

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

Comparación de la resistencia a la fractura de restauraciones en dióxido de zirconio usando diferentes unidades de sinterización

Paola Alexandra Guerra Corral

Dr. Cristian Abad Coronel

Director del Trabajo de Titulación

Dra. Nancy Mena Córdova

Coordinadora del Programa de Rehabilitación Oral

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito para la obtención del título de Rehabilitadora Oral

Quito, 03 de diciembre de 2021

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

**Comparación de la resistencia a la fractura de restauraciones en
dióxido de zirconio usando diferentes unidades de sinterización**

Paola Alexandra Guerra Corral

Dr. Cristian Abad Coronel

Director del Trabajo de Titulación

Dra. Nancy Mena

Coordinadora del Programa de Rehabilitación Oral

Dra. Paulina Aliaga Sancho

Decano del Colegio Escuela de Odontología

PhD. Hugo Burgos

Decano del Colegio de Postgrados

Quito, 03 de diciembre de 2021

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Así mismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombre: Paola Alexandra Guerra Corral

Código del estudiante: 0203422

C.I.: 171082645-2

Lugar y fecha: Quito, 3 de diciembre de 2021

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

DEDICATORIA

A mi esposo Nelson. Por su respaldo y confianza depositada en mí. Te dedico este trabajo de investigación, que sin ti no hubiera sido posible realizarlo.

AGRADECIMIENTOS

A Dios primeramente por poner en mi la convicción de que para el que cree, todo le es posible.

A mi director y maestro, Cristian Abad. Por guiarme en el desenvolvimiento de esta investigación, por su paciencia desde el inicio y por su constante apoyo.

A Nancy Mena por compartir sus experiencias adquiridas en el transcurso del tiempo.

A la Universidad Politécnica Nacional, por su colaboración en el desarrollo de la parte práctica de la investigación a cargo del Ing. Jonathan Castro. Además, mi madre, que siempre me enseñó que la educación no tiene límites.

A la Universidad San Francisco por permitirme alcanzar mi meta. A mis docentes y colegas, por su deseo de compartir.

A mis compañeros de posgrado, que no miraron por su bienestar individual, sino que sembraron la visión de ver a todos finalizando esta meta

A la participación del Ing. Alexis Sola en el análisis de los datos.

A mi esposo Nelson, por su incondicional apoyo.

RESUMEN

Dentro de los materiales dentales cerámicos utilizados para realizar restauraciones libres de metal se encuentra el dióxido de zirconio, teniendo excelentes cualidades estéticas, destacando al mismo tiempo su biocompatibilidad y propiedades mecánicas de alta resistencia. El propósito de este estudio fue de identificar algún cambio en la resistencia a la fractura de restauraciones en dióxido de zirconio monolítico (InCoris TZI, Dentsply Sirona, USA), después de haber sido sometido a dos diferentes unidades térmicas de sinterización. La preparación coronaria del primer premolar superior derecho fue escaneada en un modelo maestro. Veinte réplicas de coronas fueron realizadas con el sistema de diseño asistido por computador y maquinado asistido por computador (CAD/CAM). Las muestras fueron sinterizadas en diferentes tiempos y hornos (n=10 por grupo), correspondiendo el grupo 1 para el horno CEREC SpeedFire (Dentsply Sirona) a una temperatura máxima de sinterización de 1600° C, con un tiempo de 15 minutos y el grupo 2 para el horno InFire HTC (Dentsply Sirona) a una temperatura máxima de sinterización de 1650° C, cuyo tiempo de sinterización fue de 8 horas. Cada una de las coronas fueron sometidas a una carga máxima de compresión registrada en Newtons (N) y un control de desplazamiento con una velocidad de 1mm/min. La comprobación se inicia al verificar que no exista valores atípicos extremos, según el método de Tukey. El grupo 1 presentó una media de 1222,8 N y una desviación estándar de 136,91 N. El grupo 2 obtuvo una media de 1068,5 N y una desviación estándar de 316,39 N. Tanto el grupo 1 y el grupo 2 superan el nivel de significancia impuesto del 0,05. Los resultados indican que hay un comportamiento normal ante la variable de carga a la compresión. Concluyendo que no existe una diferencia significativa entre la media de carga a la compresión de las muestras del Grupo 1 y Grupo 2.

Palabras clave: zirconio; sinterización; compresión; resistencia a la fractura; resistencia a la transformación.

ABSTRACT

Among the ceramic dental materials used to make metal-free restorations is zirconium dioxide having excellent aesthetic qualities, highlighting at the same time its biocompatibility and high resistance mechanical properties. The purpose of this study was to identify any change in the resistance to fracture of restorations of monolithic zirconium dioxide (InCoris TZI, Dentsply Sirona, USA), after having been subjected to two different sintering heat units. The coronary preparations of the upper right first premolar was scanned on a master cast. Twenty replicas of crowns were made with the computer aided design and computer aided machining (CAD / CAM) system. The samples were sintered at different times and furnaces (n = 10 per group), corresponding group 1 for the CEREC SpeedFire furnace (Dentsply Sirona) at a maximum temperature of 1600° C, with a sintering time of 15 minutes and the group 2 for the inFire HTC furnace (Dentsply Sirona) at a maximum sintering temperature of 1650°C, whose sintering time was 8 hours. Each of the crowns were subjected to a maximum compression load recorded in Newton (N) and a displacement control with a speed of 1mm / min. The check starts by verifying that there are no extreme outliers, according to the Tukey method. Group 1 had a mean of 1222.8 N and a standard deviation of 136.91 N. Group 2 had a mean of 1068.5 N and a standard deviation of 316.39 N. Both group 1 and group 2 exceed the imposed significance level of 0.05. The results indicate that there is a normal behavior before the compression load variable. Concluding that there is no significant difference between the mean compression load of the samples from Group 1 and Group 2.

Key words: zirconia; sintering; compression; fracture strength; transformation toughening.

TABLA DE CONTENIDO

| | |
|--|----|
| HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN | 2 |
| © DERECHOS DE AUTOR..... | 3 |
| DEDICATORIA | 5 |
| AGRADECIMIENTOS..... | 6 |
| RESUMEN | 7 |
| ABSTRACT | 8 |
| 1 INTRODUCCIÓN..... | 11 |
| 1.1 JUSTIFICACIÓN..... | 12 |
| 1.2 Objetivos..... | 13 |
| 1.2.1 Objetivo general..... | 13 |
| 1.2.2 Objetivos Específicos. | 13 |
| 1.3 Hipótesis de trabajo..... | 13 |
| 1.3.1 Hipótesis nula..... | 13 |
| 2 REVISIÓN DE LA LITERATURA | 14 |
| 2.1 Generalidades..... | 14 |
| 2.1.1 Transformación martensítica..... | 15 |
| 2.1.2 Generaciones de zirconio | 16 |
| 2.2 El Dióxido de Zirconio | 19 |
| 2.2.1 InCoris TZI..... | 20 |
| 2.3.- Unidades térmicas de sinterización | 21 |
| 2.4 Propiedades mecánicas | 24 |
| 3 METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN | 26 |
| 3.1 Elaboración de las muestras..... | 26 |
| 3.2 Proceso de escaneo y diseño de las muestras..... | 26 |
| 3.3 Proceso de fresado..... | 29 |
| 3.4 Sinterización..... | 29 |
| 3.5 Prueba de resistencia a la fractura..... | 30 |
| 4 RESULTADOS | 33 |
| 4.1.- Evaluación y análisis estadístico | 33 |
| 4.1.2 Análisis descriptivo | 33 |
| 5 DISCUSIÓN..... | 36 |
| 6 CONCLUSIONES..... | 42 |
| 7 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 43 |

INDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| TABLA # 1.1 Generaciones de zirconio..... | 16 |
| TABLA # 4.1 Resultados estadísticos descriptivos..... | 34 |
| TABLA # 4.2 Gráficos de media..... | 36 |

INDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| FIGURA 2.1 Patrones cristalográficos del zirconio..... | 14 |
| FIGURA 2.1.1 Mecanismo de frenado de propagación de grietas de óxido de zirconio..... | 16 |
| FIGURA 2.2.1 Bloque y disco InCoris TZI Sirona para sistema CAD/CAM CEREC..... | 21 |
| FIGURA 2.3 Hornos para el proceso de sinterización | 23 |
| FIGURA 3.1 Modelo Tipodonto maxilar prefabricado..... | 26 |
| FIGURA 3.2 Programa de Diseño CEREC..... | 27 |
| FIGURA 3.3 Delimitación de la línea de terminación cervical..... | 27 |
| FIGURA 3.4 Determinación del diseño de la estructura protésica | 28 |
| FIGURA 3.5 Diseño en el software listo para el proceso de maquinado..... | 28 |
| FIGURA 3.6 Diseño en el software listo para el proceso de maquinado..... | 29 |
| FIGURA 3.7 Muñón metálico para prueba de compresión | 30 |
| FIGURA 3.8 Ensayo de compresión | 31 |
| FIGURA 3.9 Ensayo de compresión con máquina de compresión | 32 |
| FIGURA 4.1 Gráfico de caja y bigotes. Grupo 1 y 2 | 34 |

1 INTRODUCCIÓN

Hoy en día, la exigencia de tratamientos estéticos, además de rápidos y predecibles, lleva al uso de restauraciones completamente cerámicas y por supuesto con una mayor resistencia mecánica, siendo el óxido de zirconio una alternativa excepcional en rehabilitaciones integrales funcionales.

