



ESCUELA DE DOCTORADO  
INTERNACIONAL DE LA USC

Andrea Dolores  
Ordóñez Balladares

Tesis doctoral

INFLUENCIA DEL  
TRATAMIENTO TÉRMICO EN  
LA RESISTENCIA A LA  
FRACTURA DE DIFERENTES  
MATERIALES CERÁMICOS  
UTILIZADOS PARA SISTEMAS  
CAD/CAM

Santiago de Compostela, 2024



ESCUELA DE DOCTORADO  
INTERNACIONAL DE LA USC

TESIS DOCTORAL

**INFLUENCIA DEL TRATAMIENTO  
TÉRMICO EN LA RESISTENCIA A LA  
FRACTURA DE DIFERENTES  
MATERIALES CERÁMICOS  
UTILIZADOS PARA SISTEMAS  
CAD/CAM**

Autora:

Andrea Dolores Ordóñez Balladares

Directores:

Dr. Benjamín Martín Biedma

Dr. Cristian Abad-Coronel

Tutor: Benjamín Martín Biedma

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

SANTIAGO DE COMPOSTELA

2024



## **DECLARACIÓN DE CONFLICTOS DE INTERÉS**

ANDREA DOLORES ORDÓÑEZ BALLADARES DECLARA NO TENER CONFLICTOS DE INTERÉS RELACIONADOS CON LA PRESENTE TESIS DOCTORAL.

## DEDICATORIA

En el contexto de esta tesis doctoral en Ciencias Odontológicas, es esencial reconocer y agradecer el apoyo fundamental brindado por mi familia, a quien le dedico esta investigación. Mi madre, Ángela Balladares, con su incansable sacrificio, sabiduría y amor incondicionales, ha proporcionado un sólido respaldo emocional y moral. Y mi padre, Freddy Ordóñez, cuyo ejemplo y aliento han sido pilares para la consecución de este logro.

Mis hermanos —Miluska, Marcela y Freddy— han sido fuentes de apoyo incondicional, brindando risas, amistad y palabras de aliento en los momentos cruciales.

Mi familia en general, que incluye abuelos, tíos y primos, ha contribuido significativamente a este éxito. Su cariño y su presencia constantes han sido un factor valioso durante este proceso de formación.

Esta tesis doctoral es un testimonio del lazo y el amor que une a la familia. Este logro representa el esfuerzo y el cariño invertidos por cada miembro de la familia en mi educación y mi desarrollo.

## AGRADECIMIENTOS

Quiero comenzar expresando mi profundo agradecimiento, en primer lugar, a Dios, por siempre guiar mi camino. También a mis profesores, el Dr. Benjamín José Martín Biedma y el Dr. Cristian Gustavo Abad-Coronel, por ser mis tutores durante este arduo y enriquecedor viaje hacia la obtención de mi doctorado en Ciencias Odontológicas. Su apoyo inquebrantable, sabiduría y orientación experta han sido fundamentales para mi desarrollo académico y profesional. Han sido faros de conocimiento y guía a lo largo de esta travesía académica.

A la Universidad de Santiago de Compostela, mi segunda casa durante estos años, le extiendo mi más sincero agradecimiento. Esta institución me ha brindado recursos académicos excepcionales, así como un entorno enriquecedor y colaborativo que ha impulsado mi crecimiento.

A todas las demás autoridades y miembros del Programa de Doctorado en Ciencias Odontológicas, les agradezco por crear un ambiente de aprendizaje estimulante y por su valioso aporte a mi formación.

Al Dr. João Carlos Ramos y a su colaboradora Claudia António, les expreso mi más sincero agradecimiento por brindarme la oportunidad de realizar una estancia de investigación en la Universidad de Coimbra. Aprecio profundamente el apoyo y la guía del Dr. Ramos, que han sido fundamentales para mi desarrollo académico y profesional. Asimismo, agradezco a Claudia por su colaboración inestimable en el manejo de los equipos necesarios para llevar a cabo la experimentación. Su dedicación y conocimientos han sido cruciales para el éxito de este proyecto. Gracias a ambos por su generosidad y compromiso con mi formación.

A las autoridades de la Universidad Bolivariana del Ecuador, con quienes estoy profundamente agradecida por creer en mí y por brindarme el apoyo necesario para perseguir este sueño académico. Su confianza en mi capacidad ha sido un motor que me ha impulsado a superarme constantemente.

A mis compañeros de trabajo y amigos, por su aliento, amistad y momentos compartidos durante esta travesía. Han sido mi red de apoyo inquebrantable.

Este logro no solo es mío, sino también de todas las personas que han creído en mí y que me han apoyado en este viaje. Espero que mi investigación y mi futuro trabajo en el campo de la odontología puedan retribuir de alguna manera a la sociedad y a la comunidad académica.

## ABSTRACT

The search for a balance between dental organ-like biomechanics, esthetics and biocompatibility in restorative materials has become a challenge for manufacturers, which is why they are constantly developing dental ceramics for CAD/CAM use. One of the objectives pursued by the digital flow is to optimize clinical time and the possibility of finishing restorations in the same appointment, so the time spent in the treatment of the material is a variable to discuss and consider. The less time it takes to fabricate CAD/CAM ceramic restorations, without affecting the mechanical properties, the more efficient the process will be. The analysis of the mechanical properties determines the fracture resistance of metal-free ceramic materials, as it is the most common cause for the replacement of dental prostheses, due to the fact that in the oral cavity the masticatory loads present diverse values and directions. Numerous studies focus on the analysis of the mechanical properties due to the direct relation they have in the biomechanical behavior of the restoration, however there are several aspects to consider, such as the thermal influence. An inadequate crystallization process could negatively influence the mechanical and optical properties and even increase the marginal gap. For this reason, the objective of this research was to compare the influence of thermal treatment on the fracture resistance of different ceramic materials used for CAD/CAM systems.

In the present investigation, a comparative analysis of the influence of heat treatment on the fracture resistance of feldspar ceramic restorations based on disilicate, lithium silicate with zirconio and virgilita reinforcement will be carried out on the following CAD/CAM blocks: CEREC Tessera (Dentsply Sirona™), IPS e.max® CAD (Ivoclar VivaDent), VITA Suprinity (VITA Zahanfabrick) and Cameo (Aidite). The materials were obtained directly from authorized distributors, without product donations. The model of an upper molar prepared for a full crown with a chamfer finish line was scanned. The preparation was digitized using an intraoral structured light scanner (Primescan, Dentsply Sirona™, Germany). A 1.25 mm thick full-volume restoration was designed using CAD software (CEREC 5.0, PrimeMill, Dentsply Sirona™, Germany), then the ceramic blocks were machined on a milling machine (CEREC MCXL Premium, Dentsply Sirona™, Germany) and subjected to the heat treatment recommended by the manufacturer, forming 5 study groups. Group 1 n=10 CEREC Tessera (Dentsply Sirona™, Bensheim, Germany) crystallized (CTC), group 2 n=10 CEREC Tessera uncrystallized (CTSC), group 3 n=20 IPS e.max® CAD (Ivoclar VivaDent, Liechtenstein) (EC), group 4 n=20 VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) (VS) and group 5 n=20 Cameo (Aidite, Qinhuangdao) (CC).

According to the values analyzed, it was found that CTC, EC and CC have similar RF, all above 400 N, while VS and CTSC are below this threshold. CC presents the greatest variability in the results. In contrast, the variability is moderate for EC, VS and CTC, and low for CTSC. From the analysis of maximum material values, CC showed the highest RF value 678.69 N and CTSC the lowest 385.62 N. According to the Kruskal-Wallis non-

parametric H test, the null hypothesis that there are no significant differences in RF between the different ceramic materials used for CAD/CAM systems when subjected to different heat treatments ( $p\text{-value} = 0.029 < 0.05$ ), was rejected. To further explore these differences, multiple comparisons were performed using the Mann-Whitney U statistic. There are statistically significant differences in maximum compression between the CTSC material and CC, CTC and EC ( $p\text{-value} < 0.05$ ).

CTC optimizes the microstructure thanks to its advanced composition and the formation of new virgillite crystals, increasing the RF, allowing it to be resistant to possible fissures and cracks that are created in the subtractive processes during the fabrication of restorations. The results obtained in the CE allow us to conclude that these ceramics have a high capacity to absorb and distribute stresses without suffering fractures. Although CC obtained the highest values, its high dispersion indicates inconsistencies, requiring caution in its choice.

## ABREVIATURAS

**APC**

*Article Processing Charge* (Gastos de tramitación del Artículo)

**B3B**

*Ball-on-Three-Balls* (Bola sobre Bola)

**CAD/CAM**

Diseño y Fabricación Asistidos por Ordenador

**CAD**

*Computer-Aided Design* (Diseño Asistido por Ordenador)

**CAI**

*Computer-Aided Instruction* (Instrucción Asistida por Ordenador)

**CAM**

*Computer-Aided Manufacturing* (Fabricación Asistida por Ordenador)

**CC**

Cameo Cristalizado

**CD**

Celtra Duo

**CT**

CEREC Tessera

**CTC**

CEREC Tessera Cristalizada

**CTE**

Coeficiente de Expansión Térmica

**CTSC**

CEREC Tessera sin Cristalizar

**CTUC**

CEREC Tesera no Cristalizado

**DE**

Desviación Estándar

**EC**

e.max CAD

***et al.***

Y otros

**FF**

*Fast Firing* (Disparo Rápido)

**FT**

*Fracture Toughness* (Tenacidad a la Fractura)

**GPa**

Gigapascal

**HK**

*Knoop Hardness* (Dureza Knoop)

**HT**

*High Translucence* (Alta Traslucidez)

**HV**

*Vickers Hardness* (Dureza Vickers)

**H0**

Hipótesis Nula

**IP**

*Internet Protocol* (Protocolo de Internet)

**IPS**

InLine PoM (Cerámica inyectada sobre metal)

**ISO**

*International Organization for Standardization* (Organización Internacional de Normalización)

**kN**

Kilonewton

**LD**

*Lithium Disilicate* (Disilicato de Litio)

**LILACS**

Literatura Latinoamericana y del Caribe en Ciencias de la Salud

**LT**

*Low Translucence* (Baja Traslucidez)

**MH**

*Microhardness* (Microdureza)

**mm**

Milímetro

**mm/min**

Milímetro por minuto

**mm<sup>3</sup>**

Milímetro cúbico

**MO**

*Medium Opacity* (Opacidad Media)

**N**

Newton

**NF**

*Normal Firing* (Disparo Normal)

**nm**

Nanómetro

**PFM**

Porcelana Fundida sobre Metal

**PFP**

Prótesis Fija Plural

**PFU**

Prótesis Fija Unitaria

**PICO**

*Participant/Problem, Intervention, Control and Outcome* (Participante/Problema, Intervención, Control y Resultado)

***Post hoc***

Después de eso

**RC**

Resistencia a la Compresión

**Rf**

Resistencia a la flexión

**RF**

Resistencia a la Fractura

**RoB**

*Risk of Biass* (Riesgo de Sesgo)

**RSM**

Rosetta® SM

**SF**

*SpeedFire*

**TM**

*Trade Mark* (Marca comercial)

**TF**

Tenacidad a la Fractura

**TTA**

Tratamiento Térmico Adicional

**TTP**

Tratamiento Térmico Prolongado

**USB**

*Universal Serial Bus* (Puerto Serial Universal)

**VC**

Vitrocerámica

**VS**

VITA Suprinity

**Y-TZP**

*Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal* (Zirconio Tetragonal Parcialmente Estabilizado con Itrio)

**ZirCAD**

Bloque de zirconio para sistemas CAD/CAM

**ZLS**

*Zirconia-reinforced Lithium Silicate* (Litio Reforzado con Zirconio)

**µg**

microgramo

**µm**

micrómetro

**3D**

Tridimensional

**3Y-TZP**

Circona tetragonal estabilizada con 3 % de mol de itrio

# ÍNDICE

<b>1.INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>13</b>
<b>1.1 EVOLUCIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES</b> .....	<b>18</b>
1.1.1 Métodos de procesado de la cerámica.....	19
<b>1.2 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES</b> .....	<b>20</b>
1.2.1 Condensación sobre un muñón refractario.....	20
1.2.2 Sustitución de cera perdida .....	20
1.2.3 Tecnología CAD/CAM .....	20
<b>1.3 DESCRIPCIÓN DE LA COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LAS CERÁMICAS VÍTREAS</b> .....	<b>21</b>
1.3.1 Cerámica de vidrio a base de mica.....	21
1.3.2 Cerámica de vidrio a base de leucita.....	22
1.3.3 Cerámicas de vidrio con disilicato de litio .....	22
1.3.4 Cerámicas de vidrio basadas en apatita.....	23
1.3.5 Cerámica de vidrio basada en ZrO <sub>2</sub> y SiO <sub>2</sub> nanocristalina.....	24
1.3.6 Cerámicas de vidrio reforzadas con ZrO <sub>2</sub> .....	24
<b>1.4 HORNOS CERÁMICOS</b> .....	<b>26</b>
1.4.1 Horno Cerec Speed Fire .....	26
1.4.2 Programat P310 .....	28
<b>2. JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>29</b>
<b>2.1 JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>30</b>
<b>3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS</b> .....	<b>31</b>
<b>3.1 HIPÓTESIS</b> .....	<b>32</b>
3.1.1 Hipótesis Nula H <sub>0</sub> .....	32
<b>3.2 OBJETIVOS</b> .....	<b>32</b>
3.2.1 Objetivo general .....	32
3.2.2 Objetivos específicos.....	32
<b>4. MATERIAL Y MÉTODOS</b> .....	<b>33</b>
<b>4.1 MATERIAL</b> .....	<b>34</b>
4.1.1 Criterios de admisibilidad .....	34
4.1.2 Proceso de selección.....	35
4.1.3. Proceso de recolección de datos e ítems de datos .....	35
4.1.4. Evaluación del riesgo de sesgo del estudio .....	35
4.1.5. Mediciones de efectos y métodos de síntesis .....	36
<b>4.2 MUESTRAS Y FABRICANTES</b> .....	<b>36</b>
4.2.1 Elaboración de las muestras .....	37
4.2.2 Termociclado.....	40
<b>4.3 MÉTODOS</b> .....	<b>41</b>
4.3.1 Ensayo de compresión.....	41

4.3.2 Evaluación del modo de fractura.....	45
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>46</b>
<b>5.1. SELECCIÓN DE ESTUDIOS.....</b>	<b>47</b>
<b>5.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS ESTUDIOS.....</b>	<b>48</b>
<b>5.3. EVALUACIÓN DE LOS RESULTADOS .....</b>	<b>48</b>
5.3.1. Cerámica cristalina reforzada con silicato .....	48
5.3.2. Materiales de óxido de zirconio .....	51
<b>5.4 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.....</b>	<b>53</b>
5.4.1 IPS e.max® CAD.....	53
5.4.2 inCoris TZI.....	54
5.4.3 CEREC Tessera.....	55
<b>5.5 ESTADÍSTICA INFERENCIAL .....</b>	<b>57</b>
5.5.1 IPS e.max® CAD.....	57
5.5.2 inCoris TZI.....	57
5.5.3 CEREC Tessera.....	58
<b>6. DISCUSIÓN.....</b>	<b>59</b>
<b>6.1. CONSIDERACIONES PREVIAS DE LOS TRATAMIENTOS TÉRMICOS EN LOS MATERIALES CERÁMICOS DE USO CAD/CAM .....</b>	<b>60</b>
<b>6.2. PROPIEDADES MECÁNICAS.....</b>	<b>62</b>
6.2.1. Resistencia a flexión.....	62
6.2.2 Tenacidad a la Fractura .....	63
6.2.3 Dureza .....	64
6.2.4 Microdureza .....	65
6.2.5 Nanodureza.....	65
6.2.6 Densidad.....	65
<b>6.3 MATERIALES CERÁMICOS CAD/CAM.....</b>	<b>66</b>
6.3.1 Feldespáticas reforzadas con disilicato de litio .....	66
6.3.2 Dióxido de zirconio monolítico.....	68
6.3.3 Feldespáticas reforzadas con silicato de litio y virgilita .....	72
<b>7. CONCLUSIONS.....</b>	<b>75</b>
<b>8. REFERENCIAS.....</b>	<b>77</b>
<b>9. ÍNDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>91</b>
<b>10. ÍNDICE DE TABLAS.....</b>	<b>93</b>
<b>11. APÉNDICES.....</b>	<b>96</b>
<b>APÉNDICE 1 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO.....</b>	<b>97</b>
<b>APÉNDICE 2 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO.....</b>	<b>108</b>
<b>APÉNDICE 3 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO.....</b>	<b>122</b>
<b>APÉNDICE 4 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO.....</b>	<b>137</b>

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la odontología restauradora “moderna” se fundamenta en tratamientos conservadores, funcionales y estéticos, con una máxima integración prosto-periodontal (1-3). El clínico dispone de diversos protocolos para restaurar las piezas dentales afectadas, que pueden ser tratamientos directos o indirectos (4, 5).

Anteriormente, hacer restauraciones indirectas resultaba complejo debido al procedimiento de toma de impresión convencional, envío al laboratorio, gran tiempo de espera y un sinnúmero de citas para su elaboración y entrega final (6, 7). Gracias a las tecnologías de diseño asistido por ordenador (CAD) y de fabricación asistida por ordenador (CAM), se puede fresar y elaborar restauraciones indirectas en una sola cita, con mayor precisión, rapidez y eficacia (8, 9). Este cambio de paradigma en la prótesis fija permite migrar el enfoque de tratamientos convencionales no conservadores a los mínimamente invasivos, manifestándose en el éxito clínico a largo plazo por la reversibilidad en los tratamientos (10, 11).

Un estudio realizado por Aslan evaluó el rendimiento clínico y la adaptación marginal de las restauraciones indirectas parciales en materiales vitrocerámicos y plásticos CAD/CAM. Dicha investigación permitió concluir que las vitrocerámicas pueden considerarse como un material fiable así como satisfacer la creciente demanda de restauraciones altamente estéticas, biocompatibles y duraderas para restauraciones posteriores *onlay/inlay* (12). La variedad de sistemas restauradores cerámicos CAD/CAM evoluciona constantemente y la caracterización de estos materiales es una tendencia actual en la investigación, ya que en la cavidad oral existen diversas influencias —mecánicas, químicas y térmicas—, por lo que los materiales deben ser resistentes y predecibles a largo plazo (13,14).

Químicamente, las cerámicas cristalinas reforzadas con silicato están formadas por una fase cristalina —disilicato de litio y ortofosfato de litio—. La resistencia mecánica de las cerámicas de silicato de litio aumenta debido a la dispersión homogénea de granos de metasilicato redondos y submicrométricos alargados. Por lo general, se les añaden rellenos de zirconio tetragonal (15), con el objetivo de aumentar los valores de resistencia. Esta tipología estructural se ha desarrollado con el fin de combinar propiedades ópticas favorables con características mecánicas mejoradas (16,17).

El dióxido de zirconio —cerámica policristalina dotada de atributos de polimorfismo y alotropía— muestra una naturaleza inestable, ya que —bajo influencia térmica— experimenta tres fases distintas. Hasta 1170 °C, se encuentra en la fase monoclinica; entre 1170 °C y 2370 °C, adopta la fase tetragonal; y por encima de 2370 °C hasta su punto de fusión, se transforma en la fase cúbica (18).

Existen diferentes generaciones de zirconio en función de la cantidad de aditivos o dopantes incorporados (19). La variante más común es la parcialmente estabilizada con óxido de itrio

(YO<sub>23</sub>), caracterizada por su baja porosidad y su alta densidad (20). Las restauraciones fabricadas con dióxido de zirconio se distinguen por sus notables propiedades mecánicas, que —dependiendo de la generación (por ejemplo, 1 y 2)— superan significativamente a las cerámicas basadas en sílice (21). La Resistencia a la flexión del zirconio tetragonal policristalino estabilizado con itrio convencional (3Y-TZP) oscila entre 1000 y 1500 MPa (22).

Las primeras versiones del óxido de zirconio eran opacas y se utilizaban como cofias y estructuras que requerían un recubrimiento de cerámica feldespática para aumentar la translucidez. Sin embargo, las tasas de éxito eran bajas debido al desprendimiento de la cerámica, situación que también se observa en las restauraciones de metal-cerámica. Por esa razón, las tendencias actuales favorecen las restauraciones monolíticas (23, 24), que mejoran la translucidez mediante ligeros ajustes en el contenido de YO<sub>23</sub> (entre 4 y 5 mol %) en lugar del 3 mol % estándar, lo que significa en una mayor presencia de partículas de fase cúbica (25). El zirconio con más fase cúbica ofrece una mayor transmisión de la luz, sin embargo, presenta valores de Resistencia a la flexión inferiores a los del zirconio convencional, que oscilan entre 550 y 800 MPa, lo que limita su aplicación generalizada para los PFP (26-28).

Las cerámicas CAD/CAM deben cristalizarse/sinterizarse correctamente siguiendo las indicaciones del fabricante (17). Un inadecuado tratamiento térmico podría no solo influir negativamente en las propiedades mecánicas y ópticas (18), sino también aumentar el *gap* marginal (29).

Por ejemplo, Gold *et al.* y Kim JH *et al.* (30, 31) analizaron cómo influye el tratamiento térmico adicional (TTA) en las brechas marginales de vitrocerámicas CAD/CAM, demostrando que el TTA sí influye en el *gap* marginal y en áreas internas de las restauraciones.

Otro estudio (32) evaluó la influencia térmica en las propiedades ópticas de cerámicas de disilicato de litio y de silicato de litio reforzado con zirconio, a espesores de 0,6 mm y 1 mm, afectando mayormente la translucidez de cerámicas a espesores de 0,6 mm, lo que comprometió su resultado estético.

Abad-Coronel (33) determinó la Resistencia a la Fractura de las restauraciones feldespáticas con disilicato de litio fabricadas mediante un sistema CAD/CAM y cristalizadas con diferentes unidades de aplicación de calor y manifestó que el uso de un horno de la misma casa comercial (Dentsply Sirona™, Alemania), así como la utilización de un programa predeterminado para la cristalización rápida, no tienen ningún efecto en la resistencia a las fracturas y ahorrarían tiempo clínico al realizar restauraciones vitrocerámicas, manteniendo al mismo tiempo buenas propiedades mecánicas.

Buscando perseguir la filosofía de la tecnología CAD/CAM “fácil, rápido y preciso”, las empresas desarrollan distintos equipos, tanto para ser utilizados en laboratorios de prótesis especializados “*labside*” o en clínicas dentales “*chairside*”. El objetivo de esos equipos es reducir el tiempo en los protocolos para elaboración de restauraciones, por lo que resulta importante evaluar si las propiedades mecánicas no resultan alteradas por estos protocolos (34).

## 1.1 EVOLUCIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES

Las cerámicas dentales fueron desarrolladas en 1774 por el médico estadounidense Duchateau con ayuda de Chemant, siendo el primer material de uso restaurador utilizado para uno de los dientes de Duchateau (35). En 1837, la industria Stockton Co. fabricó el primer diente de porcelana. Posteriormente, en 1888, Charles Henry Land patentó la corona de porcelana, que fue popularmente usada hasta la década de 1950. Para mejorar sus propiedades mecánicas debido a que son materiales de alta resistencia a la compresión pero baja resistencia a la tracción, la reforzaron con una estructura metálica, sobre la cual se fusionó la porcelana (36). Por su parte, entre 1953 y 1963, en Estados Unidos, Stanley Donald Stookey descubrió por casualidad la cerámica de vidrio; en 1962 se otorgan las dos primeras restauraciones de Porcelana Fundida sobre Metal (PFM) de patentes estadounidenses, consistentes en aleaciones de oro y porcelana feldespática, desde entonces, la PFM ha sido el padrón oro para restauraciones fijas múltiples (37-40).

A pesar de su extensa aplicación, por la mejora en sus propiedades mecánicas, las PFM han sido muy controversiales en los últimos años, debido a su discutible estética cervical, incompatibilidad biológica y al astillamiento (*chipping*) de la capa de recubrimiento, dado por las diferencias del coeficiente de expansión térmica (CTE), entre la capa de recubrimiento de porcelana y la estructura metálica (41), factores que motivan la continua búsqueda de nuevos componentes para el uso de restauraciones cerámicas libres de metal. Por tal motivo, en la década de 1980, nace el  $ZrO_2$  tetragonal parcialmente estabilizado con itrio (Y-TZP), que posee excelentes propiedades mecánicas como la tenasificación por transformación de fase, lo que lo vuelve un material capaz de generar tensiones de compresión alrededor de defectos microestructurales, evitando la propagación de grietas a través de su estructura, sin embargo posee una baja traslucidez, por dicha razón aún requiere de una capa de revestimiento de porcelana compatible, para favorecer su resultado estético; no obstante, persiste el astillamiento de la capa de recubrimiento en estas restauraciones estratificadas (42, 43). Existen estudios que demuestran una alta probabilidad de fractura de la cerámica de recubrimiento en las estructuras de zirconio (44-46).

El delaminado o astillamiento (*chipping*) de la cerámica de recubrimiento está asociado a cuatro factores: mecánicos, térmicos, diseño de la infraestructura y fenómenos que surgen en la interfase entre Y-TZP y la porcelana. El factor térmico es el que más influye por las tensiones que genera durante el enfriamiento de la estructura en el proceso de sinterización; es decir, se le atribuyen dos principales causas: la falta de coincidencia en CTE entre la porcelana de cobertura y la estructura del zirconio, y el gradiente de temperatura (47, 48).

Por lo antes mencionado, se promovió el desarrollo de cerámicas monolíticas de alta traslucidez con mejores propiedades mecánicas (41), siendo Corning Inc., en 1984, la primera compañía en fabricar la cerámica vítrea para restauraciones dentales (35). Las cerámicas dentales se definen como materiales cristalinos o policristalinos, inorgánicos no metálicos, fabricados por el ser humano a través de un tratamiento térmico controlado de sus cristales a elevadas temperaturas (49), y poseen una estructura mixta, lo que significa que son formados por una matriz vítrea (amorfa), donde se distribuyen uniformemente partículas de minerales cristalizados (50).

### 1.1.1 Métodos de procesado de la cerámica

Hay dos métodos para el procesamiento de los materiales vitrocerámicos:

- **Ceramización**

Es el tratamiento térmico controlado de un vidrio precursor en el que se emplea procesos de fundición clásicos, los cuales implican tres pasos:

- 1) Preparación de la materia prima, que envuelve a los componentes formadores de un vidrio y agentes que ayudan a estimular la nucleación.
- 2) Calentamiento de la materia prima a 1600 °C en un horno de alta temperatura, donde la masa es fundida y colocada en un molde con la forma deseada, para después dejarla enfriar a temperatura ambiente, lo que da como resultado la formación de un vidrio precursor homogéneo.
- 3) Nucleación del vidrio precursor, que es inducido al proceso de cristalización. Este se deja enfriar nuevamente, formando el material vitrocerámico.

Cabe destacar que la nucleación —al igual que la cristalización— es un proceso térmico/cinético que, a partir de una fase estructuralmente desordenada, forma una fase sólida estable y ordenada de los cristales (41, 51-53).

- **Sinterización y cristalización**

Básicamente, este método comprende dos fases:

- 1) **Sinterización.** El vidrio precursor es calentado a una temperatura ligeramente superior (alrededor de 800 °C) al rango de transformación de la fase vítrea, y esta temperatura se mantiene para lograr una nucleación sustancial en masa. Estos nanocristales dispersos homogéneamente precipitan la matriz de vidrio. Se necesitan diferentes agentes nucleantes para diferentes sistemas vitrocerámicos, siendo los más utilizados:  $\text{Li}_2\text{O} - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{SiO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$  y  $\text{TiO}_2$  (54).
- 2) **Cristalización.** El cuerpo, que está inducido a la nucleación, se calienta a una temperatura más alta (1300 °C) para permitir el crecimiento de dichos cristales en estos núcleos. Los tipos de agentes nucleantes y el manejo de los procesos térmicos controlados —nucleación y cristalización— juegan un papel muy importante que determinan la microestructura final de la cerámica de vidrio, lo que significa cristales entrelazados y con una amplia variedad de formas y tamaños (55-57).

## 1.2 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES

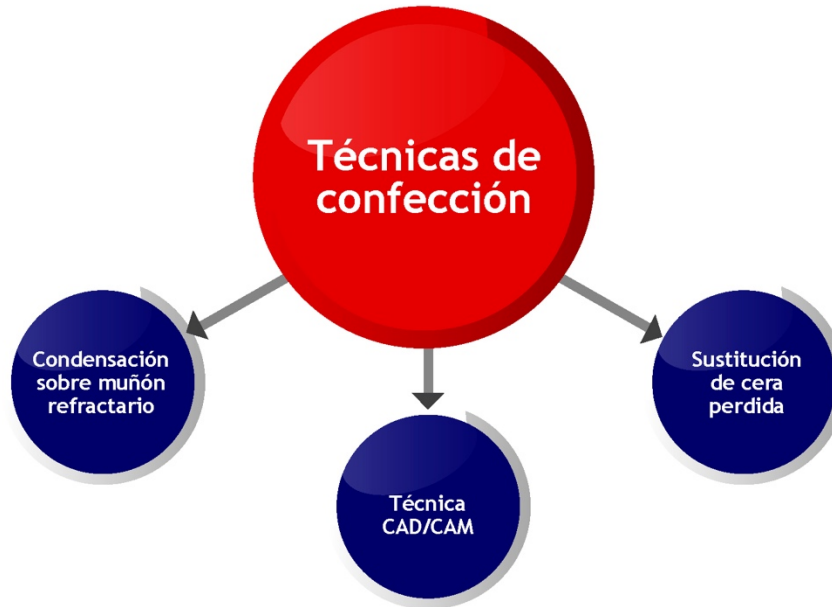


Figura 1. Clasificación de las cerámicas de acuerdo con su forma de confección (58)

### 1.2.1 Condensación sobre un muñón refractario

Encima de un duplicado con yeso refractario del modelo primario se estratifica cerámica para luego ser sinterizada, se elimina el muñón duplicado, y se coloca la restauración sobre el modelo primario para sus correcciones finales (59).

### 1.2.2 Sustitución de cera perdida

Se elabora un patrón de cera y, a partir de este, se obtiene su forma a través de pastillas de cerámica prensadas (59).

### 1.2.3 Tecnología CAD/CAM

Consta de tres etapas (59):

- **Adquisición.** A través de la obtención de imágenes ópticas mediante un escáner intraoral.
- **Diseño.** Por medio de un *software* se definen la forma y las dimensiones de la restauración.

- **Manufactura.** Se materializa el diseño del *software* con la ayuda de una fresadora o impresora.

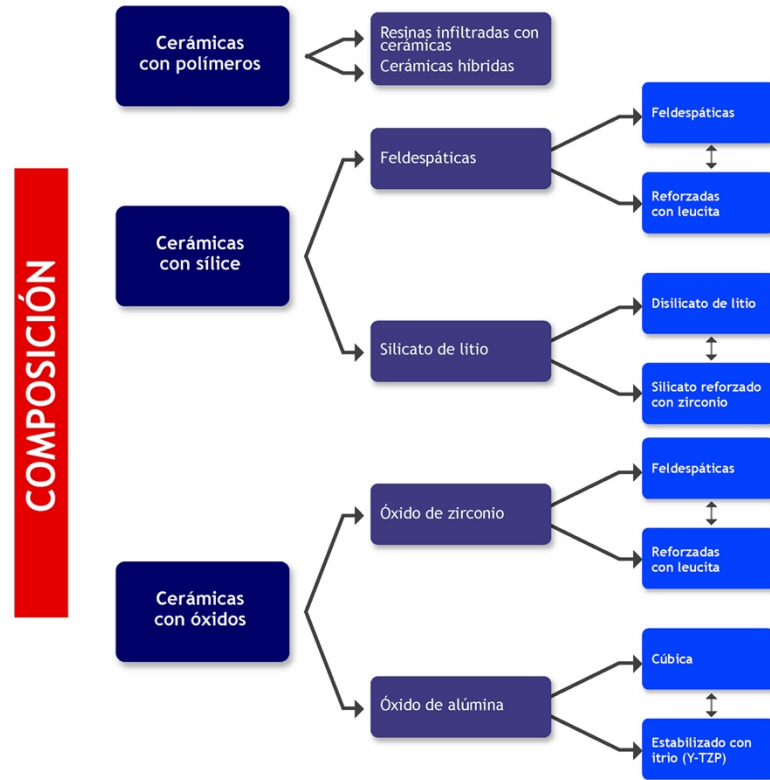


Figura 2. Clasificación de las cerámicas de acuerdo con su composición (60)

## 1.3 DESCRIPCIÓN DE LA COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LAS CERÁMICAS VÍTREAS

### 1.3.1 Cerámica de vidrio a base de mica

Dicor es una cerámica de vidrio a base de mica ( $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{MgO} - \text{K}_2\text{O} - \text{B}_2\text{O}_3 - \text{F}$ ), comercializada por Dentsply Sirona<sup>TM</sup> (25). Su microestructura consiste en plaquetas de mica entrelazadas aleatoriamente, cuyo tamaño es de 2 a 5 micras y su espesor es de aproximadamente 200 nm. Estos cristales orientados al azar ayudan a detener las fracturas y a desviar las grietas durante el fresado, lo que evita que sean propagadas de manera catastrófica (61).

Esta cerámica muestra una Resistencia a la flexión de 90–130 MPa y una Tenacidad a la Fractura de 0,8–1,5 MPa  $\text{m}^{1/2}$  (37, 62). Las cerámicas de vidrio a base de mica no son lo suficientemente resistentes, por lo que no pueden ser usadas como restauraciones totalmente cerámicas, y necesitan una subestructura (41, 63).

Este tipo de cerámicas era recomendado principalmente para restauraciones indirectas como carillas *inlays* y *onlays*. Debido a los inconvenientes mencionados anteriormente, se han dado numerosos cambios en su composición química (39, 64). El nanocompuesto a base de mica que contiene partículas tetragonales de  $ZrO_2$  de nanotamaño (20-50 nm) exhibe notablemente una mejor Resistencia a la flexión (500 MPa) y una mayor Tenacidad a la Fractura  $3.2 \text{ MPa m}^{1/2}$  (65).

Todos estos cambios en sus propiedades químicas han mejorado notablemente las propiedades mecánicas de las vitrocerámicas a base de mica, sin embargo, no han podido competir con materiales alternativos como las cerámicas reforzadas con cristales como el disilicato de litio, y gradualmente han sido reemplazados por nuevos materiales cerámicos CAD/CAM (66).

### 1.3.2 Cerámica de vidrio a base de leucita

En la década de 1990 aparecieron las cerámicas feldespáticas, que incorporan en su matriz vítrea una gran cantidad de cristales de leucita (35 % a 50 % aproximadamente), dispuestos en forma irregular, con tamaños que varían de 2 a 7  $\mu\text{m}$  (41). La ventaja de esta cerámica es que posee un CTE mejorado, siendo el cristal de leucita mucho más grande ( $\sim 17 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ ) que el de un vidrio feldespático ( $\sim 8 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ ) (23, 48). Por ello, puede coincidir con las estructuras metálicas, evitando el delaminado o astillamiento de la misma (67). Su composición es:  $SiO_2$ – (19-23,5),  $Al_2O_3$ – (10-14),  $K_2O$ – (3.5-6.5),  $Na_2O$ – (0-1),  $B_2O_3$ – (0-1),  $CeO_2$ – (0,5- 3),  $CaO$ – (0-1.5),  $BaO$ – (0-0,5) y  $TiO_2$  en % peso (67, 68).

