articuladores, la descripción de la adaptación de una cofia diseñada por W. A. Divinelle y se explota el uso de la porcelana.^{1, 3}

En este siglo el dentista Guiseppangelo Fonzi trabaja dientes de porcelana con pines de platino en la rehabilitación de la parte posterior de la arcada, Casius M. Richmond desarrolla una corona con frente de porcelana y perno intrarradicular (corona Richmond). G.V. Black realiza trabajos similares con coronas de porcelana unidas a un tornillo posicionado en el conducto sellado con oro cohesivo y Land introduce las primera porcelana feldespática fundida sobre matriz de platino para la elaboración de coronas e incrustaciones.^{1, 2,3}

A partir del siglo XX la prótesis fija avanza radicalmente, se introduce de forma general el uso de porcelana de alta fusión y porcelana feldespática de Land, se comienza a estudiar las propiedades de los materiales dentales, y gracias al trabajo desarrollado por Weinstein, sobre la cocción al vacío y la adición de leucita para controlar el coeficiente de expansión térmica en la realización de un “perno muñón” colado, se comienza a controlar medidas para mejorar la inestabilidad volumétrica, inadecuados ajustes marginales y fragilidad de los materiales estéticos.^{1, 2,3}

En 1965 aparece la porcelana aluminosa, introducida por Mc Lean y Hughes, la cual era de alta resistencia, pero tenía inconvenientes con la adaptación marginal y la demanda de un desgaste excesivo para cumplir con los parámetros estéticos.¹ Al tiempo en que aparecen los pernos metálicos prefabricados y materiales para la reconstrucción directa.²

En 1971 el Doctor Francisco Duret comenzó con la investigación de la tecnología CAD/CAM (por sus siglas en inglés diseño asistido por computadora/ fabricación asistida por computadora) en odontología. ⁴

En los 80s llegan al mercado sistemas de porcelana libre de metal y vidrio cerámicas de contracción controlada, Lowell propone el uso de fibras de carbono inmersas en una matriz orgánica para la elaboración de pernos, sin embargo es Duret, en 1988 quien utiliza de forma amplia pernos de resina reforzados con fibras de carbono. Posteriormente se fueron haciendo modificaciones para mejorar la retención, estética y translucidez de estos postes, creando así los postes de fibras de vidrio, cuarzo y sílice.^{2,3}

En 1980 Mörmann desarrolla el sistema CEREC 1, introducido por la empresa SIEMENS, hoy en día Sirona (Alemania). Este sistema se usó para crear restauraciones inlays y onlays, el sistema tenía limitante y por ello surgieron varias generaciones del mismo con el fin de solucionar los problemas del anterior.³

Más adelante y hasta hoy en día se utiliza el óxido de zirconio en la elaboración de restauraciones completamente estéticas con alta resistencia y precisión, así mismo se desarrollan otros sistemas como Cercon[®], Procera[®] Zirconia, Lava[®] y Zirkozahn[®]; cada uno con mejoras que brindan un ajuste más preciso, fácil uso, rápida elaboración de restauraciones y mayor gama de materiales compatibles con el sistema.^{2, 3}

1.2 Materiales de impresión

La odontología durante el siglo XIX comenzó a utilizar diferentes materiales de impresión para obtener moldes que replicaran la forma de los tejidos orales. En 1856 es introducido un compuesto termoplástico para modelar, conocido como modelina, y a finales del siglo, los hermanos Greene conceptualizaron una norma sobre la presión ejercida durante la compresión de la toma de impresiones.⁴

Desde la obtención de la primera impresión pasaron muchos años hasta que en 1925 se introdujo el uso de un material elástico, el cual era un hidrocoloide agar-agar carbohidratado. El agar fue utilizado hasta que empezó a escasear, a consecuencia de las afectaciones que se tuvo durante la segunda guerra mundial. Fue entonces cuando el químico Wilding desarrolló, a partir de algas marinas, el ácido algínico para uso dental, y con este descubrimiento se desarrolló un hidrocoloide irreversible o alginato, con propiedades superiores a las que poseía su predecesor.⁶

Con el pasar del tiempo se buscaron diferentes opciones para obtener negativos más fidedignos que fueran más exactos que el alginato en la reproducción de una superficie, fue cuando se introdujeron los elastómeros no acuosos. El primero en desarrollarse fue un material parecido al caucho, llamado Thiokol, este material contiene en la base el grupo SH (mercaptano) que reacciona durante el fraguado para obtener un caucho que contiene el grupo polisulfuro.^{4,5}

En 1950 aparecen los materiales de silicón, los cuales vienen a resolver las deficiencias que tenía el hule de polisulfuro. El primero en desarrollarse fue la silicona por condensación, seguido por la silicona por adición. La principal diferencia entre estos materiales se determina por su medio de polimerización, ya que las siliconas por condensación tienen una menor estabilidad dimensional debido a la pérdida de alcohol etílico en su reacción. Mientras que las siliconas por adición no tienen productos colaterales en su reacción y por consiguiente poseen mucho mejor estabilidad dimensional.^{4,6}

Posteriormente a la incorporación de los sistemas CAD/CAM en la odontología, aparece un nuevo concepto en la toma impresiones, la impresión digital, la cual es captada por una cámara escáner compatible con un programa computarizado y deriva en la consecuente obtención de un modelo tridimensional digital. Este tipo de impresiones han revolucionado en varios aspectos la obtención de modelos en odontología, incorporando alta tecnología computarizada en el proceso.⁷

CAPÍTULO 2. ÓXIDO DE ZIRCONIO EN ODONTOLOGÍA

El óxido de zirconio es uno de los elementos más ampliamente distribuidos en la corteza terrestre, que fue descubierto por el químico alemán Martín Huiriche en 1789 y aislado por el químico sueco Jöns Klaproth Jackob. A partir de mediados de siglo se han aprovechado las propiedades del óxido de zirconio para un gran número de aplicaciones; en medicina y odontología, desde hace poco más de veinte años, se ha utilizado para la elaboración de prótesis articulares, fresas de trabajo, confección de prótesis dentales e implantes dentales.²

2.1 Estructura química

El zirconio es un elemento químico de número atómico 40, situado en el grupo 4 de la tabla periódica, se describe como un material lustroso, blanco-grisáceo, resistente a la mayoría de los ácidos y a la corrosión, sin embargo puede disolverse lentamente en ácido fluorhídrico concentrado o en ácido sulfúrico concentrado y caliente. Es más liviano que el acero y muy reactivo químicamente. En la mayoría de las reacciones se enlaza con el oxígeno formando un óxido de fórmula química ZrO_2 (dióxido de zirconio).^{2, 8}

El óxido de zirconio presenta un enlace químico de carácter iónico entre el ion metal Zr_{4+} y el oxígeno O_{2-} , gracias a este elevado estado de oxidación el material se comporta como una cerámica en lugar de como un metal, es decir, es un grupo de componentes inorgánicos no metálicos con estructura policristalina de granos finos, denominada cerámica policristalina.⁹

2.2 Características físicas

El óxido de zirconio es un material inestable y polimórfico que según la temperatura puede encontrarse organizado con diferentes patrones cristalográficos, dando como resultado tres formas alotrópicas bien definidas: monoclinica, tetragonal y cúbica.²

En un estado natural que va desde la temperatura ambiente y hasta los 1,170°C, su estructura es monoclinica, entre 1,170 ° C y 2,370 ° C reduce su volumen y adquiere su estructura tetragonal. Por encima de los 2,370°C y hasta temperaturas cercanas a su punto de fusión (2,689 ± 15°C) su estructura se encuentra en la fase cúbica.² Figura 1

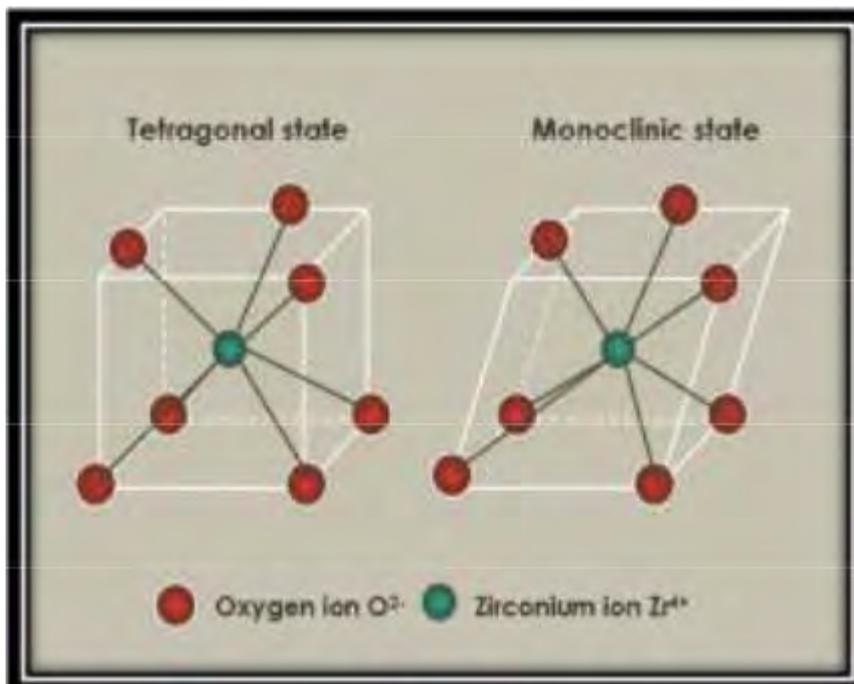


Figura 1 Fases cristalográficas tetragonal y monoclinica del Óxido de Zirconio.¹⁰