Al hablar de zirconio en Odontología, nos referimos al óxido de zirconio que también se puede denominar zirconia o circonia. Este material ha despertado gran interés por sus extraordinarias propiedades físicas combinadas con una estética superior a las aleaciones metálicas.

Existen diferentes criterios a los que el clínico está sometido en el día a día de la consulta al momento de elegir el tipo de material cerámico. Por un lado, al escoger coronas totalmente cerámicas estamos buscando estética, especialmente si nos referimos al sector anterior y por otra parte es importante conocer el medio oral, que está sometido a fuerzas oclusales tanto funcionales como parafuncionales.

Bajo estos parámetros se ha considerado al dióxido de zirconio en la práctica dental como una porcelana de alta resistencia. Esto se debe a la presencia de un mecanismo de transformación martensítica que favorece no solo en la resistencia a la flexión sino también en la resistencia a la fractura.

Es importante mencionar que hay factores que influyen en la resistencia a la fractura del dióxido de zirconio como son el tamaño del grano, la temperatura y el tiempo de sinterización, los cuales se encuentran relacionados entre sí. Debido a que las propiedades mecánicas son afectadas por diferentes factores, es indispensable tener el conocimiento profundo de los materiales con que trabajamos ya que dichos

materiales estarán actuando directamente en la boca de nuestros pacientes y que va a permanecer en este ambiente durante varios años.

El presente estudio pretende comparar la resistencia a la fractura de 20 restauraciones monolíticas de dióxido de zirconio translúcido, elaboradas con bloques de zirconia y sinterizadas en 15 minutos en el horno CEREC SpeedFire (Dentsply Sirona) y en 8 horas en el horno InFire HTC (Dentsply Sirona).

1.1 JUSTIFICACIÓN

Actualmente hay una tendencia en el campo clínico de realizar procedimientos mínimamente invasivos, que nos lleven a una sencilla fabricación de restauraciones dentales y sobre todo se espera que los materiales cumplan con un buen desempeño biomecánico. Una de las características del óxido de zirconio monolítico para restauraciones en el sector posterior y que lo hace muy atractivo en el campo de la odontología es su resistencia a la fractura.

La fabricación de restauraciones dentales con óxido de zirconio ha tenido que seguir procesos de sinterización tradicionales que involucran protocolos de largo tiempo en donde el material es predominantemente opaco.

Debido a la gran demanda por parte de los pacientes para ser tratados en el menor tiempo clínico posible, y por causa de la rentabilidad de las restauraciones dentales hechas por sistema CAD/CAM en una cita, se ha visto la necesidad de crear nuevos protocolos de sinterización. Por lo tanto, existe la necesidad de establecer nuevos parámetros de sinterización del óxido de zirconio, que ayuden a reducir el tiempo de trabajo sin que la microestructura y las propiedades del material sean afectadas.

Por esta razón, el estudio “in vitro” es necesario llevarlo a cabo para evaluar si las propiedades del óxido de zirconio, son afectadas al pasar por dos diferentes unidades de sinterización. Además, por medio de este estudio in vitro con restauraciones dentales de zirconio monolítico translúcido, realizadas en el sistema CAD/CAM, se podrá demostrar si la resistencia a la fractura es igual o cambian en los dos diferentes hornos: CEREC SpeedFire (Dentsply Sirona) y en el horno InFire HTC (Dentsply Sirona), siguiendo las especificaciones del fabricante en relación con la temperatura aplicada de 1600° C y 1650° C respectivamente.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general.

Comparar la resistencia a la fractura de restauraciones monolíticas en dióxido de zirconio translúcido, sometidas a diferentes unidades de sinterización.

1.2.2 Objetivos Específicos.

1. Cuantificar la resistencia a la fractura de restauraciones monolíticas sinterizadas en un tiempo de 15 minutos, a 1600°C, en el horno CEREC SpeedFire (Dentsply Sirona).
2. Cuantificar la resistencia a la fractura de restauraciones monolíticas sinterizadas en un tiempo de 8 horas, a 1650°C, en el horno InFire HTC (Dentsply Sirona).

1.3 Hipótesis de trabajo

1.3.1 Hipótesis nula.

No se encuentran diferencias significativas en los valores de resistencia a la fractura en las restauraciones monolíticas translúcidas de dióxido de zirconio sinterizadas en dos diferentes unidades.

2 REVISIÓN DE LA LITERATURA

2.1 Generalidades

Dentro de las variedades de cerámicas utilizadas para restauraciones dentales libres de metal se encuentra el dióxido de zirconio. Presentando excelentes propiedades mecánicas y en la actualidad la posibilidad de realizarlas con un aspecto más similar al diente natural, destacando al mismo tiempo su biocompatibilidad (1,2).

Como materia prima, el zirconio es un material suave, dúctil y brillante. Después de un largo y costoso proceso el zirconio puro es transformado en dióxido de zirconio, para ser utilizado en el campo odontológico. Después de un proceso de purificación y producción, el zirconio se encuentra disponible como un polvo cristalino blanco de alta fusión. El zirconio es un material inestable y polimórfico que puede estar organizado en tres diferentes patrones cristalográficos dependiendo de la temperatura. A temperatura ambiente y al calentar hasta 1170°C , la simetría es monoclinica. La estructura es tetragonal entre 1170 y 2370°C y cúbica por encima de 2370°C y hasta el punto de fusión (1,2,3,4,5).

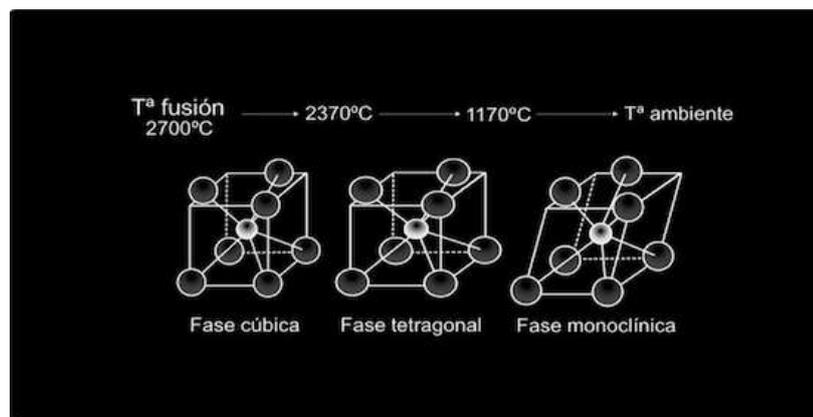


Figura 2.1 Patrones cristalográficos del zirconio

2.1.1 Transformación martensítica

El zirconio se encuentra estable en la fase monoclinica al estar a temperatura ambiente. La transformación de la fase tetragonal a la monoclinica es conocida también como transformación martensítica o transformación resistente, en donde se produce un aumento de volumen de aproximadamente del 4% (1,2). Debido al aumento de volumen en esta fase de transformación, no es posible producir cerámicas sinterizadas de zirconio puro ya que se produce un aumento de tensión y presencia de fisuras en la estructura cerámica. Para prevenir la transformación de la fase tetragonal a la fase monoclinica o fase de transformación martensítica, durante el proceso de enfriamiento, se añaden óxidos estabilizadores a la red de cristales de zirconio. La expansión volumétrica se encuentra restringida por la presencia de los materiales circundantes cuyo resultado es un esfuerzo de compresión que actúa sobre las superficies de la fisura obstaculizando su propagación (6).

El endurecimiento de la fase de transformación se origina por dos mecanismos. Uno de ellos aparece en la transformación de la fase tetragonal a monoclinica, por la presencia de micro fisuras debido al aumento en volumen de los cristales monoclinicos. Además, esta transformación se puede presentar por un elevado esfuerzo de tracción en la punta de una fisura en crecimiento. La tensión de tracción hace que la presión de la matriz alrededor de las partículas de zirconio disminuya, provocando que la fase tetragonal se transforme en fase monoclinica (1).

Por el aumento en volumen de los cristales monoclinicos se presenta una tensión compresiva localizada en la punta de las fisuras. Debido a la compresión de los bordes de la fisura, esta no puede aumentar su crecimiento, lo que se conoce como un comportamiento de transformación (1,2).