El tratamiento térmico controlado que recibe la cerámica le proporciona una Resistencia a la flexión de 160 MPa, Tenacidad a la Fractura  $1,3 \text{ MPa m}^{1/2}$ , módulo elástico de 6,2 GPa y dureza Vickers 65 GPa (25). Esta cerámica está disponible en presentaciones en pastillas para ser prensadas y en bloques para ser mecanizados mediante la técnica CAD/CAM (41), comercialmente conocidos como Empress<sup>®</sup>CAD e IPS Classic (Ivoclar VivaDent AG, Schaan, Liechtenstein) (15, 69).

Dichas cerámicas están indicadas para restauraciones directas como carillas en anteriores, *inlays* y *onlays* en posteriores, prótesis fijas unitarias en anteriores y posteriores —con algunas limitaciones en el sector posterior—. Pese a su incorporación de cristales de leucita, todavía su resistencia es insuficiente para su uso en prótesis fija plural en el sector posterior (15).

### 1.3.3 Cerámicas de vidrio con disilicato de litio

En 1998 se desarrolla una tercera generación de cerámicas de vidrio a base de disilicato de litio. IPS Empress<sup>®</sup> 2, creada por Ivoclar VivaDent y usada para estructuras de una o varias unidades, tuvo una tasa de fracaso clínico de alrededor de un 50 % (70), por lo que, en el año 2005, surgió IPS e.max<sup>®</sup>, de la misma casa comercial, con una Resistencia a la flexión que superaba los 400 MPa (71), con propiedades mecánicas tres veces más altas que las vitrocerámicas a base de leucita.

IPS e.max<sup>®</sup> está compuesta por SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O- (0.0-13), K<sub>2</sub>O- (0-11), P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>- (0-8), ZrO<sub>2</sub>- (0-8), ZnO- (0-5), Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>- (0-5) y MgO en % en peso. El vidrio es moldeado a través de prensado térmico, seguido de un tratamiento térmico controlado que conduce al producto final. El objetivo del tratamiento térmico es inducir la nucleación interna y la cristalización (72, 73).

La cerámica de vidrio IPS e.max<sup>®</sup> LD se presenta en dos formas: PRESS y CAD. IPS e.max<sup>®</sup> Press proviene de la generación en la que predomina un 45 % de cristales de leucita y se procesa en el laboratorio dental utilizando la conocida técnica de cera perdida, donde es inyectada a una temperatura de 920 °C durante aproximadamente 15 minutos para que fluya de forma viscosa en un molde; la cerámica de vidrio LS<sub>2</sub> prensada muestra una Resistencia a la flexión de 350-400 MPa y una Resistencia a la Fractura 2,3-2,8 MPa m<sup>1/2</sup>, respectivamente (69, 74).

IPS e.max<sup>®</sup> CAD es una cerámica de vidrio con una fase cristalina en la que predomina un 65 % de cristales de disilicato de litio, y está específicamente diseñada para la técnica CAD/CAM. Se presenta en un “estado azul”, lo que permite un mecanizado suave y un ajuste intraoral más fácil (75). El “estado azul” contiene como fase cristalina el metasilicato de litio (Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub>), que es obtenido mediante tratamiento térmico intermedio del vidrio a 690-710 °C durante aproximadamente 30 minutos (76).

Una vez culminado el fresado del bloque, la restauración obtenida es sometida a una segunda fase de tratamiento térmico a 850 °C por 30 minutos, donde el metasilicato (Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub>) reacciona con la fase de vidrio (SiO<sub>2</sub>) para formar la cerámica vítrea de disilicato de litio (Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) mostrando el color del diente característico, mucho más fuerte y resistente que el (Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub>) (77).

La microestructura entrelazada produce una alta Resistencia a la flexión que puede alcanzar hasta 400 MPa, permitiendo el uso del disilicato de litio como restauraciones individuales en cualquier parte de la cavidad oral y como prótesis plural fija de corto alcance en el sector anterior hasta premolares (78). El color del material se puede ajustar por el contenido de la fase cristalina y también por los iones colorantes dispersos en la matriz. Los iones primarios consisten en V<sup>4+</sup> + V<sup>3+</sup> (azul/amarillo), Ce<sup>4+</sup> (amarillo) y Mn<sup>3+</sup> (marrón) (79). Cabe resaltar que IPS e.max<sup>®</sup> CAD también está disponible en tres niveles de translucidez, translucidez (HT), baja translucidez (LT) y opacidad media (MO). Esta variación se logra mediante el ajuste de los tamaños de los cristales con el vidrio. HT cerámica que exhibe cristales de 1,5–0,8 mm, mientras que el vidrio LT cerámica exhibe cristales más pequeños (0,8–0,2 mm) en una densidad más alta (80).

### 1.3.4 Cerámicas de vidrio basadas en apatita

Ivoclar VivaDent desarrolló una cerámica de vidrio de fluorapatita (IPS e.max<sup>®</sup> Ceram), de aluminosilicato de baja fusión para mejorar la translucidez, coincidencia de color y ajustar el comportamiento al desgaste del diente natural. Está especialmente diseñada para el revestimiento de cerámica de vidrio de disilicato de litio (IPS e.max<sup>®</sup> CAD e IPS e.max<sup>®</sup> Press) o zirconio CAD/CAM. El disilicato de litio, la vitrocerámica leucita y el ZrO<sub>2</sub> sinterizado se recubren con esta cerámica de vidrio que contiene apatita mediante un proceso de sinterización sin presión.

La composición típica de esta vitrocerámica es: SiO<sub>2</sub>– (8-12); Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>– (6-9) Na<sub>2</sub>O– (6-8); K<sub>2</sub>O– (2-3); ZnO en % de peso con la adición de CaO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, F (2 %-6 % en peso), otros óxidos (2 %-8,5 % en peso) y pigmentos (0,1 %-1,5 % en peso). Este material es sometido a una temperatura de 750 °C -760 °C, en la cual se cristaliza, provocando diferentes concentraciones de cristales de nanofluorapatita con un diámetro de 100 nm y una longitud aproximadamente de 300 μm; también desarrollan cristales de micro fluorapatita con un diámetro de 300 nm y una longitud de 2-5 μm. La cantidad total de fluorapatita en la vitrocerámica es entre 19 % y 23 % en peso. El cristal de fluorapatita —Ca<sub>5</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>3</sub>F— actúa como un componente que ajusta las propiedades ópticas de la restauración a las de los dientes naturales. Su coeficiente de expansión térmica es de 9,5 x 10<sup>-6</sup>, con una resistencia flexural de 90 MPa y una dureza de 5.4 GPa (80,81).

### 1.3.5 Cerámica de vidrio basada en ZrO<sub>2</sub> y SiO<sub>2</sub> nanocristalina

Fue creada para intentar equilibrar la balanza entre estética y resistencia, es decir para que pueda ser utilizada en tramos extensos del sector posterior. Sigue siendo un gran reto para los fabricantes y es por ello que, en los últimos años, se ha desarrollado una cerámica de vidrio fuerte y altamente traslúcida, la cual contiene nanocristales ZrO<sub>2</sub> 65 % incrustados homogéneamente en una matriz amorfa de SiO<sub>2</sub> 35 %, el tamaño de dichas partículas es de 20 nm. Por el gran contenido del ZrO<sub>2</sub> (65 %), sus propiedades mecánicas aumentan, mostrando una Resistencia a la flexión de hasta 1014 MPa (82). Es importante destacar el llamado “efecto enclavamiento”, donde los cristales dispuestos en la matriz vítrea forman una microestructura entrelazada, retrasando la propagación de grietas en la cerámica, lo que significa que, en la mayoría de los casos, la grieta se propaga junto con la interfaz de cristales, en lugar de atravesarlos (83, 84).

### 1.3.6 Cerámicas de vidrio reforzadas con ZrO<sub>2</sub>

Hace algunos años, VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Alemania) introdujo una cerámica de vidrio de silicato de litio reforzado con ZrO<sub>2</sub> (Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub>), que contiene aproximadamente 10 % en peso de partículas ZrO<sub>2</sub>. La expansión en el volumen del grano de ZrO<sub>2</sub>, que acompaña en la transición de fase, produce una tensión de compresión en la grieta; por lo tanto, aumenta la Resistencia a la Fractura (85).

La cerámica de vidrio reforzada con ZrO<sub>2</sub> posee una Tenacidad a la Fractura de  $2,31 \pm 0,17$  MPa. m<sup>1/2</sup> y una Resistencia a la flexión de  $444 \pm 39$  MPa. Cuando el contenido de ZrO<sub>2</sub> es menor del 10 % en peso actúa como un agente nucleante mostrando cristales de Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub> con una morfología esférica, en lugar de una estructura en forma de varilla o barra, dando como resultado una pérdida del “efecto enclavamiento” y disminuyendo notablemente la resistencia mecánica, mientras que, cuando contiene el 20 % de ZrO<sub>2</sub> se muestra de un color blanco con una traslucidez menor.

Además, contiene Li<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> en forma de varillas, con micro y macro cristales de ZrO<sub>2</sub>, después de recibir el tratamiento térmico a una temperatura de 950 °C -1050 °C, adquiriendo propiedades mecánicas mejoradas, para que el material pueda ser usado en la región posterior. En su composición básicamente muestra: P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>–(42-59); SiO<sub>2</sub>–(7-15); Li<sub>2</sub>O–(15-28); ZrO<sub>2</sub> %

en peso, adicionándose también  $K_2O$ ,  $Na_2O$  y  $Al_2O_3$  hasta en un 11 % en peso. Para el técnico de laboratorio la cerámica de silicato de litio reforzado con  $ZrO_2$  sigue siendo un desafío, ya que es más difícil de mecanizar que las cerámicas de vidrio reforzado con leucita y disilicato de litio mostrando daños en la punta de la fresa de la máquina fresadora (41,86).

VITA Suprinity® PC es un bloque de silicato de litio reforzado con zirconio (ZLS) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania). Está indicado para prótesis fijas unitarias de dientes anteriores y posteriores e implantosoportadas anteriores y posteriores, restauraciones parciales de tipo *inlay*, *onlay* y carillas. Está totalmente contraindicada en dientes desvitalizados y en pacientes con parafunción. Posee una Resistencia a la flexión de 420 Mpa, módulo de elasticidad 70 GPa aproximadamente, dureza Vickers 7000 Mpa y una solubilidad química de 10, aproximadamente  $\mu g/cm^2$ ; dentro de sus componentes posee  $ZrO_2$  8-12%,  $SiO_2$  56 %-64 %,  $Li_2O$  15 % – 2 %,  $La_2O_3$  0,1 %, pigmentos menores del 10 %.

Está disponible en los grados de translucidez T y HT en el tamaño PC-14.T. Las restauraciones creadas a partir de bloques T convencen por su claridad similar a la de la dentina natural y por la saturación cromática cálida, y son aptas para la técnica *cut back* con VITA VM. Están disponibles en los colores: OM1, 1M1, 1M2, 2M2, 3M2, A1, A2, A3, A 3.5, B2, C2, D2 y HT. Los bloques HT tienen mayor translucidez y están adaptados cromáticamente a la mezcla de la dentina–incisal. Las restauraciones confeccionadas a partir de bloques HT presentan una transparencia natural, que se traduce en un efecto camaleón óptimo.

Los parámetros recomendados para la cristalización de restauraciones de VITA Suprinity® PC: VITA Vacumat: Presec 400 °C, T° C 840 VAC min. 8.00 y 680 °C y Programat Ivoclar VivaDent B 400 °C, s (min) 4.00, T (°C/min) 55, H (min) 8.00 Vacío 1 (°C) / Vacío 2 (°C) 410/839, L (°C) 680 y TL 0 (87).

Celtra® Duo es un bloque de silicato de litio reforzado con zirconio (ZLS) de alta resistencia (Dentsply Sirona™, Alemania). Gracias a sus propiedades translúcidas, puede usarse para la fabricación de restauraciones cerámicas totalmente estéticas. Presenta una Resistencia a la flexión de 210 Mpa, luego de recibir el TTA aumentará la Resistencia a la flexión del material a 379 MPa, utilizando un método de prueba de flexión de tres puntos y con el método de prueba biaxial 560Mpa.

Está indicado para restauraciones unitarias totales y parciales. Está contraindicado para PFU en molares, preparaciones muy subgingivales y pacientes con bruxismo. Se presenta en baja translucidez (LT) en tamaños de C14 y en colores compatibles con la guía vita en A1, A2, A3, A3.5 y B2; en HT se presenta en colores A1, A2 y A3. Celtra puede ser pulido mecánicamente con siliconas diamantadas en grosor decreciente con instrumental rotatorio hasta 10.000 (88).

CEREC Tessera™ es un material vitrocerámico de alta resistencia, (CEREC-Tessera™ Dentsply Sirona™, Alemania), que está disponible como una nueva opción. Se caracteriza como un disilicato de litio avanzado ( $LiAlSi_2O_6$ ), con un contenido de vidrio del 40 %-45 % y un tamaño de partícula submicrónico de  $\sim 0,5 \mu m$ . Está compuesto por 40 % de cristales de disilicato de litio, 5 % de fosfato de litio y el 5 % restante de cristales de virgilita que son cristales pequeños (<100 nanómetros) de silicato de aluminio y litio.

El fabricante recomienda que, luego del fresado, se someta a la restauración a un ciclo térmico adicional de 4'30", en el horno SpeedFire (Dentsply Sirona™, Alemania) para optimizar la estructura cristalina mediante la formación de nuevos cristales de virgilita, mejorando las propiedades mecánicas, con una Resistencia a la flexión superior a 700 Mpa. Se presenta en HT: A2, A3; MT, A1, A2, A3, A3.5, B1, C1, D2; LT, BL2 y está indicada para restauraciones unitarias completas, parciales tipo *onlay*, *inlay*, *overlays* y carillas (89-91).

inCoris TZI son bloques monolíticos de cerámica policristalina que están compuestos de óxido de zirconio. Estos bloques se producen inicialmente en un estado parcialmente sinterizado. Luego, se procesan mediante el sistema CAD/CAM inLab, según especificaciones individuales y, finalmente, se sinterizan para mejorar sus propiedades mecánicas y ópticas. Su composición microestructural le permiten ser usadas para Prótesis Fijas Unitarias y Plurales (PFU/PFP). Entre las ventajas de inCoris TZI se incluyen su alta resistencia, resistencia a la corrosión, buena compatibilidad biológica y traslucidez (92). Está compuesto por:

- $ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 \geq 99.9 \%$
- $Y_2O_3 \ 5.4 \ \% + HfO_2 \leq 5 \ \%$
- $Al_2O_3 \leq 0.005 \ \%$
- $Fe_2O_3 \leq 0.02 \ \%$
- Otros óxidos  $\leq 0.2 \ \%$

El fabricante indica que el proceso de sinterización puede realizarse utilizando:

- CEREC SpeedFire (Dentsply Sirona™, Bensheim, Alemania), durante 15 minutos a una temperatura máxima de 1600 °C.
- inFire HTC (CEREC SpeedFire, Dentsply Sirona™, Bensheim, Alemania), con un tiempo de sinterización de 6 horas, a una temperatura máxima de 1650 °C.

Este proceso permite alcanzar una resistencia a fractura de 6.4 MPa m<sup>1/2</sup> aproximadamente (93).

## 1.4 HORNOS CERÁMICOS

### 1.4.1 Horno Cerec Speed Fire

El CEREC SpeedFire, fabricado por Dentsply Sirona™, es un sistema utilizado para la cristalización, sinterización y vitrificación de cerámicas de ZrO<sub>2</sub> y cerámicas de vidrio. Este equipo permite realizar procesos de tratamiento térmico que se envían al dispositivo como órdenes desde el *software* CAD/CAM de Dentsply Sirona™. Es esencial que estos tratamientos térmicos se apliquen exclusivamente a las restauraciones y materiales asignados por el *software*.

El equipo debe mantenerse en un rango de temperatura de 5 °C a 35 °C. Sus dimensiones son 250×425×425 mm, con un consumo de potencia máximo de 1200 W y una temperatura máxima de sinterización de 1600 °C. El CEREC SpeedFire puede operar con una dirección IP estática o una asignada automáticamente, estando configurado de fábrica para funcionar con dirección IP estática. La dirección IP estándar es 192.168.230.xy, donde las posiciones x e y corresponden a las dos últimas cifras del número de serie del equipo.

El CEREC SpeedFire puede procesar zirconio CEREC, CELTRA DUO y todos los CEREC Blocs. Además, está autorizado para procesar IPS.emax CAD (de Ivoclar VivaDent) y VITA Suprinity (de VITA Zahnfabrik). Este horno puede sinterizar una corona en un lapso de 10-15 minutos. El tratamiento térmico es asignado automáticamente por el *software* CAD/CAM y depende del material y de las dimensiones de la restauración.

Es crucial que el equipo se utilice únicamente para los fines mencionados para evitar daños. Únicamente se permite materiales seleccionables en el diálogo de materiales del *software* CEREC SW o aquellos con programas de tratamiento térmico, vitrificación y cristalización asignados tras la selección. Antes de colocar la restauración en el horno, se debe conocer su tamaño máximo —38 x 20 mm— (incluido el soporte Glaze Single/Multi Unit); exceder dichas dimensiones puede causar daños en la cámara.

A continuación, se detalla algunos hornos con sus debidos procesos.

- **Proceso de cristalización/vitrificación IPS e.max CAD**

Debido a que las bandejas y espigas de cristalización IPS e.max CAD (Ivoclar VivaDent AG) no caben en el horno, no deben utilizarse en este. Además, es importante seguir las indicaciones complementarias del diagrama de flujo de Ivoclar VivaDent titulado “IPS e.max CAD Step-by-step for CEREC SpeedFire”.

- **Proceso de cristalización/vitrificación VITA Suprinity PC**

Es preferible usar la menor cantidad posible de CEREC SpeedPaste. Sin embargo, para evitar el contacto directo entre la bandeja de cocción y la restauración, hay que aplicar una pequeña cantidad de CEREC SpeedPaste para fijarla. Para la cristalización, se debe utilizar el soporte Glaze suministrado y no exceder el número máximo de tres coronas. Además, hay que considerar el tamaño máximo de la cámara del horno.

La vitrificación de VITA Suprinity PC en el CEREC SpeedFire solo se permite con el uso de VITA Akzent Plus Glaze LT Spray. Puede realizarse tres vitrificaciones, como máximo, utilizando siempre el soporte Glaze suministrado. Es recomendable seguir las instrucciones del fabricante del material, VITA Zahnfabrik (94).

### 1.4.2 Programat P310

Es un horno de cocción dental fabricado por Ivoclar VivaDent. Su cámara de cocción puede alcanzar temperaturas de hasta 1200 °C, mientras que el rango de temperatura recomendado para un funcionamiento óptimo es de +5 °C a +40 °C.

Este horno está equipado con la tecnología de mufla QTK2, que garantiza una distribución homogénea del calor dentro de la cámara de cocción. Esto no solo optimiza los resultados, sino que también prolonga la vida útil de los elementos de calentamiento. Además, el P310 cuenta con un nuevo sistema de control de vacío con tecnología de doble válvula, que reduce el ruido y mejora la eficiencia energética.

- **Programat P310 consta de los siguientes componentes:**
  - Base del horno con controles electrónicos.
  - Cabezal del horno con cámara de cocción.
  - Plataforma de apoyo.
  - Plataforma de cocción.
  - Cable eléctrico y manguera para la bomba de vacío.
  
- **El horno dispone de algunas áreas de programas:**
  - Programas de materiales Ivoclar VivaDent.
  - 300 programas libres, de configuración individual.
  - 300 programas de libre configuración en dispositivo USB.

Las áreas de programas se dividen en grupos, cada uno con 20 programas. Todos los programas están disponibles como equivalentes y cumplen con las exigencias necesarias. Cada uno permite ajustar todos los parámetros según sea necesario. Algunos de los programas disponibles incluyen:

- IPS Style.
- IPS InLine.
- IPS Empress Esthetic + CAD.
- IPS e.max Press técnica de capas.
- IPS e.max Press técnica de maquillaje.
- IPS e.max ZirPress técnica de maquillaje.
- IPS e.max ZirPress técnica de capas.
- IPS e.max ZirCAD técnica de maquillaje.
- IPS InLine PoM.
- IPS e.max CAD.
- IPS e.max ZirCAD técnica de capas.

Estos programas están diseñados para satisfacer diversas necesidades en la práctica dental (95, 96).

## **2. JUSTIFICACIÓN**

## 2. JUSTIFICACIÓN

### 2.1 JUSTIFICACIÓN

La simplificación de los pasos clínicos ha obligado a los fabricantes a producir bloques en estado completamente cristalizados, los mismos que pueden fresarse inmediatamente y cementarse en una misma sesión clínica. Por otra parte, para lograr un éxito a largo plazo de las restauraciones, los clínicos deberían tener la seguridad de que estos materiales posean las mejores propiedades mecánicas. Para ello, se han creado diferentes hornos para el tratamiento térmico de dichos materiales, con los cuales se pueden realizar tratamientos de calor que mejoran aún más su Resistencia a la Fractura (97).

La filosofía del flujo de trabajo digital es optimizar el tiempo clínico y terminar las restauraciones en la misma cita. Es decir, cuanto menos tiempo implique la fabricación de las restauraciones dentales —sin afectar las propiedades de los materiales CAD/CAM— más eficiente será el proceso (98).

Las restauraciones cerámicas presentes en la cavidad bucal están permanentemente sometidas a constantes cambios de temperatura, como fuerzas de distinta naturaleza, intensidad, dirección, constantes cambios en la acidez y presencia de humedad, que vuelven a este medio un ambiente dificultoso para su supervivencia (99).

Resulta importante analizar las propiedades mecánicas bajo influencia térmica, ya que un aumento en los ciclos de cristalización/sinterización o un mal manejo de la velocidad de enfriamiento podría no solo influir en propiedades mecánicas sino también en las ópticas y el *gap* marginal (100).

La presente investigación es viable, ya que se dispone de los recursos económicos necesarios, así como de las fuentes de información requeridas para llevarla a cabo.

Este documento tiene relevancia metodológica, debido a que podrían realizarse futuras investigaciones que usarán metodologías compatibles, de tal manera que se posibilitarán análisis conjuntos para complementar resultados con el mismo enfoque temático. Dichos resultados aportan al estudio de los materiales cerámicos para mejorar el comportamiento biomecánico, brindando longevidad clínica de las restauraciones presentes en la cavidad oral.

# **3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS**

### **3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS**

#### **3.1 HIPÓTESIS**

##### **3.1.1 Hipótesis Nula H0**

En la Hipótesis Nula de esta investigación se planteó que no existirían diferencias significativas en la resistencia a fractura de materiales cerámicos utilizados para sistemas CAD/CAM cuando se someten a diferentes tratamientos térmicos.

#### **3.2 OBJETIVOS**

##### **3.2.1 Objetivo general**

Determinar la influencia del tratamiento térmico en la Resistencia a la Fractura de diferentes materiales cerámicos utilizados para sistemas CAD/CAM.

##### **3.2.2 Objetivos específicos**

- Establecer la influencia térmica en la Resistencia a la Fractura de cerámicas feldespáticas con disilicato de litio.
- Determinar la influencia térmica en la Resistencia a la Fractura de cerámicas de dióxido de zirconio monolítico.
- Establecer la influencia térmica en la Resistencia a la Fractura de cerámicas feldespáticas con silicato de litio y virgilita.

# 4. MATERIAL Y MÉTODOS

Secciones de este capítulo ya han sido publicadas como:

Abad-Coronel, C.; Ordóñez Balladares, A.; Fajardo, J. & Martín Biedma, B. (2021). Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* (Basel, Switzerland), 14 (12), 3215.  
<https://doi.org/10.3390/ma14123215>

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 15,7 2478. 27 Mar, 2022  
**doi:10.3390/ma15072478**

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Comparative Study of the Influence of Heat Treatment on Fracture Resistance of Different Ceramic Materials Used for CAD/CAM Systems.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 17,6 1246. Mar 8, 2024,  
**doi:10.3390/ma17061**

Ordóñez, A.; Abad-Coronel, C.; Pauletto, P.; Martín Biedma, B.J. Thermal Influence on the Mechanical Properties of CAD/CAM Ceramics: A Systematic Review. *Appl. Sci.* 2024, 14, 5188.  
<https://doi.org/10.3390/app14125188>

## 4. MATERIAL Y MÉTODOS

### 4.1 MATERIAL

Antes de llevar a cabo este estudio, se realizó una revisión sistemática siguiendo las directrices descritas en “Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Protocols” (PRISMA-P). El protocolo de revisión se registró en el Registro Internacional Prospectivo de Revisiones Sistemáticas (PROSPERO; Centre for Reviews and Dissemination, Universidad de York), con la identificación CRD42023474444. El informe de este artículo se adhiere a la lista de verificación PRISMA (101).

#### 4.1.1 Criterios de admisibilidad

La pregunta central de esta investigación se formuló siguiendo la estructura: participante, intervención, resultado y estudios (PICO) de la siguiente manera:

- Participante: cerámica CAD/CAM.
- Intervención: tratamiento térmico.
- Control: no aplicable.
- Resultado: propiedades mecánicas de los materiales cerámicos CAD/CAM (Resistencia a la flexión, tenacidad a la fractura, resistencia y dureza).
- Diseño del estudio: in vitro.

Los estudios se seleccionaron meticulosamente para esta revisión utilizando criterios específicos de inclusión y exclusión. Se incluyeron los estudios in vitro que proporcionaban datos cuantitativos sobre el proceso subyacente a la influencia de los tratamientos térmicos (sinterización y cristalización) en las propiedades mecánicas de la cerámica CAD/CAM.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

1. Estudios que carecían de datos cuantitativos independientes sobre la influencia térmica en las propiedades mecánicas de las cerámicas CAD/CAM.
2. Estudios que omitían la mención/especificación de los tipos de tratamientos térmicos aplicados a los materiales cerámicos CAD/CAM.
3. Estudios que incluían exclusivamente materiales de resina CAD/CAM.
4. Estudios que abarcaban restauraciones cerámicas cementadas.
5. Estudios que se centraban en cualquier otra condición, como diseños de preparación de cavidades, análisis de superficies con tratamientos triboquímicos y análisis de propiedades físicas.
6. Estudios que no incorporaban materiales monolíticos.
7. Estudios con datos duplicados de otro estudio incluido.
8. Revisiones, cartas, libros, actas de congresos, casos clínicos, informes de casos, series de casos, artículos de opinión, artículos técnicos, carteles y directrices; y estudios con datos duplicados de otro estudio incluido.

9. Texto completo no disponible, incluso después de intentar ponerse en contacto con los autores correspondientes (tres intentos en un período de tres semanas). 4.1.2 Fuentes de información y estrategia de búsqueda

Se diseñó una estrategia de búsqueda bibliográfica electrónica que fue implementada el 7 de octubre de 2023. Esta búsqueda abarcó cinco bases de datos: Embase, Scopus, LILACS, Web Of Science y PubMed. Además, se realizó una exploración de la literatura gris utilizando Google Scholar y ProQuest Dissertations & Theses Global.

Para organizar las referencias y eliminar los duplicados, se utilizó Zotero, programa informático de gestión de referencias, desarrollado por Corporation for Digital Scholarship y por Roy Rosenzweig Center for History and New Media, George Mason University, North Virginia, Washington DC, EE. UU.

#### **4.1.2 Proceso de selección**

Tres revisores independientes realizaron la selección en un proceso de dos fases. En ambas fases, los tres revisores (AOB; CAC; PP) evaluaron las referencias basándose en criterios de elegibilidad. Inicialmente revisaron los títulos y resúmenes (Fase 1) y, posteriormente, examinaron los estudios de texto completo (Fase 2). Cualquier discrepancia se resolvió mediante discusión consensuada entre los tres revisores. Para agilizar el proceso de selección, se utilizó el programa informático Rayyan del Qatar Computing Research Institute, Data Analytics, Doha, Qatar.

#### **4.1.3. Proceso de recolección de datos e ítems de datos**

Los datos fueron recogidos por la primera autora (AOB) y revisados por el segundo y el tercero (CAC; PP). La información de los estudios incluidos se clasificó como sigue: Autores, año de publicación, total de muestras, cerámica CAD/CAM (tipo, nombre comercial y fabricante), tratamiento térmico (horno utilizado, fabricante, tiempo y unidades); propiedades mecánicas Resistencia a la flexión (Rf), Resistencia a la Compresión (RC), microdureza (MH), Tenacidad a la Fractura (TF) y tipo de ensayo, conclusiones, financiación y conflictos de intereses.

#### **4.1.4. Evaluación del riesgo de sesgo del estudio**

El riesgo de sesgo de los estudios in vitro se evaluó mediante la herramienta QUIN (102). Los tres autores (CAC; BMB; PP) revisaron los estudios incluidos y evaluaron los siguientes criterios establecidos por la herramienta: Metas/objetivos claramente establecidos; explicación detallada del cálculo del tamaño de la muestra; explicación detallada de la técnica de muestreo; detalles del grupo de comparación; explicación detallada de la metodología; detalles del operador; aleatorización; método de medición del resultado; detalles del evaluador del resultado; cegamiento; análisis estadístico; y presentación de los resultados.

Cada criterio se calificó con las siguientes posibilidades: Adecuadamente especificado (puntuación 2), Inadecuadamente especificado (puntuación 1), No especificado (puntuación 0) y No aplicable. Los estudios se clasificaron como de alto, medio o bajo riesgo de sesgo (>70 % = bajo riesgo de sesgo, 50 % a 70 % = medio riesgo de sesgo, y <50 % = alto riesgo de sesgo). Puntuación final = (puntuación total × 100)/(2 × número de criterios aplicables).

**Tabla 1. Hoja de puntuación para la herramienta de evaluación de la calidad de los estudios in vitro (QUIN)**

No.	Criterios	Kongkiatkamon S et al. 2022 (103)	Romanyk DL et al. 2020 (104)	Lu Y, Dai P,ra JMO et al. 2023 (105)	Lawson NC et al. 2020 (106)	Simba B, Ribeiro H et al. 2019 (107)	Schwetzer F et al. 2020 (108)	Juntavee N, Uasuwat P. 2020 (109)	Riquieri H et al. 2018 (110)	Traini T et al. 2016 (111)	Alves M et al. 2019 (112)	Kilinc H et al. 2021 (113)	Kwon WC et al. 2023 (114)	Hatanaka GR et al. 2017 (115)	Ordóñez A et al. 2022 (116)	Aurélio IL et al. 2018 (117)
1	Objetivos claros	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2
2	Explicación detallada del cálculo del tamaño de la muestra	0	0	0	0	0	0	2	2	0	1	2	2	0	0	0
3	Explicación detallada de la técnica de muestreo	2	2	2	1	1	1	1	2	0	1	2	2	2	1	2
4	Datos del grupo de comparación	2	2	2	1	2	2	2	2	1	2	2	1	2	2	2
5	Explicación detallada de la metodología	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2
6	Datos del operador	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0
7	Aleatorización	2	2	2	2	2	2	1	2	2	1	1	1	2	2	2
8	Método de medición del resultado	2	1	1	1	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2
9	Datos del evaluador de resultados	1	0	0	0	1	1	0	0	1	1	0	2	1	1	1
10	Cegador	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
11	Análisis estadístico	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
12	Presentación de los resultados	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	Puntuación	17(100)/22	16(100)/22	15(100)/22	13(100)/22	18(100)/22	16(100)/22	16(100)/22	19(100)/22	12(100)/22	15(100)/22	17(100)/22	18(100)/22	17(100)/22	17(100)/22	17(100)/22
	%	77.27 %	72.72 %	68.18 %	59.09 %	81.81 %	72.72 %	72.72 %	86.36 %	54.54 %	68.18 %	77.27 %	81.81 %	77.27 %	77.27 %	77.27 %

La calidad de los estudios in vitro se evaluó mediante la herramienta QUIN (102), que consta de 12 ítems con opciones de puntuación y calificación, y permite a los investigadores evaluar la calidad de los estudios in vitro. Los tres autores (CAC; BMB; PP) revisaron los estudios incluidos y evaluaron los siguientes criterios establecidos por la herramienta. De los estudios incluidos, solo 11 tenían un RoB bajo (103,104,107–110,113–117) mientras que 4 tenían un RoB moderado (105,106,111,112).

#### 4.1.5. Mediciones de efectos y métodos de síntesis

Los datos extraídos se sintetizaron de forma descriptiva.

### 4.2 MUESTRAS Y FABRICANTES

Se realizó un análisis de la influencia del tratamiento térmico en la Resistencia a la Fractura de restauraciones cerámicas a partir de los siguientes bloques CAD/CAM: disilicato de litio (IPS e.max<sup>®</sup> CAD/Ivoclar VivaDent, e inCoris TZI/Dentsply Sirona<sup>™</sup>) y silicato de litio y virgilita (CEREC Tessera/Dentsply Sirona<sup>™</sup>), como se muestra en la Tabla 2 y en la Figura 3. Es importante reiterar que los materiales utilizados se obtuvieron directamente de distribuidores autorizados, sin donaciones de dichos productos.

Tabla 2. Detalles de muestras y fabricantes de los cinco tipos de cerámicas CAD/CAM

Nombre del material	Fabricante/País de procedencia	Composición
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	SiO <sub>2</sub> 57-80 %, Li <sub>2</sub> O 11-19 %, K <sub>2</sub> O 0-13%, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> 0-11 %, ZrO <sub>2</sub> 0-8 %, ZnO 0-8 %, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0-5 %, MgO 0-5 %, óxido 0-8 %
inCoris TZI	Dentsply Sirona™/Alemania	ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> +Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 99.0 %, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> > 4.5 - ≤ 6.0 %, HfO <sub>2</sub> ≤ 5 %, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ≤ 0.5 %, otros óxidos ≤ 0.5 %
CEREC Tessera	Dentsply Sirona™/Alemania	Li <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub> 90 %, Li <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> 5 %, Li <sub>0.5</sub> Al <sub>0.5</sub> Si <sub>2.5</sub> O <sub>6</sub> (virgilita) 5 %



Figura 3. Bloques de cerámicas CAD/CAM

Elaboración propia.

#### 4.2.1 Elaboración de las muestras

- **IPS e.max® CAD**

Para obtener las probetas se preparó una corona completa de un primer molar superior con una línea de terminación de 1,25 mm tipo chamfer, posteriormente se digitalizó utilizando un escáner de luz estructurada de alta potencia (Primescan, Dentsply Sirona™, Alemania). Como se aprecia en la Figura 4, se diseñó la restauración con *software* integrado (CEREC SW 5.1, Dentsply Sirona™, Bensheim, Alemania) y se maquinaron las probetas utilizando una fresadora en húmedo integrada (sistema CEREC inLab MC XL, York, PA, EE. UU.), formándose tres grupos de 20 restauraciones cada uno y se cristalizaron siguiendo las indicaciones de cada fabricante, como se expresa en la Tabla 3.