Durante su enfriamiento, el óxido de zirconio puro sufre una transformación en su estructura atravesando las diferentes formas alotrópicas y generando un cambio de volumen que puede crear micro fracturas. Estos defectos generan grietas en la cerámica que llegaran a una fractura catastrófica del material cuando este llegue a temperatura ambiente.^{11, 12}

En 1972 se descubrió que el óxido de zirconio puede ser parcial o completamente estabilizado mediante su combinación con diferentes óxidos, permitiendo así estabilizar las fases tetragonal y/o cúbica a temperatura ambiente de forma monofásica (estabilización completa), o multifásica (estabilización parcial). En 1975 Garvie & cols., descubrieron un fenómeno llamado “transformación resistente”, en donde el zirconio parcialmente estabilizado ante una zona de elevado estrés mecánico, como lo es el caso de la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina; de fase tetragonal pasa a fase monoclinica, lo que le da una resistencia que evita la propagación de la fractura de forma local.^{9, 11,12}

Caparroso, C. & Duque, J., en 2011 describen este fenómeno de transformación reversible de una fase tetragonal a una monoclinica como una “transformación de endurecimiento” que se va a dar lugar por enfriamiento y procesos de arenado, además del estrés bajo la que esté sometida la superficie. Establece que el aumento de volumen provocado por el cambio de fase varía entre el 3 y el 5%, y describe las fuerzas tensionales compresivas que se generan en el punto crucial de la fractura, neutralizando la propagación de la misma.⁸ Figura 2

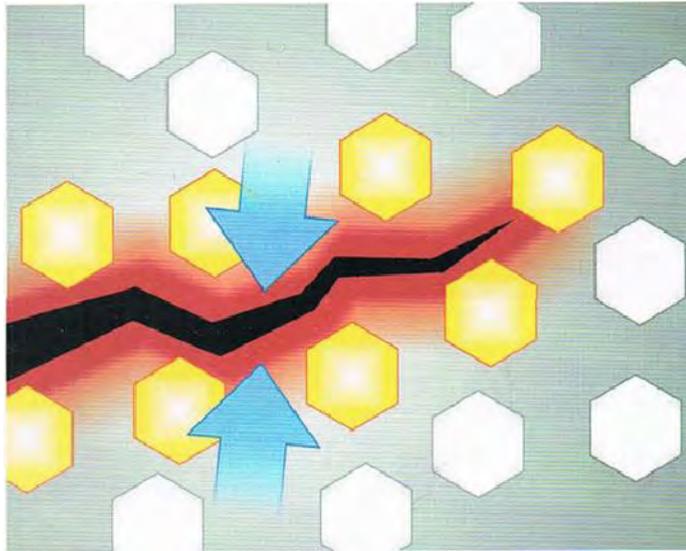


Figura 2 Tensiones compresivas que neutralizan la propagación de una fractura durante el cambio de fase localizado en una estructura de zirconio estabilizada.²

Por esta propiedad física del óxido de zirconio, varios autores lo consideran el “acero cerámico”, ya que una vez estabilizada la superficie se obtiene una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, el cual es un margen ampliamente superior al del resto de las porcelanas.⁹

2.3 Propiedades ópticas y mecánicas

El óxido de zirconio al no contener vidrio en su composición, limita la dispersión de los rayos luminosos a través de él, por lo tanto a diferencia de las demás cerámicas, en vez de ser translucido es opaco, y en consecuencia necesita estratificarse con porcelanas para lograr una estética aceptable.¹²

Las propiedades mecánicas de la zirconio es similar a las del acero inoxidable, posee una elevada resistencia a la flexión, tenacidad a la fractura otorgada por el fenómeno del cambio de fase tetragonal a monoclinica, su resistencia a la tracción se encuentra en un rango de 900-1200 MPa y posee una elevada resistencia a compresión que se acerca a los 2000 MPa. En su estado puro o estabilizado a temperatura ambiente cuando se enfrenta en medios acuosos o ante disolventes no acuosos puede sufrir la formación de micro grietas, esto puede acelerar la expansión de una fractura y resultar en la reducción de todas sus propiedades físicas.¹³

2.4 Estabilización del zirconio con itría

Con fin de estabilizar la estructura molecular en una fase tetragonal, se han investigado los resultados al mezclar el óxido de zirconio con alúmina y otros óxidos, como el óxido de magnesio (MgO), el óxido de calcio (CaO) y el óxido de itría (Y_2O_3). Como resultado se observó que la temperatura de transición de la fase monoclinica a tetragonal se reduce sustancialmente hasta llegar a obtener una fase tetragonal a temperatura ambiente, además de un control del estrés inducido por la “transformación resistente”, mejorando así las propiedades mecánicas del material.⁸

En concentraciones menores a las requeridas de los óxidos estabilizadores, se genera un material multifásico conocido como zirconio parcialmente estabilizado, en donde el óxido de zirconio en forma cúbica es la que predomina, y las formas monoclinica y tetragonal están precipitados a menor escala dentro de la matriz de granos cúbicos. Debido a inconvenientes como impurezas químicas y porosidades asociadas al grano, hoy en día esta forma del material se ha dejado de utilizar.¹¹

Montagna & Barbesi (2013) menciona que la zirconio parcialmente estabilizado con magnesio posee una negativa influencia en el corte de granos y un proceso de manufacturación que requiere un exagerado recurso tecnológico. En el caso del óxido de zirconio reforzado con alúmina tiene mejores características mecánicas, ya que permite aprovechar las ventajas de la transformación.^{8, 9}

Dentro de los estabilizadores más comercializado y utilizado en ámbito dental es el la adición de 3 a 5 mol% de itría Y_2O_3 , que resulta en poli cristales de zirconio estabilizados en una sola fase tetragonal (3Y-TZP).¹¹

Según Caparroso, Marín & Echeverría(2011) el zirconio estabilizado con itría es el más utilizado para restauraciones dentales elaboradas con sistemas CAD/CAM, debido a que, comparado con otras cerámicas, es la que posee mejores propiedades mecánicas; resistencia flexural de 900-1400 MPa, una resistencia mayor a la fractura y una excelente estabilidad dimensional.¹⁴

En la tabla se describen las unidades de medida para cada propiedad mecánica. Resistencia flexural en megapascales, la tenacidad a la fractura en megapascales necesarios para que se propague una fractura, la dureza Vickers en gigapascales, el coeficiente de expansión térmica según su valor en el sistema internacional de unidades y el módulo elástico en gigapascales. Tabla1¹⁵

| Propiedades | | Leucita | Disilicato de litio | Zirconio (Y-TZP) |
|--------------------------------|----------------------|----------------|----------------------------|-------------------------|
| <i>Resistencia flexural</i> | MPa | 85-112 | 215-400 | 900-1300 |
| <i>Tenacidad a la fractura</i> | MPa·m ^{1/2} | 1.3-1.7 | 2.2-3.3 | 8-10.3 |
| <i>Dureza Vickers</i> | GPa | 5.9 | 6.3 | 8.8-11.8 |
| <i>Coficiente de Expansión</i> | 10 ⁻⁶ /K | 15.0-15.4 | 9.7-10.6 | 10.0-11.0 |
| <i>Modulo elástico</i> | GPa | 100-200 | 30-50 | 210 |

Tabla 1 Propiedades de tres tipos de núcleos cerámicos. (Traducido y modificado de

Anusavice, K., Shen C. & Rawls H. R.)¹⁵

Existe un fenómeno que afecta al 3Y-TZP, el cual consiste en una transformación espontánea y lentamente progresiva de la fase tetragonal a la fase monoclinica. Esta transformación ocurre cuando el material está en contacto con agua, vapor, fluidos corporales o procesos de esterilización con autoclave y desemboca en un deterioro de las propiedades mecánicas del zirconio, micro fracturas, superficies rugosas y posible daño prematuro. A este fenómeno se le denomina “proceso de envejecimiento”, Swabb determina que el rango de temperatura más crítica para el desarrollo del proceso se encuentra entre los 200 y 300°C.¹²

2.5 Aplicaciones clínicas de la cerámica de zirconio

El óxido de zirconio estabilizado ha sido ampliamente utilizado en odontología, debido a las ventajas que ofrecen sus propiedades mecánicas, estéticas, estimadas longevidad clínica, radiopacidad y biocompatibilidad. Debido a los intereses de esta investigación se mencionan específicamente sus aplicaciones en prótesis fija dentosoportada, enfocándose en la rehabilitación de coronas unitarias y elaboración de infraestructuras de prótesis parciales fijas libres de metal de gran extensión.^{2,16} Figura 3



Figura 3 Infraestructura de zirconio y su posterior aplicación de cerámica feldespática de revestimiento.¹⁷

2.5.1 Indicaciones y contraindicaciones

Las coronas unitarias a base de óxido de zirconio están indicadas para rehabilitar órganos dentales anteriores con alto compromiso estético, donde se cumplan con las condiciones de higiene, salud periodontal y una altura de la preparación dental mínima de 4 mm. Estas restauraciones están contraindicadas en hábitos parafuncionales, condiciones de enfermedad periodontal, siempre que se pueda utilizar una restauración más conservadora, debido al amplio desgaste necesario para la infraestructura de óxido de zirconio y la cerámica de recubrimiento. ^{2,16}

El criterio para seleccionar el óxido de zirconio en la elaboración de una prótesis fija es similar a los parámetros que se toman en cuenta en los casos de prótesis fijas convencionales de metal-porcelana. Sin embargo, para una prótesis fija de 3 o más unidad elaborada de óxido de zirconio se debe tener valorado otros aspectos estructurales.