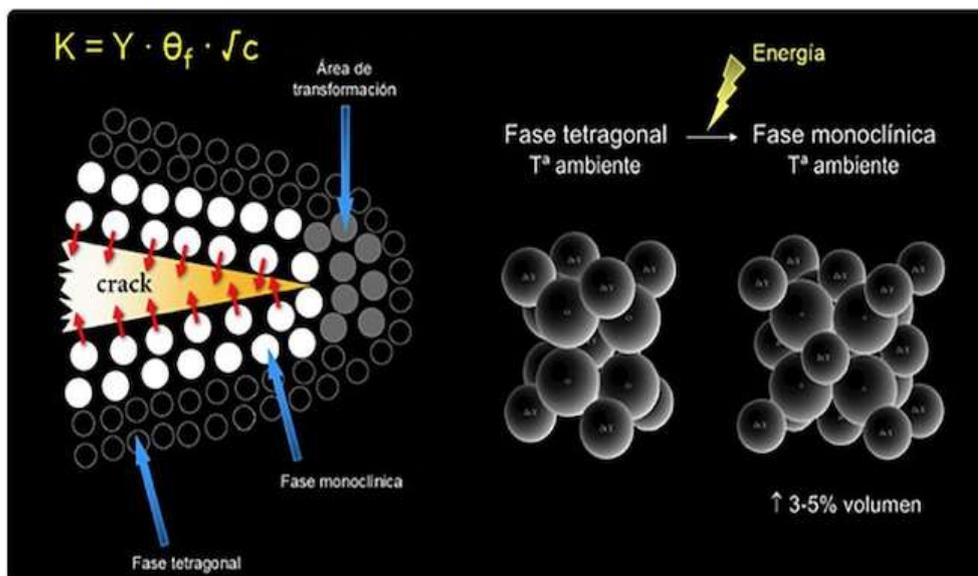


Figura 2.1.1 Mecanismo de frenado de propagación de grietas del óxido de zirconio

2.1.2 Generaciones de zirconio

Existen algunas variedades de zirconio que cambian de acuerdo con la cantidad de aditivos o dopantes que se agregan (1). El primer zirconio dental fue estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP) de 3 mol % (mol es la cantidad de materia que poseen las partículas), tiene la característica de ser bajo en porosidad y alto en densidad (4).

| Generación | Composición | Característica | Perfil de sinterización |
|--------------------------------|---|--|---|
| Primera generación de zirconio | 3Y-TZP (3 mol% yttrium tetragonal zirconia polycrystal) 0.25 wt% Alúmina | Alta opacidad Tamaño del grano: rango de ~ 0,5 a 1 μm , | Modificación con el tiempo de sinterización |
| Segunda generación de zirconio | 3Y-TZP Reducción en la concentración de alúmina | Insuficientemente estética Tamaño del grano: rango de ~ 0,5 a 1 μm , | Sinterización a alta temperatura |
| Tercera generación de zirconio | 4Y-PSZ (4 mol% partially stabilized zirconia) 5Y-PSZ (5 mol % partially stabilized zirconia) | Translucidez mejorada Resistencia y tenacidad disminuida Tamaño del grano: ~ 1,5 μm | |

Tabla 1.1. Generaciones de zirconio

El zirconio tetragonal, parcialmente estabilizado, desarrollado hace 15 años es el zirconio convencional de primera generación. Teniendo como uno de los mayores retos de este material la opacidad, debido a que existen muchas estructuras de cristales pequeños que impiden el paso de la luz (1,2,3,7).

Para alcanzar un mejor resultado estético con el zirconio de primera generación, se desarrollaron restauraciones de coronas con estructura de zirconio recubiertas con materiales vitrocerámicos. El inconveniente que se presentó fue la diferencia de coeficientes de expansión térmica tanto para el material de la estructura como para el material de recubrimiento. Esto ocasionó el desprendimiento de la cerámica al presentarse tensiones internas y externas debido a la fuerza masticatoria. Para evitar el riesgo del desprendimiento de la cerámica de recubrimiento, se sometió el zirconio a un proceso monolítico, en donde monolítico proviene de una palabra griega conocida como piedra única. Por tanto, una restauración monolítica es aquella que no presenta un recubrimiento cerámico. Además, estas restauraciones proporcionan un equilibrio de versatilidad y simplicidad y se recomiendan para el sector posterior (8).

También existen bloques de zirconio monocromático refiriéndose a un solo color y de múltiples capas o diferentes tonos, donde la translucidez se observa más hacia la zona incisal u oclusal (1).

En el zirconio convencional, es decir, de primera generación se pretende mejorar la translucidez por lo que se requiere un aumento en la temperatura de sinterización. Es así que a mayor temperatura de sinterización mayor es la translucidez. La desventaja es que, al aumentar el tamaño del grano, el material pierde resistencia. Por lo que puede mantenerse en temperatura de sinterización de 1600°C pero con una

disminución de la resistencia a la flexión. En la actualidad, la temperatura de sinterización del zirconio es menor a 1600°C (1).

En 2012, después de la primera generación de zirconio apareció el zirconio de la segunda generación con la modificación del nivel molecular. En esta generación, los granos de óxido de aluminio cambian en número y tamaño durante su proceso. De esta manera la transmisión de la luz es mayor, logrando estabilidad a largo plazo con una mayor resistencia (1).

Para mejorar la translucidez en las cerámicas monolíticas, esta nueva generación fue refinada de una manera drástica y sometida a altas temperaturas para eliminar la porosidad. La temperatura de sinterización requerida para obtener una mayor translucidez del material se elevó a 1530° C con un tiempo de proceso de 6 horas (1).

Al reducir el tamaño del grano e incrementar la densidad del material, la translucidez mejora. Es necesario que la temperatura de sinterización disminuya a 1450°C en un tiempo menor de 2 horas. La translucidez puede aumentar si se mantiene el grano de zirconio en un tamaño por debajo de 100 nm mientras se van eliminando defectos como son los poros en el material (1).

En la actualidad existen protocolos de sinterización como una alta temperatura que va de 1510 a 1550° C con un tiempo de espera sobre las 6 horas, que aseguran una adecuada densidad del material (1,9,10).

En la siguiente generación de zirconio monolítico se establece el objetivo de disminuir la opacidad. La diferencia entre la segunda y la tercera generación es un estado meta estable en la fase tetragonal que además incluía una fase cúbica en proporción mayor al 53%. Entonces se introdujo el zirconio de tercera generación en el

International Dental Show (IDS) 2015 (1). A esta nueva generación se la conoce como una estructura de zirconio tetragonal y mixta totalmente estabilizada (1). Para alcanzar el proceso de estabilización se agregó un mayor contenido de itrio a la fase cúbica. Esta presentación mejoró la translucidez, ya que los cristales cúbicos presentaban mayor volumen que los cristales tetragonales con una menor difusión de la luz, pero la resistencia a la fractura fue potencialmente disminuida. Los materiales de mayor translucidez (5Y-PSZ partially stabilized zirconia) presentan granos de mayor tamaño (1.5 μm) en comparación con los de la primera y segunda generación en donde el tamaño de los granos oscila en un rango de 0.5 a 1 μm provocando la opacidad del material. Se considera que el zirconio de primera y segunda generación tiene un valor alto de resistencia de acuerdo a la norma ISO 6872, en contraste con el zirconio de tercera generación en donde el valor de resistencia es menor a 1000 MPa. (1,7,11).

2.2 El Dióxido de Zirconio

El polvo de dióxido de zirconio es procesado mecánicamente para dar lugar a bloques prensados en diferentes formas, para luego ser procesados por medio de un diseño asistido por ordenador y la fabricación asistida por un ordenador (CAD-CAM) (1).

Mediante la tecnología CAD/CAM los bloques de zirconio se pueden fresar usando dos diferentes procedimientos, cuando se encuentra en un estado blanco parecido al de una tiza se realiza el “soft-milling” o fresado suave con bloques presinterizados y el “hard-milling” cuando los bloques se encuentran en un estado de completa sinterización (HIP: Hot Isostatic Pressing), o Prensado Isostático Caliente, que consiste en la aplicación de alta presión equitativamente en todos los lados, manteniendo la geometría de la cerámica (1). En el estado blanco el zirconio debe ser sinterizado para obtener la dureza y resistencia final, en cambio, el zirconio sinterizado

(HIP) presenta la ventaja de ser altamente resistente, pero debido a su largo proceso y el uso de maquinarias especiales no es posible encontrarlo en el mercado (1).

Muchos de los sistemas CAD-CAM hacen uso del zirconio en un estado blanco, para lo cual es necesario hornos especiales de un costo elevado para que después de la sinterización se logre una completa densidad (1,10).

Durante el proceso de sinterización la estructura sufre una contracción aproximada del 20 al 30%. Dependiendo de la generación del zirconio se pueden alcanzar valores de resistencia sobre los 1000 MPa (1).

2.2.1 InCoris TZI

InCoris TZI se presenta tanto en bloques como en discos. De acuerdo a su fabricante estos pueden presentarse parcialmente sinterizados para luego ser usados con sistemas CAD/CAM in Lab, es decir producción en laboratorio y CEREC “chairside” cuando la elaboración de restauraciones individuales o puentes se realiza en una sola sesión, distribuida en tres fases: digitalización de la preparación dental obtenida por medio de un escáner, procesamiento de datos, diseño por computadora de la estructura y fresado de los bloques prefabricados para finalmente ser sinterizados a la densidad máxima (12,13).

Además de contener óxido de zirconio ($\geq 99,0\%$), en su composición química se encuentra el óxido de ytrio (4,5-6%), dióxido de hafnio ($\leq 5\%$), óxido de aluminio ($\leq 0,5\%$) y otros óxidos ($\leq 0,5\%$). Dentro de sus características tiene una densidad de $6.08 \pm 0.2 \text{ g cm}^{-3}$, resistencia a la flexión mayor a 900MPa y tenacidad a la fractura de $\geq 5 \text{ MPa m}^{1/2}$ (12).

Los bloques InCoris TZI se los puede encontrar en tres diferentes tamaños: 1) mono L 20 X 19 X 15,5 mm de largo, ancho y alto respectivamente; 2) bloques de 40/19

y 3) bloques de 55/19. Dentro de las alturas disponibles de presentación en disco se encuentran: 13mm, 16mm y 22mm con un diámetro de 98,5mm. En cuanto al color, InCoris TZI viene en la gama de colores VITA. Además, es posible colocar tintes en las restauraciones InCoris TZI. Los colorantes líquidos se los encuentra disponibles en 16 colores clásicos desde A1 a D4 (12).