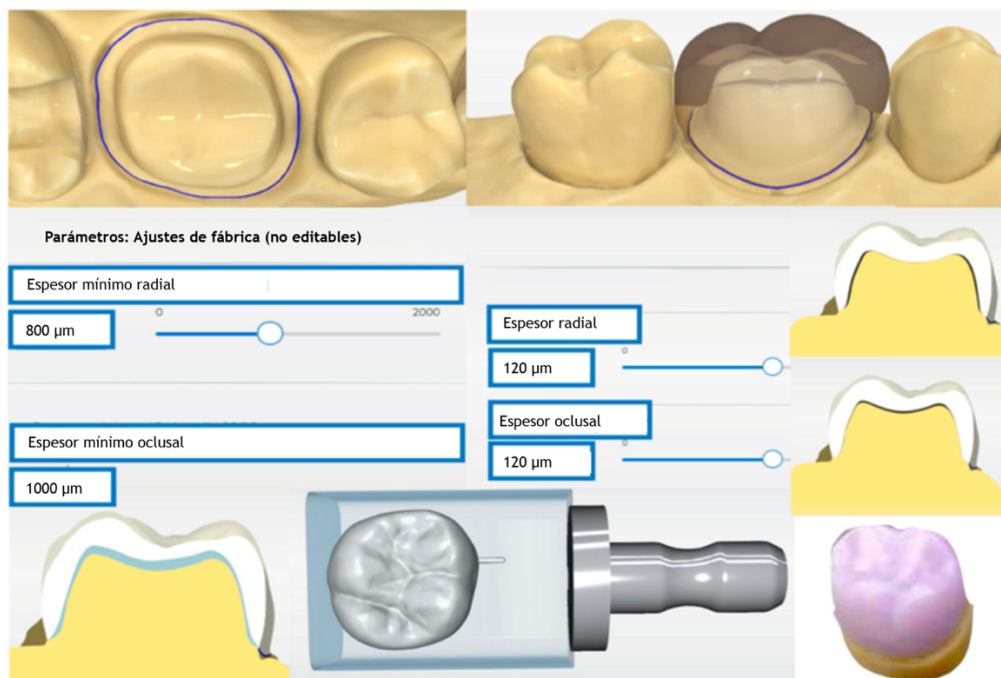


Figura 4. Diseño de la corona con parámetros específicos para el espaciador y fresado de la restauración

Elaboración propia.

Tabla 3. e.max CAD grupos, unidades térmicas y tiempos de cristalización

Cerámica	Fabricante/Pais de procedencia	Muestras	Grupos	Unidad térmica	Casa comercial	Temperatura /tiempo
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	60	n=20 NF	Programat P310	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	850 °C 23 min, 50 seg
			n=20 FF	Programat P310	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	870 °C 10 min, 10 seg
			n=20 SF	Speed Fire	Dentsply Sirona™/Bensheim, Alemania	797 °C 24 min

- **inCoris TZI**

Para obtener las probetas se preparó para corona completa en un modelo de un primer premolar superior derecho con una línea de terminación de 1 mm tipo chamfer. Esta corona se digitalizó mediante un escáner intraoral de luz estructurada de alta potencia (Primescan, Dentsply Sirona™, Alemania). El diseño de la restauración se realizó en un *software* CAD (CEREC 5.0, Dentsply Sirona™, Alemania) y fue maquinada en seco en una fresadora compacta (MC XL Premium, Dentsply Sirona™, Alemania), se analizaron 40 restauraciones CAD/CAM fabricadas con bloques de dióxido de zirconio monolítico traslúcido presinterizado (inCoris TZI, Dentsply Sirona™, Alemania).

Las 40 coronas fueron asignadas aleatoriamente en dos grupos de 20 muestras cada uno: grupo 1 (SpeedFire, Dentsply Sirona™, Alemania) y grupo 2 (Horno inFire HTC, Dentsply Sirona™, Alemania). La sinterización de las restauraciones de dióxido de zirconio se realizó en el horno determinado según el grupo asignado cuya duración dependió del *software* que determina el tiempo y temperatura máxima automáticamente de acuerdo con cada restauración expresados a detalle en la Tabla 4.

Tabla 4. inCoris grupos, unidades térmicas y tiempos de sinterización

Cerámica	Fabricante/Pais de procedencia	Muestras	Grupos	Unidad térmica	Casa comercial	Temperatura /tiempo
inCoris TZI	Dentsply Sirona™ /Bensheim, Alemania	40	n=20 SF	Speed Fire	Dentsply Sirona™ /Bensheim, Alemania	1600 °C 18 min
			n=20 IF	InFire		1650 °C 8 hr

- **CEREC Tessera**

Se escaneó el modelo de un molar superior preparado para una corona completa con una línea de terminación en chaflán. La preparación de este modelo fue digitalizada por medio de un escáner intraoral de luz estructurada (Primescan, Dentsply Sirona™, Alemania). Se diseñó una restauración de volumen completo 1,25 mm de grosor mediante un *software* CAD (CEREC 5.0, Primemill, Dentsply Sirona™, Alemania), posteriormente los bloques de los materiales cerámicos se maquinaron mediante una fresadora (CEREC MC XL Premium, Dentsply Sirona™, Alemania) y se sometieron a el tratamiento térmico recomendado por el fabricante, formándose 5 grupos de estudio, como se muestra en la Tabla 5.

Tabla 5. Materiales CAD/CAM y tratamientos térmicos recomendados por fabricantes

Grupos experimentales	Nombres comerciales	Fabricante/Pais de procedencia	Muestras	Unidad térmica	Fabricantes	Temperatura /tiempo
Grupo 1	CEREC Tessera	Dentsply Sirona™ /Alemania	10	Programat P310	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	760 °C 2 min
Grupo 2	CEREC Tessera	Dentsply Sirona™ /Alemania	10 SC	-	-	-
Grupo 3	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	20	Programat P310	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	850 °C 7 min
Grupo 4	VITA Suprinity	VITA Zahanfabrick	20	Programat P310	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	840 °C 8 min
Grupo 5	Cameo	Aidite/Singapur	20	Programat P310	Ivoclar Vivadent™ /Liechtenstein	840 °C 6 min

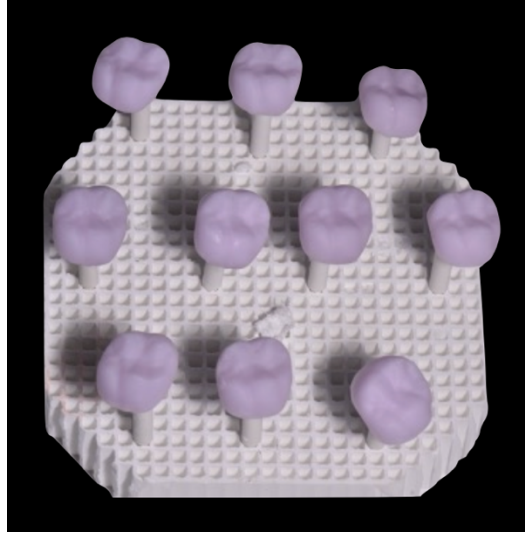


Figura 5. Bloques de cerámicas CAD/CAM/SC

Elaboración propia.



Figura 6. Bloques de cerámicas CAD/CAM

Elaboración propia.

#### 4.2.2 Termociclado

Todas las muestras se sometieron a un proceso de termociclado; los ciclos utilizados fueron de 5000 para estimar cinco años de condiciones orales. El termociclado se programó con temperaturas extremas de 5 °C y 55 °C en agua destilada (tiempo de residencia: 25", tiempo de pausa: 10") se realizó en la unidad de termociclado computarizada (Thermocycler™, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Alemania).

## 4.3 MÉTODOS

### 4.3.1 Ensayo de compresión

- IPS e.max<sup>®</sup> CAD

Cada restauración se colocó sobre un muñón de resina, elaborado en una impresora 3D con tecnología DLP (SprintRay<sup>™</sup>, Pro, Los Ángeles, CA, EE. UU.), con capas de 50 micras de definición y con una resina para modelos (Sprint Ray<sup>™</sup>, Gray Die y Model, Los Ángeles, CA, EE. UU.), como puede observarse en la Figura 7.

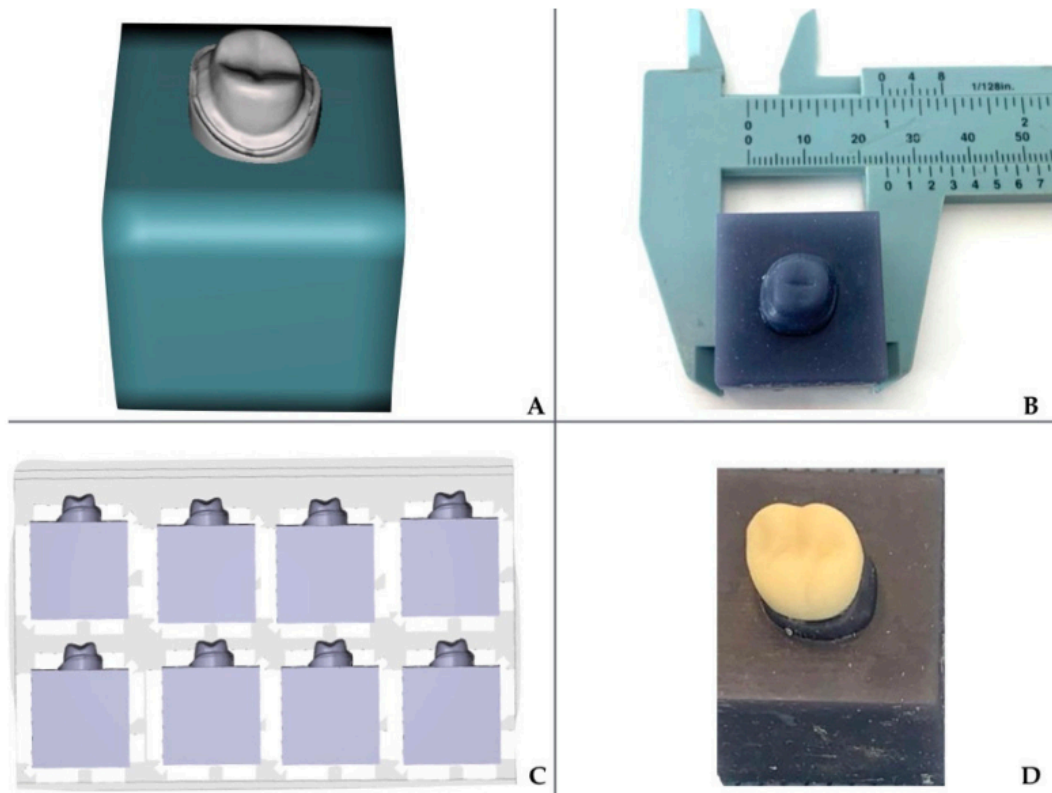


Figura 7. Archivo digital del pilar exportado del modelo escaneado. (A) Diseño digital del bloque para adaptar el pilar a la máquina de ensayo universal. (B, C) Se imprimió un cubo de 25 mm<sup>3</sup> con la impresora 3D para cada corona. (D) Restauración final asentada sobre el muñón impreso en resina, previo a la prueba de carga

Elaboración propia.

Cada muestra se sometió a una prueba de carga estática a una velocidad de 0,5 mm/min con una dirección paralela al eje mayor del diente y con una precarga inicial de 10N utilizando una máquina de prueba universal (TestResources<sup>™</sup>, Serie 300, Shakopee, MN, EE. UU.), equipado con una celda de carga de 5 kN. La carga se aplicó con un punzón piloto de acero templado con un radio de 3 mm aplicado en la fosa central de la restauración. Todos los

especímenes fueron cargados hasta la fractura y registrados en Newtons (N) por una computadora conectada a la máquina de prueba, como se muestra en la Figura 8.

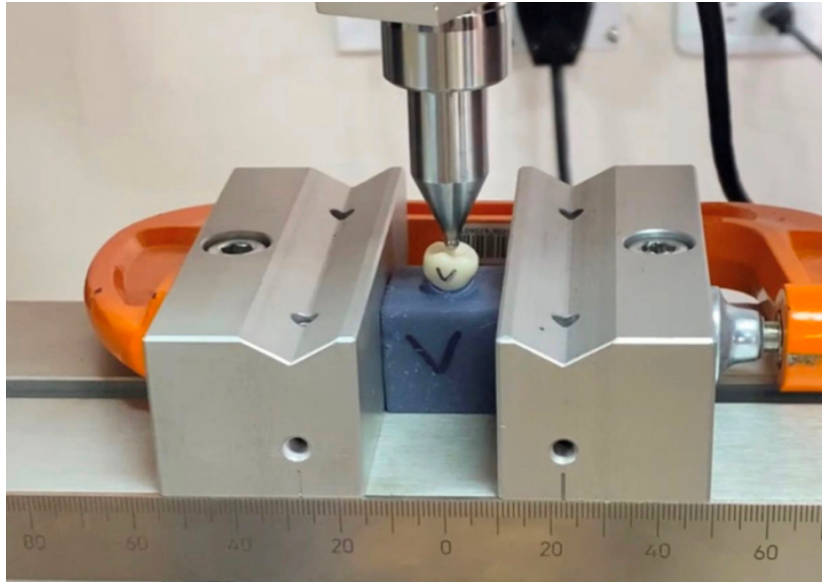


Figura 8. Carga de la muestra asentada sobre el pilar de resina impresa utilizando una máquina de ensayo universal

Elaboración propia.

- **inCoris TZI**

Después del proceso de sinterización que recibió cada restauración de cerámica, se utilizó una máquina de compresión universal (Super L 120, Tinius Olsen, Horsham, PA, EE. UU.). Se obtuvo una réplica del pilar en una aleación de cromo-cobalto para asentar cada muestra con fines de prueba, tal como se expresa en la Figura 9.

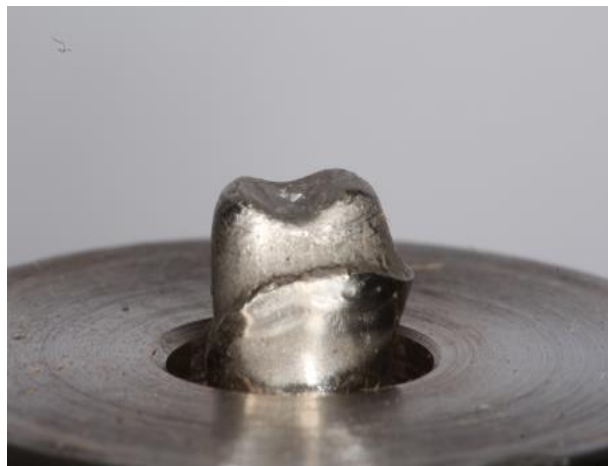


Figura 9. Pilar obtenido en cromo cobalto

El ensayo se realizó con una celda de carga máxima registrada en Newtons (N) y un control de desplazamiento con una velocidad de 1 mm/min. La fractura de cada espécimen se llevó a cabo utilizando una punta estándar (diámetro = 2 mm) colocada en la superficie oclusal de cada espécimen. Durante el ensayo de compresión, se registraron continuamente la carga y el desplazamiento experimentados por cada probeta en el momento en que la punta tuvo contacto con el material y provocó la fractura. Cada grupo de especímenes recibió un número de identificación específico. La fuerza máxima de carga hasta la falla fue registrada por el *software* (Horizon, Tinius Olsen, Horsham, PA, EE. UU.) conectado a la máquina universal, como se observa en la Figura 10.



Figura 10. Carga de la muestra asentada sobre el pilar de aleación de cromo cobalto utilizando una máquina de ensayo universal

Elaboración propia.

- **CEREC Tessera**

Tal como puede apreciarse en la Figura 11, se elaboró un muñón maestro de metal fundido obtenido a partir del escaneado inicial del tipodonto original para soportar el ensayo de cada restauración cerámica.



Figura 11. Muñón de cromo cobalto

Elaboración propia.

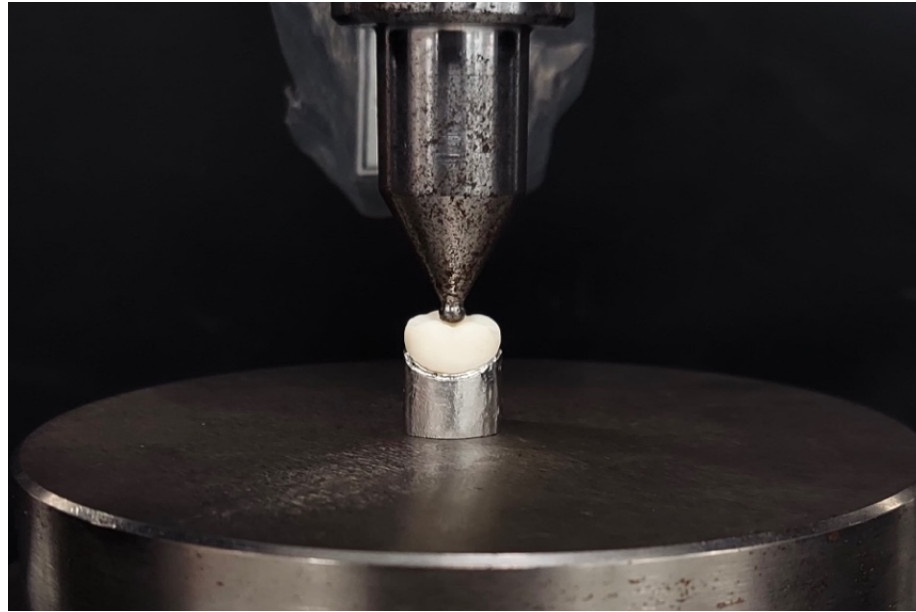


Figura 12. Carga de la probeta asentada sobre el pilar de aleación de cromo cobalto, utilizando una máquina de ensayo universal

Elaboración propia.

Cada muestra fue sometida a una prueba de carga estática a una velocidad de 0,5 mm/min con una dirección paralela al eje mayor del diente y con una precarga inicial de 10 N utilizando una máquina de prueba universal (Shimadzu, Serie AGS-X, Tokio, Japón) equipada con una celda de carga de 20 kN. La carga se aplicó con un punzón piloto de acero templado con un radio de 3 mm en la fosa central de la restauración. Todos los especímenes fueron cargados hasta la fractura y registrados en Newtons (N) por un *software* (Trapezium

X Testing Software, Shimadzu, Tokio, Japón) conectado a la máquina de prueba, como se aprecia en la Figura 12.

#### 4.3.2 Evaluación del modo de fractura

Para identificar los orígenes de las fracturas y los patrones de propagación, se realizó un análisis fractográfico. A su vez, todos los especímenes analizados presentaron un modo de fractura frágil sin evidencia de deformación plástica, como se muestra en la Figura 13.

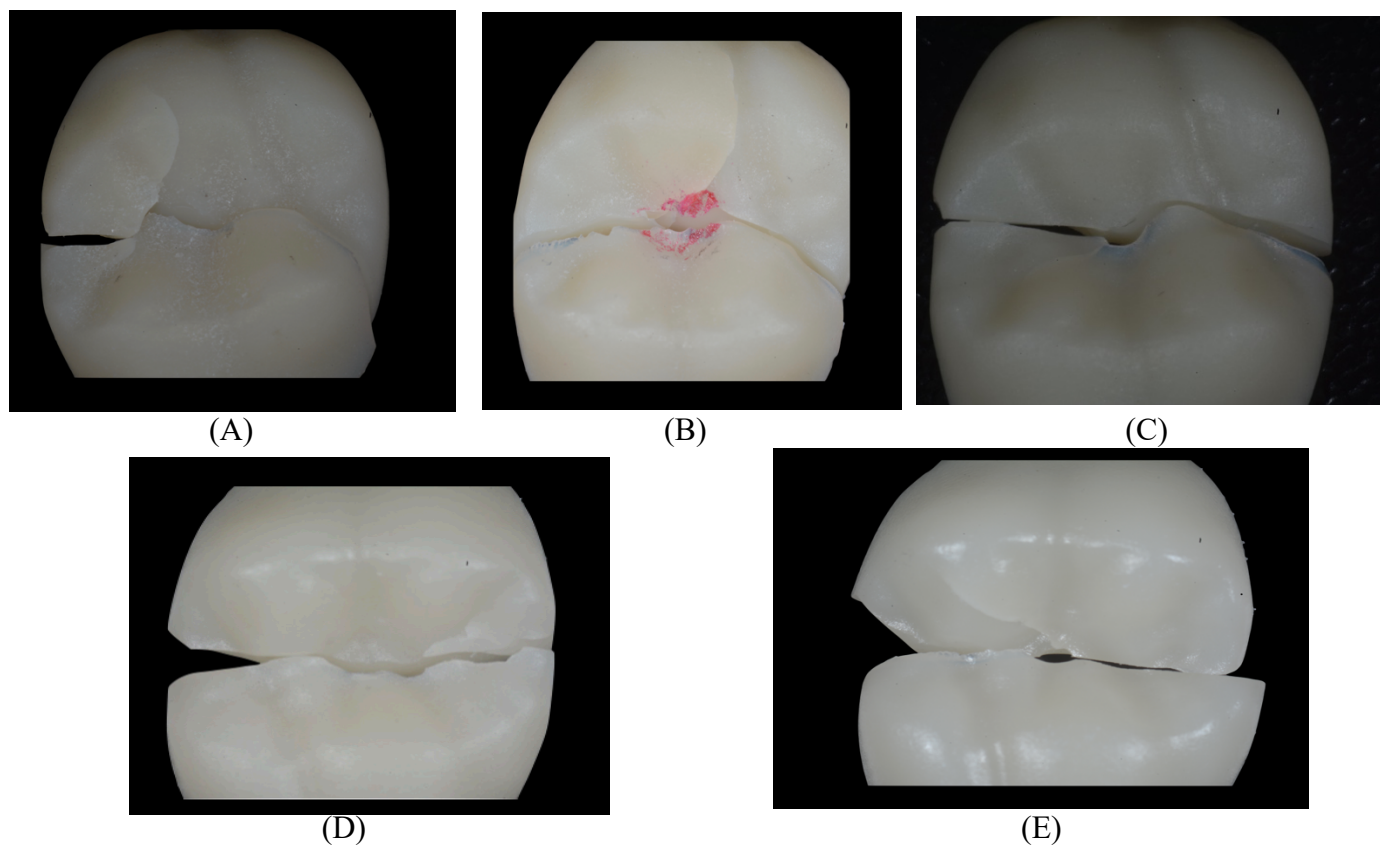


Figura 13. Imágenes de las superficies de fractura concomitantes a los cinco materiales estudiados: (A)

Elaboración propia.

# 5. RESULTADOS

**Secciones de este capítulo ya han sido publicadas como:**

Abad-Coronel, C., Ordóñez Balladares, A., Fajardo, J. I. & Martín Biedma, B. J. (2021). Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* (Basel, Switzerland), 14(12), 3215.  
**<https://doi.org/10.3390/ma14123215>**

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 15,7 2478. 27 Mar, 2022  
**doi:10.3390/ma15072478**

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Comparative Study of the Influence of Heat Treatment on Fracture Resistance of Different Ceramic Materials Used for CAD/CAM Systems.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 17,6 1246. 8 Mar, 2024,  
**doi:10.3390/ma17061246**

Ordóñez, A.; Abad-Coronel, C.; Pauletto, P. & Martín Biedma, B.J. Thermal Influence on the Mechanical Properties of CAD/CAM Ceramics: A Systematic Review. *Appl. Sci.* 2024, 14, 5188.  
**<https://doi.org/10.3390/app14125188>**

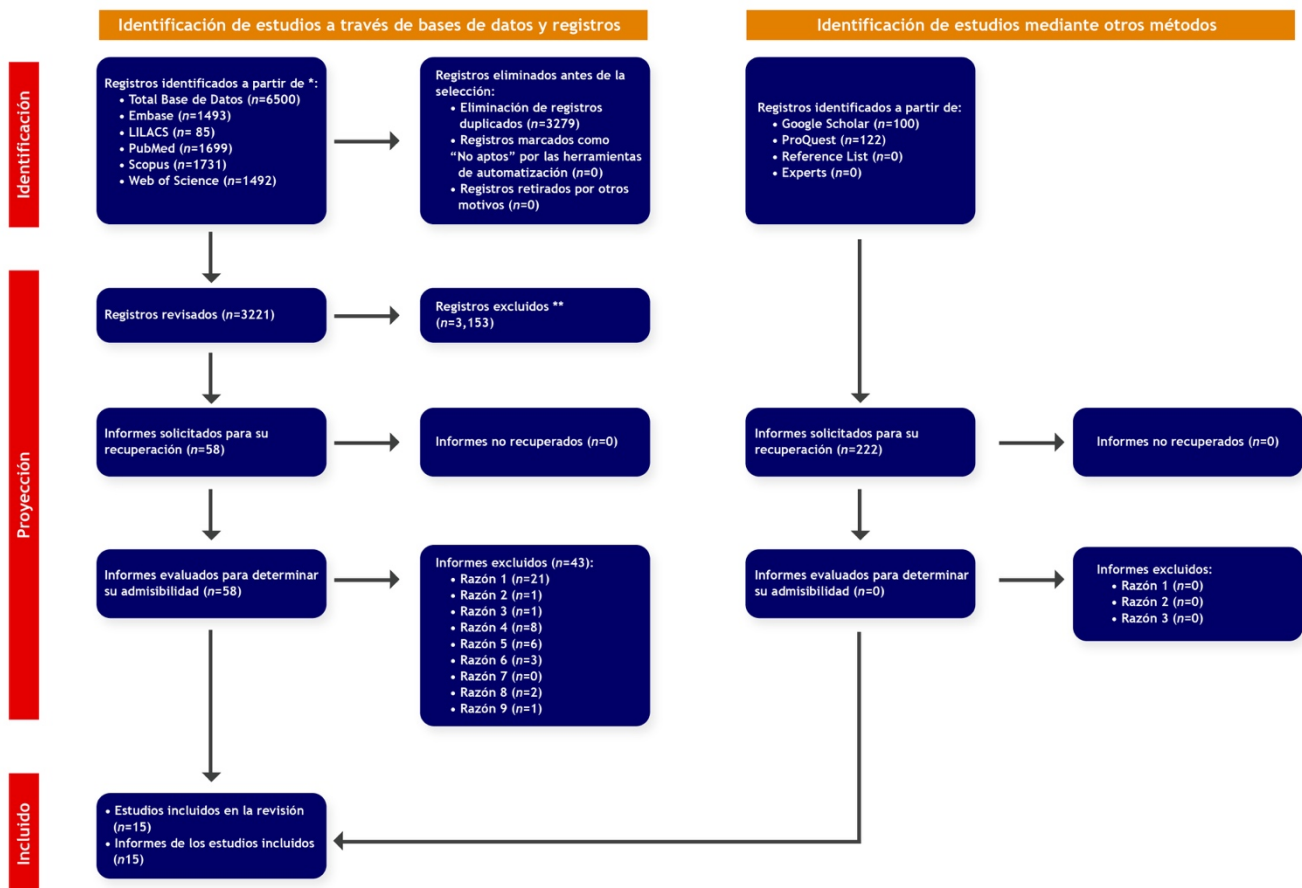
## 5. RESULTADOS

### 5.1. SELECCIÓN DE ESTUDIOS

De un total de 6500 referencias identificadas en las cinco bases de datos, se consideró 3221. Tras eliminar los registros duplicados en la fase 1 de selección de estudios, 58 artículos pasaron a la fase 2 de lectura del texto completo, como se muestra en la Figura 14.

Figura 14. Diagrama de flujo de la búsqueda bibliográfica y criterios de selección

Diagrama de flujo PRISMA 2020 para nuevas revisiones sistemáticas que incluían búsquedas en las bases de datos, registros y otras fuentes



\*Considere, si es posible, comunicar el número de registros identificados en cada base de datos o registro consultado (en lugar del número total de todas las bases de datos/registros).

\*\*Si se utilizaron herramientas de automatización, indique cuántos registros fueron excluidos por una persona y cuántos fueron excluidos por herramientas de automatización.

## 5.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS ESTUDIOS

Los 15 estudios incluidos en este análisis eran de naturaleza *in vitro* y se publicaron en el período comprendido entre 2016 y 2023. Al clasificar los estudios, se hicieron dos agrupaciones principales de materiales cerámicos: El grupo de cerámicas con refuerzo cristalino de silicato y el de dióxido de zirconio. A continuación se realizó una organización detallada, identificando los resultados de las propiedades mecánicas analizadas bajo diferentes protocolos de tiempo en su cristalización o sinterización. Cada propiedad fue desglosada por los autores de los estudios, cerámica/nombre comercial, horno/nombre comercial, temperatura, tiempo, los resultados obtenidos y la Desviación Estándar asociada a cada propiedad mecánica analizada. Es importante destacar que el tamaño de las muestras de las cerámicas con refuerzo cristalino con silicato y óxido de zirconio varió en un rango de 10 a 50 unidades en los estudios considerados.

## 5.3. EVALUACIÓN DE LOS RESULTADOS

### 5.3.1. Cerámica cristalina reforzada con silicato

Los datos de FS para el intervalo de tiempo de 2-5 min se presentan en la Tabla 6. Concretamente, se destaca que a una temperatura de 820 °C durante 4'30", la cerámica Celtra Duo mostró un rendimiento de FS sobresaliente (104).

Tabla 6. Resultados de Rf del grupo de cerámica de silicato en un intervalo de tiempo de 2-5 minutos

Rf (MPa) 2-5 min					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/Hornos/Fabricantes	Tiempo	Rf (MPa)	Rf (MPa) DE
Romanyk DL <i>et al.</i> 2020 (104)	Celtra Duo Dentsply Sirona™	820 °C Programat EP 5000 Ivoclar Vivadent	4'30"	220	16
Lu Y <i>et al.</i> 2023 (105)	CEREC Tessera Dentsply Sirona™	790 °C Programat P100 Ivoclar Vivadent	2 min	195	44

DE: Desviación Estándar, MPa: Megapascuales, Rf: Resistencia a la flexión

IPS e.max CAD demostró un rendimiento FS superior cuando se utiliza una temperatura de 840 °C durante un período de 7 minutos (106), como se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7. Resultados de Rf del grupo de cerámica de silicato en el intervalo de tiempo de 6-7 minutos

Rf (MPa) 6-7 min					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/Hornos/Fabricantes	Tiempo	Rf (MPa)	Rf (MPa) DE
Simba B <i>et al.</i> 2019 (107)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	840 °C Prensa Kota Kota Evo	7 min	303	58
Simba B <i>et al.</i> 2019 (107)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	820 °C Prensa Kota Kota Evo	7 min	192	29
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	840 °C Programat P500 Ivoclar Vivadent	7 min	471	87
Schweitzer F <i>et al.</i> 2020 (108)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	840 °C Dekema Austromat 624i Dekema	6 min	344	51
Schweitzer F <i>et al.</i> 2020 (108)	Celtra Duo Dentsply Sirona™	820 °C Dekema Austromat 624i Dekema	7 min	252	53
Juntavee N, Uasuwon P. 2020 (109)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Programat P310 Ivoclar Vivadent	6 min	392	37

DE: Desviación Estándar, MPa: Megapascales, Rf: Resistencia a la flexión

El análisis de la Tabla 8 revela que el aumento tanto del tiempo como de las unidades de calor da como resultado un rendimiento mecánico ligeramente inferior para IPS e.max CAD (105) que el presentado en la Tabla 7.

Tabla 8. Resultados de Rf del grupo de cerámica de silicato en un intervalo de tiempo de 8-10 minutos

Rf (MPa) 8-10 min					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/Hornos/Fabricantes	Tiempo	Rf (MPa)	Rf (MPa) DE
Riquieri H <i>et al.</i> 2018 (110)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Vita Vacumat 6000 MP Vita Zahnfabrik	8 min	191	x
Riquieri H <i>et al.</i> 2018 (110)	Celtra Duo Dentsply Sirona™	830 °C Multimat Dentsply Sirona™	10 min	251	x
Lu Y <i>et al.</i> 2023 (105)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Programat P100 Ivoclar Vivadent	10 min	358	73
Juntavee N, Uasuwon P. 2020 (109)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Programat P310 Ivoclar Vivadent	8 min	267	32

DE: Desviación Estándar, MPa: Megapascales, Rf: Resistencia a la flexión

Al examinar los resultados de MH presentados en la Tabla 9, se observa que VITA Suprinity mostró una mayor dureza. Este rendimiento se consiguió utilizando un horno Ivoclar VivaDent y aplicando un tratamiento térmico de 840 °C durante 8 minutos (111).

**Tabla 9. Resultados de MH en el grupo de cerámicas de silicato en un intervalo de tiempo de 8-10 minutos**

MH (GPa) 8-10 min					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/Hornos/Fabricantes	Tiempo	Vickers (GPa)	Vickers (GPa) DE
Alves M <i>et al.</i> 2019 (112)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Kota Evo Dorjen	8 min	6.4	34
Alves M <i>et al.</i> 2019 (112)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Kota Evo Dorjen	10 min	6.5	22
Traini T <i>et al.</i> 2016 (111)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Programat EP 510 Ivoclar Vivadent	8 min	7.6	0.7
Riquieri H <i>et al.</i> 2018 (110)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Vita Vacumat 6000 MP Vita Zahnfabrik	8 min	6.8	16
Riquieri H <i>et al.</i> 2018 (110)	Celtra Duo Dentsply Sirona™	830 °C Multimat Dentsply Sirona™	10 min	6.9	10

DE: Desviación Estándar, GPa: Gigapascuales, MH: Microdureza

En la Tabla 10 se desprende que la cerámica VITA Suprinity, en comparación con Celtra Duo (111), mostró un mayor FT cuando se utilizó el horno recomendado por el fabricante, con un tratamiento térmico de 840 °C aplicado durante 8 minutos.

**Tabla 10. Resultados de FT en el grupo de cerámicas de silicato en un intervalo de tiempo de 8-10 minutos**

FT (MPa) 8-10 min					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/Hornos/Fabricantes	Tiempo	FT K <sub>IC</sub>	FT K <sub>IC</sub> (ED)
Alves M <i>et al.</i> 2019 (112)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Kota Evo Dorjen	8 min	1.15	0.13
Alves M <i>et al.</i> 2019 (112)	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Kota Evo Dorjen	10 min	1.30	0.16
Traini T <i>et al.</i> 2016 (111)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Programat EP 510 Ivoclar Vivadent	8 min	2.8	0.9
Riquieri H <i>et al.</i> 2018 (110)	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Vita Vacumat 6000 MP VITA Zahnfabrik	8 min	2.63	0.14
Riquieri H <i>et al.</i> 2018 (110)	Celtra Duo Dentsply Sirona™	830 °C Multimat Dentsply Sirona™	810 min	2.51	0.59

DE: Desviación Estándar, FT: Tenacidad a la Fractura

Es importante señalar que solamente un estudio se centró en la evaluación de la MH y la FT del material Celtra Duo. Dicho estudio utilizó un tiempo de tratamiento de 1.5 minutos a una temperatura de 820 °C, utilizando un horno Kota Evo (Brasil, Sao Paulo, Rua Iris Member-Dorjen Company). Los resultados obtenidos fueron los siguientes: microdureza de  $6,78 \pm 0,18$  GPa y Tenacidad a la Fractura de  $1,40 \pm 0,12$  K<sub>IC</sub> (112).

### 5.3.2. Materiales de óxido de zirconio

Como puede observarse en la Tabla 11, se analizó los resultados de tres estudios, revelando que inCoris TZI de Dentsply Sirona™ presentaba valores de FS notablemente elevados, alcanzando  $1.183 \pm 204$  MPa, cuando se respetaba el tratamiento recomendado por el fabricante (109).

**Tabla 11. Resultados de FS del grupo de cerámica de óxido de circonio en un intervalo de tiempo de 15-18 minutos**

Rf (MPa) 15-18 min					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/Hornos/Fabricantes	Tiempo	Rf (MPa)	Rf (MPa) DE
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	Katana STML Block Kuraray Noritake	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona™	18 min	859	110
Kongkiatkamon S <i>et al.</i> 2022 (103)	Katana STML Block Kuraray Noritake	1560 °C SpeedFire Dentsply Sirona™	15 min	500	234
Juntavee N, Uasuwon P. 2020 (109)	inCoris TZI Dentsply Sirona™	1510 °C InFire Dentsply Sirona™	18 min	1183	204

DE: Desviación Estándar, MPa: Megapascales, Rf: Resistencia a la flexión

En la Tabla 12, un análisis comparativo revela que el bloque Katana STML (Kuraray, Noritake, Japón) alcanzó rangos significativamente superiores en RF cuando se utilizó el horno SpeedFire (Dentsply Sirona™) a una temperatura de 1600 °C durante 30 minutos (106).