En su elaboración el tamaño de los conectores juega un papel vital, teniendo así que para los casos del sector anterior el conector no debe ser menor a los 6 mm², mientras que en sector anterior debe cumplir como mínimo 9 mm².¹⁶

Estas restauraciones no están indicadas en pacientes con condiciones de higiene oral defectuosa, parafunciones severas, estado de salud general adverso o en casos donde los pilares no presenten una altura gingivo-oclusal menor a 4 mm (figura 4). ¹⁶



Figura 4 Estructura de zirconio para prótesis fija de cuatro unidades.

2.5.2 Ventajas y desventajas

Tanto en coronas unitarias como en prótesis fijas de tres o más unidades las ventajas que presentan las restauraciones de óxido de zirconio son una alta estética en zonas críticas, biocompatibilidad, alta longevidad clínica, a pesar del fenómeno de envejecimiento, y excelentes propiedades mecánicas. ^{2, 18,19}

Mientras que sus principales desventajas son la necesidad de un mayor desgaste, la dificultad de realizar ajustes en casos de ser necesarios y la susceptibilidad a la fractura de la cerámica de recubrimiento. ^{12, 14-19}

Una posibilidad novedosa para la rehabilitación del sector posterior de una corona unitaria o una prótesis fija de varias unidades, en donde se elimine el riesgo a fractura de la cerámica de recubrimiento, y encuentre la posibilidad de realizar preparaciones conservadoras, en comparación con las coronas de zirconio con cerámica de recubrimiento, es la utilización de restauraciones monolíticas de zirconio. ¹⁷

En lo que respecta a los aspectos clínicos no existen datos de ensayos clínicos, ya que solo se han documentado reportes de casos a un periodo de dos años, sin embargo el éxito obtenido en estudios in vitro marcan las restauraciones anatómicas de zirconio monolítica como una opción sobresaliente en la rehabilitación protésica posterior. ¹⁷

Se encuentran estudios que mencionan la posibilidad de realizar restauraciones monolíticas en espacios reducidos debido a que, según el fabricante, el desgaste de la preparación puede ser de 0.5 a 0.7 mm en oclusal, y 0.5 mm en el contorno de la preparación, además de lo mencionado se citan estudios de Preis y col., y Rosentritt y col., donde el comportamiento del óxido de zirconio monolítico con relación a la abrasión del órgano dental antagonista es inclusive menor que las encontradas en restauraciones de disilicato de litio y de cerámica feldespática de recubrimiento. Este es debido a que estas últimas sufren una degeneración superficial en donde una superficie lisa pasa a una con grietas y astillas que perjudica el esmalte. ¹⁷

CAPÍTULO 3. ALTA TECNOLOGÍA EN PRÓTESIS BUCAL

La demanda de tratamientos altamente estéticos que cumplan con los requisitos funcionales del sistema estomatognático ha generado un continuo desarrollo científico, mejorando las características de los materiales dentales y los sistemas de maquilado para prótesis dentales.^{2, 20}

La tecnología ha permitido una evolución en la práctica odontológica, mejorando las posibilidades de diagnóstico, plan de tratamiento; y las fases técnicas de laboratorio en la elaboración de restauraciones dentales. En prótesis bucal, la innovación de sistemas de tallado y modelado pantográfico, hasta las actualizaciones de los sistemas de diseño y maquilado asistido por computador (CAD/CAM) ha facilitado la fabricación de restauraciones cerámicas.^{20, 21}

3.1 Sistemas CAD/CAM en prótesis bucal

La tecnología CAD/CAM en prótesis bucal es un método de diseño y fabricación de restauraciones dentales mediante el uso de técnicas asistidas por computador. Las siglas en inglés corresponden a: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing, que quiere decir diseño asistido por computador/ fabricación asistida por computador.²²

Miegimolle en 2013, menciona que la incorporación de las tecnologías CAD/CAM en odontología, fueron con el fin de contrarrestar los cambios dimensionales durante los procesos de elaboración tradicional en las restauraciones dentales, así como reducir considerablemente los tiempos de trabajo y obtener restauraciones altamente precisas.²²

La tecnología CAD utiliza programas software capaces de fabricar archivos digitales con las formas tridimensionales reproducidas a partir de las dimensiones exactas de un objeto o superficie. Mientras que la tecnología CAM utiliza maquinaria robotizada la cual mediante movimientos dirigidos por las coordenadas del archivo digital, transforma el objeto digital a un objeto material. Para esto se utilizan diferentes procesos como la electroerosión, el sinterizado laser o el fresado por diferentes instrumentos rotatorios.^{23, 24}

Todos los sistemas CAD/CAM trabajan por medio de tres fases; la digitalización, el diseño y el maquinado.

La digitalización es el medio por el cual se logra obtener un registro tridimensional de la preparación dentaria, los órganos dentales adyacentes y el registro oclusal. Para ello se utilizan herramientas encargadas de obtener información por medio de una "impresión óptica" o una secuencia de imágenes, el registro se puede efectuar escaneando la superficie de forma intraoral o de manera extraoral a través del escaneo de una impresión de la preparación dentaria. Caparros, C. & Duque, J., mencionan dos tipos de escáner existentes, dependiendo del sistema, pueden ser de contacto y ópticos o laser.⁸ Figura 5

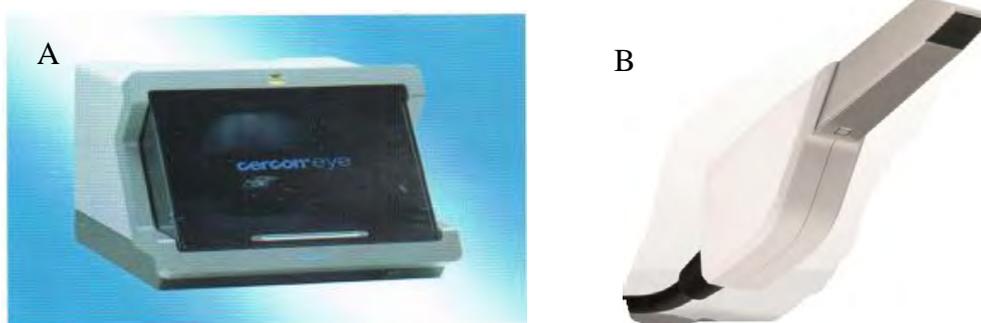


Figura 5 A) Escáner Cercon Eye. B) CEREC Bluecam ^{2,25}

Escáner mecánico. Para realizar la digitalización se necesita un modelo maestro obtenido a través de una impresión convencional de las preparaciones, posteriormente un sensor o una bola de zafiro recorre la superficie del modelo, leyendo la estructura cada 200 μm en cada ángulo de rotación. Este tipo de escáner se caracteriza por tener una precisión que puede variar $\pm 10\mu\text{m}$.⁸

Escáner óptico. Para obtener la digitalización de una estructura tridimensional se lleva a cabo un proceso llamado triangulación activa, en este proceso un sensor genera una luz que se proyecta sobre la superficie de la preparación, dependiendo del ángulo de proyección y del cambio de sombras subsecuente, el sensor registra datos que son interpretados por un software que calcula la superficie y la profundidad correspondiente.⁸

Montagna & Barbesi describen otros dos tipos de escáner:

Escáner laser. El cual consiste en un proyector que recorre la superficie disparando una serie de fotogramas para poder reproducir digitalmente el objeto a escanear, este tipo de escáner tiene la desventaja que puede omitir detalles de la superficie en el escaneo provocando pérdida de información en la estructura digital.