En este estudio se utilizó un bloque de dióxido de zirconio InCoris TZI mono L color A2 (Dentsply Sirona, York, PA).



Figura2.2.1 Bloque y disco de inCoris TZI Sirona para el sistema CAD/CAM CEREC

2.3.- Unidades térmicas de sinterización

El proceso de sinterización consiste en la aplicación de calor, para que las partículas de la cerámica alcancen el mayor grado de cohesión y con ello obtengan una estructura química ordenada, con propiedades físicas y mecánicas apropiadas, que le permitan a la restauración dental ser usada (14).

El horno de sinterización CEREC SpeedFire (Dentsply Sirona) es adecuado para la sinterización, pintura y vitrificación de cerámicas de óxido de zirconio, así como

para la pintura y vitrificación de cerámicas de vidrio. Solo se permite realizar procesos de tratamiento térmico que se envíen al equipo como pedido desde el software CAD/CAM de Sirona. Los tratamientos térmicos deben aplicarse exclusivamente a las restauraciones y los materiales asignados por el software. Además, el tiempo de sinterización del dióxido de zirconio va a depender de la pieza dentaria que se está trabajando y su volumen o tamaño. En este estudio de investigación el tiempo de sinterización fue de 15 minutos (16).

El tratamiento térmico es asignado automáticamente por el software CAD/CAM y depende del material y de las dimensiones de la restauración. El control de la temperatura y los tiempos de proceso resultantes son responsabilidad del fabricante del material en cuestión, tomando en cuenta que la temperatura máxima de sinterización alcanza los 1600°C. Todos los programas están validados por los fabricantes del material y habilitados para su uso en CEREC SpeedFire (16).

El horno de altas temperaturas InFire HTC (Dentsply Sirona) sirve exclusivamente para sinterizar óxidos cerámicos de uso odontológico hasta 1650° C (15). Este horno permite una sinterización de larga duración que es la clásica, en donde no es necesario precalentar el horno. El tiempo de sinterización total para el dióxido de zirconio con este horno es de 8 horas (15).

El fabricante recomienda la sinterización de las restauraciones de InCoris TZI cuando están secas, de tal manera que los hornos de Sirona InFire HTC, CEREC SpeedFire presentan un programa con función de secado previo. Es importante que el proceso de sinterización sea realizado en un horno exclusivo de Sirona de acuerdo a la recomendación del fabricante (12).



Figura 2.3.- Hornos para el proceso de sinterización: A) CEREC SpeedFire y B) Sirona InFire HTC

2.4 Propiedades mecánicas

En comparación con otras cerámicas dentales, el dióxido de zirconio presenta la más alta tenacidad de fractura de 6-10 MPa m^{1/2}, una resistencia a la flexión de 900-1200 MPa, una resistencia a la compresión de 2000 MPa (3,4,5). En orden para entender lo que implica una fractura en un material cerámico de naturaleza frágil, es importante explorar los fundamentos de la mecánica de fractura, los mismos que se basan en la ciencia que estudia la distribución de esfuerzos en objetos que contienen grietas o defectos. La aplicación de una carga sobre cualquier sólido da como resultado inicial una deformación elástica reversible que puede ir seguida de una fractura con poca o ninguna deformación plástica o una fractura precedida por una deformación plástica considerable (17).

Definiéndose a la fractura como la separación o fragmentación de un cuerpo sólido en dos o más partes bajo la acción de un dado estado de cargas (18). La resistencia a la fractura o más conocida como tenacidad de fractura es la resistencia del material cerámico al crecimiento de una grieta, la cual esta primordialmente controlada por el mecanismo de resistencia a la transformación, dependiendo del tamaño del grano, la temperatura de sinterización y el contenido de Ytrio (17).

Todo material cerámico, así como la zirconia dental, puede fallar por una fractura asociada con la fragilidad del material, que se origina en los defectos que se generan durante el procesamiento o durante el uso (17). Debido a la presencia en su estructura de un mecanismo llamado de resistencia a la transformación, las propiedades mecánicas del óxido de zirconio han sido mejoradas (19). Este mecanismo juega un papel importante en la tenacidad de fractura y la resistencia, teniendo como finalidad evitar la formación y propagación de grietas (20).

Actualmente, existe una tendencia en la clínica dental de realizar procedimientos mínimamente invasivos, para una rápida fabricación de restauraciones dentales y con materiales que presenten un buen desempeño biomecánico.

3 METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

Para la realización de este estudio in vitro, se analizaron veinte restauraciones fabricadas a partir de bloques de dióxido de zirconio monolítico translúcido pre-sinterizado (InCoris TZI, Dentsply Sirona). Las veinte coronas fueron asignadas aleatoriamente en dos grupos de 10 muestras cada una de la siguiente forma:

- Grupo 1 en el horno SpeedFire (Dentsply Sirona)
- Grupo 2 en el horno InFire HTC (Dentsply Sirona)

3.1 Elaboración de las muestras

Las restauraciones fueron realizadas a partir de bloques de dióxido de zirconio mediante el sistema CAD-CAM. Este sistema está constituido por tres fases: la digitalización de la preparación dental obtenida por medio de un escáner, procesamiento de datos, diseño por computadora de la restauración y el fresado de los bloques prefabricados.

3.2 Proceso de escaneo y diseño de las muestras

Se utilizó un modelo tipodonto maxilar prefabricado (Ivoclar Vivadent). Se realizó la impresión digital de la preparación dentaria de un primer premolar superior derecho mediante un escáner intraoral (CEREC Omnicam, Dentsply Sirona).



Figura 3.1 Modelo Tipodonto Maxilar prefabricado (Ivoclar Vivadent)

Una vez que la línea de terminación cervical ha sido identificada, el diseño de la restauración fue realizada mediante un software CAD CEREC 5.0 (Dentsply-Sirona, Alemania), el cual analiza los dientes vecinos, propone un diseño anatómico de la futura restauración, el mismo que se puede modificar mediante herramientas variables de desplazamientos, retoques y ajustes de las zonas de contacto.

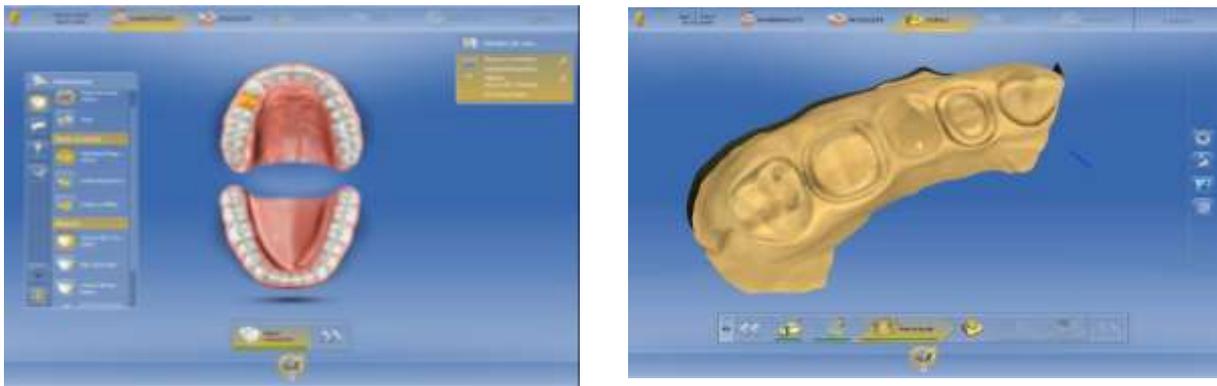


Figura 3.2.- Programa de diseño CEREC (Sirona Dental Systems)