**Tabla 12. Resultados de FS del grupo de cerámica de óxido de circonio en un período de 30 minutos**

Rf (MPa) 30 min					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/Hornos/Fabricantes	Tiempo	Rf (MPa)	Rf (MPa) DE
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	Katana STML Block Kuraray Noritake	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona™	30 min	788	28
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	Prettau Anterior Zirkozahn	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona™	30 min	557	46
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	TOSOH Noritake KATANA	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona™	30 min	493	65

DE: Desviación Estándar, MPa: Megapascales, Rf: Resistencia a la flexión

Al examinar los resultados detallados en la Tabla 13, se destaca que Razor Zirconia de la empresa comercial U&C International exhibió valores superiores en FS, alcanzando  $659 \pm 39$  MPa, en comparación con IPS e.max ZirCAD de Ivoclar VivaDent (113,114).

Tabla 13. Resultados de Rf del grupo de cerámica de óxido de circonio en un período de 2 horas

Rf (MPa) 2 h					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/hornos/fabricantes	Tiempo	Rf (MPa)	Rf (MPa) DE
Kilinc H <i>et al.</i> 2021 (113)	IPS e.max ZirCAD Ivoclar Vivadent	1550 °C Programat P500 Ivoclar Vivadent	2 h	480	111
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1230 °C Zircon Plus, KDF Denken High-dental	2 h	304	21
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1330 °C Zircon Plus KDF Denken High-dental	2 h	574	44
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1430 °C Zircon Plus, KDF Denken High-dental	2 h	659	39
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1530 °C Zircon Plus, KDF Denken High-dental	2 h	623	17

DE: Desviación Estándar, MPa: Megapascales, Rf: Resistencia a la flexión

Tres estudios (134, 136,144) analizaron la influencia térmica sobre el SL en un intervalo de 7 a 8 horas a 1550 °C. Los resultados indican que Zpex Smile de Tosoh superó a Katana STML Block/Kuraray Noritake y Prettau Anterior/Zirkonzahn, como se presenta en la Tabla 14.

Tabla 14. Resultados de Rf del grupo de cerámica de óxido de circonio en un intervalo de tiempo de 7-8 horas

Rf (MPa) 7-8 h					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/hornos/fabricantes	Tiempo	Rf (MPa)	Rf (MPa) DE
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	Katana STML Block Kuraray Noritake	1550 °C Noritake KATANA Kuraray	7 h	761	6.80
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	Prettau Anterior Zirkonzahn	1550 °C Noritake KATANA Kuraray	7 h	787	50.48
Lawson NC <i>et al.</i> 2020 (106)	Sonrisa Zpex TOSOH	1550 °C Noritake KATANA Kuraray	7 h	789	6.56
Hatanaka GR <i>et al.</i> 2016 (115)	Marco de lava 3M	1500 °C Horno de lava 200 Dekema Dental-Keramiköfen GmbH	8 h	642	699.3
Kongkiatkamon S <i>et al.</i> 2022 (103)	Katana STML Block Kuraray Noritake	1550 °C InFire Dentsply Sirona™	7 h	466	22.89

DE: Desviación Estándar, MPa: Megapascales, Rf: Resistencia a la flexión

En cuanto a MH y FT, un estudio evaluó la cerámica Razor Zirconia del fabricante U&C International, aplicando diferentes unidades de calor. Los resultados favorecieron la condición de 1430 °C (114), detallados en las Tablas 15 y 16.

Tabla 15. Resultados de MH en el grupo de cerámicas de silicato en un período de tiempo de 2 horas

MH (GPa) 2 h					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/hornos/fabricantes	Tiempo	Vickers (GPa)	Vickers (GPa) DE
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1230 °C Zircon Plus, KDF Denken High Dental	2 h	7.36	37.14
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1330 °C Zircon Plus, KDF Denken High Dental	2 h	9.04	37.65
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1430 °C Zircon Plus, KDF Denken High Dental	2 h	9.18	39.42
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Navaja de circonio U&C Internacional	1530 °C Zircon Plus, KDF Denken High Dental	2 h	8.35	31.50

DE: Desviación Estándar, GPa: Gigapascales, MH: Microdureza

Tabla 16. Resultados de FT en el grupo de cerámicas de silicato en un período de 2 horas

FT (KIC) 2 h					
Autores	Cerámica/Fabricante	TTA/hornos/fabricantes	Tiempo	FT (K) <sub>ic</sub>	FT (K <sub>ic</sub> ) DE
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Razor Zirconia/U&C Internacional	1230 °C Zircon Plus KDF Denken High-dental	2 h	4.99	0.14
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Razor Zirconia/U&C Internacional	1330 °C Zircon Plus KDF Denken High-dental	2 h	6.28	0.27
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Razor Zirconia/U&C Internacional	1430 °C Zircon Plus KDF Denken High-dental	2 h	6.48	0.31
Kwon WC <i>et al.</i> 2023 (114)	Razor Zirconia/U&C Internacional	1530 °C Zircon Plus KDF Denken High-dental	2 h	6.09	0.20

DE: Desviación Estándar, TF: Tenacidad a la Fractura

## 5.4 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

### 5.4.1 IPS e.max® CAD

Como puede observarse en la Figura 15 y en la Tabla 17 —que reflejan la prueba de Resistencia a la Fractura—, los valores de la Resistencia a la Fractura del grupo NF fueron los más elevados, mientras que los valores del grupo SF fueron los más bajos.

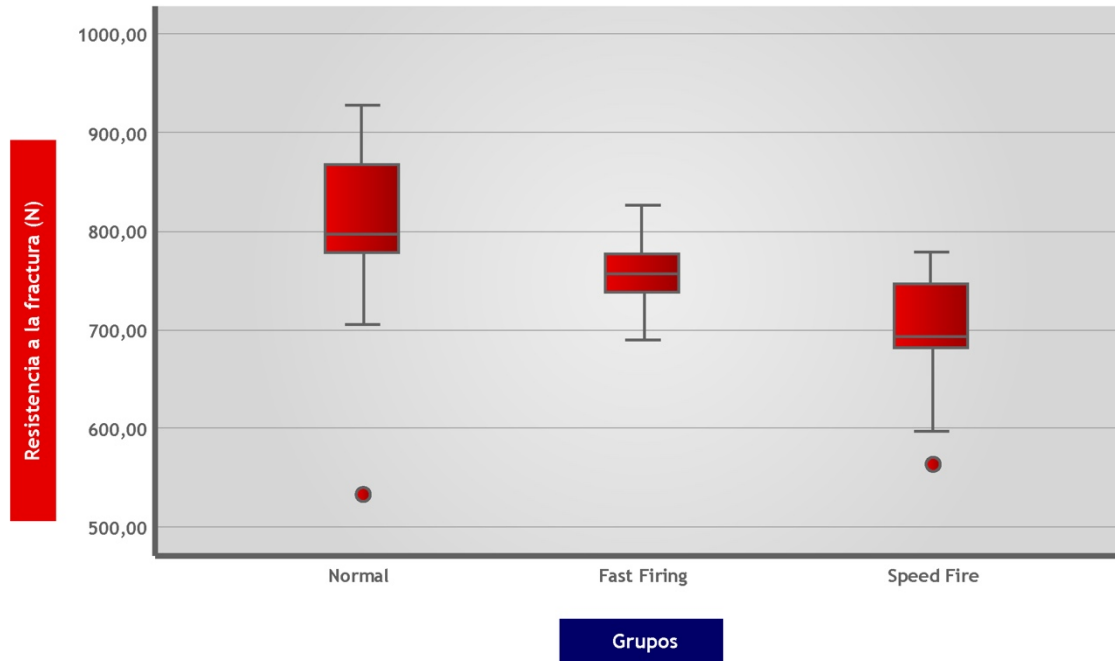


Figura 15. Diagrama de caja de la Resistencia a la Fractura para e.max CAD

Tabla 17. Valores de Resistencia a la Fractura (N) para e.max CAD

Grupos	Media	Desviación estándar	Límite inferior (95 %)	Límite superior (95 %)
Normal	790,61	106,78	740,63	840,58
Fast Firing	757,80	39,40	739,36	776,23
Speed Fire	691,90	66,89	660,59	723,21

### 5.4.2 inCoris TZI

La estadística descriptiva mostró los valores de carga como se observa en la Tabla 18. De la prueba de normalidad, los grupos 1 y 2 provienen de poblaciones con distribución normal (Figura 16), ya que superaron el nivel de significancia de 0,05.

Tabla 18. Valores de Resistencia a la Fractura (N) para inCoris TZI

Grupos	Media	Desviación estándar	Límite inferior (95 %)	Límite superior (95 %)
Speed Fire	1222,80	136,90	1124,87	1320,73
Horno inFire (HTC)	1068,50	316,38	842,18	1294,83

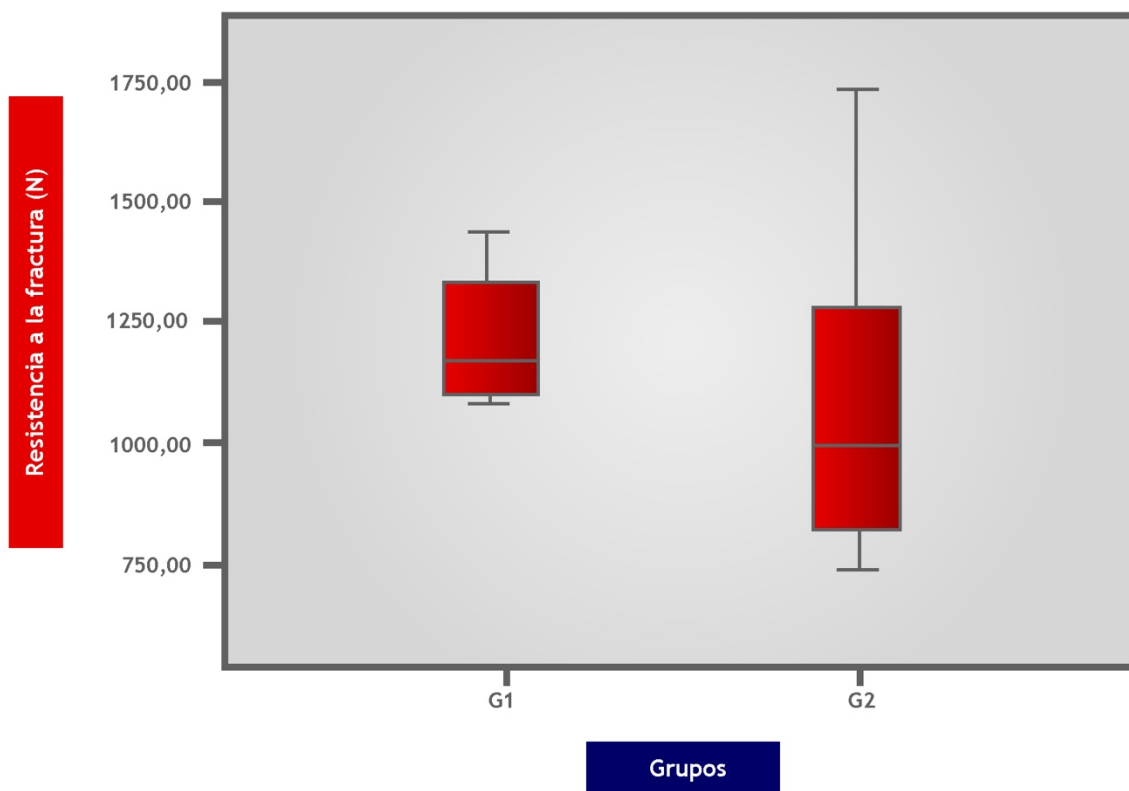


Figura 16. Diagrama de caja de la Resistencia a la Fractura para inCoris TZI

### 5.4.3 CEREC Tessera

La estadística descriptiva revela que la máxima fuerza se alcanzó con el material CTC tal como muestran la Tabla 19 y la Figura 17.

Tabla 19. Valores de máxima fuerza para cada material

Material	Media	Desviación estándar	Límite inferior (95 %)	Límite superior (95 %)
Tessera sin cristalizar	343,21	25,14	325,23	361,20
Tessera cristalizado	437,46	69,17	384,29	490,63
IPS e.max CAD	434,97	88,02	372,00	497,93
Cameo	436,60	161,40	321,14	552,06
Suprinity	389,68	73,86	332,91	446,45

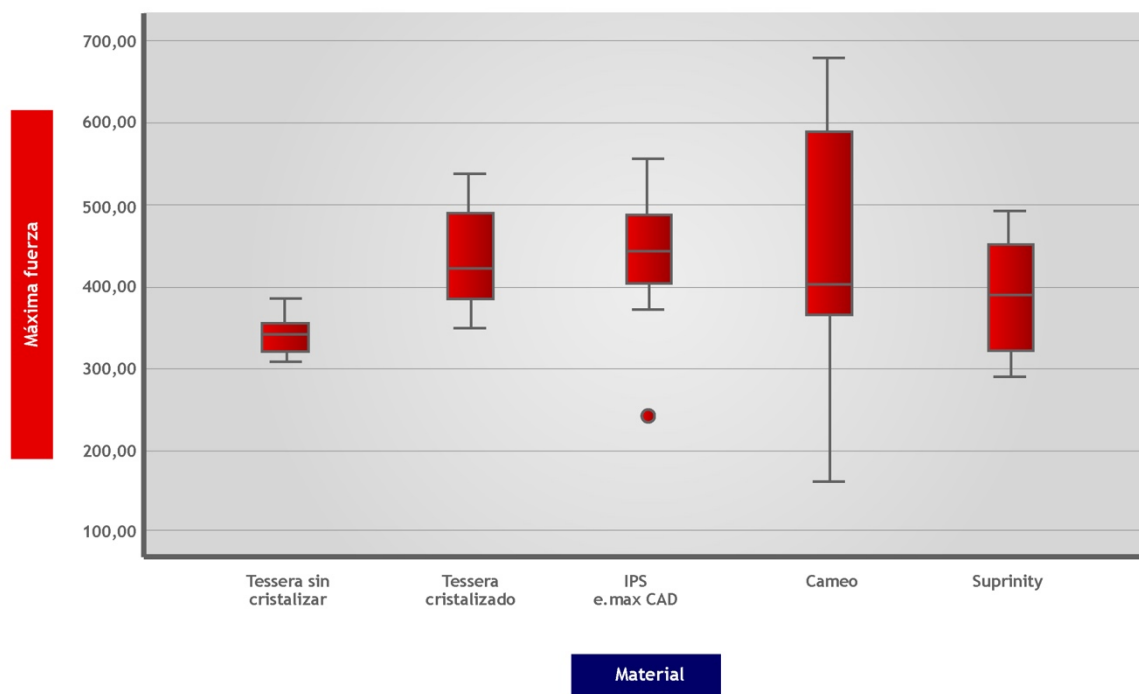


Figura 17. Diagrama de caja de máxima fuerza para cada material

## 5.5 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

### 5.5.1 IPS e.max® CAD

La prueba Anova de una vía reveló diferencias significativas entre los grupos ( $F = 8,699$ ;  $p < 0,001$ ). La prueba *post hoc* de Bonferroni mostró que, en particular, el grupo SF presentó una Resistencia a la Fractura estadísticamente inferior a la del grupo NF ( $p < 0,001$ ) y a la del grupo FF ( $p = 0,025$ ) (Tabla 20). No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los grupos NF y FF ( $p = 0,537$ ).

Tabla 20. Prueba *post hoc* de Bonferroni

	Normal	Fast Firing	Speed Fire
Normal	-		
Fast Firing	0,537	-	
Speed Fire	0,00	0,025	-

*Nota:* Se muestra los valores de significancia. Existen diferencias entre los grupos NF y FF

### 5.5.2 inCoris TZI

Como se aprecia en la Tabla 21, Para la Resistencia a la Fractura de los grupos 1 y 2, se utilizó la prueba paramétrica T de Student para muestras independientes, mostrando un  $\alpha = 0,05$ , valor estadístico de la prueba de  $t = 1,415$ ;  $p \geq 0,182$ . Se concluye que no existen diferencias en la Resistencia a la Fractura media entre los grupos con el material inCoris TZI.

Tabla 21. Prueba T de Student para los grupos de inCoris TZI

	Horno inFire	Speed Fire
Horno inFire	-	
Speed Fire	0,182	-

### 5.5.3 CEREC Tessera

Luego de realizar la prueba no paramétrica de H de Kruskal-Wallis, se rechazó la hipótesis nula de que no existen diferencias significativas en la RF entre los diferentes materiales cerámicos utilizados para sistemas CAD/CAM cuando se someten a diferentes tratamientos térmicos ( $\text{valor-p} = 0,029 < 0,05$ ).

Para explorar con mayor profundidad estas diferencias, se llevaron a cabo comparaciones múltiples utilizando el estadístico U de Mann-Whitney. Tal como se evidencia en la Tabla 22, existen diferencias estadísticamente significativas en la máxima compresión entre el material CTSC con los materiales CC, CTC y EC ( $\text{valor-p} < 0,05$ ).

Tabla 22. Prueba de comparaciones múltiples, U de Mann-Whitney

	Tessera sin cristalizar	Tessera cristalizado	IPS e.max CAD	Cameo	Suprinity
Tessera sin cristalizar	-				
Tessera cristalizado	0,008	-			
IPS e.max CAD	0,005	0,961	-		
Cameo	0,017	0,722	0,678	-	
Suprinity	0,130	0,259	0,228	0,423	-

*Nota:* Se muestra los valores de significancia

# 6. DISCUSIÓN

**Secciones de este capítulo ya han sido publicadas como:**

Abad-Coronel, C., Ordóñez Balladares, A., Fajardo, J. I. & Martín Biedma, B. J. (2021). Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* (Basel, Switzerland), 14(12), 3215.  
**<https://doi.org/10.3390/ma14123215>**

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 15,7 2478. 27 Mar, 2022  
**doi:10.3390/ma15072478**

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Comparative Study of the Influence of Heat Treatment on Fracture Resistance of Different Ceramic Materials Used for CAD/CAM Systems.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 17,6 1246. 8 Mar, 2024,  
**doi:10.3390/ma17061246**

Ordóñez, A.; Abad-Coronel, C.; Pauletto, P. & Martín Biedma, B.J. Thermal Influence on the Mechanical Properties of CAD/CAM Ceramics: A Systematic Review. *Appl. Sci.* 2024, 14, 5188.  
**<https://doi.org/10.3390/app14125188>**

## 6. DISCUSIÓN

### 6.1. CONSIDERACIONES PREVIAS DE LOS TRATAMIENTOS TÉRMICOS EN LOS MATERIALES CERÁMICOS DE USO CAD/CAM

En el mercado odontológico están disponibles diferentes hornos con programas y ciclos de cocción diseñados para la cristalización o sinterización que reciben los materiales cerámicos (92,118). Estos procesos pueden inducir cambios mecánicos, físicos y ópticos en las cerámicas CAD/CAM .

Diversos estudios han evidenciado el impacto significativo que tienen el tiempo de cocción, el cronograma y la metodología empleada en las propiedades macroestructurales y microestructurales de las cerámicas CAD/CAM (74,119-121).

Se ha observado que, en su forma completamente cristalizada, la cerámica feldespática con refuerzo de disilicato de litio exhibe una Resistencia a la flexión superior a la de otras cerámicas dentales reforzadas con leucita (15, 122). Sin embargo, es importante destacar que cambios sustanciales en las propiedades microestructurales del material pueden resultar en una amplia variedad de alteraciones en sus propiedades físicas, mecánicas y ópticas, como la translucidez y el color (123).

Un estudio comparativo evaluó cerámicas de disilicato de litio y de silicato de litio reforzado con zirconio, con espesores de 0.6 mm y 1 mm, respectivamente. Luego de someterlas a tres diferentes ciclos térmicos siguiendo las instrucciones del fabricante (P500, Ivoclar VivaDent AG), se determinó que propiedades ópticas como la translucidez se vieron más afectadas en las cerámicas de 0.6 mm en comparación con las de 1 mm, comprometiendo su resultado estético (32).

Es crucial destacar que tanto el tratamiento térmico sugerido por fabricantes como los ciclos térmicos repetidos pueden afectar la estructura cristalina de las cerámicas de disilicato de litio, lo que podría impactar negativamente en su rendimiento mecánico (124).

Un estudio evaluó la fase cristalina del material vítreo cerámico con refuerzo de silicato de litio y zirconio durante el segundo tratamiento térmico. Se alteró deliberadamente los parámetros principales del programa de cristalización y se utilizó la prueba de resistencia biaxial Ball-on-Three-Balls (B3B) para valorar la resistencia mecánica. El estudio determinó que un aumento en la temperatura de cristalización de 840 °C a 880 °C, junto con una velocidad de enfriamiento lenta, redujo significativamente el contenido de cristales de disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), indicando una reversión de la transformación de fase. Por lo tanto, se recomienda ajustar el protocolo de cristalización, especialmente reduciendo la velocidad de enfriamiento en el rango de la temperatura de transición vítrea (76).

Del mismo modo, Riquieri y Bandoli (110) evaluaron las propiedades mecánicas y microestructurales de las cerámicas de vidrio de silicato de litio reforzado con zirconio — específicamente VITA Suprinity y Celtra Duo—, antes y después del proceso de cristalización. Determinaron que los materiales completamente cristalizados presentaron un módulo de Weibull más bajo que los parcialmente cristalizados. Estos resultados demostraron que el proceso de cristalización produce un material con una microestructura muy fina y resistente al pulido. Además, se observó un crecimiento significativo en las partes de silicato de litio al pasar de un estado parcialmente cristalizado a totalmente cristalizado, mientras que el zirconio se dispersó en la fase de vidrio disminuyendo de tamaño tras la cristalización. En resumen, los materiales completamente cristalizados presentan mayor dureza y Resistencia a la flexión, pero la velocidad de enfriamiento es una variable crucial que influye en estas características mecánicas.

Tanto los silicatos como los óxidos de zirconio pueden someterse a un TTA, procedimiento decisivo y crucial que no solo determina su geometría final, sino que también mejora sus características mecánicas y ópticas. La falta de control sobre los parámetros de sinterización o cristalización puede comprometer la microestructura y las propiedades inherentes del material. Conseguir una geometría homogénea y de grano fino, junto con una alta densidad, garantiza un rendimiento biomecánico óptimo del material (125, 126). Además, el TTA desempeña un papel clave en la reparación de las microfisuras originadas durante los procesos sustrativos del fresado y facilita la transformación de un metasilicato precristalizado que es intrínsecamente débil en un disilicato de litio fuerte y resistente (127).

Una investigación realizada por Vatali *et al.* (128) tuvo como objetivo evaluar las variaciones de temperatura durante los ciclos de cocción de bloques de zirconio CAD/CAM en la nanodureza y el módulo de elasticidad. Los resultados mostraron que los tratamientos térmicos repetidos provocaron una disminución tanto de la nanodureza como del módulo elástico, seguida de un aumento de la fase monoclinica del zirconio.

Por su parte, otro estudio (129) evaluó y comparó las propiedades mecánicas —fuerza de flexión, Resistencia a la Fractura, dureza de Vickers e índice de fragilidad— de tres cerámicas de zirconio multicapa monolíticas CAD/CAM (GNX-Ceramill Zolid® Gen-X, ZCP-IPS e.max® ZirCAD y UPC-Upcera® Esthetic Explore Prime) y una cerámica híbrida infiltrada con polímero multicapa monolítica CAD/CAM (ENM-Vita® Enamic), utilizando como grupo control una cerámica de disilicato de litio monolítica CAD/CAM (EMX - IPS e.max® CAD). En este estudio, se prepararon 160 discos (32 de cada tipo), los cuales fueron cortados, pulidos y completamente sinterizados (excepto el ENM). Las cerámicas de zirconio demostraron tener mejores propiedades mecánicas en comparación con la cerámica híbrida y la de disilicato de litio. Después del envejecimiento, todos los grupos mostraron cambios en sus propiedades mecánicas, siendo el ENM el más afectado.

Asimismo, en otro estudio se (130) investigó el efecto de una adición de  $Y_2O_3$  a  $ZrO_2$  en la microestructura y las propiedades mecánicas de la cerámica YSZ. Las cerámicas de  $ZrO_2$  dopadas con 3, 4, 5, 6, 7 y 8 mol%  $Y_2O_3$  (designado de 3YSZ hasta 8YSZ) se prepararon mediante sinterización convencional a 1550 °C durante 2 horas. Los resultados mostraron que la cerámica 7YSZ presentó el nivel más alto de Resistencia a la flexión debido a la

formación de una microestructura de grano fino, que contenía principalmente las fases de zirconio monoclinico y tetragonal.

## 6.2. PROPIEDADES MECÁNICAS

Como menciona Abad-Coronel (2018) en su estudio, es fundamental realizar un análisis del comportamiento mecánico de los materiales dentales, ya que este análisis ayuda a predecir su respuesta biomecánica en diferentes escenarios, debido a que las cargas masticatorias presentan valores y direcciones variables (131). La mayoría de las restauraciones cerámicas falla por la propagación de grietas, además de que su maquinabilidad puede causar astillamiento y agrietamiento durante el procesamiento y se suma a la conclusión que la microestructura de la cerámica influye en sus propiedades mecánicas; en general, a mayor contenido cristalino, mejor rendimiento mecánico (132). Un estudio menciona que la resistencia biomecánica de materiales monolíticos puede verse afectada por la localización y cantidad de defectos intrínsecos en la microestructura. Asimismo, enfatiza que estos materiales suelen sufrir daños en forma de pequeñas grietas que se propagan lentamente durante el proceso de fresado y desgaste, lo cual puede llevar a un fallo catastrófico de la estructura (133).

Los bloques de materiales para sistemas CAD/CAM están disponibles para restauraciones unitarias y múltiples, tanto para dientes como para implantes. Por ello, autores como Preis (134) justifican el análisis de las propiedades biomecánicas in vitro de estos materiales, debido a la evolución constante que estas cerámicas presentan. A pesar de su fragilidad inherente, estos materiales se utilizan ampliamente en aplicaciones que requieren alta dureza, resistencia al desgaste y otras propiedades en un amplio rango de temperaturas. No obstante, su incapacidad para deformarse plásticamente antes de agrietarse, conocida como fragilidad, depende de propiedades como la Resistencia a la flexión, dureza y Tenacidad a la Fractura (84). lo que ha limitado su aplicación en múltiples áreas.

A continuación, se presentan los fundamentos básicos que definen algunas de las características de las propiedades estudiadas:

### 6.2.1. Resistencia a flexión

Es la propiedad que confiere a los materiales la capacidad de soportar esfuerzos a lo largo de su eje longitudinal, localizados entre dos puntos de apoyo. Para determinar la Resistencia a flexión, se utiliza un ensayo de flexión, en el cual una probeta en forma de barra con sección rectangular o circular es sometida a flexión mediante tres o cuatro puntos de carga.

En la parte superior del área donde se aplica la carga, la probeta está sometida a un estado de flexo-compresión, mientras que en la parte inferior se encuentra en flexo-tracción. Estas situaciones no son iguales, ya que dependen de la distancia a la línea neutra de la probeta. La tensión máxima de fractura o flexo-tracción en el ensayo de flexión se denomina “módulo de rotura” o “Resistencia a flexión”, un parámetro crucial para la caracterización de materiales con comportamiento frágil (135) La Resistencia a flexión es una propiedad clave que determina la resistencia mecánica de los materiales frágiles (136). Los fabricantes utilizan

esta propiedad para clasificar los materiales según su utilidad en restauraciones dentales, proporcionando a los dentistas datos publicitarios sobre nuevos productos y sus propiedades mecánicas. Sin embargo, esto puede llevar a interpretaciones engañosas.

Un estudio basado en la teoría de Weibull evaluó ocho materiales representativos CAD/CAM, incluidos polímeros, cerámicos e híbridos, los resultados demostraron que el tamaño y la configuración de la prueba afectan significativamente los valores de resistencia en materiales frágiles, lo que subraya la necesidad de un análisis adecuado (137).

Considerando que los defectos como microfisuras, que se originan durante el proceso de fresado del material, pueden repercutir significativamente en su resistencia mecánica. Además, se conoce que un cuerpo puede ser sometido a fuerzas de compresión, tracción y cizalla, ya que en la cavidad oral se presentan comportamientos mixtos que originan patrones más complejos, lo que puede provocar que el material se fracture con cargas menores a las esperadas. En este contexto, la flexión biaxial, la flexión sobre tres puntos y la flexión sobre cuatro puntos son métodos de ensayo utilizados para medir la tensión de los materiales cerámicos.

El ensayo de flexión a tres puntos es el método estándar para estudiar esta característica mecánica, siendo uno de los más recomendados para obtener valores precisos en los ensayos realizados por los fabricantes de materiales dentales para sistemas CAD/CAM. La normativa de la International Standardization Organization (ISO) (138) lo describe como el método estándar en este campo. Por su parte, otro estudio confirma su ventaja debido a que el ensayo tiende a confinar el área del material sometido a la carga entre los rodillos de carga y los soportes, lo que reduce la exposición a defectos estructurales en comparación con el ensayo de flexión a cuatro puntos (139, 140).

### **6.2.2 Tenacidad a la Fractura**

En odontología restauradora, la propiedad de la Tenacidad a la Fractura es especialmente relevante, ya que determina la resistencia del material a la propagación de grietas bajo la acción de cargas aplicadas. En otras palabras, cuanto menor es la tenacidad a la fractura, mayor es la fragilidad de un material y, en consecuencia, menor es la fiabilidad clínica de la restauración realizada (141, 142).

Las fracturas en materiales frágiles, como las cerámicas, suelen originarse en puntos localizados debido a defectos o fallas desarrolladas por procesos mecánicos, térmicos o químicos, los cuales actúan como lugares de concentración de tensiones. La carga aplicada puede propagar las grietas desde estos puntos hasta provocar una falla catastrófica.

La importancia clínica de medir la Tenacidad a la Fractura de los materiales CAD/CAM radica en que todos estos materiales son sometidos a un proceso de sustracción en el cual las fresas del equipo de maquinado desgastan el bloque de material, provocando daño superficial en forma de microgrietas o defectos, que podrían propagarse lentamente causando el fallo de la restauración (132, 143). El estudio de Preis (134) mostró que un material restaurador con alta Tenacidad a la Fractura presentó mejor Resistencia a la Fractura y mayor longevidad en

su desempeño, en comparación con materiales con menores valores de Tenacidad a la Fractura y similar o inferior resistencia mecánica.

Las cerámicas CAD/CAM se destacan por presentar valores superiores en cuanto a la Tenacidad a la Fractura en comparación con los materiales de base polimérica, como lo demostró un estudio que evaluó y comparó la Tenacidad a la Fractura de nueve materiales restauradores CAD/CAM (Ambarino High-Class, Brilliant Crios, Cerasmart, compuesto CAD/CAM experimental, Katana Avencia, Lava Ultimate, VITA Enamic, IPS Empress CAD, e IPS e.max CAD). Después de someterse al ciclo térmico, se observó los valores más altos de  $K_{IC}$ . —específicamente, la cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD— demostró una significativamente mayor Tenacidad a la Fractura en comparación con los otros materiales evaluados (144)

Del mismo modo, otro estudio evaluó la Tenacidad a la Fractura de cinco materiales CAD/CAM VITA Enamic (VITA Zahnfabrik), Lava Ultimate (3M ESPE), IPS e.max CAD (Ivoclar VivaDent), IPS Empress CAD (Ivoclar VivaDent) y VITA Mark II (VITA Zahnfabrik). Las muestras fracturadas se evaluaron utilizando SEM. Se encontró el valor más alto de microdureza de Vickers para VITA Mark II ( $p < .001$ ), sin embargo, los resultados de Resistencia a la flexión y dureza de la fractura fueron más bajos a la inversa ( $p < 0,05$ ). Se encontró que IPS e.max CAD tiene la mayor fuerza de flexión ( $p < .001$ ). La Resistencia a la Fractura de IPS e.max CAD también fue mayor que la de otros materiales de bloque probados.

Mientras que otra investigación se enfocó en evaluar la Tenacidad a la Fractura de cinco materiales CAD/CAM: VITA Enamic (VITA Zahnfabrik), Lava Ultimate (3M ESPE), IPS e.max CAD (Ivoclar VivaDent), IPS Empress CAD (Ivoclar VivaDent) y VITABlocs Mark II (VITA Zahnfabrik). Las muestras fracturadas fueron analizadas mediante microscopía electrónica de barrido (SEM). Se observó que VITABlocs Mark II exhibió el valor más alto de microdureza de Vickers ( $p < .001$ ); no obstante, los resultados mostraron una menor Resistencia a la flexión, dureza y Tenacidad a la Fractura en comparación ( $p < 0,05$ ). IPS e.max CAD demostró poseer la mayor Resistencia a la flexión ( $p < .001$ ), dureza y Tenacidad a la Fractura que los otros materiales estudiados (145).

Por lo mencionado anteriormente, se recomienda que, previo a introducir cualquier material dental al mercado, es esencial conocer no solo su resistencia mecánica, sino también su Tenacidad a la Fractura (146).

### 6.2.3 Dureza

La resistencia a la indentación —o hendidura polimérica irreversible— es una medida fundamental en la caracterización de materiales. Se clasifica según el método utilizado para su determinación, que puede incluir la dureza Vickers, la dureza Rockwell o la dureza Brinell. La profundidad y forma resultante de la huella realizada por el penetrador en el material son características clave para determinar la dureza. Cuanto más blando es un material, menor es el valor de esta propiedad y mayor es la profundidad de la huella obtenida. En otras palabras, valores bajos en la escala de dureza indican una mayor facilidad de deformación polimérica, mientras que valores altos indican mayor resistencia a la deformación (147,148) .

La morfología de la punta del indentador es crucial en este ensayo. Por ejemplo, en la dureza Vickers se emplea un indentador con punta piramidal y cargas que varían desde 10 g hasta 50 kg. Este ensayo se ha subdividido en pruebas de micro y macrodureza, dependiendo de cómo se apliquen las cargas (149).

#### **6.2.4 Microdureza**

Para identificar microconstituyentes caracterizando gradientes y microestructuras en las superficies de los materiales, se emplea pruebas de microindentación con cargas más bajas. En este tipo de ensayos se aplica una carga específica a un indentador en contacto con la muestra. Posteriormente, se retira la carga y se mide el área de la huella dejada. La relación entre la carga y el área de la huella se denomina dureza. Dos métodos comunes para medir la microdureza son los ensayos Vickers y Knoop. Es importante señalar que las cargas utilizadas en estos ensayos suelen oscilar entre 1 y 1000 gramos. Estas técnicas son especialmente recomendadas para determinar los valores de dureza en cerámicas, que son materiales frágiles (150).

#### **6.2.5 Nanodureza**

Para determinar la nanodureza del material de manera localizada en áreas pequeñas, es fundamental realizar indentaciones con profundidades nanométricas. Esto es especialmente relevante para materiales con volúmenes en un rango mucho menor que los micrones. Sin embargo, la medición precisa de la huella obtenida es desafiante por medio microscopía óptica debido a su diminuto tamaño. Los valores de nanoindentación suelen calcularse utilizando el método de Oliver y Pharr (151).