Escáner intraoral. Es un dispositivo capaz de reconocer tridimensionalidad de forma rápida y precisa dentro de la cavidad oral. Este tipo de escáner requiere utilizar polvos opacadores para poder leer la superficie.⁹

En la fase de diseño la información obtenida en la digitalización es manipulada a través de un programa de diseño gráfico específico para trazado dental, en esta etapa se puede visualizar el modelo tridimensional en cualquier dirección, determinar líneas de terminación, anatomía dental, características dimensionales de la restauración e inclusive el grosor de la interface para el cemento en cada una de las restauraciones a realizar. El resultado del diseño es guardado un archivo y enviado a centro de maquinado.^{8, 17} Figura 6



Figura 6 CEREC 3 Y CEREC 3 D Chairline.²

En el proceso de maquinado, un equipo robotizado es controlado sistemáticamente para tallar bloques cerámicos de diferentes materiales y transformar la información del diseño de una restauración protésica. Estas máquinas se distinguen entre los diferentes sistemas, por su número de ejes y la gama de materiales que puede procesar. ⁸ Figura 7



Figura 7 Fresadora Cercon Brain Expert Degudent-Dentsply. ²

3.1.1 Para laboratorios dentales

Estos sistemas ocupan un modelo maestro, que se obtiene del vaciado de una impresión dentaria convencional. El modelo maestro es escaneado y digitalizado, creando un modelo virtual de toda la superficie de las preparaciones y del registro oclusal, el archivo se utiliza para diseñar la restauración deseada en el software del sistema y se mandan al maquinado. Una vez reproducida la restauración deseada se puede evaluar y modificar de ser necesario sobre el modelo maestro.⁸

Existe la variable en que la impresión óptica o el escaneo de las preparaciones, antagonista y registro oclusal se realice en el consultorio odontológico, posteriormente el archivo se transfiere a una estación central de fresado en un laboratorio, donde terminan el proceso en la confección de la restauración.²¹

3.1.2 Para consultorios odontológicos

La principal característica del sistema para consultorios dentales es que todos los componentes de escaneo y producción de la restauración se encuentran en el mismo lugar de atención del paciente. Estos sistemas utilizan una digitalización por medio de una cámara intraoral; la cual sustituye la impresión convencional escaneando directamente en la cavidad oral. El archivo resultante es compatible con una PC que tiene un software de diseño, donde se le permite al odontólogo controlar, modificar y verificar a una alta precisión todos los detalles del diseño de la restauración a realizar. Por último el sistema se compone por una unidad de fresado interconectada por radio, la cual por medio de instrumentos rotatorios va a reproducir la restauración diseñada. El procedimiento permite que el odontólogo puede realizar restauraciones tipo onlays, inlays, coronas, prótesis parciales fijas y carillas en un corto tiempo y en algunos casos, le da la opción de ofrecer el tratamiento en la misma sesión.^{2,8}

3.2 Sistemas pantográficos

El desarrollo de sistemas pantográficos o de tallado y modelado manual está representado por la compañía Zirkonzahn®. El sistema no forma parte de los sistemas CAD/CAM, este aporta el uso de un pantógrafo (ZIRKONGRAPH) por el medio del cual el técnico dental puede fresar el duplicado de un patrón en un bloque de dióxido de zirconio, el cual se reproduce con un aumento de volumen a escala de 25% aproximadamente, y después de un proceso de sinterización recupera el volumen exacto del patrón original. ^{2,26}

CAPÍTULO 4. SISTEMA INLAB® MCXL

El sistema CEREC® es un sistema CAD/CAM diseñado para la elaboración de restauraciones indirectas, sus siglas hacen referencia a los términos “chairside economical restoration esthetic ceramics”, fue introducido en 1980 por W.H. Mörmann con el fin de poder realizar restauraciones estéticas dentro del consultorio. El sistema empezó a ser comercializado como CEREC® 1, el cual solo podía producir restauraciones unitarias, era incapaz de registrar aspectos oclusales y presentaba grandes defectos, generando que las restauraciones necesitaran demasiados ajustes.^{21,27}

Con la incorporación de CEREC® 2, el software permite un mejor ajuste de restauraciones unitarias, tiene la capacidad de ajustar pobremente la oclusión y corregir defectos de tallado para restauraciones tipo inlay. En el 2000 CEREC® 3 se introduce como un sistema de diseño en tres dimensiones, el sistema ofrece considerables mejoras sobre su predecesor. Con esta generación de sistemas, llega un nuevo componente, el cual es denominado CEREC AC (CEREC “Acquisition Center), la cual está formada por una PC y una cámara intraoral capaz de reproducir detalles, profundidad en la superficie y una relación oclusal, digitalizando las características de una superficie dental en un archivo, el cual es manipulado por el software del sistema para un diseño más preciso y versátil.^{20, 21, 27,28}

El sistema InLab®, es de los últimos sistemas lanzados comercialmente de la compañía Sirona, en su origen fue dirigido para uso en el laboratorio dental. Mediante un captor láser dentro de una unidad de fresado (CEREC® Scan), se capta la superficie de un modelo de yeso con una exactitud de 5µm. Con la subsecuente imagen digital se procede al diseño de la restauración con el software InLab® para finalizar con el fresado de la restauración establecida.^{21,29}

El sistema InLab® tiene la capacidad de confeccionar coronas unitarias, coronas telescópicas primarias, carillas, onlays, inlays, puentes de varias unidades y estructuras que deberán ser recubiertas por una cerámica correspondiente.^{30,31}

InLab® fue mejorado con el desarrollo de una máquina de fresado llamada MC XL, la cual posee un fresado discreto, más rápido y preciso para una gran variedad de materiales cerámicos.²⁷ Figura 8



Figura 8 Unidad de fresado MC XL.²⁵

En conjunto el software del sistema InLab® MC XL, es compatible con una unidad CEREC AC, pero siendo independientes entre sí, el profesional es capaz de decidir, entre usar solo la unidad CEREC AC para escanear sus preparaciones y mandar el archivo a un laboratorio con el centro de fresado para su manufactura, o bien, tener el centro de fresado dentro de su mismo consultorio y elaborar por completo la restauración.^{7, 21,28}Figura 9



Figura 9 CEREC AC con escáner intraoral-Bluecam.²⁵

4.1 Obtención de modelo

El escáner intraoral que usa en la actualidad el sistema de la unidad CEREC AC, es una versión tecnológica de luz LED azul, denominada Bluecam. Este tipo de escáner registra de forma precisa las condiciones intraorales, creando un modelo virtual de la dentición y los tejidos blandos adyacentes mediante la proyección de franjas de luz con triangulación activa.^{7, 28,32}

En la triangulación activa una luz LED azul proyecta un patrón de líneas paralelas sobre la estructura dental, las cuales se distorsionan según las diferentes alturas de la superficie, y finalmente son interpretadas devuelta por el sensor del escáner. El área captada por cada imagen parte del ángulo en que se coloca la Bluecam (triangulación), por lo que la técnica requiere mover la rejilla durante el escaneo para obtener una coordinación inequívoca de los puntos de medición (figura 10).^{7, 28,32}

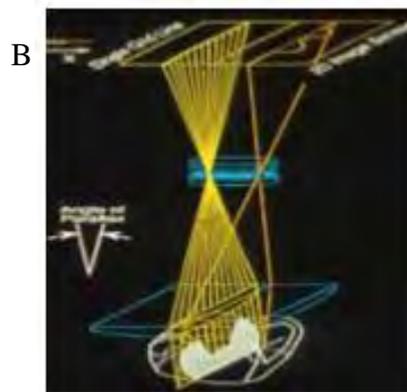
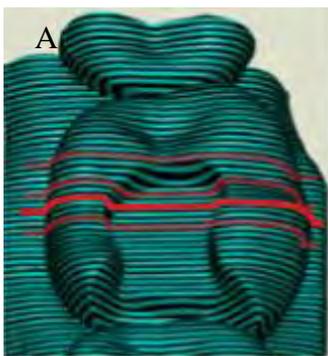


Figura 10 A) Patrón de líneas paralelas sobre la estructura dental .B) Triangulación activa del patrón.

Estudios han comprobado que la exactitud de las imágenes captadas depende de la longitud de onda, por esta razón es que el sensor utiliza una luz LED azul de corta longitud (figura 11).³²



Figura 11 Luz azul emitida por Bluecam en la superficie dental.

Antes de realizarse la impresión óptica se debe de visualizar perfectamente toda la superficie de la preparación, debido a que el lente solo tiene la capacidad de registrar lo que se encuentre en su línea de visión. Fasbinder, D., describe en su estudio la incapacidad del escáner de hacer cualquier registro de la preparación a través de saliva, sangre o tejido blando. Debido a ello, al igual que en las impresiones convencionales y para cualquier preparación, particularmente para las de terminación equigingival o subgingival, se requieren técnicas de retracción gingival laterales mediante hilo, hemostáticos o gingivectomía, dependiendo del caso.^{7,32}

Para que la superficie de las estructuras intraorales puedan ser captadas mediante el escaneo intraoral por medio de la Bluecam, es necesario utilizar un spray en polvo de dióxido de titanio, como medio de contraste. Este spray se debe de aplicar en la superficie intraoral seca mediante suaves ráfagas de mesial a distal, utilizando la boquilla para lograr una aplicación lo más vertical posible. La partícula del polvo logra un recubrimiento óptimo de 40-60µm, 150 µm cuando se hace una aplicación excesiva (figuras 12).³²



Figuras 12 A) Medio de contraste en Spray CEREC Optispray. B) Aplicación en una superficie dental. C) superficie adaptada para escaneo.

El escáner Bluecam está equipada con un sistema automático de adquisición, el cual genera una serie de disparos para la impresión óptica, en el momento en que la boquilla se mantiene estable, se puede hacer el registro apoyándose de una cejilla que tiene el extremo distal de la boquilla, esto permite mantener el escáner más estable sin dañar el recubrimiento del medio de contraste. Cada imagen óptica abarca aproximadamente tres órganos dentales, se parte de una primera imagen en oclusal en la parte más distal hacia mesial, como se menciona en la técnica de triangulación activa, se registran impresiones suplementarias, cambiando ligeramente el ángulo de captura hacia bucal y oral.^{7,32}

Fasbinder, D., menciona que los datos por debajo del contorno que no se registran en la primera toma oclusal son compensados e interpolados por las impresiones suplementarias en el momento en que el software del sistema superpone las imágenes captadas. Así mismo, menciona en su estudio que las imágenes interpoladas son solo guías de las zonas del modelo virtual, por lo que no afectan al mismo para la elaboración de la restauración final.⁷

El proceso mencionado se realiza tanto en el cuadrante de la restauración a hacer como en su antagonista (figura 13).³²



Figura 13 A) Escaneo intraoral del cuadrante de la preparación y su antagonista. B) Modelo tridimensional obtenido de ambos cuadrantes.