Figura 3.3.- Delimitación de la línea de terminación cervical

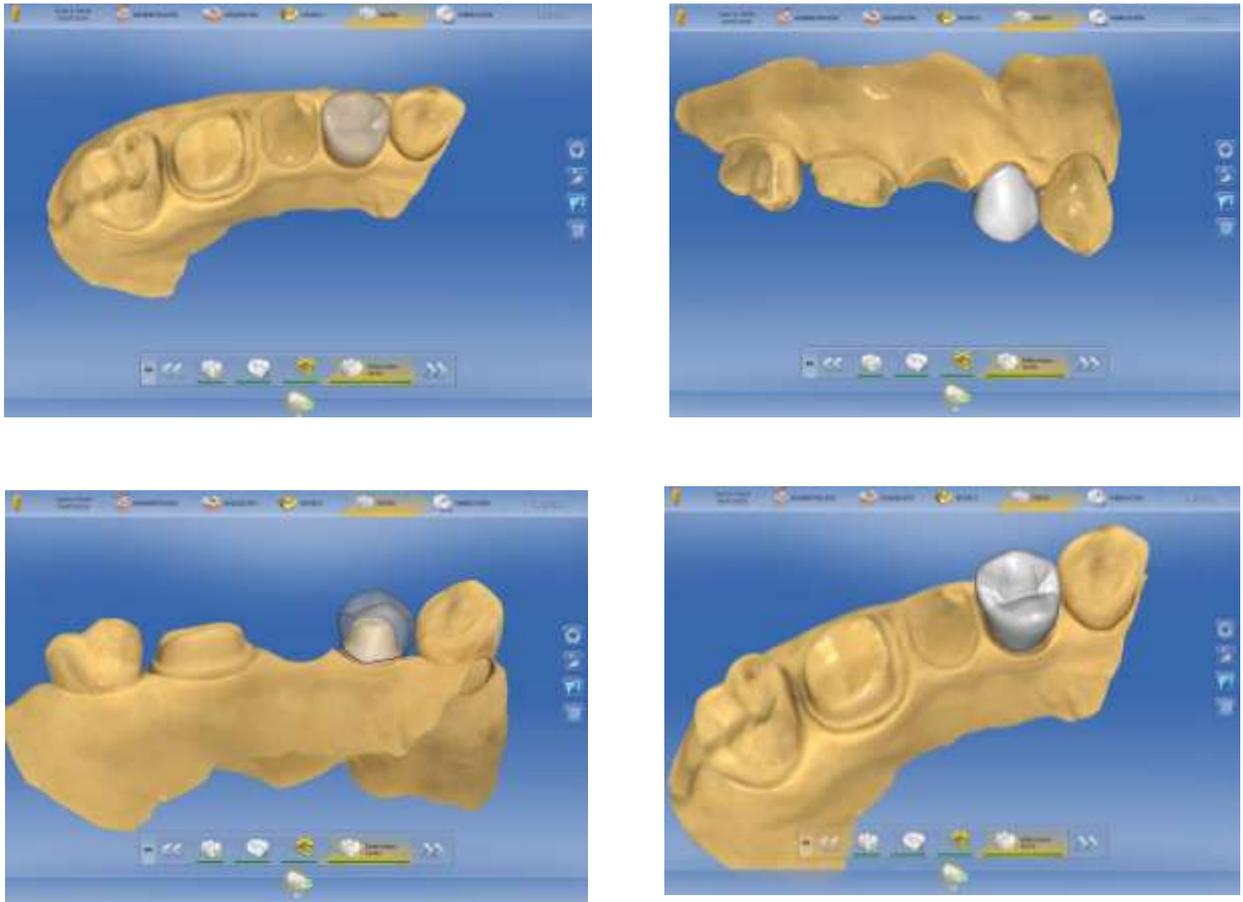


Figura 3.4.- Determinación del diseño de la estructura protésica

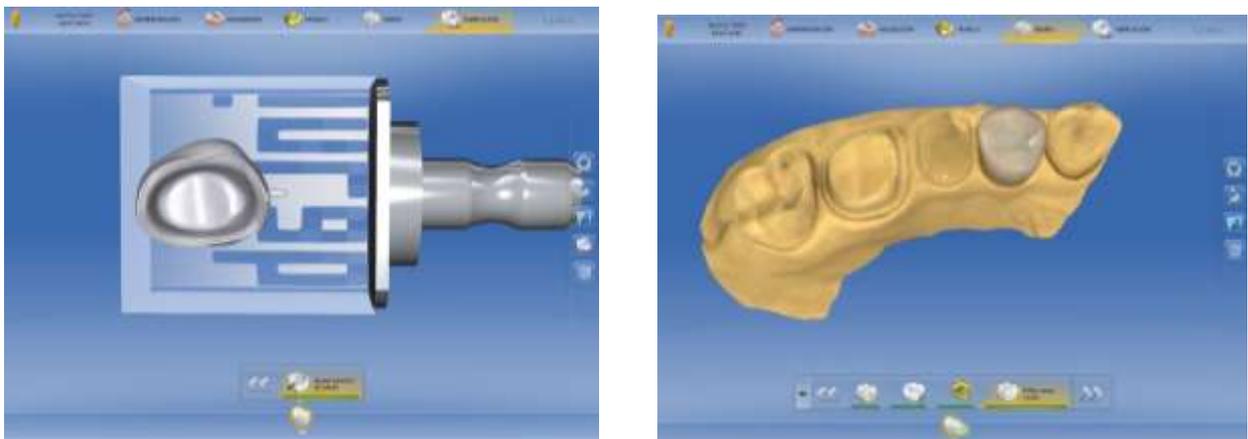


Figura 3.5.- Diseño en el software listo para el proceso de maquinado

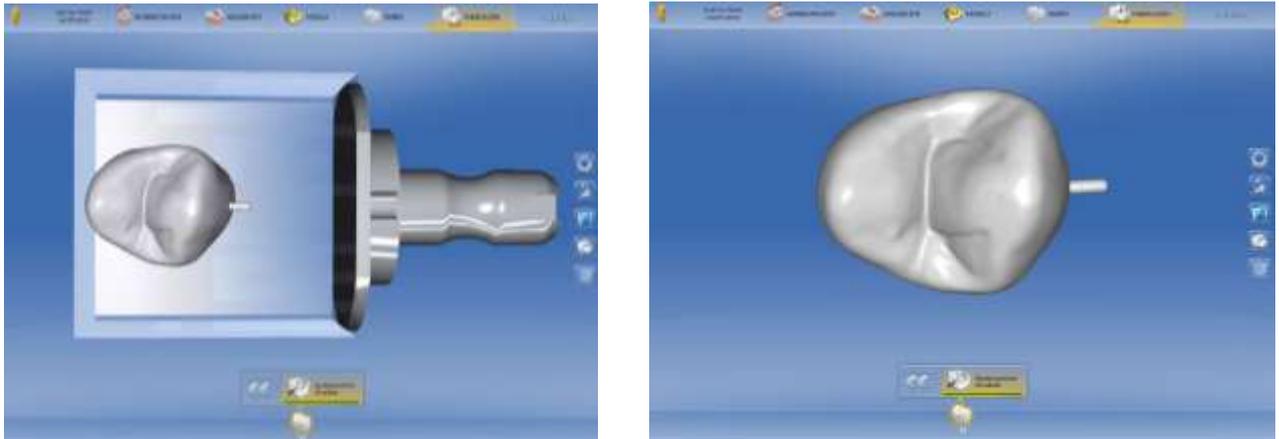


Figura 3.6.- Diseño en el software listo para el proceso de maquinado

3.3 Proceso de fresado

El diseño de la estructura protésica obtenida pasa al equipo de maquinado, que es básicamente un robot controlado por el sistema destinado a procesar los datos de la digitalización y el diseño de la restauración. El bloque InCoris TZI utilizado en el estudio de investigación es 55/19, cuyas dimensiones son 55 mm x 19 mm x 15,5 mm, designadas con la sigla C para corona.

Las restauraciones diseñadas fueron maquinadas con una fresadora compacta (MCXL Premium, Dentsply Sirona), la misma que ofrece una mayor precisión y rapidez por la presencia de 4 ejes que trabajan simultáneamente, para dar como resultado una estructura con amplio detalle anatómico.

3.4 Sinterización

Después del fresado se realizó el proceso de sinterización que consiste en la aplicación de calor, para que las partículas de la cerámica alcancen una estructura química ordenada, con propiedades físicas y mecánicas apropiadas, que le permitan a la restauración dental ser usada.

El bloque que se utilizó fue pre sinterizado, es decir, este fue sometido al calor, pero no dentro del tiempo y la temperatura necesaria, para después llevar las restauraciones fresadas al horno de sinterización rápida (CEREC SpeedFire, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany), las restauraciones del grupo 1 se colocaron por 15 minutos, tiempo que indica el software de acuerdo al volumen de la restauración, alcanzando la temperatura máxima de sinterización de 1600° C. Mientras que las restauraciones del grupo 2 se colocaron en un horno de sinterización convencional (InFire HTC, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany). La temperatura de sinterización máxima de 1650° C obtenida en este último horno, con un tiempo de sinterización de 8 horas (15, 16).



Figura 3.7.-Muñón metálico para prueba de compresión

3.5 Prueba de resistencia a la fractura

Para determinar la resistencia del dióxido de zirconio a la fractura se usó una máquina universal (Tinius Olsen, SuperL 120 Estados Unidos), propiedad de la Universidad Politécnica Nacional. Se llevó a cabo un ensayo de compresión para lo cual fue necesario preparar un muñón metálico de aleación de cromo cobalto a partir

de la corona ya elaborada, para permitir el asentamiento de las restauraciones de óxido de zirconio y realizar la prueba.

Inicialmente se soldó el muñón al aditamento de acero inoxidable de esta forma se obtuvo una mayor estabilidad y fijación de la estructura al momento de ejecutar la presión durante el ensayo. Luego se colocó la corona fabricada sobre el muñón de forma manual por el operador.

El ensayo fue realizado con una célula de carga máxima registrada en Newtons (N) y un control de desplazamiento con una velocidad de 1mm/min. La fractura de cada muestra se realizó mediante una punta estándar (diámetro = 2mm) colocada en la superficie oclusal de cada una de las muestras. Durante el ensayo de compresión se registró continuamente la carga y el desplazamiento experimentado con cada muestra al momento que la punta tocaba el material y provocaba la fractura.