Por lo general, los nanoindentadores están equipados con una punta piramidal —conocida como Berkovich— que presenta tres caras. Esta punta realiza cargas y descargas sucesivas con un valor constante para examinar la reversibilidad de la deformación, manteniendo el contacto entre el espécimen y el indentador. En comparación con el indentador de Vickers de cuatro caras, el Berkovich es preferido para la nanoindentación debido a su menor ángulo entre las caras, lo que minimiza la influencia de la fricción y facilita una penetración más precisa y refinada (152).

#### **6.2.6 Densidad**

La densidad se define como la cantidad de masa por unidad de volumen de un material. Esta propiedad está determinada por la masa, el tamaño y la disposición de los átomos en el material, lo que hace que cada elemento tenga una densidad única. Para calcular la densidad de los cuerpos, se aplica el principio de Arquímedes. Según este principio, un objeto sumergido parcial o totalmente en un fluido experimenta una fuerza hacia arriba igual al peso del fluido desplazado por el objeto. (153).

### 6.3 MATERIALES CERÁMICOS CAD/CAM

Los óxidos de zirconio, silicatos y disilicatos deben ser tratados térmicamente de manera correcta mediante hornos de cristalización o sinterización recomendados por los fabricantes. Múltiples estudios *in vitro* y ensayos clínicos afirman que los tratamientos térmicos son favorables porque mejoran las características ópticas y optimizan las propiedades mecánicas, especialmente para restauraciones protésicas unitarias (66,154). Sin embargo, el tipo de horno, el tiempo y las unidades térmicas influyen significativamente en los resultados (103, 105, 108-112). Por ejemplo, el IPS e.max CAD en estado de metasilicato, presenta una RF de 130-150 MPa, una TF de 0,9 a 1,25 MPa·m<sup>1/2</sup> y una MH de 5400 MPa; al someterlo a un protocolo de tratamiento térmico que generalmente oscila entre 800 °C y 870 °C, durante 5-30 minutos, se logra su completa cristalización, mejorando significativamente su resistencia mecánica y su color final (74, 77).

La optimización del tiempo y el ahorro de energía son factores cruciales en la tecnología CAD/CAM, por lo que las empresas fabricantes de hornos han desarrollado equipos que persiguen esta filosofía. Es importante tener en cuenta la microestructura de estos materiales para evitar alteraciones, optimizado el comportamiento biomecánico de las restauraciones, prolongando la longevidad clínica, ya que la cavidad oral está influenciada por diversos factores (155), por tal motivo el presente estudio tuvo como objetivo investigar el impacto del tratamiento térmico en la Resistencia a la Fractura de diversos materiales cerámicos empleados en sistemas CAD/CAM. Se evaluó tres cerámicas de distintas composiciones químicas y microestructurales.

#### 6.3.1 Feldespáticas reforzadas con disilicato de litio

La presente investigación tuvo como objetivo comparar, a través de un estudio *in vitro*, la Resistencia a la Fractura de coronas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio y cristalizadas utilizando dos unidades térmicas. Fue rechazada la hipótesis nula de que la Resistencia a la Fractura en los tres grupos de unidades térmicas diferentes y sus respectivos programas específicos para la cristalización de materiales de disilicato de litio no presentaría diferencias (Tabla 3). Cuando se realizan restauraciones con un flujo de trabajo CAI y se utilizan materiales más blandos para el fresado, es fundamental cristalizarlos, lo que aumenta el tiempo necesario para la terminación y el acabado. Como varios autores han indicado, la cristalización de los materiales provoca cambios en su microestructura, mejorando sus propiedades mecánicas y reparando las microfisuras generadas en el material por el proceso de fresado (110, 150, 156).

La relación entre la composición vítrea y la fase cristalina cambia desde el fresado hasta la cocción de cristalización, además de la transformación de un metasilicato precrystalizado débil, que mide en un rango de 0,2 μm a 1 μm, en cristales de disilicato de litio más fuertes, que miden de 0,5 μm a 5 μm postproceso; Esto determina el estado final de la restauración con respecto a sus propiedades mecánicas (13, 127).

Con respecto a los TTA, puede observarse que tres estudios se han centrado en evaluar la RF de IPS e.max CAD, aplicando diversos protocolos de tratamiento térmico (107-109). Cabe destacar que el estudio de Lawson *et al.* (106) presentó los valores más altos, alcanzando una

RF de  $471,22 \pm 87$  MPa a una temperatura de  $840$  °C durante siete minutos utilizando el horno Ivoclar VivaDent Programat P500. Estos resultados podrían atribuirse a la cinética de la transformación de fase.

Estudios previos (69,157,158) indican que la cristalización del metasilicato ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), que presenta propiedades mecánicas reducidas, como un RF de 130-150 MPa y un TF de 0,9-1,25 MPa  $\text{m}^{1/2}$  (159), para alcanzar la fase pentasilicato ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) comienza aproximadamente a  $820$  °C en 9 minutos en sistemas con composición similar. En este intervalo de temperatura y tiempo, tanto la difusividad como la composición vítrea restante sufren cambios, lo que complica la formación de cristales de  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ . Aunque los investigadores evidenciaron un cambio microestructural en el material vitrocerámico, las cortas duraciones a  $820$  °C fueron insuficientes para el crecimiento de cristales alargados de disilicato de litio. Sin embargo, el aumento de la temperatura a  $840$  °C durante 7 minutos dio lugar a un crecimiento pronunciado de los cristales, como se observó en el pentasilicato anisótropo con una elevada relación de aspecto, entrelazados en la matriz vítrea y orientados aleatoriamente (35). Esto mejoró significativamente sus propiedades mecánicas hasta una RF de 360 MPa y un TF de 2,25 MPa  $\text{m}^{1/2}$  (76). En apoyo de estos resultados, el estudio de Bellini *et al.* (2022) proporciona pruebas adicionales, concluyendo que una temperatura de  $850$  °C durante 10 minutos da lugar a una RF de 443,84 MPa (160).

Con respecto a la MD y la TF, varios investigadores han optado por diferentes protocolos de tratamiento térmico (111,112,161) con diferentes hornos. Sin embargo, los resultados más destacados se observaron utilizando un TTA de 8 minutos a  $840$  °C, proporcionando valores en la MD de 7,6 GPa y TF de 2,8  $\text{K}_{\text{IC}}$ . Mavriqi *et al.* refuerzan estos resultados evaluando las propiedades mecánicas de tres variedades de cerámica y concluye que, en un intervalo de temperatura de  $810$  °C a  $840$  °C durante 8-10 minutos las vitrocerámicas presentan valores específicos de 7,6 GPa para MD y 4,7 Pa  $\text{m}^{1/2}$  para TF (162). Se contraponen a esta teoría el estudio de Alkadi *et al.*, donde se determinó y comparó la TF entre IPS e.max CAD y Press utilizando un horno de la misma casa comercial (Programat P500; Ivoclar VivaDent AG) a  $840$  °C, siguiendo las instrucciones del fabricante demostrando en sus resultados valores significativamente más bajos para IPS e.max CAD a 1,79  $\text{K}_{\text{IC}}$  (163).

En el presente estudio, el grupo de cristalización rápida (FF), la temperatura final no superó los  $870$  °C, finalizando el proceso en 15 minutos con un enfriamiento más rápido. Este fue el grupo donde la RF de las restauraciones fue ligeramente inferior  $757,80 \pm 80$  MPa a las obtenidas en el grupo de cristalización con un programa específico del mismo fabricante, donde el tiempo de finalización del proceso fue mayor (aproximadamente 24 minutos), pero con una temperatura final de  $850$  °C y una RF  $790,61 \pm 106$  MPa, y sin diferencias estadísticamente significativas tras la comparación *post hoc* entre grupos.

En SF, el *software* de conexión al horno determinó automáticamente un tiempo de 24 minutos a una temperatura final de  $797$  °C para la misma restauración estandarizada. Por esa razón es importante considerar que, en determinados casos, SF puede añadir más tiempo de cocción en función del tamaño y del grosor de la restauración. En este grupo SF, los valores de RF obtenidos fueron inferiores  $691,90 \pm 66$  MPa, con diferencias estadísticamente significativas con los otros dos grupos, que utilizaron un horno con los programas específicos del

fabricante. La menor temperatura final podría haber influido en la Resistencia final a la Fractura de las restauraciones cristalizadas en este horno.

Gracias a el flujo digital se estandarizó los grosores de todas las restauraciones para evaluar el comportamiento del material. De acuerdo con el presente estudio y con investigaciones previas, un valor de temperatura final de entre 830 °C y 870 °C permite obtener un proceso de cristalización efectivo, a la vez que se consigue mitigar los efectos de los procesos de fresado (76,104). Estas temperaturas únicamente se consiguieron con programas específicos del fabricante del horno y del material. Entre las propiedades mecánicas de los materiales, la evaluación de la Resistencia a la Fractura es un paso decisivo para predecir el comportamiento de las restauraciones ante las cargas a las que son sometidas a la función masticatoria. Se ha demostrado que los materiales cerámicos soportan cargas que superan los valores durante esta función (164).

En este estudio, los valores de resistencia de los tres grupos de coronas estuvieron dentro de los rangos establecidos y requeridos en las normas internacionales para restauraciones unitarias, concordando con la afirmación de que pueden ser utilizadas incluso en sectores posteriores (165,166) . Especímenes en forma de coronas anatómicas con un espesor de al menos 1,84 mm, podrían soportar la carga inicial de la celda utilizada, dependiendo de una adaptación de los ensayos utilizados para medir la tenacidad a la fractura, pudiéndose recomendar éste como el espesor ideal (167). Aunque una investigación sugirió que, incluso un grosor de 1 mm, podría ser suficiente para lograr la durabilidad de este tipo de restauraciones (168), en este estudio se utilizó un grosor intermedio recomendado de 1,25 mm para el aspecto oclusal de las restauraciones. El diseño y la utilización de estas muestras de ensayo in vitro —en lo más cerca posible del escenario ideal— permitiría una mejor evaluación prospectiva de lo que podría ocurrir en situaciones clínicas bajo cargas compresivas. Los valores obtenidos en este estudio concuerdan con los resultados mínimos de cargas axiales en restauraciones realizadas con la misma cerámica 788N (169,170). Estos resultados respaldan la efectividad clínica de las restauraciones elaboradas con este tipo de material, proporcionando evidencia sólida de su utilidad en la práctica odontológica.

### **6.3.2 Dióxido de zirconio monolítico**

El dióxido de zirconio presenta una elevada TF (6-10 MPa/m<sup>1/2</sup>), ya que su microestructura es totalmente cristalina. Debido a la presencia de un mecanismo de transformación resistente, permite que los valores de RF sean mayores en relación con otros materiales cerámicos, al incrementarse su volumen e impedir la propagación de la fractura (42).

El dióxido de zirconio presenta una elevada TF (6-10 MPa/m<sup>1/2</sup>), debido a que su microestructura es totalmente cristalina y a la presencia de un mecanismo de transformación resistente, lo que permite que los valores de RF sean mayores en relación con otros materiales cerámicos, al incrementarse su volumen e impedir la propagación de la fractura (42).

Como ejemplo, se puede mencionar un estudio que reportó que la falla predominante entre coronas monolíticas de zirconio y de disilicato de litio estratificado fue la cerámica de

recubrimiento, y que la mayor Resistencia a la Fractura se presentó en la corona monolítica de zirconio (171). Estudios previos reportaron que la mayor tasa de astillado fue en coronas con estructuras de zirconio recubiertas con materiales feldespáticos o vitrocerámicos translúcidos que usaban la técnica de estratificación manual (46,172,173). En otro estudio, se reportó la utilidad de la tecnología CAM para el fresado de bloques cerámicos, comparado con el prensado de cerámicas de disilicato de litio sobre estructuras de zirconio en prótesis fija, reportando una Resistencia a la Fractura comparable a las prótesis fijas de zirconio monolítico y una Resistencia a la Fractura mayor que el disilicato de litio monolítico (174).

En el presente estudio, coronas monolíticas de cerámica fueron maquinadas con bloques de zirconio presinterizado monolítico (inCoris TZI, Denstply Sirona™) mediante un sistema CAD/CAM, permitiendo que el resultado del diseño sea exactamente el mismo en cada probeta. Al usar coronas monolíticas se obtuvo el beneficio de la tecnología CAD/CAM utilizando un material de alta calidad con un mínimo de defectos en comparación con la técnica de recubrimiento manual como, por ejemplo, las burbujas, la difícil repetibilidad y la reproducción sistemática de detalles.

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 (175).

Un estudio previo reportó las importantes diferencias en el diseño de restauraciones protésicas fresadas a través de los sistemas CAD/CAM (176); por ello, dentro del flujo digital con escaneados digitales 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.* (175) concluyeron en su estudio que los sistemas CAD/CAM son una tecnología prometedora que, además de ahorrar tiempo, generan una menor dependencia de complicados procesos de laboratorio y una mejor comunicación con el paciente. Los métodos convencionales usados para sinterizar el zirconio monolítico incluyen procesos a altas temperaturas y tiempos de calentamiento largos que consumen energía y tiempo (20). Se debe considerar que el rango de temperatura de sinterización más común va de 1400 °C a 1600 °C, dependiendo del fabricante (177).

En la presente investigación el dióxido de zirconio alcanzó una temperatura de sinterización de 1650 °C en el horno InFire HTC con una RF  $1068,50 \pm 316$  MPa y para el horno CEREC SpeedFire la temperatura máxima de sinterización fue de 1600 °C con una RF  $1222,80 \pm 136$  MPa, por lo que las temperaturas están dentro de los parámetros. En general, se requiere una estructura de grano fino y uniforme, con alta densidad para que el material alcance adecuadas propiedades mecánicas. Cabe resaltar que el tamaño del grano del zirconio 3Y-TZP es aún más sensible en la transformación martensítica de las fases tetragonal y monoclinica, influyendo de igual manera en sus propiedades mecánicas (178). Inokoshi *et al.* (125) abordaron el análisis microestructural y reportaron un crecimiento significativo del grano en cerámicas zirconiosas 3Y-TZP, a altas temperaturas (1650 °C) con un incremento en el tiempo de exposición (2-4 horas). A. Borrel *et al.* (179) mostraron que el mecanismo de crecimiento del grano en zirconios 3Y-TZP durante la sinterización por microondas, difería

del obtenido por la sinterización convencional sin presión. Por ello, es importante establecer que hornos sin mecanismo de vacío podrían afectar los resultados finales del material.

Tanto la temperatura como el tiempo de sinterización afectan el tamaño del grano del material, por lo tanto, si la temperatura de sinterización es alta y el tiempo de sinterización más prolongado, el tamaño del grano será mayor (180). Varios estudios han proporcionado evidencias 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 (177,180). Otra investigación reportó que las cerámicas de zirconio 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 (181).

Sin embargo, los resultados encontrados por Kilinc *et al.* evidenciaron una menor RF  $480 \pm 111$  MPa en e.max ZirCAD Ivoclar VivaDent utilizando un TTA de 1550 °C durante 2 horas con un horno de la misma casa comercial (113).

Los resultados del presente estudio son apoyados por Ersoy *et al.*, quienes sugieren que una combinación de alta temperatura de sinterización con tiempo reducido puede mejorar la RF del zirconio (182). Aunque investigaciones previas sobre el zirconio 5Y-ZP no han mostrado efectos significativos sobre la RF con programas de sinterización de alta velocidad (183); este hallazgo se alinea con los resultados obtenidos para el bloque Katana STML utilizando protocolos de sinterización rápida (106).

Asimismo, Juntavee *et al.* en 2020, alcanzando una RF de  $1183 \pm 204$  MPa para inCoris TZI/Dentsply Sirona™, utilizaron un tratamiento térmico específico de 1510 °C durante 15 minutos con un horno de la misma marca (109). Se suman a esta teoría Barcheta *et al.*, quienes en su estudio comprobaron que la sinterización por microondas a 1450 °C durante 15 minutos seguida de un enfriamiento rápido puede ser un protocolo alternativo rápido viable para la sinterización del 3Y-TZP, en comparación con la sinterización convencional, reduciendo el tiempo total de sinterización en un 75 % y la energía utilizada sin afectar las propiedades mecánicas, mejorando su microestructura promoviendo granos más pequeños sin inducir a la formación de fase monoclínica (184). En la presente investigación, al verificar que el horno de sinterización rápida no afectó las propiedades mecánicas, cumple con los requisitos de la técnica “*chairside*”, lo que incluye un ahorro de tiempo y energía.

Por el contrario, un análisis de Know *et al.* (114) sobre Razor Zirconia de U&C International mostró una RF de  $304 \pm 21$  MPa con un protocolo de TTA 1230 °C durante 2 horas, evidenciando una diferencia considerable en la RF. Este contraste puede atribuirse a variaciones en la composición del zirconio en cuanto a su microestructura y la importancia de seguir las recomendaciones del fabricante respecto al equipo y protocolos de tratamiento térmico. Coincidiendo con tendencias previas, se observa que la RF de 5Y-ZP es aproximadamente la mitad de la del 3Y-TZP (185,186). Además, un estudio adicional de Juntavee *et al.*, 2022, analizó el impacto de los procesos post-sinterización en la RF de distintos óxidos de zirconio, monolítico. Los resultados revelaron diferencias significativas: para el óxido de zirconio —clásico con glase (CzAG)—, el valor medio  $\pm$  desviación estándar de  $\sigma$  (MPa) fue de  $1.626 \pm 184$ ; mientras que para los de alta traslucidez (HzAG) fue de  $671 \pm 96$  (187).

En una investigación complementaria, en 2021, el mismo autor realizó un estudio centrado en evaluar el impacto de los procesos post-sinterización en la TF. Los resultados indicaron que CzAG presentó un valor de 5,40 Gpa MD y 7,27 K<sub>IC</sub> TF, mientras que, HzAG registró un valor notablemente superior 5,53 Gpa MD y 10,91 K<sub>IC</sub> para TF (188). Estas observaciones discrepan con los datos obtenidos por Kwon *et al.* (2023), que proporcionan información relevante al hacer un análisis comparativo sobre diversos efectos térmicos durante un período de 2 horas en Razor Zirconia/U&C International. Específicamente, al aplicar una temperatura de 1430 °C, se obtuvo un valor de 9.18 Gpa MD y 6.28 K<sub>IC</sub> TF (114), que son consistentes con las observaciones de Guazzato *et al.* (189), quienes —al estudiar materiales a base de zirconio 3Y- K<sub>IC</sub> a 1450 °C durante 1 hora— encontraron valores que oscilaban entre 4,8±0,5 K<sub>IC</sub> y 7,4±0,6 K<sub>IC</sub> para TF, y entre 11±0,9 GPa y 13±0,3 Gpa para MD. Estos datos reafirman la relevancia de considerar múltiples factores, incluidas las especificaciones y composición microestructural del material, al evaluar las propiedades mecánicas en cerámicas dentales.

La RF 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 (190). Se ha reportado que la fuerza oclusal va a depender del sexo, la edad, la posición estratégica en el arco (anterior o posterior), con una considerable diferencia en valores. Sin embargo, una restauración dental debería soportar una fuerza oclusal mayor a 1000 N porque la fuerza oclusal excede este valor en parafunción (32). De acuerdo con el resultado del test de carga en este estudio (Tabla 4), los dos grupos mostraron valores que sobrepasaron el rango de la fuerza de masticación reportada en la literatura. Los hallazgos de este estudio refuerzan lo previamente reportado en pruebas de carga tanto de dientes anteriores como posteriores, aunque los resultados son altamente variables debido a que cada uno de ellos presenta diferentes métodos de experimentación (178,181). Entre otros factores que afectan la resistencia, el módulo de elasticidad del material usado para el troquel es un factor importante (191).

Un estudio reportó una Resistencia a la Fractura que excedía a los 2000 N en coronas de zirconio de incisivos centrales superiores cementados a un troquel metálico con cemento resinoso (192). En otra investigación, se aplicó una prueba de carga a 19 coronas monolíticas de zirconio de dientes premolares cementada a modelos con resina epóxica, donde las coronas presentaron una resistencia a la carga de 3200N (177). Algunos autores 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 (178). Este enunciado está de acuerdo con la observación de Scherrer y de Rijk (193), 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, si bien un diente natural podría replicar el entorno clínico de forma más precisa si se hubiera elegido como pilar de este estudio, un pilar de aleación de metal ha sido considerado, ya que los dientes naturales tienen diferentes tamaños, formas y calidades y, por ende, resulta difícil la estandarización del material de la preparación.

Se ha considerado, además, que los dientes naturales con un módulo elástico más bajo pueden fracturarse cerca del área cervical. Por ello, en el presente estudio se utilizó un pilar de

aleación de cromo-cobalto con mayor módulo de elasticidad y Resistencia a la Fractura para probar la Resistencia a la Fractura de zirconio. Entre otros parámetros por considerar, en un estudio previo, se evaluó la Resistencia a la Fractura en relación con el espesor de la corona y el agente de cementación (194). De acuerdo con ello, las coronas de zirconio monolítico de 0,5 mm de espesor proporcionaron suficiente resistencia, independientemente del tipo de cementación. En cambio, la RF de las coronas de zirconio cementado de 0,2 mm de espesor fue baja para la aplicación clínica, aunque la unión adhesiva mejoró el rendimiento y la estabilidad.

Según la información obtenida, los valores de la prueba de RF después de la cementación fueron significativamente más altos en comparación con nuestro estudio que usó grupos con núcleos no cementados, de tal manera que el material y la técnica de cementación no influyeran en el comportamiento mecánico de las restauraciones cerámicas definitivas (194, 195). 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 (196, 197) .

Se han utilizado diferentes pruebas para analizar el comportamiento mecánico de los materiales dentales, incluidas las pruebas de carga estática y fatiga. 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 aplicada (198). 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 puede ocurrir mucho tiempo después de su instalación. El daño se acumula por el contacto repetitivo entre los dientes maxilares y mandibulares con lo que la tasa de supervivencia de la prótesis se reduce (199). Badawy *et al.* (133) 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. Las cerámicas de zirconio son conocidas por su mayor resistencia a la carga y tenacidad en comparación con otras cerámicas. No obstante, 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.

### **6.3.3 Feldespáticas reforzadas con silicato de litio y virgilita**

El objetivo de comparar la influencia del tratamiento térmico en la RF de cerámicas feldespáticas reforzadas con silicato de litio y virgilita con otros materiales utilizados en sistemas CAD/CAM.

El grupo control fue CT, al recibir el TTA, siguiendo las indicaciones del fabricante, optimiza la estructura cristalina, mejorando sus propiedades mecánicas por el alto contenido de partículas submicrónicas de  $0,5 \mu\text{m}$ ,  $\sim 40\%$  de cristales de disilicato de litio,  $5\%$  de fosfato de litio y el  $5\%$  restante de pequeños cristales de silicato de aluminio y litio entrelazados en una matriz vítrea enriquecida con zirconio (90, 200). Entre las propiedades analizadas de los materiales estudiados estuvo la resistencia a la compresión (RC), parámetro importante para determinar el comportamiento mecánico de materiales frágiles (201) y sobre la base de los hallazgos de este estudio, la hipótesis nula fue rechazada, al encontrarse diferencias significativas entre los grupos de cerámicas estudiadas ( $p < 0.05$ ).

Tal como se observa en la Tabla 19, las muestras de CTC tuvieron valores más elevados  $437.462 \text{ N}$  en comparación a CTSC  $343.212 \text{ N}$ . Con estos resultados, concuerdan varios autores como Riquieri *et al.* (110), quienes caracterizaron la microestructura y evaluaron las propiedades mecánicas de 2 VC antes y después del TTA. Celtra<sup>®</sup> Duo (CD), tuvo mayor RF  $251.25 \text{ MPa}$  después de la cristalización, manifestando que el TTA desarrolla en el material una microestructura fina, densa, homogénea y resistente al pulido. Estudios aseguran que el pulido realizado manualmente genera más tensiones de compresión, creando defectos microestructurales más significativos en las cerámicas que no fueron sometidas a un TTA (104, 202).

Por otro lado, EC obtuvo una respuesta ante la RF  $434.968 \text{ N}$  similar al de CTC, estos resultados simplemente, siguen confirmando conclusiones de estudios previos, demostrando que las VC que reciben un TTA, siguiendo indicaciones de los fabricantes, mejoraron significativamente la RF (203,204). Un cambio de protocolo, podría alterar el comportamiento mecánico de las cerámicas (107). Por ejemplo, la etapa de enfriamiento es un protocolo sensible que debe ser controlado porque la cerámica con disilicato de litio, presenta una estructura cristalina monoclinica, ortorrómbica y por lo tanto, es anisotrópica (205).

Las propiedades mecánicas de estos materiales frágiles dependen de tensiones residuales que se desarrollan por las tensiones térmicas y la transformación de fase, pudiendo provocar distorsión, propagación de grietas y microfisuras, por la orientación cristalográfica de cada grano, para evitar esto, el enfriamiento debe ser lento (206).

El tratamiento térmico prolongado (TTP) también influye negativamente en esta propiedad. Un estudio *in vitro* realizado por Schweitzer (207) evaluó la influencia del TTP en la RF de dos VC con disilicato de litio y silicato de litio (EC y CD). La RF de EC aumentó considerablemente a  $344.82 \text{ MPa}$ , al recibir mayor temperatura durante la cristalización. El TTA es de particular interés para la composición final. El  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  cristalino y la fase amorfa residual son los responsables de las propiedades mecánicas y características ópticas de las VC. En el material CEREC Tessera<sup>TM</sup>, además de la configuración alargada de  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ , la fase cristalina también contiene cristales de virgilita  $\text{LiAlSi}_2\text{O}_6$  incrustados en una matriz de vidrio enriquecida con zirconio, le confieren al material, mayor densidad y, por lo tanto, alta RF (105, 208).

Varios fabricantes de materiales informan que la adición de cristales de zirconio aumenta la resistencia de las VC (87), sin embargo, un estudio previo demostró lo contrario, afirmando

que no existen ventajas clínicas para el  $\text{Li}_2\text{O-SiO}_2$  reforzado con zirconio (209). Una posible explicación podría ser el porcentaje del zirconio. Menos del 5 % de contenido de  $\text{ZrO}_2$  presenta un 70 % de fase cristalina en la matriz amorfa, mientras que, más del 10 % de refuerzo  $\text{ZrO}_2$  la reduce a un 40 % (83,210,211), afectando notablemente las propiedades mecánicas. Resultados que son apoyados por nuestro estudio, ya que, CSC obtuvo los valores más bajos 389.677 N. A pesar que CC arrojó resultados más elevados (436.604 N), su variabilidad fue mayor por tal motivo, se sugiere más estudios que la puedan respaldar.

Otro estudio se centró en analizar la influencia del TTA en el comportamiento mecánico de cuatro tipos de VC de silicato de litio CAD-CAM. EC y Rosetta<sup>®</sup> SM (RSM), mostraron mayor RF que las cerámicas de silicato de litio con zirconio, además EC presentó un módulo de Weibull más alto, certificando que esta cerámica es más homogénea y densa (212). Otros autores han evaluado y comparado propiedades mecánicas de nueve materiales CAD/CAM, después de recibir el TTA, EC obtuvo valores significativamente más altos ( $p < 0.001$ ), con un mínimo de 1.69, máximo de 2.46 y una DS de 2.18 (144).

Celtra Duo (Dentsply Sirona<sup>™</sup>, Alemania), según el fabricante, presenta una resistencia inicial a la flexión de 210 MPa. Una vez sometida a un TTA de 840 °C durante 8-10 minutos, su RF puede aumentar hasta 379 MPa (213). Los resultados presentados por Riquieri *et al.* (161) informaron de que utilizando el horno Multimat de Dentsply Sirona<sup>™</sup> a una temperatura de 830 °C durante 10 minutos, se obtuvo una RF de  $251 \pm 0,59$  MPa. En una línea similar, un estudio realizado por Schweitzer *et al.* (108) indica que, utilizando un horno diferente (DEKEMA, Austromat 624i) a una temperatura de 820 °C durante 7 minutos, se obtienen resultados similares de  $252 \pm 53,78$  MPa.

La variabilidad de los resultados podría atribuirse a las diferencias en los protocolos de tratamiento térmico, incluida la temperatura y el tiempo de exposición. Es evidente que factores como la elección del horno y las condiciones específicas del proceso térmico pueden influir significativamente en las propiedades mecánicas de la cerámica. Estos resultados subrayan la importancia de un control preciso de los parámetros térmicos para conseguir las propiedades deseadas en las restauraciones cerámicas.

Dentro de las limitaciones de esta investigación se encuentra el hecho de que únicamente se analizó la resistencia a la compresión bajo la influencia térmica, sin examinar la microestructura del material, ya que esto no estaba dentro del alcance de los objetivos de la investigación. Además, se aisló la variable de la influencia química causada por la cementación adhesiva, que suele utilizarse clínicamente para unir las restauraciones y que puede disminuir la Resistencia a la Fractura.

# 7. CONCLUSIONS

Sections of this chapter has already been published as:

Abad-Coronel, C., Ordóñez Balladares, A., Fajardo, J. I. & Martín Biedma, B. J. (2021). Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* (Basel, Switzerland), 14(12), 3215. <https://doi.org/10.3390/ma14123215>

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 15,7 2478. 27 Mar, 2022 **doi:10.3390/ma15072478**

Ordóñez Balladares, A. *et al.* “Comparative Study of the Influence of Heat Treatment on Fracture Resistance of Different Ceramic Materials Used for CAD/CAM Systems.” *Materials* (Basel, Switzerland) vol. 17,6 1246. 8 Mar, 2024, **doi:10.3390/ma17061246**

## 7. CONCLUSIONS

- TTA has been shown to be crucial for improving RF values in CAD/CAM ceramics. It is critical to follow the instructions provided by manufacturers regarding crystallization/sintering temperature to ensure that the mechanical properties of the ceramic material are not compromised.
- Manufacturer-specific programs for crystallization/sintering have been shown to optimize time and energy savings without affecting the mechanical properties of the material.
- TTA in CTC improves the microstructure due to its advanced composition and the formation of new virgillitecrystals, which increases its RF. This allows ceramics for CAD/CAM use to be resistant to possible cracks and fissures generated during manufacturing processes, as well as having a high capacity to absorb and distribute stresses without suffering fractures.
- The results obtained highlight the importance of further studies, such as non-randomized controlled trials and retrospective and prospective clinical studies, in order to establish more solid and definitive conclusions.

# 8. REFERENCIAS

## 8. REFERENCIAS

1. Abad-Coronel C, Villacís Manosalvas J, Palacio Sarmiento C, Esquivel J, Loi I, Pradíes G. Clinical outcomes of the biologically oriented preparation technique (BOPT) in fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. octubre de 2022;S0022391322004887.
2. Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Loi I, Suárez MJ, Pelaez J, Solá-Ruiz F. Clinical behavior of posterior fixed partial dentures with a biologically oriented preparation technique: a 5-year randomized controlled clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;125(6):870-6.
3. Serra-Pastor B, Loi I, Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Agustín-Panadero R. Periodontal and prosthetic outcomes on teeth prepared with biologically oriented preparation technique: a 4-year follow-up prospective clinical study. *Journal of Prosthodontic Research*. 2019;63(4):415-20.
4. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(4):208-16.
5. Chandrasekhar V, Rudrapati L, Badami V, Tummala M. Incremental techniques in direct composite restoration. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2017;20(6):386.
6. Fahl Jr N, Ritter AV. Composite veneers: The direct–indirect technique revisited. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2021;33(1):7-19.
7. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(1):35-41.
8. Gunge H, Ogino Y, Kihara M, Tsukiyama Y, Koyano K. Retrospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia restorations after 1 to 3.5 years of clinical service. *Journal of oral science*. 2018;60(1):154-8.
9. Basso G, Moraes R, Borba M, Griggs J, Della Bona A. Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique. *Dental materials*. 2015;31(12):1453-9.
10. Spitznagel F, Boldt J, Gierthmuehlen P. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of dental research*. 2018;97(10):1082-91.
11. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):545-51.
12. Aslan Y, Coskun E, Ozkan Y, Dard M. Clinical Evaluation of Three Types of CAD/CAM Inlay/Onlay Materials After 1-Year Clinical Follow Up. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2019;27(3):131-40.
13. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*. 2017;33(1):84-98.
14. Alves MFRP, Santos C, Olhero SM, Fernandes MHFV. Pressureless sintered lithium disilicate glass-ceramics: Influence of particle size and crystallization state. *Journal of the European Ceramic Society*. 2024;44(10):6135-46.
15. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and

optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;55:1-11.

16. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*. 2018;97(2):140-7.

17. Pereira GK, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018;85:57-65.

18. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert review of medical devices*. 2016;13(10):945-63.

19. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümkmann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*. 2017;48(5).

20. Kontonasaki E, Giasimakopoulos P, Rigos AE. Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review*. 2020;56(1):1-23.

21. Abad-Coronel C, Paladines Á, Ulloa AL, Paltán CA, Fajardo JI. Comparative Fracture Resistance Analysis of Translucent Monolithic Zirconia Dioxide Milled in a CAD/CAM System. *Ceramics*. 2023;6(2):1179-90.

22. Conejo J, Nueesch R, Vonderheide M, Blatz MB. Clinical performance of all-ceramic dental restorations. *Current Oral Health Reports*. 2017;4:112-23.

23. Pjetursson BE, Valente NA, Stranding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clinical oral implants research*. 2018;29:199-214.

24. Tang Z, Zhao X, Wang H, Liu B. Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine*. 2019;98(40).

25. Holand W, Beall GH. *Glass-ceramic technology*. John Wiley & Sons; 2019.

26. Nassary Zadeh P, Lümkmann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. diciembre de 2018;120(6):948-54.

27. Kongkiatkamon S, Peampring C. Effect of speed sintering on low temperature degradation and biaxial flexural strength of 5Y-TZP zirconia. *Molecules*. 2022;27(16):5272.

28. Hergeröder C, Wille S, Kern M. Comparison of Testing Designs for Flexural Strength of 3Y-TZP and 5Y-PSZ Considering Different Surface Treatment. *Materials*. 2022;15(11):3915.

29. Kobayashi M, Niizuma Y, Sugai R, Manabe A. Influence of the Crystallization Firing Process on Marginal and Internal Adaptation of Silicate-based Glass-ceramic Inlays Fabricated With a CAD/CAM Chairside System. *Operative Dentistry*. 2023;48(6):657-65.

30. Gold SA, Ferracane JL, da Costa J. Effect of crystallization firing on marginal gap of CAD/CAM fabricated lithium disilicate crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(1):63-6.

31. Kim JH, Oh S, Uhm SH. Effect of the crystallization process on the marginal and internal gaps of lithium disilicate CAD/CAM crowns. *BioMed Research International*. 2016;2016.

32. Nejatidanesh F, Azadbakht K, Savabi O, Sharifi M, Shirani M. Effect of repeated firing on the translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;123(3):530-e1.