Un paso crucial en las impresiones ópticas es el registro interoclusal de los modelos antagonistas, en el caso del escáner de CEREC[®], la técnica utilizada es la de un registro en máxima intercuspidación y registrar la cara vestibular de ambos cuadrantes en esta posición estática.⁷ Prashanth, K. & Shantha, M., recomiendan que todos los modelos escaneados con este sistema deben extenderse hasta el área de caninos, debido a que la cámara no debe interferir en la oclusión del paciente; colocando la Bluecam en la zona de premolares y caninos se encuentra suficiente espacio para no interferir en la máxima intercuspidación y obtener un correcto registro (figura 14).^{7,32}



Figura 14 Registro oclusal vía CEREC® Bluecam.

Se reportan estudios in vitro que compara la precisión de coronas cerámicas obtenidas de escaneos intraorales, en el caso del CEREC® el margen de ajuste promedio fue de $30\pm 17\ \mu\text{m}$, por lo que demuestra valores de mayor precisión comparado con sistemas LAVA COS e iTero. Mientras que el ajuste interno promedio para CEREC® fue de $88\pm 20\ \mu\text{m}$, valores mayores en comparación con los sistemas de LAVA COS e iTero.⁷

El resultado de todo el proceso se almacena en un archivo .stl específico para el sistema, las ventajas de manejar de esta forma los modelos obtenidos es evitar ciertos factores negativos para los resultados finales de la restauración, como lo son cambios dimensionales de los materiales de impresión y del yeso en la toma de impresión convencional, sin mencionar el posible daño de los modelos durante su manufactura o transporte.⁷

4.2 Características del software

El software InLab® SW 4.0 es la última versión del programa y el centro neurálgico que controla todos los procesos digitales, desde el escaneado, la recepción de los modelos digitales, el diseño de la restauración y el fresado de la misma. El software ofrece un amplio espectro de herramientas que controlan cada aspecto visual y de diseño durante todo el proceso de elaboración.³³

Una vez el sistema ha intrapolado las impresiones ópticas para formar los modelos antagonistas y el registro oclusal, se procede a interrelacionar estos elementos. Para hacerlo basta con seleccionar con el cursor la imagen del registro oclusal manteniendo el botón derecho del mouse hasta acoplarlo en la parte correspondiente de ambos modelos antagonistas. El programa va a relacionarlos mediante la superposición de coincidencias en las superficies bucales de los modelos (figura 15).³²

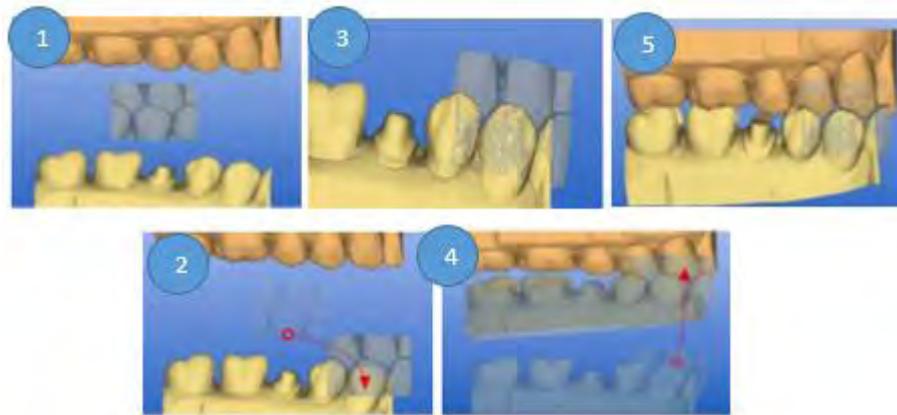


Figura 15 Ejemplificación del proceso de relación entre modelos antagonistas. (Modificado de Prashanth, K. & Shantha, M.)

En la fase de diseño, una característica única que ofrece el sistema CEREC® 3D e InLab® es el diseño biogénico de la superficie oclusal. El concepto de diseño biogénico hace posible concluir la forma de una restauración a partir de los hallazgos matemáticos que expresan en común la morfología dental individual de cada paciente. La morfología de los órganos dentales adyacentes y de la superficie dental remanente es analizada para construir una superficie oclusal por medio de un cálculo automático (figura 16).^{32, 33}

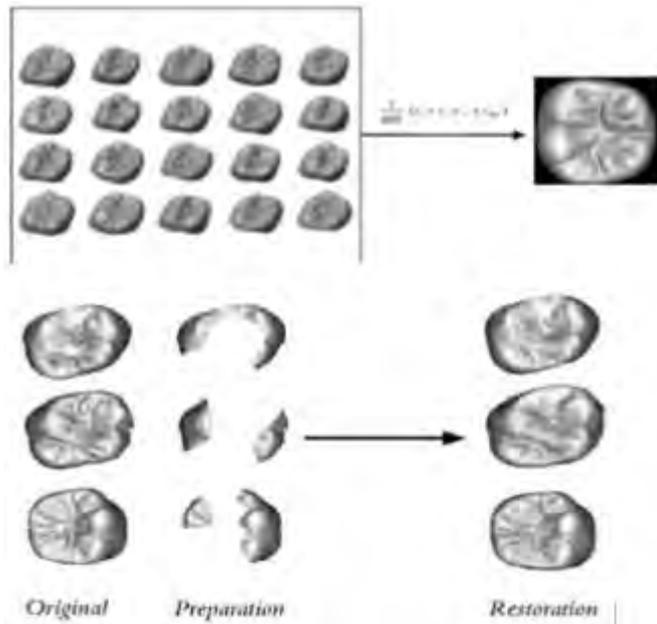


Figura 16 Esquema del proceso del cálculo biogénico.

El software ofrece tres opciones de diseño biogénico:

a) Biogénica individual

En el proceso de reconstrucción del diseño biogénico individual se analizan los órganos dentales adyacentes, es importante tener en cuenta que mientras más información tenga el sistema mejores resultados, así mismo reconocer que para el cálculo de restauraciones en el sector posterior se basa principalmente del órgano dental distal, mientras que en restauraciones del sector anterior, principalmente se basa en el órgano dental mesial, junto con la superficie labial del mismo.³³

b) Copia biogénica.

Para realizar este cálculo es necesario realizar una previa impresión óptica del estado anterior a la preparación “BioCopy superior” o “BioCopy inferior”, un sistema patentado del software realiza la transferencia de la superficie de esta impresión al modelo virtual con las preparaciones, llegando como resultado al cálculo biogénico de restauraciones tipo inlay, onlay, coronas y prótesis parciales fijas.³³

c) Referencia biogénica.

Para este procedimiento se utiliza como referencia un órgano dental seleccionado de la misma clase del que va a reconstruirse (órgano dental contralateral o antagonista). Basándose en las características superficiales de la referencia se calcula una propuesta de restauración.³³

4.3 Fresadora MC XL

Una vez se ha diseñado la restauración o la estructura en el computador, se envía la información vía inalámbrica a una unidad de fresado, la cual va a ser controlada sistemáticamente por códigos legibles por el procesador de la máquina. La unidad de fresado del sistema es la fresadora MC XL, esta unidad de procesamiento es compacta y versátil, permite procesar una gran variedad de materiales cerámicos dentro del consultorio o en el laboratorio dental.⁸

Esta unidad es una fresadora doble compuesta por 4 ejes y cuatro motores para el tallado de 40,000 rpm, mediante fresas ubicadas en forma paralela. Las fresas están elaboradas con un grano de 64 μm , cada fresa tiene una posición y una función específica dentro del sistema, presentan dos diferentes formas en su punta activa; una de punta cilíndrica para el tallado de la superficie externa y la otra de punta cónica y alargada para conformar la cara interna (figura 17).^{21,34}



Figura 17 Fresas de punta cilíndrica y de punta cónica MC XL.³⁶

La fresadora tiene un sistema de “control de torque suave”, con este, antes de comenzar el proceso de fresado, se va a calibrar y corregir ligeras inexactitudes existentes en caso de desgastes de las fresas. El tallado es mediante un fresado húmedo regulado por un sistema de bombeo e inyección continua de agua.²¹

Según Caparroso, C. & Duque, J., los equipos de procesado poseen significativas diferencias dependiendo del número de ejes de maquinado, por consiguiente las fresadoras con mayor cantidad de ejes tienen capacidad para procesar trabajos de mayor complejidad. En caso de la fresadora MC XL uno de los cuatro ejes que posee le permite girar el puente de tensión de manera infinita a razón de giros bilaterales de 180° (eje A), este eje se encuentra en la parte que sirve de fijación del material cerámico durante el fresado. Lo cual le permite mayor aprovechamiento del material y un tiempo más reducido del procesamiento.⁸