Figura 3.8.- Ensayo de compresión

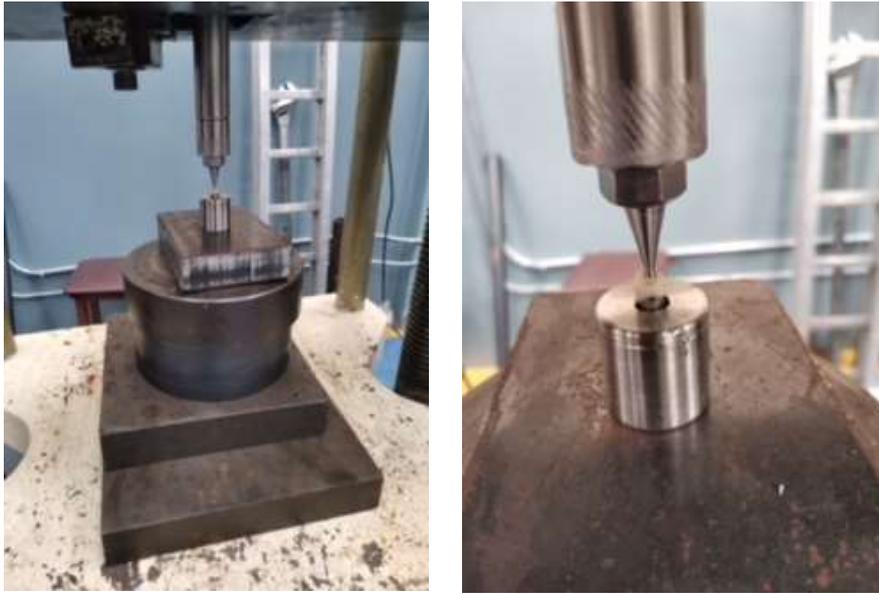


Figura 3.9.- Ensayo de compresión con máquina universal (Tinius Olsen, SuperL 120 Estados Unidos)

4 RESULTADOS

Los datos de carga de cada grupo se introdujeron en una base de datos en el programa SPSS (Statistical Package for Social Science) 22 (IBM Corporation, Estados Unidos), con el fin de realizar los cálculos mediante estadística descriptiva e inferencial.

4.1.- Evaluación y análisis estadístico

4.1.2 Análisis descriptivo

Veinte datos divididos en dos grupos con un número de 10 muestras, cada una de la siguiente forma:

- Grupo 1 (Horno CEREC SpeedFire)
- Grupo 2 (Horno InFire HTC)

Cada grupo de muestras recibió un número de identificación que sigue a continuación:

1. M21.020.01- M21.020.10

2. M21.020.11- M21.020.20

Una vez realizada la prueba de laboratorio en cada una de las muestras, se procedió a la agrupación de los datos obtenidos. La comprobación se inicia en verificar que no existan valores atípicos extremos según el método de Tukey. Esto se observa en la Figura 1. Por tanto, no existen valores atípicos para los dos grupos. Se analizará por consiguiente la estadística descriptiva (Tabla 1).

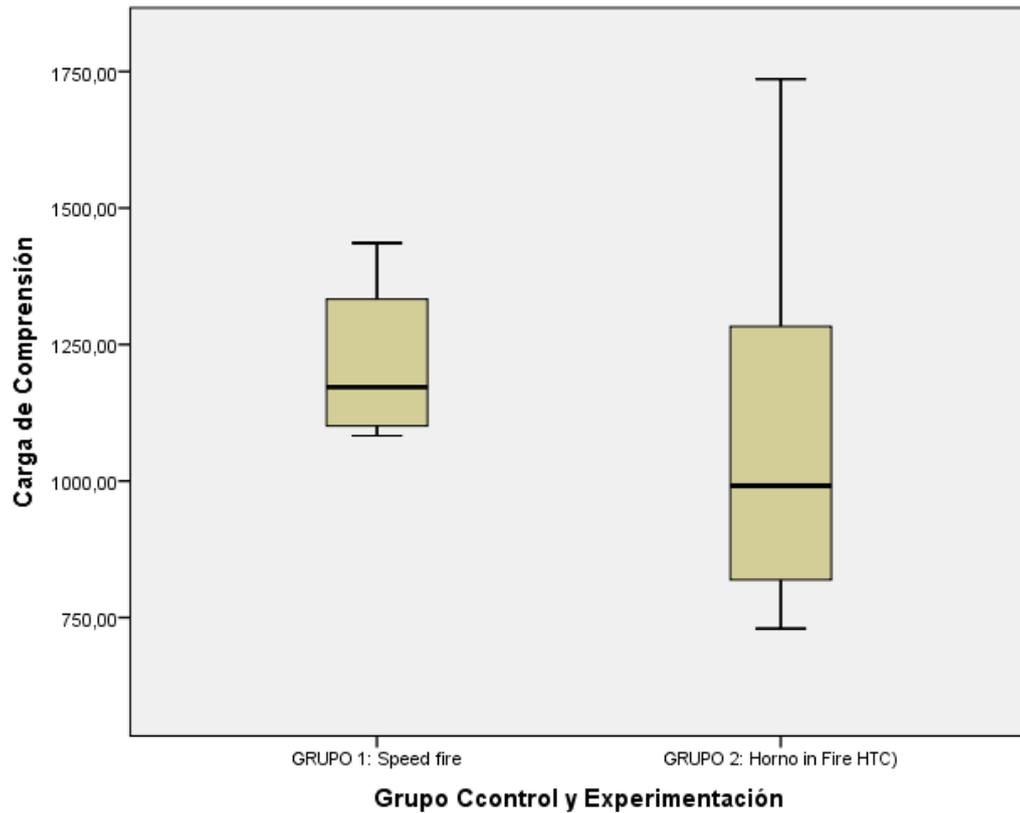


Figura 4.1. Gráfico de caja y bigotes. Datos Grupo 1-2

Tabla 4.1. Resultados Estadísticos Descriptivos- Datos de tendencia Central

GRUPO 1-2

| | Grupo Ccontrol y Experimentación | N | Media | Desviación estándar | Media de error estándar |
|----------------------|----------------------------------|----|--------|---------------------|-------------------------|
| Carga de Comprensión | GRUPO 1: Speed fire | 10 | 1222,8 | 136,90857 | 43,29429 |
| | GRUPO 2: Horno in Fire HTC) | 10 | 1068,5 | 316,38944 | 100,05113 |

¹ Resultados estadísticos descriptivos desacuerdos a los valores de carga compresiva

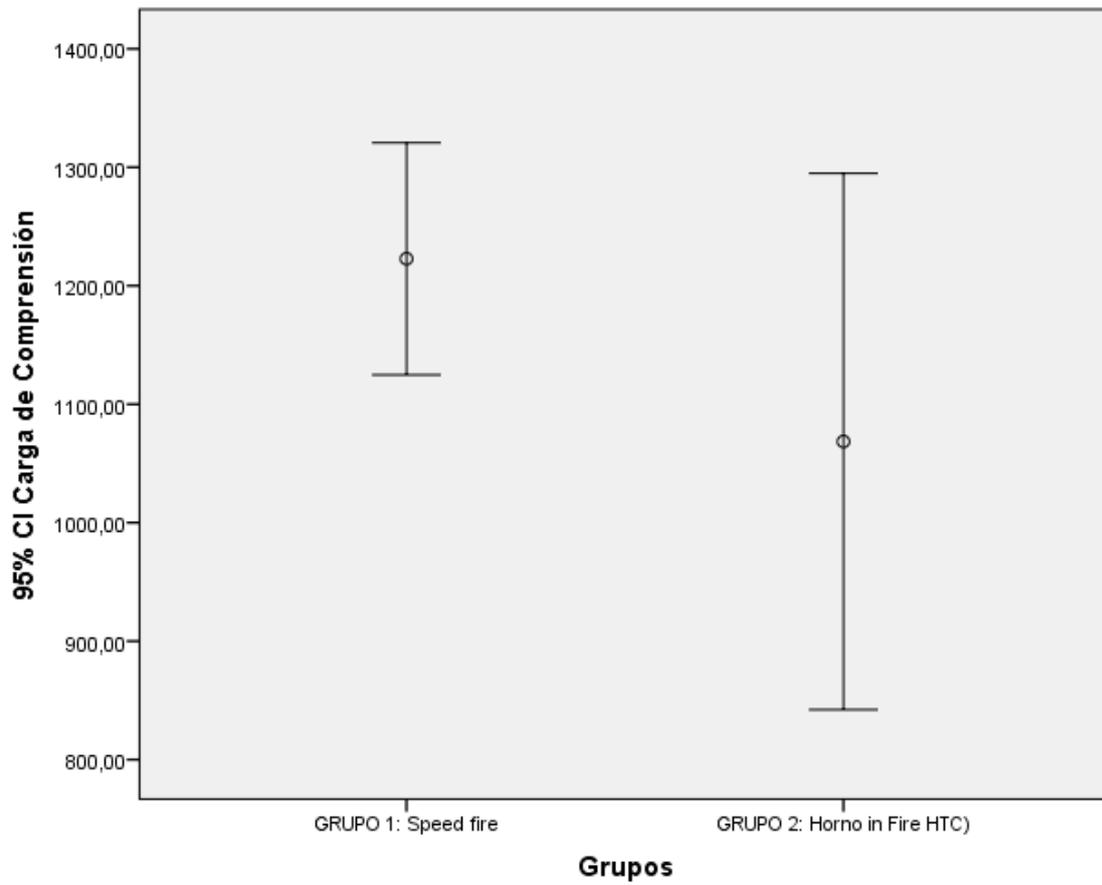


Tabla 4.2. Gráficos de medias. Grupos 1-

5 DISCUSIÓN

Las restauraciones cerámicas libres de metal han sido ampliamente usadas por su biocompatibilidad y potencial estético. Sin embargo, debido a su innata fragilidad se presenta una gran limitación en su extensa aplicación. El dióxido de zirconio presenta una elevada tenacidad (6-10 MPa/m^{1/2}), ya que su microestructura es totalmente cristalina y debido a la presencia de un mecanismo de transformación, permite que los valores de resistencia a la fractura sean mayores en relación con otros materiales cerámicos al incrementarse su volumen e impedir la propagación de la fractura (5). Sun et al. (20), encontró que la falla predominante entre coronas monolíticas de zirconia y de disilicato de litio con coronas estratificadas fue la cerámica de recubrimiento y que la mayor resistencia a la fractura se presentó en la corona monolítica de zirconia. Estudios previos reportaron que la mayor tasa de astillado fue en coronas con estructuras de zirconia recubiertas con materiales feldespáticos o vitrocerámicos translúcidos que usaban la técnica de estratificación manual (21,22,23). Recientemente, Choi et al. (24) utilizó la tecnología CAM para el fresado de bloques cerámicos y prensando cerámicas de vidrio de disilicato de litio sobre estructuras de zirconia en prótesis fija, reportó una resistencia a la fractura comparable a las prótesis fijas de zirconia monolítico y una resistencia a la fractura mayor que el disilicato de litio monolítico. En este estudio, coronas monolíticas de cerámica fueron preparadas de bloques de zirconia pre-sinterizado monolítico (InCoris TZI, Dentsply Sirona) mediante un sistema CAD/CAM, permitiendo que el resultado del diseño sea exactamente el mismo en cada probeta. Al usar coronas monolíticas tomamos el beneficio de los procesos con tecnología CAD/CAM que utilizan un material de alta calidad con un mínimo de defectos en comparación con la técnica de recubrimiento manual (25). El sistema CAD/CAM permite la producción de restauraciones