33. Abad-Coronel C, Ordoñez Balladares A, Fajardo JI, Martín Biedma BJ. Resistance to fracture of lithium disilicate feldspathic restorations manufactured using a CAD/CAM system and crystallized with different thermal units and programs. *Materials*. 2021;14(12):3215.
34. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. 2011;56:97-106.
35. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*. 2017;61(4):797-819.
36. Rizkalla A, Jones D. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental materials*. 2004;20(2):207-12.
37. El-Meliegy E, van Noort R, El-Meliegy E, van Noort R. Machinable mica dental glass-ceramics. *Glasses and glass ceramics for medical applications*. 2012;193-208.
38. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dent*. 2009;5(9):94-103.
39. Montazerian M, Dutra Zanotto E. History and trends of bioactive glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2016;104(5):1231-49.
40. Zanotto ED. Bright future for glass-ceramics. *American Ceramics Society Bulletin*. 2010;89(8):19-27.
41. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass–ceramics in dentistry: A review. *Materials*. 2020;13(5):1049.
42. Silva LH da, LIMA E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*. 2017;31.
43. Swain M. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomaterialia*. 2009;5(5):1668-77.
44. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2014;27(1).
45. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *Journal of dentistry*. 2013;41(12):1164-74.
46. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(6).
47. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta biomaterialia*. 2010;6(12):4532-8.
48. Mainjot AK, Najjar A, Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ. Influence of thermal expansion mismatch on residual stress profile in veneering ceramic layered on zirconia: Measurement by hole-drilling. *Dental Materials*. 2015;31(9):1142-9.
49. Ma R. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128:297-307.
50. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010;3(1):351-68.
51. Natarajan S. *Glass-Ceramic Technology*, by Wolfram Holand and George H. Beall. 2016;
52. de Vicente Mingarro Í. Estudio de los mecanismos de nucleación y cristalización en vidrios obtenidos a partir de rocas basálticas canarias. 1992;
53. Deubener J, Allix M, Davis M, Duran A, Höche T, Honma T, et al. Updated definition of glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2018;501:3-10.

54. Kleebusch E, Patzig C, Höche T, Rüssel C. The evidence of phase separation droplets in the crystallization process of a Li<sub>2</sub>O-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub> glass with TiO<sub>2</sub> as nucleating agent—An X-ray diffraction and (S) TEM-study supported by EDX-analysis. *Ceramics International*. 2018;44(3):2919-26.
55. Yong L, Tan Y, Grover L, Guo Y, Bowei L. A mica/nepheline glass-ceramic prepared by melting and powder metallurgy at low temperatures. *Materials Today Communications*. 2017;11:87-93.
56. Zhao T, Qin Y, Wang B, Yang JF. Improved densification and properties of pressureless-sintered lithium disilicate glass-ceramics. *Materials Science and Engineering: A*. 2015;620:399-406.
57. Zhang P, Li X, Yang J, Xu S. Effect of heat treatment on the microstructure and properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of non-crystalline solids*. 2014;402:101-5.
58. Martínez Rus F, Pradies Ramiro G, Suárez García M, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe*. 2007;12(4):253-63.
59. Giordano II R. Ceramics overview. *British Dental Journal*. 2022;232(9):658-63.
60. Blatz MB, Conejo J. The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics*. 2019;63(2):175-97.
61. Chen X, Chadwick TC, Wilson RM, Hill RG, Cattell MJ. Crystallization and flexural strength optimization of fine-grained leucite glass-ceramics for dentistry. *Dental materials*. 2011;27(11):1153-61.
62. Gali S, Ravikumar K, Murthy B, Basu B. Zirconia toughened mica glass ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. 2018;34(3):e36-45.
63. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*. 2000;28(7):529-35.
64. Srichumpong T, Phokhinchatchanan P, Thongpun N, Chaysuwan D, Suputtamongkol K. Fracture toughness of experimental mica-based glass-ceramics and four commercial glass-ceramics restorative dental materials. *Dental materials journal*. 2019;38(3):378-87.
65. Gali S, RaviKumar K. Zirconia toughened mica glass ceramics for dental restorations: Wear, thermal, optical and cytocompatibility properties. *Dental Materials*. 2019;35(12):1706-17.
66. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(1):22-30.
67. Habelitz S, Carl G, Rüssel C. Processing, microstructure and mechanical properties of extruded mica glass-ceramics. *Materials Science and Engineering: A*. 2001;307(1-2):1-14.
68. Burke H, Durschang B, Meinhardt J, Muller G. Nucleation and crystal growth kinetics in zro sub 2-strengthened mica-glass-ceramics for dental application. En 2000. p. 270-7.
69. Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2016;432:137-42.
70. Saint-Jean SJ. Dental glasses and glass-ceramics. En: *Advanced ceramics for dentistry*. Elsevier; 2014. p. 255-77.
71. Cheng K, Wan J, Liang K. Hot-Pressed Mica Glass-Ceramics with High Strength and Toughness. *Journal of the American Ceramic Society*. 1999;82(6):1633-4.

72. Bumgardner J, Lucas L. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *Journal of dental research*. 1995;74(8):1521-7.
73. Theocharopoulos A, Chen X, Hill R, Cattell MJ. Reduced wear of enamel with novel fine and nano-scale leucite glass-ceramics. *Journal of dentistry*. 2013;41(6):561-8.
74. Willard A, Chu TMG. The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *The Kaohsiung journal of medical sciences*. 2018;34(4):238-42.
75. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(3):384-9.
76. Lohbauer U, Belli R, Alonso AA, Goetz-Neunhoeffler F, Hurle K. Effect of sintering parameters on phase evolution and strength of dental lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. 2019;35(10):1360-9.
77. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. “Digitally oriented materials”: focus on lithium disilicate ceramics. *International journal of dentistry*. 2016;2016.
78. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The journal of advanced prosthodontics*. 2017;9(6):486-95.
79. Krejci I, Daher R. Stress distribution difference between Lava Ultimate full crowns and IPS e. max CAD full crowns on a natural tooth and on tooth-shaped implant abutments. *Odontology*. 2017;105:254-6.
80. Mounajjed R, Layton DM, Azar B. The marginal fit of E. max Press and E. max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dental Materials Journal*. 2016;35(6):835-44.
81. Denry I, Baranta G, Holloway J, Gupta P. Effect of processing variables on texture development in a mica-based glass–ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2003;64(2):70-7.
82. Fu L, Engqvist H, Xia W. Highly translucent and strong ZrO<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub> nanocrystalline glass ceramic prepared by sol-gel method and spark plasma sintering with fine 3D microstructure for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society*. 2017;37(13):4067-81.
83. Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;82:355-70.
84. Quinn GD, Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses*. Vol. 960. National Institute of Standards and Technology Washington, DC; 2007.
85. Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V, Höland W. Influence of ZrO<sub>2</sub> on the crystallization and properties of lithium disilicate glass-ceramics derived from a multi-component system. *Journal of the European Ceramic Society*. 2007;27(2-3):1571-7.
86. Schweiger M, Frank M, Cramer von Clausbruch S, Höland W, Rheinberger V. Microstructure and properties of a composite system for dental applications composed of glass-ceramics in the SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O-ZrO<sub>2</sub>-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> system and ZrO<sub>2</sub>-ceramic (TZP). *Journal of materials science*. 1999;34:4563-72.
87. Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R. Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of dentistry*. 2021;109:103661.
88. Abdulkader KF, Elnaggar GAE, Kheiralla LS. Shear bond strength of cemented

- zirconia-reinforced lithium silicate ceramics (Celtra Duo) with two surface treatments (in vitro study). *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2021;35(1):35-51.
89. Phark J, Duarte Jr S. Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022;34(1):92-103.
  90. Hurle K, Lubauer J, Belli R, Lohbauer U. On the assignment of quartz-like LiAlSi<sub>2</sub>O<sub>6</sub>-SiO<sub>2</sub> solid solutions in dental lithium silicate glass-ceramics: Virgilite, high quartz, low quartz or stuffed quartz derivatives? *Dental Materials*. 2022;38(9):1558-63.
  91. Jurado CA, Bora PV, Azpiazu-Flores FX, Cho SH, Afrashtehfar KI. Effect of resin cement selection on fracture resistance of chairside CAD-CAM lithium disilicate crowns containing virgilite: A comparative in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2023;
  92. Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Influence of CAD/CAM Fabrication and sintering procedures on the fracture load of full-contour monolithic zirconia crowns as a function of material thickness. *Operative Dentistry*. 2020;45(2):219-26.
  93. Khashawi HA. Mechanical properties and low temperature degradation of multilayer zirconia. 2023;
  94. Abou-Steit S, ElGuindy J, Zaki A. Evaluation of patient satisfaction and shade matching of Vita Suprinity versus lithium disilicate (E-max) ceramic crowns in the esthetic zone: a randomized controlled clinical trial. *F1000Research*. 2019;8:371.
  95. Abdullah AO, Hui Y, Sun X, Pollington S, Muhammed FK, Liu Y. Effects of different surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic materials to zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*. 2019;11(1):65.
  96. Zakir T, Dandekeri S, Suhaim KS, Shetty NH, Ragher M, Shetty SK. Influence of Aerated Drink, Mouthwash, and Simulated Gastric Acid on the Surface Roughness of Dental Ceramics: A Comparative: In Vitro: Study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. 2020;12(Suppl 1):S480-7.
  97. Deste Gökay G, Oyar P, Durkan R. Impact of various aging treatments on the microhardness and surface roughness of CAD-CAM monolithic restorative materials. *Journal of Prosthodontics*. 2024;
  98. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
  99. García-Engra G, Fernandez-Estevan L, Casas-Terrón J, Fons-Font A, Castelo-Baz P, Agustín-Panadero R, et al. Fracture resistance of new metal-free materials used for CAD-CAM fabrication of partial posterior restorations. *Medicina*. 2020;56(3):132.
  100. Naffah N, Ounsi H, Ozcan M, Bassal H, Salameh Z. Evaluation of the adaptation and fracture resistance of three CAD-CAM resin ceramics: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2019;20(5):571-6.
  101. Yepes-Nuñez JJ, Urrutia G, Romero-Garcia M, Alonso-Fernandez S. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews Declaración PRISMA 2020: una guía actualizada para la publicación de revisiones sistemáticas. *Revista española de cardiología*. 2021;74(9):790-9.
  102. Sheth VH, Shah NP, Jain R, Bhanushali N, Bhatnagar V. Development and validation of a risk-of-bias tool for assessing in vitro studies conducted in dentistry: The QUIN. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;
  103. Kongkiatkamon S, Peampring C. Effect of Speed Sintering on Low Temperature Degradation and Biaxial Flexural Strength of 5Y-TZP Zirconia. *Molecules*. 18 de agosto de 2022;27(16):5272.

104. Romanyk DL, Guo Y, Rae N, Veldhuis S, Sirovica S, Fleming GJ, et al. Strength-limiting damage and its mitigation in CAD-CAM zirconia-reinforced lithium-silicate ceramics machined in a fully crystallized state. *Dental Materials*. diciembre de 2020;36(12):1557-65.
105. Lu Y, Dal Piva AMO, Nedeljkovic I, Tribst JPM, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Effect of glazing technique and firing on surface roughness and flexural strength of an advanced lithium disilicate. *Clin Oral Invest*. 13 de mayo de 2023;27(7):3917-26.
106. Lawson NC, Maharishi A. Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *J Esthet Restor Dent*. marzo de 2020;32(2):219-25.
107. Simba BG, Ribeiro MV, Suzuki PA, Alves MFRP, Strecker K, Santos CD. Mechanical properties of lithium metasilicate after short-term thermal treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. octubre de 2019;98:179-86.
108. Schweitzer F, Spintzyk S, Geis-Gerstorfer J, Huettig F. Influence of minimal extended firing on dimensional, optical, and mechanical properties of crystallized zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. abril de 2020;104:103644.
109. Juntavee N, Uasuwat P. Flexural Strength of Different Monolithic Computer-Assisted Design and Computer-Assisted Manufacturing Ceramic Materials upon Different Thermal Tempering Processes. *Eur J Dent*. octubre de 2020;14(04):566-74.
110. Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, De Melo RM, De Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. octubre de 2018;34(10):1483-91.
111. Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, et al. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*. 2016;35(5):748-55.
112. Alves MFRP, Simba BG, De Campos LQB, Ferreira I, Dos Santos C. Influence of heat-treatment protocols on mechanical behavior of lithium silicate dental ceramics. *Int J Applied Ceramic Tech*. septiembre de 2019;16(5):1920-31.
113. Kilinc H, Sanal FA. Effect of sintering and aging processes on the mechanical and optical properties of translucent zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. julio de 2021;126(1):129.e1-129.e7.
114. Kwon WC, Park MG. Evaluation of mechanical properties of dental zirconia in different milling conditions and sintering temperatures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. diciembre de 2023;130(6):909-16.
115. Hatanaka GR, Polli GS, Fais LMG, Reis JMDSN, Pinelli LAP. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. julio de 2017;118(1):61-8.
116. Ordoñez Balladares A, Abad-Coronel C, Ramos JC, Martín Biedma BJ. Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units. *Materials*. 27 de marzo de 2022;15(7):2478.
117. Aurélio IL, Prochnow C, Guilardi LF, Ramos GF, Bottino MA, May LG. The effect of extended glaze firing on the flexural fatigue strength of hard-machined ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(5):755-61.
118. Bahraini B. Flexural Strength of Three-Unit Monolithic Zirconia FPD with Different Size of Connectors Sintered in SpeedFire Oven. 2020;
119. Meng H, Xie H, Yang L, Chen B, Chen Y, Zhang H, et al. Effects of multiple firings

on mechanical properties and resin bonding of lithium disilicate glass-ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;88:362-9.

120. Al-Johani H, Haider J, Silikas N, Satterthwaite J. Effect of repeated firing on the topographical, optical, and mechanical properties of fully crystallized lithium silicate-based ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2024;

121. Campanelli de Morais D, de Oliveira Abu-izze F, Rivoli Rossi N, Gallo Oliani M, de Assunção e Souza RO, de Siqueira Anzolini Saavedra G, et al. Effect of consecutive firings on the optical and mechanical properties of silicate and lithium disilicate based glass-ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2021;30(9):776-82.

122. Ghadeer FK, Alwan LE, Al-Azzawi AKJ. Crystallization firing effect on the marginal discrepancy of the IPS. emax CAD crowns using two different CAD/CAM systems. *Journal of Baghdad College of Dentistry*. 2023;35(1):49-57.

123. Siam R, Elnaggar G, Hassanien E. Surface roughness and translucency of glazed lithium disilicate (IPS E. Max) vs. glazed and polished 'zirconia-reinforced lithium silicate'(Celtra duo)(in vitro study). *Int J Appl Dent Sci*. 2021;7:251-8.

124. Shaaban KS, Yousef ES, Abdel Wahab E, Shaaban E, Mahmoud SA. Investigation of crystallization and mechanical characteristics of glass and glass-ceramic with the compositions  $x \text{Fe}_2\text{O}_3\text{-}35\text{SiO}_2\text{-}35\text{B}_2\text{O}_3\text{-}10\text{Al}_2\text{O}_3\text{-}(20-x)\text{Na}_2\text{O}$ . *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2020;29:4549-58.

125. Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, et al. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dental materials*. 2014;30(6):669-78.

126. Khaledi AAR, Vojdani M, Farzin M, Pirouzi S. The effect of sintering program on the compressive strength of zirconia copings. *Journal of Dentistry*. 2018;19(3):206.

127. Alao AR, Stoll R, Song XF, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, et al. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;74:251-60.

128. Vatali A, Kontonasaki E, Kavouras P, Kantiranis N, Papadopoulou L, Paraskevopoulos KK, et al. Effect of heat treatment and in vitro aging on the microstructure and mechanical properties of cold isostatic-pressed zirconia ceramics for dental restorations. *Dental materials*. 2014;30(10):e272-82.

129. Almohammed SN, Alshorman B, Abu-Naba'a LA. Mechanical properties of five esthetic ceramic materials used for monolithic restorations: A comparative in vitro study. *Ceramics*. 2023;6(2):1031-49.

130. Kulyk V, Duriagina Z, Kostryzhev A, Vasylyv B, Vavruk V, Marenych O. The effect of yttria content on microstructure, strength, and fracture behavior of yttria-stabilized zirconia. *Materials*. 2022;15(15):5212.

131. Abad Coronel C. Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM. 2018;

132. Bohner LOL, Neto PT, Ahmed AS, Mori M, Laganá DC, Sesma N. CEREC chairside system to register and design the occlusion in restorative dentistry: a systematic literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(4):208-20.

133. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials—Alternative loading approach for compact tension test. *Dental materials*. 2016;32(7):847-52.

134. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing

of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental materials*. 2017;33(4):427-33.

135. De Almeida B, de Oliveira KF, Caldas RA. Mechanical and optical properties of feldspathic ceramics and lithium disilicate: literature review. *Rev Bras Odontol*. 2020;77:e1427.

136. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*. 2013;26(5):255-9.

137. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017;33(1):99-109.

138. Alessandretti R, Ribeiro R, Borba M, Bona AD. Fracture load and failure mode of CAD-on ceramic structures. *Brazilian dental journal*. 2019;30:380-4.

139. Junior SAR, Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3-and 4-point bending tests. *Dental materials*. 2008;24(3):426-31.

140. Ritter JE. Critique of test methods for lifetime predictions. *Dental Materials*. 1995;11(2):147-51.

141. Seghi R, Denry I, Rosenstiel S. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(2):145-50.

142. Ast J, Ghidelli M, Durst K, Göken M, Sebastiani M, Korsunsky AM. A review of experimental approaches to fracture toughness evaluation at the micro-scale. *Materials & Design*. 2019;173:107762.

143. Denry I, Goudouri O, Harless JD, Hubbard E, Holloway JA. Strontium-releasing fluorapatite glass-ceramics: crystallization behavior, microstructure, and solubility. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2018;106(4):1421-30.

144. Hampe R, Theelke B, Lümekemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. *Operative dentistry*. 2019;44(4):E190-201.

145. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC oral health*. 2018;18:1-13.

146. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dental materials*. 2002;18(1):12-9.

147. Bayraktar ET, Türkmen C, Atali PY, Tarçin B, Korkut B, Yaşa B. In-vitro evaluation of wear characteristics, microhardness and color stability of dental restorative CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal*. 2024;43(1):74-83.

148. Rameh S. Comparison of Vickers hardness between dental ceramics and hybrid materials. 2024;

149. Attar EA, Aldharrab A, Ajaj R. Surface Microhardness of Different Ceramic Materials Used for Esthetic Full-Ceramic Veneers. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*. 2023;13(5):732-7.

150. Vallerini B de F, Silva LD, de OC Villas-Bôas M, Peitl O, Zanotto ED, Pinelli LA. Microstructure and mechanical properties of an experimental lithium disilicate dental glass-ceramic. *Ceramics International*. 2024;50(1):188-96.

151. Phani PS, Hackett B, Walker C, Oliver W, Pharr G. On the measurement of hardness at high strain rates by nanoindentation impact testing. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 2023;170:105105.

152. Liu M, Chen S. Micromechanical characterization of zirconia and silicon nitride ceramics using indentation and scratch methods. *Ceramics International*. 2024;50(11):19982-20010.
153. Hughes S, Lau J. A technique for fast and accurate measurement of hand volumes using Archimedes' principle. *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*. 2008;31:56-9.
154. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(3):364-6.
155. García-Engra G, Fernandez-Estevan L, Casas-Terrón J, Fons-Font A, Castelo-Baz P, Agustín-Panadero R, et al. Fracture resistance of new metal-free materials used for CAD-CAM fabrication of partial posterior restorations. *Medicina*. 2020;56(3):132.
156. Marghussian V, Balazadegan O, Eftekhari-Yekta B. Crystallization behaviour, microstructure and mechanical properties of cordierite–mullite glass ceramics. *Journal of Alloys and Compounds*. 2009;484(1-2):902-6.
157. Yamashita K, Okazaki M. Current Research Progress of Ceramic Biomaterials in Japan. *Bio-medical materials and engineering*. 2017;28(1):1-2.
158. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*. 2016;32(7):908-14.
159. Jalali S, Jalali H, Kharazi Fard MJ, Abdolrahmani A, Alikhasi M. The effect of preparation design on the fracture resistance and adaptation of the CEREC ceramic endocrowns. *Clinical and Experimental Dental Research*. 2023;9(3):518-25.
160. Belli R, Lohbauer U, Goetz-Neunhoeffler F, Hurle K. Crack-healing during two-stage crystallization of biomedical lithium (di) silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. 2019;35(8):1130-45.
161. Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, Saavedra G de SFA. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. 2018;34(10):1483-91.
162. Mavriqi L, Valente F, Murmura G, Sinjari B, Macri M, Trubiani O, et al. Lithium disilicate and zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramics for CAD/CAM dental restorations: biocompatibility, mechanical and microstructural properties after crystallization. *Journal of Dentistry*. 2022;119:104054.
163. Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(4):591-6.
164. Wiedenmann F, Böhm D, Eichberger M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of different surface treatments on two-body wear and fracture load of monolithic CAD/CAM ceramics. *Clinical Oral Investigations*. 2020;24:3049-60.
165. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant dentistry*. 2013;22(1):66-70.
166. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD de, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):e587-94.
167. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials—Alternative loading approach for compact tension test. *Dental materials*. 2016;32(7):847-52.
168. Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared

to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;74:342-8.

169. Altier M, Erol F, Yıldırım G, Dalkilic E. Fracture resistance and failure modes of lithium disilicate or composite endocrowns. *Nigerian journal of clinical practice*. 2018;21(7):821-6.

170. Chen SE, Park AC, Wang J, Knoernschild KL, Campbell S, Yang B. Fracture resistance of various thickness e. max CAD lithium disilicate crowns cemented on different supporting substrates: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(9):997-1004.

171. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;35:93-101.

172. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*. 2011;27(1):83-96.

173. Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Luis Roman-Rodriguez J, Granell-Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Fernanda Sola-Ruiz M. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *International Journal of Prosthodontics*. 2012;25(3).

174. Choi JW, Kim SY, Bae JH, Bae EB, Huh JB. 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*. 2017;9(4):244-51.

175. Kallala R, Chaouch MH, Nasr K, Courset T. Step-by-Step Esthetic Rehabilitation with Chairside System. *Case Reports in Dentistry*. 2021;2021(1):5558158.

176. Lima FF, Neto CF, Rubo JH, Santos Jr GC, Santos MJMC. Marginal adaptation of CAD-CAM onlays: Influence of preparation design and impression technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(3):396-402.

177. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental materials*. 2017;33(9):1012-20.

178. Luo J, Adak S, Stevens R. Microstructure evolution and grain growth in the sintering of 3Y-TZP ceramics. *Journal of materials science*. 1998;33:5301-9.

179. Borrell A, Salvador MD, Rayón E, Penaranda-Foix FL. Improvement of microstructural properties of 3Y-TZP materials by conventional and non-conventional sintering techniques. *Ceramics International*. 2012;38(1):39-43.

180. Luo J, Adak S, Stevens R. Microstructure evolution and grain growth in the sintering of 3Y-TZP ceramics. *Journal of materials science*. 1998;33:5301-9.

181. Li L, Zhao C, Du Z, Qiu Y, Si W. Rapid-sintered dental zirconia for chair-side one-visit application. *International Journal of Applied Ceramic Technology*. 2019;16(5):1830-5.

182. Ersoy NM, Aydoğdu HM, Değirmenci BÜ, Çökük N, Sevimay M. The effects of sintering temperature and duration on the flexural strength and grain size of zirconia. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2015;1(2-4):43-50.

183. Jansen JU, Lümkeemann N, Letz I, Pfeifferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;122(4):396-403.

184. Barchetta NF, Found AA, Yoshito WK, Ussui V, Lazar DRR, Balducci I, et al. Dental zirconia microwave-sintering followed by rapid cooling protocol. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2024;151:106351.

185. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(1):132-7.
186. Arcila LVC, de Carvalho Ramos N, Campos TMB, Dapieve KS, Valandro LF, de Melo RM, et al. Mechanical behavior and microstructural characterization of different zirconia polycrystals in different thicknesses. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2021;13(6):385.
187. Juntavee N, Juntavee A, Phattharasophachai T. Biaxial flexural strength of different monolithic zirconia upon post-sintering processes. *European Journal of Dentistry*. 2022;16(03):585-93.
188. Juntavee N, Juntavee A, Phattharasophachai T. Fracture toughness of different monolithic zirconia upon post-sintering processes. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2021;13(10):e1006.
189. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004;20(5):449-56.
190. Lopez-Suarez C, Tobar C, Sola-Ruiz MF, Pelaez J, Suarez MJ. 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*. 2019;28(2):171-8.
191. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical oral investigations*. 2012;16:1105-10.
192. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;108(2):96-101.
193. Scherrer S, De Rijk W. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(5).
194. AL-Makramani BM, Razak A, Abu-Hassan M. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17(2):120-4.
195. Hamza TA, Sherif RM. Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(1):e259-64.
196. Anuntasaint M, Po-Ngam N, Lührs AK, Neoh SP, Pongprueksa P. Fracture resistance of CAD/CAM blocks cemented on dentin using different cementation strategies. *Journal of Prosthodontic Research*. 2023;67(4):603-9.
197. Hardan L, Devoto W, Bourgi R, Cuevas-Suárez CE, Lukomska-Szymanska M, Fernández-Barrera MÁ, et al. Immediate dentin sealing for adhesive cementation of indirect restorations: a systematic review and meta-analysis. *Gels*. 2022;8(3):175.
198. Giner S, Bartolomé JF, Gomez-Cogolludo P, Castellote C, Pradíes G. 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*. 2021;125(3):503-e1.
199. Fobbe H, Rammelsberg P, Lorenzo Bermejo J, Kappel S. The up-to-11-year survival and success of implants and abutment teeth under solely implant-supported and combined tooth-implant-supported double crown-retained removable dentures. *Clinical Oral Implants Research*. 2019;30(11):1134-41.

200. Lubauer J, Belli R, Peterlik H, Hurle K, Lohbauer U. Grasping the Lithium hype: Insights into modern dental Lithium Silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. 2022;38(2):318-32.
201. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical oral investigations*. 2017;21:1213-9.
202. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017;33(1):99-109.
203. Kim SH, Choi YS, Kang KH, Att W. Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;128(1):79-88.
204. Alakkad L, Kostagianni A, Finkelman M, Maawadh A, Ali A, Papathanasiou A. Biaxial flexural strength of various CAD-CAM glass-ceramic materials. *American Journal of Dentistry*. 2021;34(2):91-6.
205. de Kok P, Pereira GK, Fraga S, de Jager N, Venturini AB, Kleverlaan CJ. The effect of internal roughness and bonding on the fracture resistance and structural reliability of lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*. 2017;33(12):1416-25.
206. Belli R, Lohbauer U, Goetz-Neunhoeffler F, Hurle K. Crack-healing during two-stage crystallization of biomedical lithium (di) silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. 2019;35(8):1130-45.
207. Schweitzer F, Spintzyk S, Geis-Gerstorfer J, Huettig F. Influence of minimal extended firing on dimensional, optical, and mechanical properties of crystallized zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;104:103644.
208. Rosentritt M, Schmid A, Huber C, Strasser T. In vitro mastication simulation and wear test of virgilite and advanced lithium disilicate ceramics. *Int J Prosthodont*. 2022;35:770-6.
209. Pitiumnuaysap L, Phokhinchatchanan P, Suputtamongkol K, Kanchanasavita W. Fracture resistance of four dental computer-aided design and computer-aided manufacturing glass-ceramics. *Mahidol Dental Journal*. 2017;37(2):201-8.
210. Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *Journal of prosthodontic research*. 2017;61(3):344-9.
211. Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dental Materials*. 2018;34(6):891-900.
212. Corado HP, da Silveira PH, Ortega VL, Ramos GG, Elias CN. Flexural strength of vitreous ceramics based on lithium disilicate and lithium silicate reinforced with zirconia for CAD/CAM. *International Journal of Biomaterials*. 2022;2022.
213. Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2016;432:137-42.

# 9. ÍNDICE DE FIGURAS

## 9. ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Clasificación de las cerámicas de acuerdo con su forma de confección .....	20
<b>Figura 2.</b> Clasificación de las cerámicas de acuerdo con su composición .....	21
<b>Figura 3.</b> Bloques de cerámicas CAD/CAM .....	37
<b>Figura 4.</b> Diseño de la corona con parámetros específicos para el espaciador y fresado de la restauración .....	38
<b>Figura 5.</b> Bloques de cerámicas CAD/CAM/SC .....	40
<b>Figura 6.</b> Bloques de cerámicas CAD/CAM .....	40
<b>Figura 7.</b> Archivo digital del pilar exportado del modelo escaneado .....	41
<b>Figura 8.</b> Carga de la muestra asentada sobre el pilar de resina impresa utilizando una máquina de ensayo universal .....	42
<b>Figura 9.</b> Pilar obtenido en cromo cobalto .....	42
<b>Figura 10.</b> Carga de la muestra asentada sobre el pilar de aleación de cromo cobalto utilizando una máquina de ensayo universal .....	43
<b>Figura 11.</b> Muñón de cromo cobalto .....	44
<b>Figura 12.</b> Carga de la probeta asentada sobre el pilar de aleación de cromo cobalto, utilizando una máquina de ensayo universal .....	44
<b>Figura 13.</b> Imágenes de las superficies de fractura concomitantes a los cinco materiales estudiados .....	45
<b>Figura 14.</b> Diagrama de flujo de la búsqueda bibliográfica y criterios de selección .....	47
<b>Figura 15.</b> Diagrama de caja de la Resistencia a la Fractura para e.max CAD .....	54
<b>Figura 16.</b> Diagrama de caja de la Resistencia a la Fractura para inCoris TZI .....	55
<b>Figura 17.</b> Diagrama de caja de máxima fuerza para cada material .....	56

# 10. ÍNDICE DE TABLAS

## 10. ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Hoja de puntuación para la herramienta de evaluación de la calidad de los estudios in vitro (QUIN).....	36
<b>Tabla 2.</b> Detalles de muestras y fabricantes de los cinco tipos de cerámicas CAD/CA .....	37
<b>Tabla 3.</b> e.max CAD grupos, unidades térmicas y tiempos de cristalización .....	38
<b>Tabla 4.</b> inCoris grupos, unidades térmicas y tiempos de sinterización .....	39
<b>Tabla 5.</b> Materiales CAD/CAM y tratamientos térmicos recomendados por fabricantes... ..	39
<b>Tabla 6.</b> Resultados de Rf del grupo de cerámica de silicato en un intervalo de tiempo de 2-5 minutos .....	48
<b>Tabla 7.</b> Resultados de Rf del grupo de cerámica de silicato en el intervalo de tiempo de 6-7 minutos .....	49
<b>Tabla 8.</b> Resultados de Rf del grupo de cerámica de silicato en un intervalo de tiempo de 8-10 minutos .....	49
<b>Tabla 9.</b> Resultados de MH en el grupo de cerámicas de silicato en un intervalo de tiempo de 8-10 minutos .....	50
<b>Tabla 10.</b> Resultados de FT en el grupo de cerámicas de silicato en un intervalo de tiempo de 8-10 minutos .....	50
<b>Tabla 11.</b> Resultados de FS del grupo de cerámica de óxido de circonio en un intervalo de tiempo de 15-18 minutos .....	51
<b>Tabla 12.</b> Resultados de FS del grupo de cerámica de óxido de circonio en un período de 30 minutos .....	51
<b>Tabla 13.</b> Resultados de Rf del grupo de cerámica de óxido de circonio en un período de 2 horas .....	52
<b>Tabla 14.</b> Resultados de Rf del grupo de cerámica de óxido de circonio en un intervalo de tiempo de 7-8 horas .....	52
<b>Tabla 15.</b> Resultados de MH en el grupo de cerámicas de silicato en un período de tiempo de 2 horas .....	53

**Tabla 16.** Resultados de FT en el grupo de cerámicas de silicato en un período de 2 horas 53

**Tabla 17.** Valores de Resistencia a la Fractura (N) para e.max CAD ..... 54

**Tabla 18** Valores de Resistencia a la Fractura (N) para inCoris TZI ..... 55

**Tabla 19.** Valores de máxima fuerza para cada material ..... 56

**Tabla 20.** Prueba *post hoc* de Bonferroni ..... 57

**Tabla 21.** Prueba T de Student para los grupos de inCoris TZI ..... 57

**Tabla 22** Prueba de comparaciones múltiples, U de Mann-Whitney ..... 58

# 11. APÉNDICES

## 11. APÉNDICES

### APÉNDICE 1 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO

#### PUBLICATION DERIVED FROM THIS THESIS

**Title:** Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs

**Authors:** Cristian Abad-Coronel<sup>1\*</sup>; **Andrea Ordóñez Balladares**<sup>2</sup>; Jorge I. Fajardo<sup>3</sup> and Benjamín José Martín Biedma<sup>4</sup>

**Affiliation:**

<sup>1</sup> PhD, Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, 010107, Cuenca, Ecuador; cristian.abad@ucuenca.edu.ec

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry Universidad de Guayaquil, 090514, Guayaquil, Ecuador; andrea.ordonezb@ug.edu.ec

<sup>3</sup> PhD Mechanical Engineering Faculty, Universidad Politécnica Salesiana, 170517, Cuenca, Ecuador; jfajardo@ups.edu.ec

<sup>4</sup> PhD Faculty of Dentistry, Universidad de Santiago de Compostela, 15782, Galicia, Spain; benjamin.martin@usc.es

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec

**Journal:** Materials

**Impact Factor 2021:** 3.7

**JCR Category 2021:** Q1

**CiteScore 2021:** 4.7


**ISSN:** 19961944

**Editorial:** Materials Science, Multidisciplinary (MDPI)

**Publication Date:** June 10, 2021

**PMID:** 34200881

**DOI:** <https://doi.org/10.3390/ma14123215>

 **Andrea Ordóñez Balladares Contribution:** Software, resources, data curation, visualization, and writing —original draft preparation

**Permission of MDPI: MDPI Open Access Information and Policy**

All articles published by MDPI are made immediately available worldwide under an open access license. This means everyone has free and unlimited access to the full-text of all articles published in MDPI journals; everyone is free to re-use the published material if proper accreditation/citation of the original publication is given; open access publication is supported by the authors' institutes or research funding agencies by payment of a comparatively low Article Processing Charge (APC) for accepted articles.

No special permission is required to reuse all, or part of article published by MDPI, including figures and tables. For articles published under an open access Creative Common CC BY license, any part of the article may be reused without permission provided that the original article is clearly cited. Reuse of an article does not imply endorsement by the authors or MDPI. (<https://www.mdpi.com/about/openaccess>)

Article

## Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs

Cristian Abad-Coronel <sup>1,\*</sup>, Andrea Ordoñez Balladares <sup>2</sup>, Jorge I. Fajardo <sup>3</sup> and Benjamín José Martín Biedma <sup>4</sup><sup>1</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, 010107 Cuenca, Ecuador<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Guayaquil, 090514 Guayaquil, Ecuador; andrea.ordonezb@ug.edu.ec<sup>3</sup> Mechanical Engineering Faculty, Universidad Politécnica Salesiana, 170517 Cuenca, Ecuador; jfajardo@ups.edu.ec<sup>4</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Santiago de Compostela, 15782 Galicia, Spain; benjamin.martin@usc.es

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec



**Citation:** Abad-Coronel, C.; Ordoñez Balladares, A.; Fajardo, J.I.; Martín Biedma, B.J. Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* **2021**, *14*, 3215. <https://doi.org/10.3390/ma14123215>

Academic Editors:  
Gianrico Spagnuolo and  
Marco Cicciu

Received: 12 May 2021

Accepted: 9 June 2021

Published: 10 June 2021

**Publisher's Note:** MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



**Copyright:** © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

**Abstract:** The aim of this study was to determine the resistance to fracture of feldspathic restorations with lithium disilicate and crystallized with different ovens and programs. Methods: Sixty monolithic restorations (LD) (EMAX CAD™ LT, Ivoclar-Vivadent™) were designed with the same parameters and milled with a CAD/CAM system (CEREC SW 5.1, CEREC MCXL, Dentsply-Sirona™, Bensheim). Each restoration was randomly assigned by randomization software (RANDNUM) to one of the three groups: (a) (NF) Oven P310 (Ivoclar, Vivadent) normal crystallization program, (b) (FF) Ivoclar P310 oven (Ivoclar-Vivadent™) rapid crystallization program, or (c) (SF) SpeedFire oven (Dentsply-Sirona™). Results: There were statistically significant differences between the groups (ANOVA,  $p < 0.05$ ). The NF and FF groups showed the highest values of resistance to fracture, with statistically significant differences with the SF group. Conclusions: Using a furnace from the same dental company with predetermined programs from the material manufacturer, as well as using a predetermined program for rapid crystallization, has no effect on fracture resistance, and would save clinical time when performing ceramic restorations with lithium disilicate, while keeping their mechanical properties.