El nivel de precisión que se alcanza es de $\pm 25\mu\text{m}$ independientemente del material cerámico a fresar, y la velocidad de tallado se estima en 40 minutos aproximadamente para un puente completamente anatómico de cuatro de unidades en óxido de zirconio.³⁴

4.4 Fresado de restauraciones en óxido de zirconio

El fresado se realiza sobre bloques de óxido de zirconio estabilizados con itria en un estado presinterizado, es decir, son bloques que durante su fabricación se sometieron al calor sin alcanzar los tiempos ni la temperatura para que llegara a sinterizarse molecularmente. Estos bloques alcanzan propiedades físicas de manera parcial y cuando el material es sinterizado por completo llega a las propiedades ideales sufriendo una contracción que varía entre el 20 y 25 %. Debido a ello el programa de diseño y la unidad de fresado debe contemplar esta contracción y compensarla en el momento de manufacturar la restauración.⁸

Las estructuras resultantes se pueden maquillar sin afectar la fase cristalina del material, esto se realiza durante la fabricación del bloque para obtener un tono preestablecido, o bien después del fresado por técnicas de pincelado en capas o inmersión en soluciones con varias sales metálicas.⁸

Con el fin de mejorar la estética se crearon bloques de óxido de zirconio con mayor translucidez, esto se logra agregando una pequeña porción de alúmina sinterizada en la composición del bloque, lo cual conlleva a un proceso de compactación del bloque más complicado y mayores temperaturas de sinterización. Siguiendo por este camino se han desarrollado bloques presinterizados altamente translucidos que permiten el fresado con el sistema InLab[®] MC XL de restauraciones monolíticas de óxido de zirconio, estos bloques se encuentran con un tono mono crómico y se pueden maquillar por medio de técnicas de inmersión y stains, sin embargo hoy en día la indicación clínica se limita únicamente a restauraciones posteriores, debido a que no se cumplen con los estándares estéticos que demanda el sector anterior.^{2,27}

Una restauración monolítica elaborada con estos bloques conserva valores muy altos de resistencia flexural (950 ± 50 MPa) y evitan la problemática del “chipping”, que es considerado la mayor causa de fracaso en restauraciones estratificadas con cerámica de recubrimiento.^{2,27}

4.5 Desventajas de las restauraciones en zirconio

Las restauraciones fresadas con el sistema están limitadas en su extensión por el tamaño de bloques disponibles para la fresadora MC XL, ya que su compartimiento admite un tamaño máximo de 85 x 40 x 22 mm, lo que imposibilita realizar restauraciones continuas muy extensas.³⁴

Por otro lado se debe tener en cuenta que el fresado húmedo exige una excelente deshidratación de la restauración fresada, se menciona que para evitar daños la restauración debe secarse a una temperatura de 80° C durante 30 minutos o bien 150° C durante 10 minutos, si la temperatura sobrepasa el tiempo o los 150° C, o por el contrario si existe humedad residual, la restauración puede fracturarse al momento del sinterizado.³⁵

CAPÍTULO 5. SISTEMA ZIRKONZAHN®

El técnico dental de nacionalidad italiana Enrico Steger es el inventor del sistema manual de fresado de zirconio, Zirkonzahn®. Este sistema fue implementado con el fin de proporcionar una opción de fácil manipulación y bajo precio para la fabricación de restauraciones cerámicas de zirconia. El sistema se basa en la manipulación y reproducción manual de restauraciones elaboradas a base de óxido de zirconio, para esto se utiliza un instrumento denominado pantógrafo (ZIRKOGRAF).^{2,26}

Naylor, W., menciona ventajas del sistema de fresado pantográfico sobre los sistemas automáticos CAD/CAM, esto debido a limitaciones del software en el diseño de las restauraciones, falta de precisión cuando se enfrentan a superficies retentivas proximales, líneas terminales irregulares y surcos profundos que presentaban generaciones pasadas de escáneres intraorales.³⁶

Según Montagna, F. & Barbesi, M., entre las principales ventajas que tiene un sistema pantográfico, para la elaboración de estructuras o restauraciones de óxido de zirconio se encuentran, la producción de cadena en el laboratorio, costos de inversión reducidos en comparación con los sistemas CAD/CAM, rapidez de aprendizaje y facilidad de utilización. El autor menciona el sistema Zirkonzahn® es la mejor opción por su confiabilidad y solidez, ya que los instrumentos y la fresadora de esta metodología otorgan una alta precisión en la reproducción de cierres marginales, solidez a largo plazo del aparato del equipo y en general manejan costos reducidos.³⁶

En cuanto a la producción con Zirkonzahn®, se pueden fresar prótesis más extensas que los sistemas computarizados, ya que estos últimos están limitados por los tamaños de los bloques disponibles en el mercado, los cuales generalmente están entre 40-50mm, lo que equivale a prótesis de 5-6 piezas.³⁷

5.1 Componentes del sistema

Los sistemas pantográficos están constituido principalmente por un aparato, denominado pantógrafo, que consta de dos partes; una de ellas la unidad de copiado que lee por desplazamiento la superficie de un patrón de resina y que guía a la unidad de fresado, esta última es la que va a realizar el corte del óxido de zirconio presinterizado, igualando la estructura del patrón de resina.³⁶

El ZIRKOGGRAPH es un pantógrafo del sistema Zirkozahn®, el cual consta de dos alojamientos dentro una platina orientable, donde se van a fijar el modelado en resina y el bloque a fresar, sobre de esto hay una aspirador y aire comprimido para remover el polvo generado durante el fresado. Los componentes funcionales se constituyen de una punta o espiga de exploración, la cual recorre y lee la superficie del modelado de resina, y de una fresa que de forma paralela, va desgastando el bloque cerámico previamente instalado, para obtener finalmente un duplicado aumentado un 25% en oxido de zirconio (figura 18).^{2,}

36,38

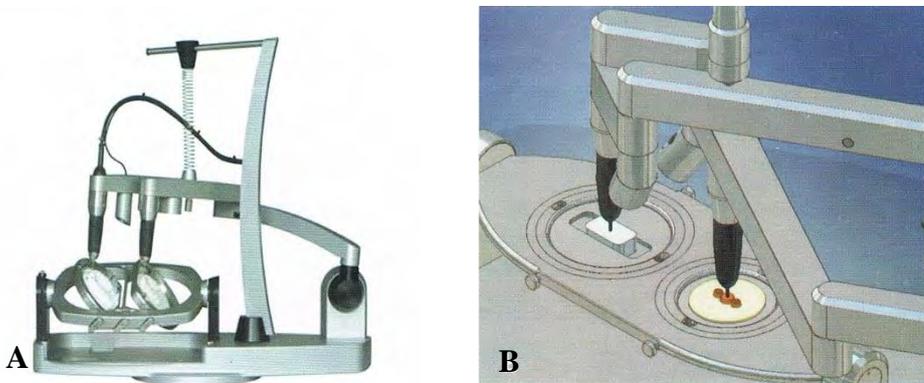


Figura 18 A) ZIRKOGGRAPH. B) Espiga de exploración y fresa.

En el tallado se utilizan fresas decrecientes que van de los 4 a 0.5 mm, y son de granos diferentes dependiendo del refinado y acabado que se va a dar en la estructura. ³⁶

El diseño de la maquina con cinco ejes, le permite realizar giros de 360° en el momento de fresado y un ángulo de inclinación de 55°, estas son características facilitan el fresado de restauraciones sobre implantes, prótesis híbridas de hasta 16 unidades, prótesis fija y coronas (figura 19).²

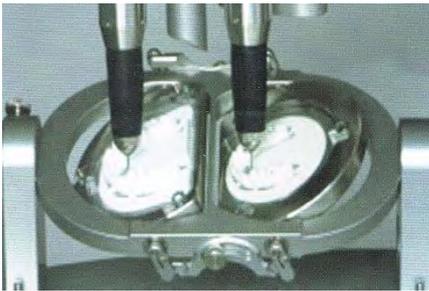


Figura 19 Detalle 5° eje

Los bloques de zirconio disponibles para el sistema son de óxido de zirconio estabilizados con itria que varían en tamaños y en altura. El sistema manual maneja dos tipos de bloques que se diferencian entre ellos por su grado de translucidez:

ICE Zirkon Translúcido: bloques translúcidos adecuados para la realización de cofias individuales hasta puentes para estratificación.²⁶

Zirconia Prettau®: son bloques altamente translucidos que permiten la elaboración de estructuras completamente anatómicas o estructuras reducidas para estratificación que varía desde una corona individual hasta una prótesis de gran extensión. ²⁶

Según el fabricante su única diferencia estructural es la resistencia a la flexión que tienen los bloques, teniendo así un valor que va de los 1200-1400 MPa para los bloques de ICE Zirkon y un valor de 1000-1200 MPa para los bloques Zirconia Prettau®. ²⁶

5.2 Fases de elaboración

La técnica de elaboración puede considerarse como una de las mayores desventajas del sistema ya que comprende de una secuencia de fases bien definidas en donde se compromete tiempo y depende de la capacidad del operador para la calidad del trabajo, se menciona que un operador experimentado es capaz de fresar una restauración promedio en 15-20 minutos.³⁶

5.2.1 Obtención del patrón de resina

El primer paso es realizar un modelado de la estructura a realizar en resina fotopolimerizable sobre los muñones, utilizando técnicas convencionales; en donde se prepara el muñón aplicando un aislante y se va conformando por capas el patrón de resina (figura 20).³⁶

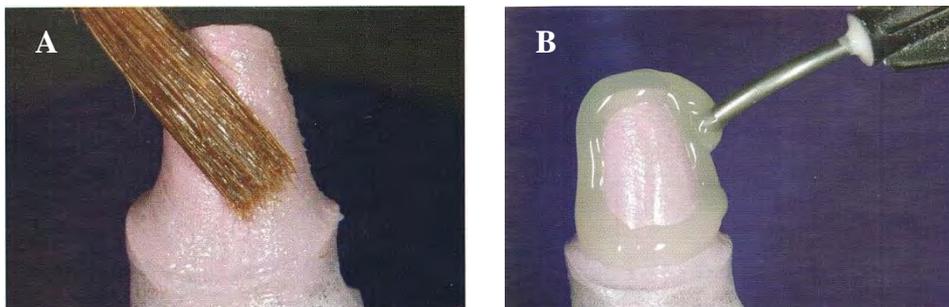


Figura 20 A) Colocación de aislante. B) Conformación del patrón de resina por capas.