estandarizadas con costos de producción, mano de obra y tiempo reducidos, siendo el sistema “chairside” un proceso fácil y rápido (8). El diseño de la preparación dentaria, el diseño de la corona y el método de fabricación influyen en la carga de resistencia que ofrece el material cerámico. Estas variables de diseño no pueden ser evaluadas de forma independiente, una alteración en cualquiera de ellas podría causar cambios en las otras variables (26). Lima et al. (27), reportó en su estudio las importantes diferencias que encontró en el diseño de restauraciones protésicas fresadas a través de los sistemas CAD/CAM. Además de lograr una adaptación marginal adecuada, pueden evitarse los riesgos de errores debido al material de impresión, que sufre deformaciones durante la polimerización. Kallala et al. (27) concluyó en su estudio que los sistemas CAD / CAM en el consultorio son una tecnología prometedora que además de ahorrar tiempo también genera una menor dependencia de complicados procesos de laboratorio y una mejor comunicación con el paciente. Los métodos convencionales usados para sinterizar el óxido de zirconio monolítico incluyen proceso a altas temperaturas y tiempos de calentamiento largos que consumen energía y tiempo (4). El rango de temperatura de sinterización más común va de 1400 a 1600°C, dependiendo del fabricante (28). Por otro lado, los parámetros de sinterización pueden afectar también la microestructura y propiedades del material (29). La temperatura de sinterización de 3Y-TZP es normalmente de entre 1350 y 1550°C (30). El dióxido de zirconio utilizado en este estudio alcanzó una temperatura de sinterización de 1600°C en el horno CEREC SpeedFire, en cambio, en el horno InFire HTC la temperatura máxima de sinterización fue de 1650°C. En general, se requiere una estructura de grano fino y uniforme, con alta densidad para que la cerámica alcance buenas propiedades mecánicas. Cabe resaltar que el tamaño del grano del 3Y-TZP es aún más sensible en la transformación martensítica de las fases tetragonal y monoclinica, influyendo de igual manera en las

propiedades mecánicas del mismo (31). Inokoshi et al. (32), abordó el análisis microestructural y reportó un crecimiento significativo del grano en cerámicas 3Y-TZP, a altas temperaturas (1650°C) con un incremento en el tiempo de exposición (2- 4h). A. Borrel et al. (31), mostró que el mecanismo de crecimiento del grano en 3Y-TZP durante la sinterización por microondas difería del obtenido por la sinterización convencional sin presión. Tanto la temperatura como el tiempo de sinterización afectan el tamaño del grano del material, por tanto, si la temperatura de sinterización es alta y el tiempo de sinterización más prolongado, el tamaño del grano será mayor (28). Varios estudios han proporcionado evidencia de que la reducción del tamaño de los granos de zirconio es posible, de manera más efectiva, a través de la sinterización en un tiempo menor a 4 horas (28,31). Actualmente, existen diversos hornos que permiten la realización de restauraciones en un mismo día. El estudio de Li et al. (33) reportó que las cerámicas de zirconia dental se pueden sinterizar rápidamente a 1580°C con un tiempo de permanencia de menos de 20 minutos para lograr un rendimiento clínico adaptable que sea factible para la aplicación en el consultorio en una sola visita. Al usar en este estudio un horno de rápida sinterización, estamos satisfaciendo los requerimientos de la técnica clínica “chairside”, sin afectar las propiedades mecánicas de la cerámica. Además, este método ofrece varias ventajas sobre el método convencional incluyendo una productividad mejorada, ahorro en tiempo y menor consumo de energía.

La resistencia a la fractura es considerada como uno de los factores de mayor importancia para el éxito a largo plazo de las restauraciones dentales. Las restauraciones cerámicas están sometidas a fuerzas de masticación y otros factores en la cavidad oral que pueden afectar las propiedades mecánicas y su resistencia (34). Muchos estudios han informado que la fuerza oclusal va a depender del género, la edad, el sitio de la

medición, incluyendo el sector anterior y posterior lo que da como resultado una considerable diferencia en valores. Sin embargo, una restauración dental debería soportar una fuerza oclusal mayor a 1000 N porque la fuerza oclusal excede a más de 1000 N en parafunción (24). De acuerdo al resultado del test de carga en este estudio (Tabla 2), los dos grupos mostraron valores de resistencia que sobrepasaron los 1000 N. Los hallazgos de este estudio apoyan los hallazgos previamente obtenidos en pruebas de carga tanto de dientes anteriores como posteriores. Aunque los resultados son altamente inestables debido a que cada uno de ellos presenta diferentes variables de experimentación (35). En otros factores que afectan la resistencia, el módulo de elasticidad del material usado para el troquel es un punto importante (35). Kim et al (36) en su estudio obtuvieron una media de resistencia a la fractura que excedía a los 2000 N en coronas de zirconia de incisivos centrales superiores cementados a un troquel metálico con cemento resinoso. Schriwer et al. (37), aplicó una prueba de carga a 19 coronas monolíticas de zirconia de dientes premolares cementada a modelos epoxi, donde las coronas llegaron a una alta resistencia a la carga de 3200N. Muchos estudios han evaluado la resistencia a la fractura de coronas cerámicas sobre diferentes materiales de soporte, considerando que al aumentar el módulo de elasticidad del material aumentará la resistencia a la fractura de las coronas posteriores de cerámica sin metal (35). Este enunciado está de acuerdo con la observación de Scherrer y de Rijk (37), quienes reportaron en su estudio que las cargas de fractura de las coronas de cerámica sin metal aumentaban con el módulo elástico de la estructura de soporte. Por otro lado, el diente natural podría replicar el entorno clínico de forma más precisa si se hubiera elegido como pilar de este estudio. Sin embargo, en el presente estudio se eligió un pilar de aleación de metal de cromo cobalto, ya que los dientes naturales tienen diferentes tamaños, formas y calidades, y la preparación no se puede estandarizar.

Además, los dientes naturales con un módulo elástico más bajo pueden fracturarse cerca del área cervical. Por tanto, en el presente estudio al utilizar un pilar de aleación de cromo-cobalto se obtuvo un mayor módulo de elasticidad y resistencia a la fractura para probar la resistencia a la fractura de los grupos experimentales. Weigl et al. (37) evaluó la resistencia a la fractura en relación con el espesor de la corona y el agente de cementación. De acuerdo a su estudio, las coronas de óxido de zirconio monolítico de 0,5mm de espesor proporcionaron suficiente resistencia y rendimiento in vitro, independientemente del tipo de cementación. En cambio, la resistencia a la fractura de las coronas de óxido de zirconio cementado de 0,2 mm de espesor fue demasiado baja para la aplicación clínica, aunque la unión adhesiva mejoró el rendimiento y la estabilidad. De acuerdo con la información obtenida, los valores de prueba de resistencia a la fractura después de la cementación fueron significativamente más altos en comparación con nuestro estudio que usó grupos con núcleos no cementados, para que el tipo y técnica de cementación no influyan en el comportamiento mecánico de las restauraciones cerámicas definitivas (8). El aumento significativo en los datos de carga de fractura para núcleos cerámicos con cementación puede estar relacionado tanto con las propiedades mecánicas más altas del material de cementación de resina como con la adhesión establecida en las interfaces entre la cerámica, el material de cementación y el pilar (35).

Se han utilizado diferentes pruebas para analizar el comportamiento mecánico de los materiales dentales, incluidas las pruebas de carga estática y fatiga (38). Las pruebas de laboratorio aplican cargas estáticas hasta la falla del material, usando una máquina universal, representando su comportamiento en una curva fuerza-desplazamiento y registrando la carga máxima (38). Estas pruebas proporcionan información sobre la resistencia del material, el riesgo potencial de falla y la

deformación del material. Sin embargo, no pueden predecir suficientemente el rendimiento a largo plazo de las restauraciones dentales. Clínicamente, la falla mecánica de las prótesis dentales ocurre mucho tiempo después de su aplicación. El daño se acumula por el contacto repetitivo entre los dientes maxilares y mandibulares, y la vida útil y la tasa de supervivencia de la prótesis se reducen (38). Badawy et al. (39), menciona en su estudio la importancia de conocer la tenacidad de la fractura en cerámicas dentales, que por naturaleza son frágiles y tienen una mayor susceptibilidad a fracturas bajo tensión. Un material de restauración con alta tenacidad a la fractura muestra una mejor resistencia a la fractura y longevidad en comparación con los materiales con menor tenacidad a la fractura. Las cerámicas de óxido de zirconio son conocidas por su mayor resistencia a la carga y tenacidad en comparación con otras cerámicas. Sin embargo, las restauraciones cerámicas presentes en la cavidad bucal están sujetas a influencias térmicas, químicas y mecánicas. Por lo tanto, futuros estudios deben reproducir condiciones experimentales similares a las situaciones clínicas para crear el patrón de falla en la práctica clínica real.