**Keywords:** lithium disilicate; crystallization; fracture; CAD/CAM materials

### 1. Introduction

Ceramic CAD/CAM blocks were introduced to the dental market in 1980 [1]. Since then, they have gained great popularity in clinical practice, as the restorations made with this material are metal-free and allow the reconstruction of lost dental tissues with adequate mechanical and aesthetic properties [2]. Currently, there is a great demand for this type of restoration, based on the migration of conventional laboratory procedures to the recurrent use of digital technology, and due to the multiple advantages it offers [3], such as performing indirect restorations in the same session, with procedures including computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM). Companies have developed various materials for CAD/CAM systems, incorporated in chairside systems, and intended for use in the dental clinic or in specialized prosthetic laboratories [4]. The characterization of CAD/CAM materials is a current trend in research, due to their predominant use in restoration protocols. One of the CAD/CAM materials most used for indirect restorations is feldspathic ceramic with lithium disilicate crystals, EMAX-CAD™ (Ivoclar-Vivadent™, Liechtenstein), which was developed in 2005, and which in its pre-crystallized or metasilicate intermediate state shows a purple color due to the stains used to identify this state. This material in the metasilicate state requires a certain time and temperature to reach its crystallized final state. The appropriate combination is usually between 800 °C and 870 °C, for 5 to 30 min.

The mechanical properties of EMAX-CAD™, with a strength of 130–150 MPa, a fracture toughness of 0.9 to 1.25 MPa·m<sup>1/2</sup>, and a Vickers hardness of 5400 Mpa, are improved after receiving the definitive thermal treatment, at the same point that the material reaches its definitive tooth color [5–8].

Likewise, furnaces designed for post-milling crystallization heat treatment of the mentioned materials have been recommended. These ovens have been programmed with faster crystallization times, and the question remains if this will affect the final state of the restorations. Other manufacturers have launched thermal units with smaller firing chambers that also aim to improve the time used for post-treatment of materials machined in the precrystallized state; therefore, it is necessary to know if this treatment is adequate for achieving properties, such as resistance to fracture, equivalent to those obtained with other units. Furnaces from the same manufacturer's catalogue (Programat™, P310, Ivoclar-Vivadent™, Liechtenstein) have been recommended for post-treatment of their materials [9]. Another furnace, SpeedFire™ (Dentsply-Sirona™, Bensheim, Germany) has been launched onto the market, the characteristic of which is determined by the CAM software and its connection with the thermal unit to determine the crystallization time of the restoration, depending on the material [10]. These ovens have programs, varying in time and temperature, which are important factors to consider for these CAD/CAM materials.

The crystallization process and the cooling rate are variables that influence the mechanical characteristics of this type of material; even an increase in the number of crystallization cycles can compromise the optical results [11–13]. The thicknesses of crystalline-reinforced ceramic restorations can also influence the esthetic appearance after repeated firings. The thinner the restoration, the greater the probability of changes with respect to its translucency [13]. Other characteristics, such as the marginal gap, can be modified due to the crystallization of the ceramic material with lithium disilicate. When quantifying the effect of the crystallization process of lithium disilicate ceramic crowns using CAD/CAM technology, comparing the values of the gaps in the marginal area and the internal areas of each crown showed that the former were greater and the latter were smaller after the crystallization process. The crystallization process can have a greater influence than the milling process itself on the variables studied, such as the marginal gap and the comparison between different CAD/CAM materials. It has been determined that it is the repeated crystallization firing process that plays the main role; giving a significant increase in the marginal space of lithium disilicate ceramics compared to feldspathic ceramics reinforced with leucite, probably due to the additional heating that causes a shrinkage of the ceramic in the margin [14–16].

Chairside systems aim to optimize clinical time and complete restorations in the same visit. To make restorations, the time taken is an important variable to consider. The less time taken without affecting the properties of the CAD/CAM materials, the more efficient the process will become [17,18].

On the other hand, both resistance to fracture and thermocycling are tests that allow knowing the behavior that restorations would have in the oral environment, so their use in *in vitro* studies allows a greater similarity with clinical scenarios [19,20].

The null hypothesis raised was that there would not be significant differences in the fracture resistance of lithium disilicate feldspathic CAD/CAM restorations subjected to different heat treatment units and programs for crystallization. The importance of this study lies in the fact that the materials and equipment used in these manufacturing technologies, focused on the area of prosthodontics, require both clinical and laboratory investigations in order to make adequate decisions about their use without affecting their operation and precision.

**2. Materials and Methods**

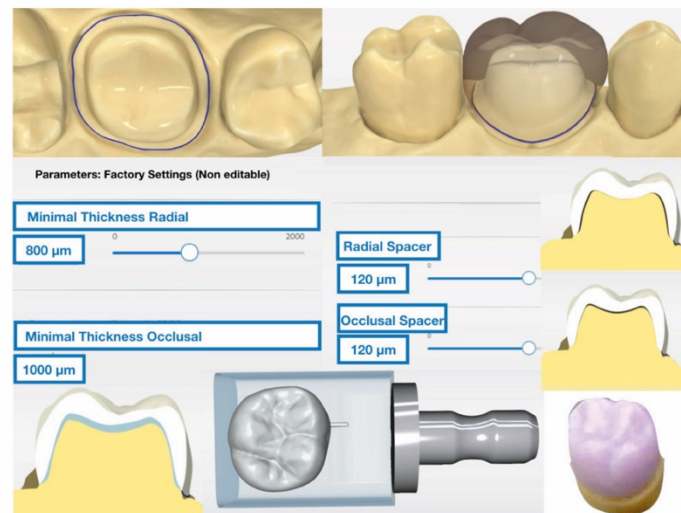
Sixty single upper first molar feldspathic CAD/CAM reinforced with lithium disilicate crowns on abutment replicas with three different thermal treatments were used in this study (Table 1).

**Table 1.** Furnaces, groups, and program specifications used in this study.

Furnace	Manufacturer	Crystallization Programs
Programat P310	Ivoclar-Vivadent™/ Liechtenstein	<b>Group A, Normal Firing (NF)</b> final temperature 850 °C/approximately 23 min 50 s
		<b>Group B, Fast Firing (FF)</b> final temperature of 870 °C/15 min 10 s
Speed Fire	Dentsply-Sirona™/ Bensheim, Germany	<b>Group C, SpeedFire (SF)</b> final temperature 797 °C/approximately 24 min

*2.1. Crown Design*

A model of an upper molar prepared for full crown with a chamfer finish line was scanned using a high-power structured light scanner (PrimeScan™, Dentsply-Sirona™, Bensheim, Germany). After the model was digitized, a 1.25-mm thick full volume restoration was designed with integrated design software (CEREC SW 5.1, Dentsply-Sirona™, Bensheim, Germany). The parameters “minimal thickness (radial)” and “minimal thickness (occlusal)” were adjusted to 1000 µm. Other than that, the standard design parameters recommended by the manufacturer were used for the crown (Figure 1). Twenty monolithic CAD/CAM restorations made of lithium disilicate-reinforced feldspathic ceramic (EMAX-CAD™ LT, A2, LOT Z016FG, Ivoclar-Vivadent™; Schaan, Liechtenstein) per study group were milled using an integrated milling machine (CEREC InLab MCXL™ system, York, PA, USA).

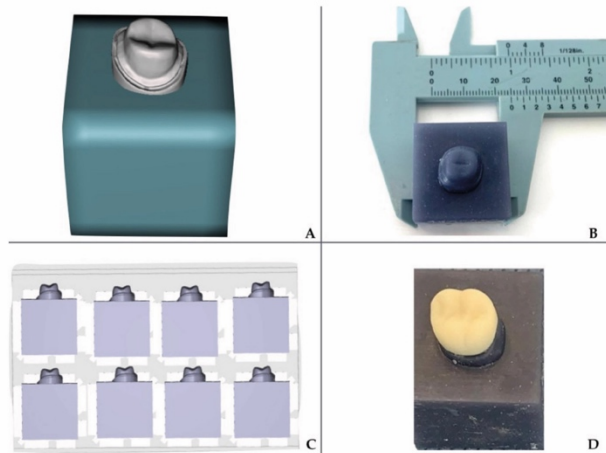


**Figure 1.** Demarcation of the chamfer finish line of the digital model, design of the crown with specific parameters for the spacer, minimal thickness and milling of the restoration.

*2.2. Fabrication of CAD/CAM Abutments and Restorations*

The die model was exported as a STL file to universal software (MESHMIXER™ 3.5, Autodesk, San Francisco, CA, USA). The abutment was digitally integrated into a 25 mm

x side square specimen, to adapt it to the testing machine. The design was printed using a 3D printer with DLP technology (SprintRay™, Pro, Los Angeles, CA, USA) with layers of 50 microns definition, with a resin for models (Sprint Ray™, Gray Die, and Model, Los Angeles, CA, USA) (Figure 2).



**Figure 2.** Digital file of the abutment exported from the scanned model. (A) Digital design of the block to adapt the abutment to the universal testing machine. (B,C) A cube of 25 mm<sup>3</sup> was printed with the 3D printer for each crown. (D) Final restoration seated to the resin-printed die, previous to the loading test.

### 2.3. Thermocycling of the Restorations

A thermocycler (Thermocycler™, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) with distilled water baths of 5 and 55 °C was used. The samples were aged for 5000 thermocycles in distilled water. Samples were subjected to 5000 cycles to estimate 5 years of oral conditions.

### 2.4. Crystallization Process of the Restorations

Once milled, the restorations underwent the crystallization process. Each restoration was randomly assigned using randomization software (0.1.1, RANDNUM™, San Francisco, CA, USA) to one of the three study groups (Table 1).

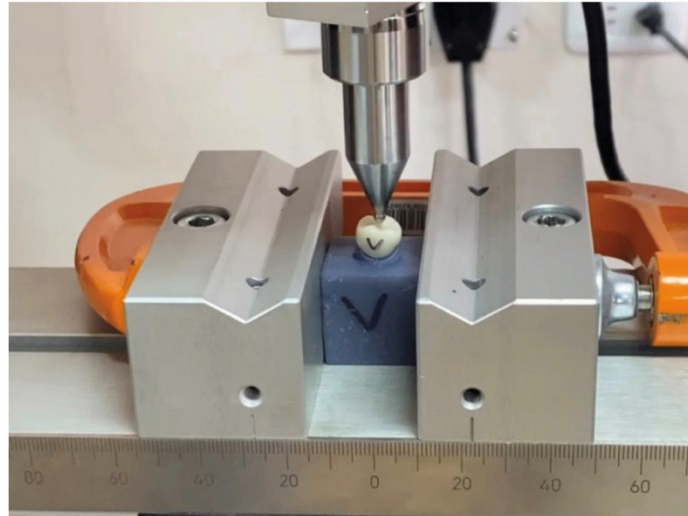
### 2.5. Fracture Loading of the Restorations

Each restoration was placed on the respective resin die in the correct position. Each sample was subjected to a static load test at a speed of 0.5 mm/min with a direction parallel to the major axis of the tooth, and with an initial preload of 10N using a universal testing machine (Test Resources™, Series 300, Shakopee, MN, USA) equipped with a 5 kN load cell. The load was applied with a tempered steel pilot punch with a radius of 3 mm applied in the central fossa of the restoration. All specimens were loaded until fracture, and recorded in Newtons (N) by a computer connected to the testing machine (Figure 3).

### 2.6. Statistical Analysis

The data were collected in an EXCEL™ (Microsoft, Redmond, WA, USA) data sheet for descriptive statistical analysis calculating the mean, minimum, and maximum values, and standard deviation. (SPSS™ v. 21.0 software, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Fracture resistance outcomes were normally distributed. One-way ANOVA test was used to compare mean fracture resistance between the three study groups (NE, FF, SF), followed by

reporting of simple main effects for each group. Bonferroni adjusted post hoc tests were used to assess differences between the three groups. The significance level was established at 5% ( $p < 0.05$ ).



**Figure 3.** Loading of the specimen seated over the printed resin abutment using a universal testing machine.

**3. Results**

The one-way ANOVA test revealed significant differences between the groups ( $p < 0.05$ ), without specifying which of these three groups presented differences between them ( $p < 0.001$ ,  $F = 8.699$ ) (Table 2). After that, the Bonferroni post hoc test, showed that, in particular, the SF group exhibited statistically lower fracture resistance than the NF group ( $p < 0.001$ ) and the FF group ( $p = 0.025$ ) (Table 3). However, a statistically significant difference was not found between the NF and FF groups ( $p = 0.537$ ) (Figure 4).

**Table 2.** One-way ANOVA factor for the fracture resistance.

Groups	Sum Square	G1	Mean Square	F	Sig.
Inter-groups	101077.700	2	50538.85	8.699	0.001
Intra-groups	331141.965	57	5809.50	-	-
Total	432219.665	59	-	-	-

**Table 3.** Bonferroni post hoc test. \*Significative differences were found.

Furnace Type	Group	Mean Difference (I–J)	Sig.	C. I. 95%	
				Lower Limit	Upper Limit
Normal Firing	Fast Firing	32.80	0.537	−26.64	92.25
	Speed Fire	98.70 *	0.000	39.25	158.15
Fast Firing	Normal Firing	−32.80	0.537	−92.25	26.64
	Speed Fire	65.90 *	0.025	6.44	125.35
Speed Fire	Normal Firing	−98.70 *	0.000	−158.15	−39.25
	Fast Firing	−65.90 *	0.025	−125.35	−6.44

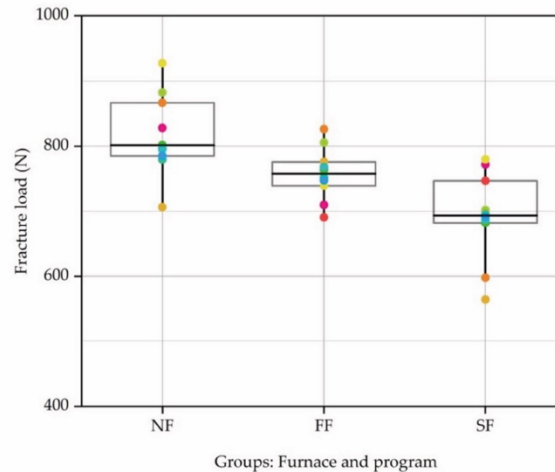


Figure 4. Fracture load (N) according to different thermal units and programs used.

#### 4. Discussion

This research aimed to compare, through an *in vitro* study, the resistance to fracture of feldspathic crowns reinforced with lithium disilicate and crystallized using two different thermal units and the three respective programs for the effect. The null hypothesis that the fracture resistance in the three groups of different thermal units and their respective specific programs for the crystallization of lithium disilicate materials would not present differences was rejected (Table 2). When performing restorations using a CAI (computer aided instruction) workflow and using softer materials for milling, they need to be crystallized, thus, increasing the time required for completion and finishing. It is known that the crystallization of materials causes changes in their microstructure, improving their mechanical properties [12,21]; since the crystallization firing cures the microcracks generated in the material by the grinding process. The ratio of glassy composition to crystalline phase changes from milling to crystallization firing, in addition to the transformation of a weak pre-crystallized metasilicate, which measures in a range from 0.2  $\mu\text{m}$  to 1  $\mu\text{m}$ , into stronger lithium disilicate crystals, which measure from 0.5  $\mu\text{m}$  to 5  $\mu\text{m}$  post-process; This determines the final state of the restoration with respect to its mechanical properties [22–24]. For chairside clinical protocols, time can be a key factor in obtaining definitive restorations, while keeping certain physical properties intact, such as resistance to fracture. According to the results of this study, using programs with reduced time does not affect the mechanical resistance of the restorations when compared with the results obtained with the same thermal unit but with a program that takes more time.

On the other hand, using different thermal units than those recommended by the manufacturer slightly affects the final resistance of the restorations. It has been established that adjusting some crystallization parameters can increase the reliability of the properties of the restorations. In the rapid crystallization group (FF), the final temperature did not exceed 870 degrees, with a faster rate of rise, finishing the process in 15 min with faster cooling. This was the group where the resistance of the restorations was slightly lower than those obtained in the crystallization group with a specific program from the same manufacturer, and where the time to finish the process was longer (almost 24 min), but with a final temperature of 850 degrees and without statistically significant differences after the post hoc test comparison between groups. In SpeedFire, a time of 24 min was determined automatically by the oven connection software at a final temperature of 797 degrees for the same standardized restoration. This takes into account that, in certain cases, SpeedFire

can add more firing time depending on the size and thickness of the restoration. In this group (SF), the fracture resistance values obtained were lower, with statistically significant differences with the other two groups that used a furnace with the manufacturer's specific programs (Table 3). The lower final temperature could have influenced the final resistance to fracture of the crystallized restorations in this furnace. The thicknesses of all restorations were identical; therefore, it was important to standardize the samples to evaluate the behavior of the material, which can be achieved through a digital workflow. According to our study and previous research, a final temperature value between 830 and 870 degrees allows an effective crystallization process to be achieved, while managing to mitigate the effects of the milling processes [11,25]. These temperatures were only achieved with specific programs of the oven and material manufacturer. Within the mechanical properties of the materials, the evaluation of the resistance to fracture is a decisive step in predicting the behavior of the restorations prior to the loads to which they are subjected within the masticatory function. Ceramic materials have been shown to withstand loads that exceed the values during this function [26]. In this study, the resistance values of the three groups of crowns were within the established ranges required in international standards for single restorations, agreeing with the statement that they can be used even in posterior sectors [27,28]. Likewise, with these antecedents, the clinical success of restorations made with this material could be substantiated [29]. Specimens in the form of anatomical crowns with a thickness of at least 1.84 mm, could withstand the initial load of the cell used, depending on an adaptation of tests used to measure fracture toughness, and this could be recommended as the ideal thickness [30]. Although one study suggested that even a thickness of 1 mm could be sufficient to achieve durability for these types of restoration [31], a recommended intermediate thickness of 1.25 mm was used for the occlusal aspect of the restorations in this study. Designing and using these test specimens *in vitro*, as close as possible to the ideal scenario, would allow a better prospective evaluation of what could happen in clinical situations under compressive loads. The values obtained in this study are in agreement with the minimal results of axial loads on restorations made with the same material (788 N) [31,32].

The digital flow allows the standardization of all samples from both crowns and dies. The fracture resistance values of ceramic materials with lithium disilicate reinforcement can be affected depending on the substrate [33]. Considering this, the dies were designed in a standardized way and were resin-printed to approximate the elastic modulus of dentin and to simulate the clinical setting where restorations are performed. The restorations were not cemented, so the resistance values are exclusively attributable to lithium disilicate ceramics; therefore, the values may be lower than in other studies where the crowns were cemented. Crystallization is a process that generates changes in the structure of the material, it has even been reported that it can cause changes in the marginal adjustment [14], although these changes in the marginal zone are below the clinically accepted threshold [15]; therefore, it is important to recommend more investigations to discern the variables of cooking times and final temperature, with respect to the marginal adjustment.

The limitations of this study were not presenting a fractographic analysis to determine the beginning and trajectory of the cracks caused by the load. Isolating the variable of adhesive cementation that is generally used clinically to bond restorations, and with which the resistance to fracture is diminished in this study, has also previously been attempted. It would also be useful to establish the influence of the vacuum on the thermal processes applied in the different furnaces.

## 5. Conclusions

It should be emphasized that within the limitations of this *in vitro* study, in trying to isolate variations inherent to the oral environment and looking for changes only by analyzing the variables related to the thermal units, it was established that the specific programs of the manufacturer for the thermal units of crystallization and lithium disilicate ceramic material showed time optimizations without affecting the mechanical properties

of the lithium disilicate ceramic restorations. The fracture resistance values considering the manufacturer's recommendations showed significant differences between the fracture resistances of the three study groups. The results of this study encourage a clinical study evaluating the longevity of lithium disilicate ceramic restorations. More studies on the mechanical properties and different crystallization programs, times, and temperatures are recommended.

**Author Contributions:** Conceptualization, C.A.-C.; methodology, C.A.-C., J.I.F., A.O.B.; software, C.A.-C.; validation, C.A.-C., J.I.F., B.J.M.B.; formal analysis, C.A.-C., B.J.M.B.; investigation, C.A.-C., A.O.B.; resources, C.A.-C., J.I.F., A.O.B., B.J.M.B.; data curation, C.A.-C., A.O.B.; writing—original draft preparation, C.A.-C., A.O.B.; writing—review and editing, C.A.-C.; visualization, C.A.-C., A.O.B., B.J.M.B.; supervision, B.J.M.B.; project administration, C.A.-C.; funding acquisition, A.O.B. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.”

**Funding:** This research received no external funding.

**Institutional Review Board Statement:** Not applicable.

**Informed Consent Statement:** Not applicable.

**Data Availability Statement:** Data is contained within the article.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

- Moörmann, W.H. The evolution of the CEREC system. *J. Am. Dent. Assoc.* **2006**, *137*, 7–13.
- Conrad, H.J.; Seong, W.-J.; Pesun, I.J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* **2007**, *98*, 389–404. [[CrossRef](#)]
- Peampring, C.; Sanohkan, S. Effect of Thermocycling on Flexural Strength and Weibull Statistics of Machinable Glass–Ceramic and Composite Resin. *J. Indian Prosthodont. Soc.* **2013**, *14*, 376–380. [[CrossRef](#)]
- Miyazaki, T.; Hotta, Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust. Dent. J.* **2011**, *56*, 97–106. [[CrossRef](#)]
- Ivoclar-Vivadent AG. *IPS Emax CAD, Laboratory Instructions for Use*; Ivoclar-Vivadent Technical: Schaan, Liechtenstein, 2009; pp. 1–68.
- Ferrari, M.; Mangano, F.G.; Leone, R.; Sorrentino, R. Digitally oriented materials: Focus on lithium disilicate ceramics. *Int. J. Dent.* **2016**, *2016*, 1–10. [[CrossRef](#)]
- Li, R.W.K.; Chow, T.W.; Matinlinna, J.P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J. Prosthodont. Res.* **2014**, *58*, 208–216. [[CrossRef](#)]
- Denry, I.; Holloway, J.A. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* **2010**, *3*, 351–368. [[CrossRef](#)]
- Ivoclar-Vivadent™ Technical. *Programat P310 Instructions for use*; Ivoclar-Vivadent AG: Schaan, Liechtenstein, 2019; pp. 1–68. Available online: <https://asia.ivoclarvivadent.com/en-as/all-products/programat-p310> (accessed on 28 February 2021).
- Dentsply-Sirona™. *Operating Instructions CEREC Speed Fire™*; Sirona Dental Inc.: Bensheim, Germany, 2016; pp. 1–56. Available online: <https://www.dentsplysirona.com/en/explore/cerec/cerec-speedfire.html> (accessed on 3 March 2021).
- Lohbauer, U.; Bell, R.; Abdalla, A.; Goetz, F.; Hurler, K. Effect of sintering parameters on phase evolution and strength of dental lithium silicate glass-ceramics. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1360–1369. [[CrossRef](#)]
- Riquieri, H.; Monteiro, J.B.; Viegas, D.C.; Campos, T.M.B.; de Melo, R.M.; Saavedra, G.D.S.F.A. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 1483–1491. [[CrossRef](#)]
- Nejatidanesh, F.; Azadbakht, K.; Savabi, O.; Sharifi, M.; Shirani, M. Effect of repeated firing on the translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *123*, 530–e1. [[CrossRef](#)]
- Gold, S.A.; Ferracane, J.L.; Da Costa, J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J. Prosthodont.* **2017**, *27*, 63–66. [[CrossRef](#)]
- Kim, J.H.; Oh, S.; Uhm, S.H. Effect of the Crystallization Process on the Marginal and Internal Gaps of Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *Biomed. Res. Int.* **2016**, *2016*, 1–6. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Willard, A.; Chu, G. The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *Kaohsiung J. Med. Sci.* **2018**, *34*, 238–242. [[CrossRef](#)]
- Mörmann, W.H.; Brandestini, M.; Lutz, F. The Cerec system: Computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Quintessenz* **1987**, *38*, 457–470. [[PubMed](#)]
- Mörmann, W.H.; Brandestini, M.; Lutz, F.; Barbakow, F.; Götsch, T. CAD-CAM Ceramic Inlays and Onlays: A Case Report after 3 years in Place. *J. Am. Dent. Assoc.* **1990**, *120*, 517–520. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Lien, W.; Roberts, H.W.; Platt, J.A.; Vandewalle, K.S.; Hill, T.J.; Chu, T.-M.G. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass–ceramic. *Dent. Mater.* **2015**, *31*, 928–940. [[CrossRef](#)]

20. Yuan, J.C.C.; Barão, V.A.R.; Wee, A.G.; Alfaro, M.F.; Afshari, F.S.; Sukotjo, C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.* **2017**, *119*, 1000–1006. [[CrossRef](#)]
21. Alves, M.F.R.P.; Simba, B.G.; Campos, L.Q.B.; Ferreira, I.; Santos, C. Influence of heat-treatment protocols on mechanical behavior of lithium silicate dental ceramics. *Int. J. Appl. Ceram. Technol.* **2019**, *16*, 1920–1931. [[CrossRef](#)]
22. Belli, R.; Lohbauer, U.; Goetz-Neunhoeffer, F.; Hürle, K. Crack-healing during two-stage crystallization of biomedical lithium (di)silicate glass-ceramics. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1130–1145. [[CrossRef](#)]
23. Alao, A.-R.; Stoll, R.; Song, X.-F.; Abbott, J.R.; Zhang, Y.; Abduo, J.; Yin, L. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2017**, *74*, 251–260. [[CrossRef](#)]
24. Giordano, R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J. Am. Dent. Assoc.* **2006**, *137*, 14S–21S. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Romanyk, D.L.; Guo, Y.; Rae, N.; Veldhuis, S.; Sirovica, S.; Fleming, G.J.; Addison, O. Strength-limiting damage and its mitigation in CAD-CAM zirconia-reinforced lithium-silicate ceramics machined in a fully crystallized state. *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 1557–1565. [[CrossRef](#)]
26. Wiedenmann, F.; Böhm, D.; Eichberger, M.; Edelhoff, D.; Stawarczyk, B. Influence of different surface treatments on two-body wear and fracture load of monolithic CAD/CAM ceramics. *Clin. Oral Investig.* **2020**, *24*, 3049–3060. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Kim, J.H.; Lee, S.-J.; Park, J.S.; Ryu, J.J. Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant Restoration. *Implant. Dent.* **2013**, *22*, 66–70. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Furtado de Mendonca, A.; Shahmoradi, M.; Gouvêa, C.V.D.; De Souza, G.M.; Ellakwa, A. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 587–594. [[CrossRef](#)]
29. Aziz, A.; El-Mowafy, O.; Tenenbaum, H.C.; Lawrence, H.P.; Shokati, B. Clinical performance of chairside monolithic lithium disilicate glass-ceramic CAD-CAM crowns. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2019**, *31*, 613–619. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Badawy, R.; El-Mowafy, O.; Tam, L.E. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials—Alternative loading approach for compact tension test. *Dent. Mater.* **2016**, *32*, 847–852. [[CrossRef](#)]
31. Sieper, K.; Wille, S.; Kern, M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2017**, *74*, 342–348. [[CrossRef](#)]
32. Altier, M.; Erol, F.; Yildirim, G.; Dalkilic, E.E. Fracture resistance and failure modes of lithium disilicate or composite endocrowns. *Niger. J. Clin. Pract.* **2018**, *21*, 821–826.
33. Dmd, S.E.C.; Dds, A.C.P.; Wang, J.; Knoernschild, K.L.; Campbell, S.; Yang, B. Fracture Resistance of Various Thickness e.max CAD Lithium Disilicate Crowns Cemented on Different Supporting Substrates: An In Vitro Study. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 997–1004. [[CrossRef](#)]

## APÉNDICE 2 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO

### PUBLICATION DERIVED FROM THIS THESIS

**Title:** Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units

**Authors:** Andrea Ordóñez Balladares<sup>1, 2</sup>; Cristian Abad-Coronel<sup>3, 4\*</sup>; Joao Carlos Ramos<sup>5</sup> and Benjamín José Martín Biedma<sup>2</sup>

**Affiliation:**

<sup>1</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Guayaquil, 090514, Guayaquil, Ecuador.

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Santiago de Compostela, 15782, Galicia, Spain.

<sup>3</sup> Department of Digital Dentistry and CAD/CAM Materials, Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, 010107, Cuenca, Ecuador.

<sup>4</sup> Faculty of Dentistry, Universidad San Francisco de Quito, 170901, Quito, Ecuador.

<sup>5</sup> Faculty of Medicine, Universidad de Coimbra, 3000-370, Coimbra, Portugal.

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec

**Journal:** Materials

**Impact Factor 2022:** 3.4

**JCR Category 2022:** Q2

**CiteScore 2022:** 5.2

**ISSN:** 19961944

**Editorial:** Materials Science, Multidisciplinary (MDPI)

**Publication Date:** March 22, 2022

**PMID:** 8999687

**DOI:** <https://doi.org/10.3390/ma15072478>

**Andrea Ordóñez Balladares Contribution:** Formal analysis, resources, Investigation, funding acquisition, review and editing, and writing —original draft preparation

**Permission of MDPI: MDPI Open Access Information and Policy**


All articles published by MDPI are made immediately available worldwide under an open access license. This means everyone has free and unlimited access to the full-text of all articles published in MDPI journals; everyone is free to re-use the published material if proper accreditation/citation of the original publication is given; open access publication is supported by the authors' institutes or research funding agencies by payment of a comparatively low Article Processing Charge (APC) for accepted articles.

No special permission is required to reuse all, or part of article published by MDPI, including figures and tables. For articles published under an open access Creative Common CC BY license, any part of the article may be reused without permission provided that the original article is clearly cited. Reuse of an article does not imply endorsement by the authors or MDPI.

(<https://www.mdpi.com/about/openaccess>)

## Article

# Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units

Andrea Ordoñez Balladares <sup>1,2</sup>, Cristian Abad-Coronel <sup>3,4,\*</sup> , Joao Carlos Ramos <sup>5</sup>  
and Benjamín José Martín Biedma <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Guayaquil, Guayaquil 090514, Ecuador; andrea.ordonezb@ug.edu.ec

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Santiago de Compostela, 15782 Galicia, Spain; benjamin.martin@usc.es

<sup>3</sup> Department of Digital Dentistry and CAD/CAM Materials, Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, Cuenca 010107, Ecuador

<sup>4</sup> Faculty of Dentistry, Universidad San Francisco de Quito, Quito 170901, Ecuador

<sup>5</sup> Faculty of Medicine, Universidad de Coimbra, 3000-370 Coimbra, Portugal; joao.ramos@ipmd.pt

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec



**Citation:** Ordoñez Balladares, A.; Abad-Coronel, C.; Ramos, J.C.; Martín Biedma, B.J. Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units. *Materials* **2022**, *15*, 2478. <https://doi.org/10.3390/ma15072478>

Academic Editors: Maria J. Suarez and Alain Largeteau

Received: 29 December 2021

Accepted: 22 March 2022

Published: 27 March 2022

**Publisher's Note:** MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



**Copyright:** © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

**Abstract:** The purpose of this study was to compare the fracture strength of monolithic zirconium dioxide subjected to a sintering process in two different furnaces: InFire HTC Speed and CEREC SpeedFire. Methods: Forty restorations were designed and machined using a computer aided design / computer aided machine (CAD/CAM) system. The restorations were randomly assigned to two groups of 20 samples each, Group 1 for the SpeedFire furnace (fast sintering) and Group 2 for the InFire furnace (slow sintering). Each of the crowns was subjected to a maximum compression load recorded in Newtons (N) and a displacement control with a speed of 1 mm/min. Results: Group 1 presented an average of 1222.8 N and a standard deviation of 136.91 N. Group 2 obtained a mean of 1068.5 N and a standard deviation of 316.39 N. Conclusions: There were no significant differences between the two groups, and the mechanical strength of the material was not affected, which would imply a saving of clinical and laboratory time when performing rapid sintering on monolithic translucent zirconium dioxide restorations. However, rapidly sintered restorations have limited reliability.

**Keywords:** zirconia; sintering; CAD/CAM materials; fracture strength

## 1. Introduction

Currently, high-strength ceramic materials and systems have been developed thanks to the introduction of CAD/CAM technologies, with wide use in restorative treatments, in both the anterior and posterior sectors. In addition, there is a trend in dental clinics to perform minimally invasive procedures for rapid fabrication of dental restorations, with adequate biomechanical performance [1,2]. One of the most commonly used materials at present is zirconium dioxide, with which restorations can be fabricated from pre-sintered blocks with sizes up to 25% larger and which after milling are sintered at a temperature of around 1450 °C [3,4]; after this process, they are reduced to the size foreseen in the design.

Zirconium is an unstable and polymorphic material that, depending on its temperature, can produce three different crystallographic patterns or phases: Monoclinic when it reaches a temperature up to 1170 °C, being quite thermodynamically stable; tetragonal when it reaches up to 2370 °C; and cubic above 2370 °C up to the melting point. When zirconium undergoes cooling, there is a spontaneous transformation from the tetragonal to the monoclinic phase, with an increase in crystal volume (4–5%), sufficient to cause catastrophic failure [5]. At the beginning of the last century, it was discovered that zirconium can remain stable at room temperature after adding cubic oxides called stabilizers [5,6]. The volumetric expansion is restricted by the presence of the surrounding materials, resulting in a compressive force acting on the crack and hindering its propagation. The tetragonal

structure allows the fracture toughness of zirconia ceramics and the control of induced stress [7]. Several generations of zirconia have emerged from the incorporation of certain materials into its composition to improve its optical characteristics, decreasing as little as possible its mechanical characteristics (Table 1). There are varieties of zirconia that change according to the amounts of additives or dopants added [8]. The most commonly used is the one partially stabilized with yttrium oxide (3 mol %), which has low porosity and high density [9].

**Table 1.** Composition and characteristics of zirconia [10].

Zr Generation	Composition	Characteristic	Sintering Profile
First	3Y-TZP (3 mol % partially stabilized zirconia), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (≈0.25%)	High opacity Grain size: ~0.5–1 μm	Modification of crystalline phases with sintering time
Second	3Y-TZP (3 mol % partially stabilized zirconia), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (≈0.05%)	Poor aesthetics Grain size: ~0.5–1 μm	High temperature
Third	5Y-PSZ (5 mol % partially stabilized zirconia)	Improved translucency Reduced strength and toughness	High temperature
Fourth	4Y-PSZ (4 mol % partially stabilized zirconia)	Grain size: ~1.5 μm	

Zirconium dioxide-based restorations provide a balance of versatility and simplicity. Initially, because of the opaque nature of zirconia, zirconia copings were layered with feldspathic ceramics to achieve a better aesthetic appearance, which had a negative influence on the longevity of this type of restoration as they tended to chip in the veneer layer [11]. As mentioned by Kanat et al. [12], the bond strength between the ceramic veneer and the zirconia framework is the weakest component of layered frameworks. With the consolidation of CAD/CAM techniques and digital flows, monolithic zirconia blocks with excellent mechanical properties emerged to allow restorations with lower chipping rates [13].