Se debe de tener particular cuidado en realizar el modelado sin zonas profundas, ni depresiones que puedan obstaculizar la reproducción del patrón durante el momento del fresado. Montagna, F. & Barbesi, M., sugieren realizar un patrón con bordes ligeramente más gruesos, para prevenir una fractura al contacto con el lector del pantógrafo. Para casos de prótesis fijas de tres o más unidades es aconsejable hacer un aumento del espesor de los conectores y del hombro palatino, como refuerzo adicional del patrón de resina (figura 21).³⁶

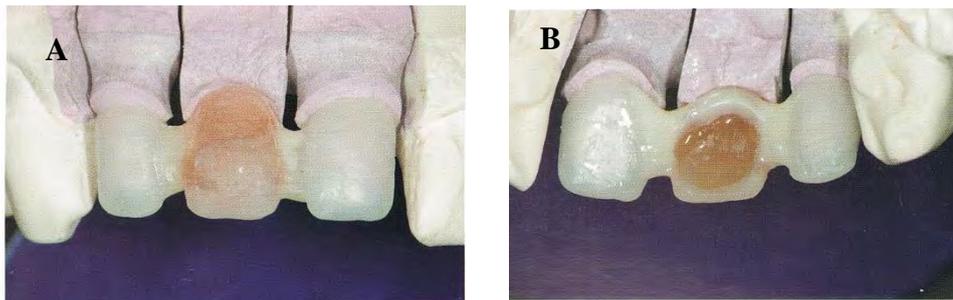


Figura 21 A) Aumento del espesor de los conectores. B) Refuerzo del hombro palatino.

En caso de una prótesis parcial fija, una vez confeccionado el modelo, debe ser cortado y reposicionado sobre un modelo de yeso, con fin de compensar tensiones generadas por la contracción en la polimerización de la resina. Posteriormente se estabiliza y se une agregando resina fotopolimerizable (figura 22).³⁶

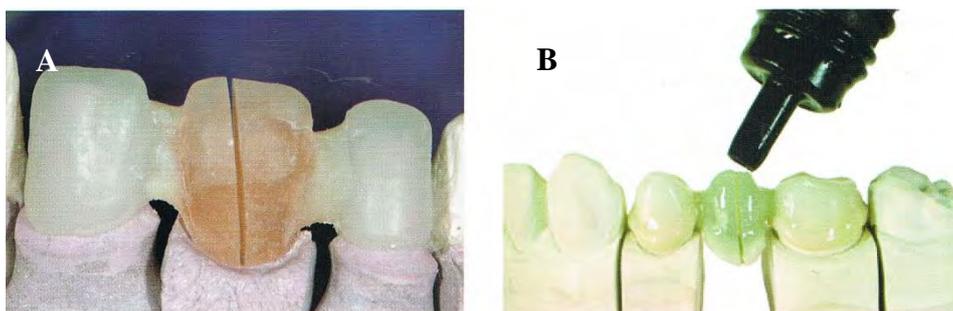


Figura 22 A) Corte y reposicionado del patrón de resina. B) Agregado para unir la el patrón de resina

5.2.2 Fresado

Teniendo listo el modelo es fijado con cianoacrilato al disco de base plástica que le va fungir como sostén durante el fresado. Se tiene que marcar de tal forma que se acoja al patrón en el centro, el conjunto del disco y la estructura de resina es fijado sobre la unidad de copiado del pantógrafo, centrando tanto el plano horizontal como el vertical (figura 23).³⁸

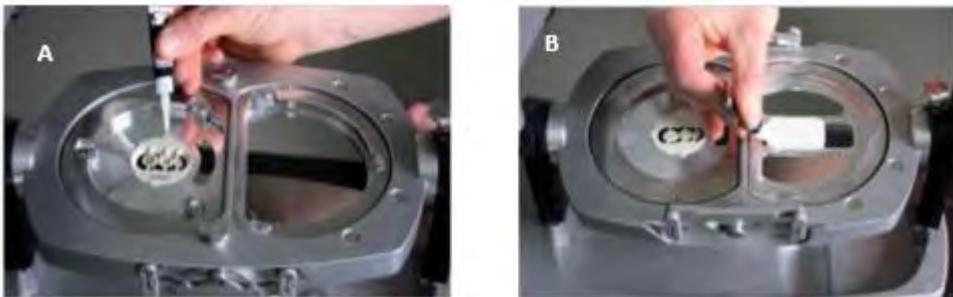


Figura 23 A) Fijación con cianoacrilato del patrón de resina. B) Fijación del bloque de óxido de zirconio

Montagna, F. & Barbesi, M., hacen hincapié en limpiar los tallos de las fresas antes de insertarlas en los manípulos debido a que un residuo de polvo o una partícula de que se alojara durante un procedimiento anterior, puede influir en el alojamiento de la fresa y afectar la altura del fresado. El nivel de la posición de la fresa debe de ser en contacto con el bloque de circonio, mientras que la punta de exploración o también llamado palpador, se coloca de 0.5- 1 mm de distancia con respecto al modelo de resina (figura 24).^{36,38}



Figura 24 A) Nivelación de parte superior. B) Nivelación de la parte inferior.

El trabajo se debe fresar primeramente con la fresa 4L y el palpador de fricción 4LA, en este momento se obtiene un fresado externo sin perfeccionar, posteriormente se realiza un fresado de la parte interna de la restauración y se perfecciona para un fresado preciso con la fresa 2L. Finalmente con la fresa 1L se alisa perfectamente toda la superficie. Se retira la restauración dejando un pedículo que permita manipularlo para la coloración (figura 25).³⁸

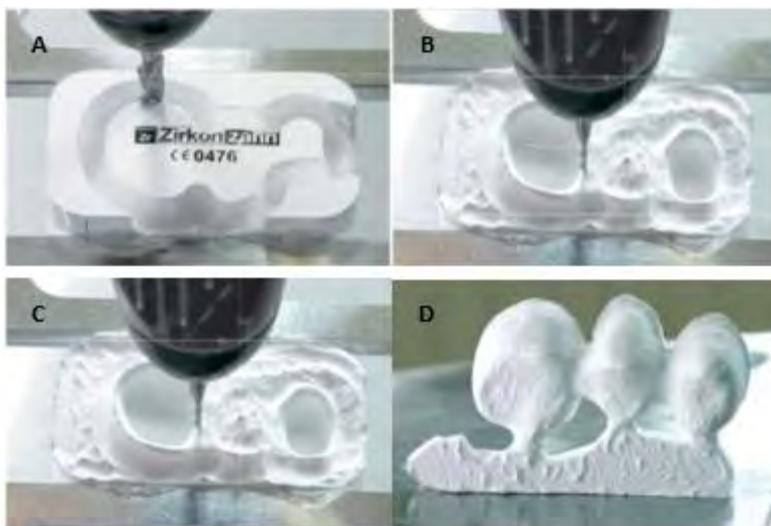


Figura 25 A) Fresado externo con fresa 4L. B) Fresado interno con fresa 2L. C) Alisado con fresa 1L. D) Extracción de la restauración con pedículo.

En el caso de fresar restauraciones monolíticas completamente anatómicas se puede utilizar zirconio altamente traslucido, en el que se utilizan fresas 0.3 C y 0.5 S para perfeccionar detalles anatómicos oclusales e incisales y de zonas interdentes. En cualquier caso una vez removido el producto en zirconio presinterizado se puede realizar un acabado de la superficie externa, esto se efectúa de manera manual con pieza de baja velocidad, utilizando piedras para óxido de zirconio, piedras diamantadas, discos de goma y fresas de tungsteno.