6 CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones del estudio, se puede concluir lo siguiente:

Los resultados en este estudio mostraron que las coronas se fracturaron con cargas superiores a las consideradas clínicamente relevantes y sugiere que las coronas monolíticas de óxido de zirconio pueden soportar incluso fuerzas de masticación excesivas como actividades parafuncionales. El entorno bucal es mucho más complejo y existen diferentes factores que influyen en el mismo, por lo que es difícil solo utilizar los resultados de la prueba de carga mecánica por si sola. Es importante adoptar una temperatura de sinterización apropiada junto con un plan de tiempo adecuado, para que las propiedades del material cerámico no se vean afectadas al cambiar el tamaño del grano. El presente estudio no encontró una diferencia estadística significativa entre los dos grupos. Aunque la limitación del presente estudio fue la realización de la prueba únicamente con carga estática, se pudo determinar que el uso de un horno rápido de sinterización contribuye con la nueva tecnología “chairside”, que permite restauraciones en un mismo día sin comprometer las propiedades mecánicas del material cerámico. Obteniendo un rendimiento clínico aceptable y la posibilidad de ofrecer restauraciones dentales en un mismo día.

7 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Stawarczyk, Bogna et al. “Three Generations of Zirconia: From Veneered to Monolithic. Part I.” *Quintessence international* (Berlin, Germany: 1985) 48.5 (2017): 369–380.
2. Hjerppe, Jenni et al. “Effect of Sintering Time on Biaxial Strength of Zirconium Dioxide.” *Dental materials* 25.2 (2008): 166–171.
3. Denry, Isabelle, and J. Robert Kelly. “State of the Art of Zirconia for Dental Applications.” *Dental materials* 24.3 (2007): 299–30.
4. Kontonasaki, Eleana, Panagiotis Giasimakopoulos, and Athanasios E Rigos. “Strength and Aging Resistance of Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge.” *The Japanese dental science review* 56.1 (2020): 1–23.
5. Silva, Lucas Hian da et al. “Dental Ceramics: a Review of New Materials and Processing Methods.” *Brazilian oral research* 31. suppl 1 (2017): e58–e58.
6. Lughi, Vanni, and Valter Sergio. “Low Temperature Degradation -Aging- of Zirconia: A Critical Review of the Relevant Aspects in Dentistry.” *Dental materials* 26.8 (2010): 807–820.
7. Zhang Y, and Lawn B.R. “Novel Zirconia Materiales in Dentistry”. *Journal of Dental Research* (2018). Vol. 97(2) 140-147.
8. Hamza, Tamer A, and Rana M Sherif. “Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations.” *Journal of prosthodontics* 28.1 (2019): e259–e264.

9. Zhang, Yu et al. "Edge Chipping and Flexural Resistance of Monolithic Ceramics." *Dental materials* 29.12 (2013): 1201–1208.
10. Zhang, Yu. "Making Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Translucent." *Dental materials* 30.10 (2014): 1195–1203.
11. Stawarczyk, Bogna et al. "Three Generations of Zirconia: From Veneered to Monolithic. Part II." *Quintessence international* (Berlin, Germany: 1985) 48.6 (2017): 441–450.
12. <https://manuals.sirona.com/es/odontologia-digital/materiales-cad-cam/incoristzi>
13. Basso, G.R et al. "Flexural Strength and Reliability of Monolithic and Trilayer Ceramic Structures Obtained by the CAD-on Technique." *Dental materials* 31.12 (2015): 1453–145.
14. Caparoso C. Duque JA. CAD-CAM restorations system and ceramics: a review. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2010; 22(1): 88-108.
15. técnica inFire HTC SpeedFire. <https://manuals.sirona.com>
16. Documentación técnica CEREC SpeedFire. <https://manuals.sirona.com>
17. Turon-Vinas, Miquel, and Marc Anglada. "Strength and Fracture Toughness of Zirconia Dental Ceramics." *Dental materials* 34.3 (2018): 365–375.
18. Scherrer, Susanne S et al. "ADM guidance—Ceramics: Guidance to the Use of Fractography in Failure Analysis of Brittle Materials." *Dental materials* 33.6 (2017): 599–620.

19. Vichi, Alessandro et al. "Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and 'Augmented Translucency' Zirconia for CEREC CAD/CAM System." *Journal of esthetic and restorative dentistry* 28.S1 (2016): S32–S39.
20. Juri, Afifah Z, Animesh K Basak, and Ling Yin. "Microstructural Responses of Zirconia Materials to in-Situ SEM Nanoindentation." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 118 (2021): 104450–104450.
21. Zarone, Fernando, Simona Russo, and Roberto Sorrentino. "From Porcelain-Fused-to-Metal to Zirconia: Clinical and Experimental Considerations." *Dental materials* 27.1 (2010): 83–96.
22. "Survival of Zirconia- and Metal-Supported Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review." *British dental journal* 210.7 (2011): 311–311.
23. Augstin-Panadero, Ruben et al. "Zirconia Versus Metal: A Preliminary Comparative Analysis of Ceramic Veneer Behavior." *The International journal of prosthodontics* 25.3 (2012): 294–300.
24. Choi, Jae-Won et al. "In Vitro Study of the Fracture Resistance of Monolithic Lithium Disilicate, Monolithic Zirconia, and Lithium Disilicate Pressed on Zirconia for Three-Unit Fixed Dental Prostheses." *The journal of advanced prosthodontics* 9.4 (2017): 244–251.
25. Gunge, Hiroto et al. "Retrospective Clinical Evaluation of Posterior Monolithic Zirconia Restorations after 1 to 3.5 Years of Clinical Service." *Journal of oral science* 60.1 (2018): 154–158.

26. Skjold, Anneli, Christian Schriwer, and Marit Øilo. "Effect of Margin Design on Fracture Load of Zirconia Crowns." *European journal of oral sciences* 127.1 (2019): 89–96.
27. Skjold, Anneli, Christian Schriwer, and Marit Øilo. "Effect of Margin Design on Fracture Load of Zirconia Crowns." *European journal of oral sciences* 127.1 (2019): 89–96.
28. Khaledi, Amir Ali Reza et al. "The Effect of Sintering Program on the Compressive Strength of Zirconia Copings." *Journal of dentistry (Shiraz)* 19.3 (2018): 206–211.
29. Sun, Ting et al. "Load-Bearing Capacity and the Recommended Thickness of Dental Monolithic Zirconia Single Crowns." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 35 (2014): 93–101.
30. Schriwer, Christian et al. "Monolithic Zirconia Dental Crowns. Internal Fit, Margin Quality, Fracture Mode and Load at Fracture." *Dental materials* 33.9 (2017): 1012–1020.
31. Luo, J, S Adak, and R Stevens. "Microstructure Evolution and Grain Growth in the Sintering of 3Y-TZP Ceramics." *Journal of materials science* 33.22 (1998): 5301–5309.
32. Inokoshi, Masanao et al. "Influence of Sintering Conditions on Low-Temperature Degradation of Dental Zirconia." *Dental materials* 30.6 (2014): 669–678.
33. Borrell, Amparo et al. "Improvement of Microstructural Properties of 3Y-TZP Materials by Conventional and Non-Conventional Sintering Techniques." *Ceramics international* 38.1 (2012): 39–43.

34. Lopez-Suarez, Carlos et al. "Effect of Thermomechanical and Static Loading on the Load to Fracture of Metal-Ceramic, Monolithic, and Veneered Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures." *Journal of prosthodontics* 28.2 (2019): 171–178.
35. Yucel, Munir Tolga et al. "Influence of the Supporting Die Structures on the Fracture Strength of All-Ceramic Materials." *Clinical oral investigations* 16.4 (2012): 1105–1110.
36. Kim, Jee Hwan et al. "Fracture Load of Zirconia Crowns According to the Thickness and Marginal Design of Coping." *The Journal of prosthetic dentistry* 108.2 (2012): 96–101.
37. Scherrer, S S, and W G de Rijk. "The Fracture Resistance of All-Ceramic Crowns on Supporting Structures with Different Elastic Moduli." *The International journal of prosthodontics* 6.5 (1993): 462–467.
38. Giner, Sergio et al. "Fatigue Fracture Resistance of Titanium and Chairside CAD-CAM Zirconia Implant Abutments Supporting Zirconia Crowns: An in Vitro Comparative and Finite Element Analysis Study." *The Journal of prosthetic dentistry* 125.3 (2021): 503.e1–503.e9.
39. Badawy, Rania, Omar El-Mowafy, and Laura E Tam. "Fracture Toughness of Chairside CAD/CAM Materials – Alternative Loading Approach for Compact Tension Test." *Dental materials* 32.7 (2016): 847–852.