36,39

5.2.3 Coloración y sinterización

La coloración de estructuras se realiza por inmersión en líquidos colorantes o por capilaridad mediante un papel absorbente embebido en colorante. Las restauraciones monolíticas completamente anatómicas solo se pueden trabajar con complicadas técnicas de coloreado individual en la que el tono se define por la cantidad de capas o pinceladas. Con ambas técnicas se debe secar el óxido de zirconio bajo una lámpara de luz infrarroja mínimo durante una hora, ya que el ácido de los líquidos podría corroer el óxido de zirconio presinterizado, dándole un color amarillento ^{36,39}

Realizado el secado se coloca la restauración en una pieza de zirconio sinterizado o sobre una bandeja refractaria con una placa de óxido de aluminio para ser sinterizada en un horno de sinterización que alcance los 1600°C. Todo el proceso, incluyendo la fase de calentamiento y enfriamiento tiene una duración aproximada de 11 horas. ^{36,39}

Una vez se obtiene la restauración sinterizada esta lista para aplicar técnicas de estratificación y maquillaje según lo requiera el caso y la preferencia del operador, para esto se utilizan cerámicas feldespáticas de temperatura media de cocción y stains para zirconio. ^{36,39}

CONCLUSIONES

Hoy en día el uso de alta tecnología en el diseño y manufactura de restauraciones monolíticas y estructuras elaboradas con óxido de zirconio le otorga al cirujano dentista, especialista o de práctica general, y al técnico dental, una herramienta eficaz, de alta precisión que acorta considerablemente los tiempos de trabajo.

El sistema computarizado InLab® MC XL es capaz de diseñar y reproducir restauraciones anatómicas y estructuras en óxido de zirconio de manera sencilla, con una precisión en el fresado de $\pm 25 \mu\text{m}$ y en un tiempo muy corto de manufactura. No obstante el sistema se ve limitado por el tamaño de bloque disponible en el mercado; teniendo así la capacidad de producir estructuras de máximo 85 mm de longitud, además de la estética que se logra en caso restauraciones monolíticas; la cual solo alcanza resultados aceptables para rehabilitar el sector posterior. Adicionalmente a lo anterior, de acuerdo a lo revisado en la literatura, el fresado húmedo del sistema condiciona de forma negativa los resultados finales de cualquier trabajo, ya que previo al sinterizado se debe secar perfectamente la restauración a temperatura y tiempos exactos, de lo contrario, la presencia de humedad al momento de sinterizar, puede provocar desde afectaciones a las características físicas de la restauración hasta la fractura catastrófica de la misma.

Por otro lado el sistema Zirkonzahn®, al ser de manufactura pantográfica depende en mayor medida de la habilidad del operador, quien define la calidad en la conformación de la restauración, así como las características en la anatomía y maquillaje final. Además de lo anterior requiere un mayor tiempo de trabajo y complicadas técnicas de maquillaje, sin embargo el sistema Zirkonzahn® puede producir restauraciones estéticas en óxido de zirconio de una arcada completa, independientemente si es una estructura para estratificar o una restauración monolítica. Sin mencionar que el proceso involucra un fresado seco que no compromete los resultados finales de la restauración al momento de sinterizarse.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Torrejon, A. & Villalba, C., Historia de la Prótesis Fija, Portal Virtual Bolivia Dental, hallado en <https://goo.gl/ZjMFi0>.
2. Cacciane, O., Prótesis Bases y Fundamentos, 1ª ed, Madrid, editorial Ripano, 2013.Pp 215, 231,408-416.
3. Guzmán, H., Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico, 4ª ed. Bogotá: editorial Ecoe, 2007, 462,463, 471-473.
4. McCabe, J., Materiales de Aplicación Dental. 1a ed. Barcelona, España, editorial Salvat Editores, 1988.
5. Barcelo, F. & Palma, J., Materiales Dentales Conocimientos Básicos Aplicados. 3a ed, México: editorial Trillas, 2009. 157,158.
6. Díaz, P., López, E., Rivas, V. & Orejas, J. Materiales y Técnicas de Impresión en Prótesis Fija Dentosoportada. Cliend Dent 2007;4;71-82.
7. Fasbinder, D., Evaluación del CAD/CAM para la Restauración Dental, Am J Dent 2013;21:115-120.
8. Caparroso, C. & Duque J. Cerámicas y Sistemas para Restauraciones CAD CAM: Una Revisión, Rev. Fac odonto/ Univ Antioq 22(1): 88-108.
9. Montagna, F. & Barbesi, M., Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM. Caracas, Venezuela, editorial Amolca. 2013.
10. Rothbrust, F., Óxido de Zirconio "Oro Blanco". Report. 2006; 17:17.

11. Denry, I., State of the Art of Zirconia for Dental Applications. *Dental Materials*, 2008; 24:299-307.
12. Picconi, C. & Maccauro, G., Zirconia as a Ceramic Biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20: 1-25.
13. Serkan, S., Onjen, T. & Gamez, A., Basic Properties and Types of Zirconia: An Overview. *World J. Stomato*, 2013 ,vol 20;2(3); 40-47.
14. Caparroso, C., Marín, D. & Echavarria, A., Marginal Adaptation and Internal Fit of Zirconia. Ytria Frameworks Fabricated with Procera® y Cerec In-lab® CAD/CAM Systems, *Rev Fac Odonto/Univ Antioq* 22(2): 186-197.
15. Anusavice, K., Shen, C. & Rawls, H., *Phillips' Science of Dental Materials*, 12th ed. Missouri, EUA: editorial Elsevier; 2013: 453.
16. Vilarrubi, A., Pebé, P. & Rodriguez, A., Prótesis Fija Convencional libre de metal: tecnología CAD CAM- Zirconia, Descripción de un Caso Clínico: *Odontoestomatología*. 2011 noviembre; 13(18).16-28.
17. Castro, E., Matta-Morales, C. & Orellana-Valdivieso, O., Consideraciones Actuales en la Utilización de Coronas Unitarias Libres de Metal en Sector Posterior. *Rev. Estomatol Herediana*. 2014 Oct-Dic; 24(4).278-286.
18. Moreno, M., *El ABC de la Prótesis Parcial Fija*. 1^a ed. México: Trillas; 2011.
19. Rosentiel, S., Land, M. & Fujimoto, J., *Prótesis Contemporánea*. 4th ed. España: editorial Elsevier; 2008, 323-431.

20. Motta, C., Muñoz, C., Rodríguez, M. & Torres, E., Comparación de la adaptación marginal de coronas feldespáticas utilizando dos métodos de captación CAD/CAM: directo e indirecto. Rev Odonto|odontología Integral. Marzo 2015.24(2) : 9-19.
21. Romeo, M., Estudio comparativo de ajuste en prótesis fija cerámica entre sistemas CAD-CAM e inyectado. Univ. Complutense de Madrid, Departamento de esto, Madrid, España, 2010.
22. Miegimolle, B., Evaluación in vitro del sellado marginal de coronas de óxido de zirconio sobre pilares de óxido de zirconio. Universidad Complutense de Madrid, Madrid. 2013.
23. Piconi, C., Rimondin, L. & Cerroni, L., Zirconio en Odontología. Venezuela: ed Amolca. 2011.
24. Martínez, F., Pradés, R., Suárez, M. & Rivera, B., Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE, 2007, vol. 12, (4), 253-263.
25. Sirona-The Dental Company, CEREC OMNICAM Y CEREC BLUECAM SIEMPRE LA PRIMERA OPCIÓN. hallado en: https://www.sirona.com/ecomaXL/files/A91100-M43-B610_7800.pdf&download=1
26. Zirkonzahn. <http://www.zirkonzahn.com/es/sistemas-de-cad-cam/huestras-fresadoras> .
27. Mai-Salah, M., Cherif, A., Omaima, E. & Manal, A., Effect of Different CAD/CAM Fabrication Techniques on the Vertical Marginal Gap. J of American Science. 2016;11(6), hallado en: <http://www.jofamericanscience.org> .

28. Parag, R., Kachalia, D., & Marc, J., Dentistry a la Carte: In-office CAD/CAM Technology, CDA Journal, Mayo 2010, Vol 38, No5. Pp 323-330.
29. McLaren, E. & Terry, D., CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Compendium 2002;23(7):37-53.
30. Bindl, A. & Kaufmann-Jinoian, V., Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 2005;32:441-447.
31. Kurbad, A. & Reichel, K., All-ceramic Primary Telescopic Crowns With Cerec inLab, Int J Comput Dent, 2003;6:103-111.
32. Prashanth, K. & Shantha, M., CEREC IN DENTISTRY, J of Int Academic Research, May, 2014, Vol 2, 636-649.
33. Sirona. The Dental Company, Instrucciones breves de manejo, inLab SW, Version del software 4.0, agosto 2012, hallado en: <http://manuals.sirona.com/es/odontologia-digital/soluciones-inlab-para-laboratorios/inlab-mc-xl.html>
34. Sirona. The Dental Company <http://www.sirona.com/es/>
35. Sirona. The Dental Company, inCoris ZI, noviembre 2015. hallado en: <http://manuals.sirona.com/es/odontologia-digital/materiales-cad-cam/incoris-zi/archivo/6172584.html>
36. Montagna, F. & Barbesi, M., De la Cera a la Cerámica, 1ª ed, Colombia, editorial AMOLCA, 2008, pp: 165-181.

37. Naylor, W., Introduction to Metal Ceramic Technology. Illinois: Quintessence Publishing, 1992. pp 9,10.
38. Zirkonzahn, Instrucciones de Trabajo. hallado en: www.zirkonzahn.com/assets/files/anleitungen.../ES-Instrucciones-de-trabajo-web.pdf
39. Zirkonzahn. Human Zirconium Technology, Prettau®Zirconia. hallado en <http://www.zirkonzahn.com/us/prettau-zirconia>