Besides containing zirconium oxide (≥99.0%) in their chemical composition, zirconia blocks have yttrium oxide (4.5–6%), hafnium dioxide (≤5%), aluminum oxide (≤0.5%), and other oxides (≤0.5%). This material has a density of  $6.08 \pm 0.2 \text{ g cm}^{-3}$ , a flexural strength greater than 900 MPa, and a fracture toughness of  $\geq 6$  to  $10 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ . As for the color, this type of translucent monolithic zirconium dioxide material is not pre-colored and corresponds to a bleached shade, so it is possible to place dyes or stains on restorations made of this material [5,9,13,14].

Crystalline materials can exhibit catastrophic failures, and they are generated by fracture mechanics because of an uneven distribution of forces in objects that already contain cracks or defects. In addition, the application of a load on any solid initially results in a reversible elastic deformation that is followed by a fracture with little or no plastic deformation or a fracture preceded by considerable plastic deformation. A fracture is defined as the separation or fragmentation of a solid body into two or more parts under the action of loads [15]. Fracture toughness is the resistance of the ceramic material to crack growth, which is primarily controlled by the mechanism of transformation resistance, depending on grain size, sintering temperature, and yttrium content. Any ceramic material can fail from a fracture associated with the brittleness of the material that originates during processing or from its use. Because of the presence in its structure of a mechanism called “transformation resistance”, the mechanical properties of zirconium have been improved [16]. This mechanism plays an important role in fracture toughness, having the purpose of avoiding the formation and propagation of cracks [17].

The sintering process is a heat treatment to which zirconium dioxide is exposed. It is a fundamental treatment since in addition to influencing the final geometric shape, it improves the mechanical and optical properties. Therefore, companies have developed varieties of furnaces with protocols adjusted to different thermal units; such is the case of InFire HTC Speed, which with a maximum sintering temperature of 1650 °C can take up to 8 h of slow sintering [18], and CEREC SpeedFire, which, depending on the size and

volume of the zirconia restoration, can take 15 min, reaching a fast sintering temperature of 1600 °C [19].

Therefore, different protocols have been proposed to shorten clinical and laboratory times, pursuing the philosophy of CAD/CAM technology with chairside systems, with heat treatment being a very important variable to consider regarding its influence on mechanical properties [20–23].

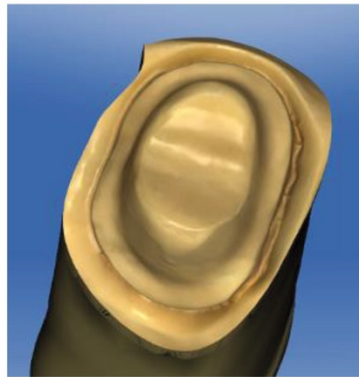
The purpose of this study was to compare the fracture strength of monolithic zirconium dioxide subjected to a sintering process in two different furnaces, following the manufacturer's specifications in relation to the applied temperature and sintering time. With this objective, the aim was to demonstrate whether the sintering units influence the mechanical properties of the materials. The null hypothesis of this study was that no statistically significant differences would be found in the fracture strength values of translucent monolithic zirconium dioxide subjected to different sintering units.

## 2. Materials and Methods

In this *in vitro* study, 40 CAD/CAM restorations fabricated with pre-sintered translucent monolithic zirconia blocks (InCoris TZI, Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany) were analyzed. The 40 crowns were randomly assigned to two groups of 20 samples each: Group 1 (SpeedFire, Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany) and Group 2 (InFire HTC Furnace, Dentsply-Sirona, Germany).

### 2.1. Sample Preparation

A full-crown preparation of the model of a right upper first premolar (Figure 1) with a 1 mm termination line with a rounded shoulder was used. The tooth preparation was scanned using a digital intraoral scanner (PrimeScan, Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany). The restoration was designed using CAD software (CEREC 5.0, Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany), and the restoration was designed with standardized parameters and dry-machined on a compact milling machine (MCXL Premium, Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany).



**Figure 1.** Preparation of the abutment.

### 2.2. Thermocycling

All samples were subjected to a thermocycling process; the cycles used were 5000 cycles. Thermal cycling with extreme temperatures of 5 and 55 °C in distilled water (residence time: 25 s, pause time: 10 s) was performed in the computerized thermocycling unit (Thermocycler™, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany). The samples were placed in a thermal cycler container and then dried and inspected for cracks, chips, or fractures after each loading phase. No damage in the specimens was found after thermocycling.

### 2.3. Sintering

The sintering of the zirconium dioxide restorations was carried out in the furnace determined according to the assigned group. The restorations of Group 1 were sintered in a fast sintering furnace (CEREC SpeedFire, Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany) whose duration depends on the software that determines the time and maximum temperature automatically according to each restoration, which in this case, was 18 min at a maximum temperature of 1600 °C. As all of the crowns were identical and standardized, the furnace always showed the same time. The restorations of Group 2 were sintered in a slow sintering furnace (InFire HTC, CEREC SpeedFire, Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany) with a sintering time of 8 h at a maximum temperature of 1650 °C in a program preset for the material.

### 2.4. Fracture Test

To determine the fracture strength of the material after the sintering process, a universal compression machine (SuperL 120, Tinius Olsen, Horsham, PA, USA) was used. A replica of the abutment was obtained in a cobalt–chromium alloy to seat each specimen for testing purposes (Figure 2). The test was performed with a maximum load cell recorded in Newtons (N) and a displacement control with a speed of 1 mm/min. Fracture of each specimen was performed using a standard tip (diameter = 2 mm) placed on the occlusal surface of each specimen. During the compression test, the load and displacement experienced by each specimen at the moment the tip touched the material and caused the fracture were continuously recorded. Each group of specimens was given a specific identification number (Figure 3). The maximum load force until the failure was registered by the software (Horizon, Tinius Olsen, Horsham, PA, USA) connected to the universal machine.

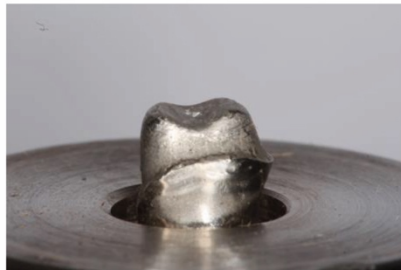


Figure 2. Abutment obtained in cobalt–chromium.



Figure 3. Loading of the specimen seated on the cobalt chromium alloy abutment using a universal testing machine.

2.5. Data Processing

The data for each group were compiled in an EXCEL™ sheet (Microsoft, Redmond, WA, USA). They were then entered into a database in the SPSS 22 program (Statistical Package for Social Science, IBM Corporation, Armonk, NY, USA). For the descriptive statistical analysis, the mean standard deviation and standard error mean were calculated. Fracture resistance results were normally distributed. Student’s *t* test was used to compare the mean fracture strength between Groups 1 and 2.

2.6. Weibull’s Modulus

In the present study, once the resistance values were obtained in megapascals (MPa), they were sorted in ascending order, and an analysis protocol based on the Excel program was used, by means of the “Microsoft Excel for Weibull Analysis” guide. The results of the Weibull modulus were expressed as the end of the slope in a single value.

3. Results

Descriptive statistics showed the load values as seen in Table 2 for Group 1 [ $\bar{x}$  = 1222.80,  $\sigma$  136.91 N] and Group 2 [ $\bar{x}$  = 1068.50,  $\sigma$  316.39 N] (Figure 4). In the normality test, both Group 1 and Group 2 presented a normal distribution (>0.05).

Table 2. Descriptive statistical results for the two groups.

Samples	Group	Load (N) Mean	Standard Deviation	Average Standard Error
20	1: Speed fire	1222.80	136.90	43.29
20	2: InFire HTC	1068.50	316.38	100.05

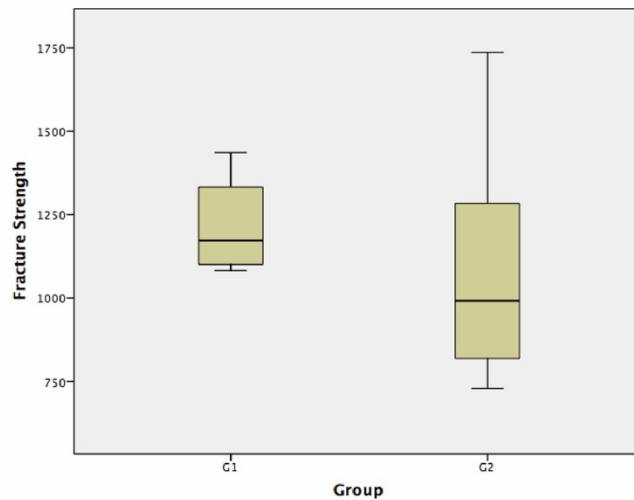


Figure 4. Box plot for the data of the groups studied.

According to Student’s *t* test, the hypothesis that there is no significant difference between the fracture resistance means of Group 1 and Group 2 was not supported. Resistance to fracture of Group 1 and Group 2 (*p*-value: 0.182) was accepted. Therefore, based on the results obtained, Group 1 and Group 2, according to their compression loads, did not present statistically significant differences.

Regarding the Weibull modulus, the slope of the straight line that intercepts most of the points on the Weibull Plot is also the Shape Factor  $\beta$  (5.227) and indicates what type of probability distribution it approximates (normal, lognormal, exponential, etc.) (Figure 5). The characteristic reliability,  $\eta$ , is the time expected to be 63.2% of the Mean Rank of the straight line and corresponded to a load of 1242 N ( $t = \eta$ ). A cumulative distribution function was determined (Figure 6). This 63.2% was true for all Weibull distributions, regardless of the shape parameter  $\beta$ .

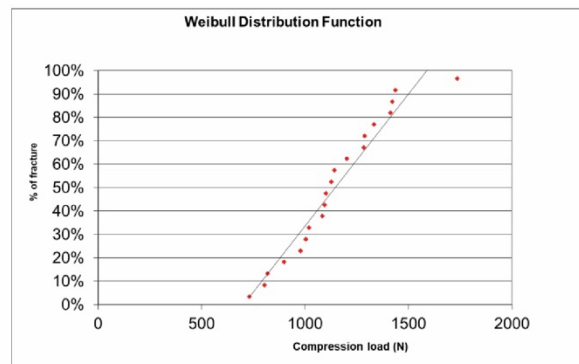


Figure 5. Weibull’s distribution function.

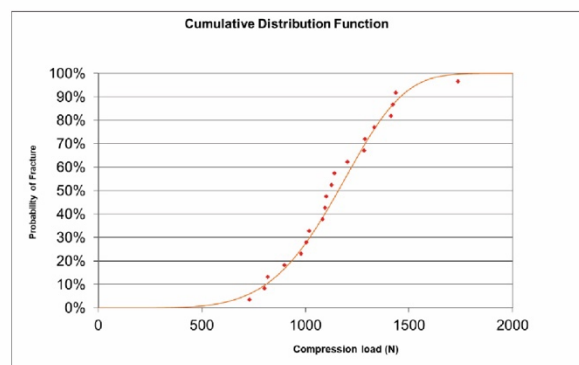


Figure 6. The cumulative distribution function (CDF) on which fracture probabilities can be calculated is shown. For example, the probability of fracture at 1000 N is 27.5% or 93.1% at 1500 N.

The results comparing the CDF for the two furnaces are shown in Figure 7. The CDF for the SpeedFire and InFire furnaces were also compared: it was observed that Furnace 1 (SpeedFire) was more resistant to load until fracture than Furnace 2 (InFire) up to 1365 N (orange curve below blue, lower probability of fracture for F1). At 1365 N and above, it was Furnace 2 (InFire) that resisted more load to fracture (blue curve below orange, lower fracture probability for F2).

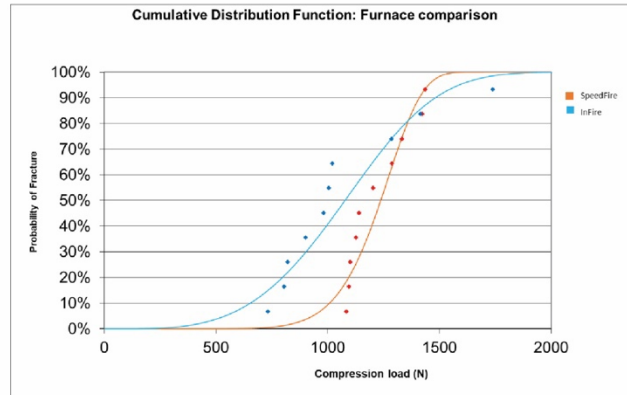


Figure 7. Comparative analysis of the CDF between the groups studied.

#### 4. Discussion

In the present study, no statistically significant differences were found between the groups studied. Therefore, it can be deduced that mechanical properties such as fracture strength are not affected by the sintering time to which they are subjected. This property is a weak point of dental ceramics; although they have been widely used for their biocompatibility and aesthetic potential, owing to their innate fragility, they present this limitation in their clinical application. Therefore, materials such as zirconium dioxide with high toughness ( $6\text{--}10\text{ MPa}/\text{m}^{1/2}$ ), because of their fully crystalline microstructure and thanks to the presence of a resistant transformation mechanism, present higher fracture strength values in relation to other ceramic materials by preventing fracture propagation [13,24]. One study, for example, reported that the predominant failure between monolithic zirconia and layered lithium disilicate crowns was the veneering ceramic, and that the highest fracture strength was presented in the monolithic zirconia crown [5]. Previous studies reported that the highest chipping rate was in crowns with zirconia frameworks veneered with feldspathic or translucent glass–ceramic materials using the manual layering technique [25–27]. In another study, the usefulness of CAM technology for milling ceramic blocks compared to pressing lithium disilicate ceramics on zirconia frameworks in fixed prostheses was reported, observing comparable fracture strength to monolithic zirconia fixed prostheses and higher fracture strength than monolithic lithium disilicate [28].

In this study, ceramic crowns were machined with monolithic pre-sintered zirconia blocks using a CAD/CAM system, producing the same design in each specimen. With monolithic crowns, the benefit of CAD/CAM technology was obtained compared to the manual veneering technique by using a high quality material with a minimum of defects, such as bubbles, difficult repeatability, and systematic reproduction of details [1]. The CAD/CAM system allows the production of standardized restorations with reduced production costs, labor, and time, where the chairside system is a more integrated process with faster results. Kallala et al. [29] concluded in their study that CAD/CAM systems are a promising technology that, in addition to saving time, are less dependent on complicated laboratory processes and enable better communication with the patient. The tooth preparation, the crown design, and the method of fabrication influence the strength load offered by the ceramic material. These design variables cannot be evaluated independently because an alteration in any one of them can cause changes in the other variables [30]. A previous study, for example, reported significant differences in the design of milled prosthetic restorations with CAD/CAM systems [31]; therefore, in addition to achieving an adequate marginal adaptation within the digital flow with digital scans, the risk of errors from the impression material, which undergoes deformations during polymerization,

can be avoided. Conventional methods used to sinter monolithic zirconia include high-temperature processes and long heating times that consume energy and time [9]. The most common sintering temperature range is considered to be from 1400 to 1600 °C, depending on the manufacturer [32,33]. Sintering parameters can also affect the microstructure and material properties [6]. The sintering temperature of 3Y-TZP zirconia is typically between 1350 and 1550 °C [33–35]. The zirconium dioxide used in this study reached a sintering temperature of 1650 °C in the InFire HTC furnace and a maximum of 1600 °C for the CEREC SpeedFire furnace, so the temperatures were within the parameters. In general, a fine and uniform grain structure with high density is required for the material to achieve adequate mechanical properties. Inokoshi et al. [34] addressed microstructural analysis and reported significant grain growth in 3Y-TZP zirconia-based ceramics at high temperatures (1650 °C) with increasing exposure time (2–4 h). It should be emphasized that the grain size of 3Y-TZP zirconia is even more sensitive in the martensitic transformation of the tetragonal and monoclinic phases, equally influencing its mechanical properties. Borrel et al. [35] showed that the mechanism of grain growth in 3Y-TZP zirconia during microwave sintering differed from that obtained by conventional sintering without pressure. Therefore, it is important to establish that furnaces without a vacuum mechanism can affect the final results of the material. Both temperature and sintering time affect the grain size of the material; therefore, if the sintering temperature is high and the sintering time longer, the grain size will be larger [36,37]. Several studies have provided evidence that zirconia grain size reduction is possible, more effectively, through sintering in less than 4 h [33,37]. Currently, there are several furnaces that allow restorations to be carried out in the same day. Another study reported that dental zirconia ceramics can be rapidly sintered at 1580 °C with a dwell time of less than 20 min to achieve a clinically adaptable performance that is feasible for chairside restorations in a single visit [38]. By using a fast sintering furnace in this study, the requirements of the chairside clinical technique were achieved without affecting the mechanical properties of the ceramic. In addition, this method offered several advantages over the conventional method, including improved productivity, time savings, and lower energy consumption.

Fracture strength is considered to be one of the most important factors for the long-term success of dental restorations. Ceramic restorations are subjected to chewing forces and other factors in the oral cavity that can affect the mechanical properties and their strength [39]. It has been reported that occlusal strength depends on gender, age, and strategic position in the arch (anterior or posterior), with a considerable difference in values. However, a dental restoration should withstand an occlusal force greater than 1000 N because the occlusal force exceeds this value in parafunction [24]. According to the result of the load test in this study (Table 2), the two groups showed values that exceeded the range of chewing force reported in the literature. The findings of this study reinforced what has been previously reported in load tests of both anterior and posterior teeth, although the results were highly variable because each of them presented different experimental methods [37,38]. Among other factors affecting strength, the modulus of elasticity of the material used for the die is an important factor [40,41]. One study reported fracture strength exceeding 2000 N in zirconia crowns of upper central incisors cemented to a metal die with resin cement [42]. In another study, a load test was applied to 20 monolithic zirconia crowns of premolar teeth cemented to models with epoxy resin, where the crowns presented a load resistance of 3200 N [33]. Other authors have evaluated the fracture strength of ceramic crowns on different support materials, considering that increasing the modulus of elasticity of the material will increase the fracture strength of posterior all-ceramic crowns [37]. This agrees with the observation of Scherrer and de Rijk [42], who reported in their study that the fracture loads of all-ceramic crowns increased with the elastic modulus of the supporting structure.

In ceramic materials there is a considerable dispersion of defects, i.e., different sizes. This means that parts made from the same ceramic material may fail at different values of the maximum applied force. The Weibull modulus determines the arrangement of material

defects based on the material based on the weakest link theory, in which it is assumed that a given volume of ceramic under a uniform load would fail the most in the area with the greatest imperfection, allowing evaluation of its reliability. The table showing the cumulative distribution function (CDF) shows the fracture probabilities. For example, the probability of fracture at 1000 N is 27.5% or 93.1% at 1500 N. According to our results, it was observed that Furnace 1 (Spedd Fire) was more resistant to load until fracture than Furnace 2 (InFire) up to 1365 N (orange curve below blue, lower probability of fracture for F1). At 1365 N and above, it was Furnace 2 (InFire) that withstood more load to fracture (blue curve below orange, lower fracture probability for F2).

On the other hand, although a natural tooth could have replicated the clinical environment more accurately if it had been chosen as the abutment, in this study a metal alloy abutment was considered since natural teeth have different sizes, shapes, and qualities, and thus the preparation material is difficult to standardize. It was also considered that natural teeth with a lower elastic modulus may fracture near the cervical area. Therefore, in the present study, a cobalt–chromium alloy abutment with higher elastic modulus and fracture strength was used to test the fracture strength consistent with material used for the abutment in another study [43]. Among other parameters considered, in a previous study, fracture strength was evaluated in relation to crown thickness and the luting agent [41]. Accordingly, 0.5-mm-thick monolithic zirconia crowns provided sufficient strength, regardless of the type of cementation. In contrast, the fracture strength of 0.2-mm-thick cemented zirconia crowns was low for clinical application, although adhesive bonding improved performance and stability. According to the information obtained, the fracture strength test values after cementation were significantly higher compared to our study using groups with uncemented cores, so the material and cementation technique did not influence the mechanical behavior of the final ceramic restorations [11]. The significant increase in fracture load data for cemented ceramic cores may be related to both the higher mechanical properties of the resin-luting material and the bond established at the interfaces between the ceramic, luting material, and abutment [40,41]. Different tests have been used to analyze the mechanical behavior of dental materials, including static load and fatigue tests. Laboratory tests apply static loads until failure of the material using a universal machine, representing its behavior on a force–displacement curve and recording the maximum applied load. These tests provide information on the strength of the material, the potential risk of failure, and the deformation of the material. However, they cannot sufficiently predict the long-term performance of dental restorations. Badawy et al. [44] mentioned in their study the importance of knowing the fracture toughness of dental ceramics, which by nature are brittle and have a higher susceptibility to fracture under stress. A restorative material with high fracture toughness shows improved fracture strength and longevity. Zirconia ceramics are known for their higher load resistance and toughness compared to other ceramics. Clinically, mechanical failure of dental prostheses can occur long after installation. Damage accumulates from repetitive contact between maxillary and mandibular teeth with the result that the survival rate of the prosthesis is reduced [45]. Therefore, future studies should reproduce experimental conditions similar to clinical situations to create the failure pattern in real clinical practice. This study has some limitations, such as in vitro study and not including more materials from other commercial companies to evaluate the effects of different sintering times. The time taken to produce a restoration in the clinic and laboratory is of utmost importance. Therefore, in this study, it has a high impact to know that by using a furnace with shorter sintering times, the mechanical properties of the material are not altered. Other factors to consider are the area of chewing and the size of the prosthesis. For example, a single tooth in the posterior sector can be quickly synthesized. In fact, its strength will be greater if it is made in a fast sintering furnace. However, a restoration that requires greater strength, such as a fixed dental prosthesis, should undergo slow sintering to improve its reliability.

Within the limitations of this study, only the fracture resistance was tested. It was not our objective to structurally characterize the material, since there is sufficient information

in this regard, so a fractographic analysis was not performed. Some studies of this type have not performed this analysis either [46,47]. Finally, more studies that can perform a structural analysis are needed to better understand what happens to the materials after applying various heat treatments to them.

## 5. Conclusions

Fractured crowns with loads higher than those considered clinically relevant suggest that monolithic zirconia crowns can withstand even parafunctional masticatory forces. Since the oral environment is much more complex and there are different influential factors, it is difficult to use mechanical load test results alone. It is important to adopt a sintering temperature appropriate to the size of the prosthesis together with an adequate clinical time, so that the properties of the ceramic material are not affected. Although no significant difference was found in the present study between the two groups in which the mechanical strength of the material was not compromised, it can be concluded that the rapidly sintered material has a survival limit. It is further suggested to evaluate the long-term clinical performance of restorations obtained with different sintering times.

**Author Contributions:** Conceptualization, C.A.-C.; methodology, C.A.-C.; software, B.J.M.B.; validation, C.A.-C., and B.J.M.B.; formal analysis, A.O.B. and C.A.-C.; investigation, A.O.B. and C.A.-C.; resources, A.O.B. and C.A.-C.; data curation, C.A.-C.; writing—original draft preparation, A.O.B. and C.A.-C.; writing—review and editing, A.O.B., C.A.-C., J.C.R. and B.J.M.B.; visualization, C.A.-C., J.C.R. and B.J.M.B.; supervision, C.A.-C., and B.J.M.B.; project administration, B.J.M.B.; funding acquisition, A.O.B. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research received no external funding.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

- Gunge, H.; Ogino, Y.; Kihara, M.; Tsykiyama, Y.; Koyano, K. Retrospective Clinical Evaluation of Posterior Monolithic Zirconia Restorations after 1 to 3.5 Years of Clinical Service. *J. Oral. Sci.* **2018**, *60*, 154–158. [CrossRef] [PubMed]
- Caglar, I.; Ates, S.M.; Yesil, Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J. Adv. Prosthodont.* **2018**, *10*, 132–137. [CrossRef] [PubMed]
- Gupta, S.; Abdulmajeed, A.; Donovan, T.; Boushell, L.; Bencharit, S.; Sulaiman, T.A. Monolithic Zirconia Partial Coverage Restorations: An In Vitro Mastication Simulation Study. *J. Prosthodont.* **2021**, *30*, 76–82. [CrossRef] [PubMed]
- Turon-Vinas, M.; Marc, A. Strength and Fracture Toughness of Zirconia Dental Ceramics. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 365–375. [CrossRef] [PubMed]
- Zarone, F.; Russo, S.; Sorrentino, R. From Porcelain-Fused-to-Metal to Zirconia: Clinical and Experimental Considerations. *Dent. Mater.* **2010**, *27*, 83–96. [CrossRef] [PubMed]
- Lughi, V.; Valter, S. Low Temperature Degradation -Aging- of Zirconia: A Critical Review of the Relevant Aspects in Dentistry. *Dent. Mater.* **2010**, *26*, 807–820. [CrossRef]
- Stawarczyk, B.; Keul, C.; Eichberger, M.; Figge, D.; Edelhoff, D.; Lümke, N. Three Generations of Zirconia: From Veneered to Monolithic. Part I. *Quintessence Int.* **2017**, *48*, 369–380.
- Kontonasaki, E.; Panagiotis, G.; Athanasios, E. Strength and Aging Resistance of Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. *Jpn. Dent. Sci. Rev.* **2020**, *56*, 1–23. [CrossRef]
- Zhang, Y.; Lawn, B.R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J. Dent. Rest.* **2018**, *97*, 140–147. [CrossRef]
- Hamza, T.; Rana, M.S. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, e259–e264. [CrossRef]
- Kanat, B.; Cömlekoğlu, E.; Dundar, M.; Sen, B.; Özcan, M.; Güngör, M. Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. *J. Prosthodont.* **2014**, *23*, 6. [CrossRef] [PubMed]
- Silva, L.; Hian, D. Dental Ceramics: A Review of New Materials and Processing Methods. *Braz. Oral. Res.* **2017**, *31* (Suppl. 1), e58. [CrossRef] [PubMed]
- Incoris TZI Technical Documentation. Available online: <https://manuals.sirona.com> (accessed on 4 March 2021).
- Scherrer, S.; Lohbauer, U.; Della Bona, A.; Vichi, A.; Tholey, M.; Kelly, J.; Noort, R.; Cesar, P. ADM guidance—Ceramics: Guidance to the Use of Fractography in Failure Analysis of Brittle Materials. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, 599–620. [CrossRef] [PubMed]
- Vichi, A.; Carrabba, M. Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and Augmented Translucency Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2016**, *28* (Suppl. 1), S32–S39. [CrossRef]

16. Juri, A.Z.; Basak, A.K.; Yin, L. Microstructural Responses of Zirconia Materials to in-Situ SEM Nanoindentation. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2021**, *118*, 104450. [CrossRef]
17. Technical Documentation Infire HTC Speed. Available online: <https://www.dentsplysirona.com/es-ib/productos/cad-cam/laboratorio/produccion/infire-htc-speed.html> (accessed on 4 March 2021).
18. Cerec Speed Fire Technical Documentation. Available online: <https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/restorative/cerec-tessera.html> (accessed on 4 March 2021).
19. Zimmermann, M.; Ender, A.; Mehl, A. Influence of CAD/CAM Fabrication and Sintering Procedures on the Fracture Load of Full-Contour Monolithic Zirconia Crowns as a Function of Material Thickness. *Oper. Dent.* **2020**, *45*, 219–226. [CrossRef]
20. Abad, C.; Ordóñez, A.; Fajardo, J.; Martín, B.J. Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* **2021**, *14*, 3215. [CrossRef]
21. Lohbauer, U.; Belli, R. Effect of sintering parameters on phase evolution and strength of dental lithium silicate glass-ceramics. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1360–1369. [CrossRef]
22. Riquieri, H.; Monteiro, J.B. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 1483–1491. [CrossRef]
23. Nejatidanesh, F.; Azadbakht, K. Effect of repeated firing on the translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *123*, 530.e1–530.e6. [CrossRef]
24. Sun, T.; Zhou, S. Load-Bearing Capacity and the Recommended Thickness of Dental Monolithic Zirconia Single Crowns. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2014**, *35*, 93–101. [CrossRef] [PubMed]
25. Heintze, S.D.; Rousson, V. Survival of Zirconia- and Metal-Supported Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review. *Int. J. Prosthodont.* **2010**, *23*, 493–502. [PubMed]
26. Augstin-Panadero, R.; Fons-Font, A. Zirconia Versus Metal: A Preliminary Comparative Analysis of Ceramic Veneer Behavior. *Int. J. Prosthodont.* **2012**, *25*, 294–300. [PubMed]
27. Choi, J.W.; Kim, S.Y. 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. *J. Adv. Prosthodont.* **2017**, *9*, 244–251. [CrossRef]
28. Skjold, A.; Schriwer, C. Effect of Margin Design on Fracture Load of Zirconia Crowns. *Euro. J. Oral. Sci.* **2019**, *127*, 89–96. [CrossRef]
29. Kallala, R.; Chaouch, M.H.; Nasr, K.; Courset, T. Step-by-Step Esthetic Rehabilitation with Chairside System. *Case. Rep. Dent.* **2021**, *2021*, 1–6. [CrossRef]
30. Lima, F.F.; Neto, C.F. Marginal Adaptation of CAD-CAM Onlays: Influence of Preparation Design and Impression Technique. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *120*, 396–402. [CrossRef]
31. Khaledi, A.A.R.; Vojdani, M. The Effect of Sintering Time on the Marginal Fit of Zirconia Copings. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, e285–e289. [CrossRef]
32. Schriwer, C.; Skjold, A. Monolithic Zirconia Dental Crowns. Internal Fit, Margin Quality, Fracture Mode and Load at Fracture. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, 1012–1020. [CrossRef]
33. Luo, J.; Adak, S.; Stevens, R. Microstructure Evolution and Grain Growth in the Sintering of 3Y-TZP Ceramics. *J. Mater. Sci.* **1998**, *33*, 5301–5309. [CrossRef]
34. Inokoshi, M.; Zhang, F. Influence of Sintering Conditions on Low-Temperature Degradation of Dental Zirconia. *Dent. Mater.* **2014**, *30*, 669–678. [CrossRef] [PubMed]
35. Borrell, A.; Salvador, M. Improvement of Microstructural Properties of 3Y-TZP Materials by Conventional and Non-Conventional Sintering Techniques. *Ceram. Int.* **2012**, *38*, 39–43. [CrossRef]
36. Khaledi, A.A.; Vojdani, M. The Effect of Sintering Program on the Compressive Strength of Zirconia Copings. *J. Dent.* **2018**, *19*, 206–211.
37. Li, L.; Zhao, C. Rapid-sintered Dental Zirconia for Chair-side One-visit Application. *Int. J. Appl. Ceram. Technol.* **2019**, *16*, 1830–1835. [CrossRef]
38. Lopez-Suarez, C.; Tobar, C. Effect of Thermomechanical and Static Loading on the Load to Fracture of Metal-Ceramic, Monolithic, and Veneered Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 171–178. [CrossRef]
39. Munir, Y.; Isa, Y. Influence of the Supporting Die Structures on the Fracture Strength of All-Ceramic Materials. *Clin. Oral. Investig.* **2012**, *16*, 1105–1110.
40. AL-Makramani, B.; Razak, A. Evaluation of Load at Fracture of Procera AllCeram Copings Using Different Luting Cements. *J. Prosthodont.* **2008**, *17*, 120–124. [CrossRef] [PubMed]
41. Kim, J.; Park, J. Fracture Load of Zirconia Crowns According to the Thickness and Marginal Design of Coping. *J. Prosthet. Dent.* **2012**, *108*, 96–101. [CrossRef]
42. Scherrer, S.S.; De-Rijk, W.G. The Fracture Resistance of All-Ceramic Crowns on Supporting Structures with Different Elastic Moduli. *Int. J. Prosthodont.* **1993**, *6*, 462–467.
43. Giner, S.; Bartolomé, J. Fatigue Fracture Resistance of Titanium and Chairside CAD-CAM Zirconia Implant Abutments Supporting Zirconia Crowns: An in Vitro Comparative and Finite Element Analysis Study. *J. Prosthet. Dent.* **2021**, *125*, 503.e1–503.e9. [CrossRef]
44. Badawy, R.; El-Mowafy, O. Fracture Toughness of Chairside CAD/CAM Materials Alternative Loading Approach for Compact Tension Test. *Dent. Mater.* **2016**, *32*, 847–852. [CrossRef] [PubMed]

45. Sadeqi, H.; Baig, M.R. Evaluation of Marginal/Internal Fit and Fracture Load of Monolithic Zirconia and Zirconia Lithium Silicate (ZLS) CAD/CAM Crown Systems. *Materials* **2021**, *14*, 6346. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Kassis, C.; Khoury, P.; Mehanna, C.Z. Effect of Inlays, Onlays and Endocrown Cavity Design Preparation on Fracture Resistance and Fracture Mode of Endodontically Treated Teeth: An In Vitro Study. *J. Prosthodont.* **2021**, *30*, 625–631. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Chaturvedi, S.; Alqahtani, T.; Alsolami, S. Fracture resistance of CAD-CAM all-ceramic surveyed crowns with different occlusal rest seat designs. *J. Adv. Prosthodont.* **2021**, *13*, 36–45. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

## APÉNDICE 3 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO

### PUBLICATION DERIVED FROM THIS THESIS

**Title:** Comparative Study of the Influence of Heat Treatment on Fracture Resistance of Different Ceramic Materials Used for CAD/CAM Systems

**Authors:** Andrea Ordóñez Balladares, DDS, ORS<sup>1, 2, 8</sup>; Cristian Abad-Coronel, DDS, MSc, PhD<sup>4, 5\*</sup>; Joao Carlos Ramos, DDS, PhD<sup>6</sup>; Jorge Fajardo Seminario<sup>7</sup>; César A Paltan, Ing, MSc<sup>7</sup> and Benjamín José Martín Biedma, DDS, PhD<sup>3</sup>

**Affiliation:**

<sup>1</sup> Faculty of Dentistry, Universidad Bolivariana del Ecuador, 092406, Durán, Ecuador.

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Guayaquil, 090514, Guayaquil, Ecuador.

<sup>3</sup> Faculty of Dentistry, University de Santiago de Compostela, 15782, Galicia, Spain.

<sup>4</sup> Digital Dentistry and CAD/CAM Materials Research Group, Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, 010107, Cuenca, Ecuador.

<sup>5</sup> Faculty of Dentistry, Universidad San Francisco de Quito, 170901, Quito, Ecuador.

<sup>6</sup> Faculty of Medicine, University of Coimbra, 300-370, Coimbra, Portugal.

<sup>7</sup> New Materials and Transformation Process Research Group GiMaT, Universidad Politécnica Salesiana, 010102, Cuenca, Ecuador; jfajardo@ups.edu.ec (J.I.F.); cpaltan@ups.edu.ec (C.A.P.).

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec

**Journal:** Materials

**Impact Factor 2024:** 3.4

**JCR Category 2024:** Q1

**CiteScore 2024:** 5.2

**ISSN:** 19961944

**Editorial:** Materials Science, Multidisciplinary (MDPI)

**Publication Date:** March 8, 2024

**PMID:** 10972524

**DOI:** <https://doi.org/10.3390/ma17061246>

**Andrea Ordóñez Balladares Contribution:** Resources, investigation, funding acquisition, review and editing, and writing —original draft preparation



**Permission of MDPI: MDPI Open Access Information and Policy**

All articles published by MDPI are made immediately available worldwide under an open access license. This means everyone has free and unlimited access to the full-text of all articles published in MDPI journals; everyone is free to re-use the published material if proper accreditation/citation of the original publication is given; open access publication is supported by the authors' institutes or research funding agencies by payment of a comparatively low Article Processing Charge (APC) for accepted articles.

No special permission is required to reuse all, or part of article published by MDPI, including figures and tables. For articles published under an open access Creative Common CC BY license, any part of the article may be reused without permission provided that the original article is clearly cited. Reuse of an article does not imply endorsement by the authors or MDPI.

(<https://www.mdpi.com/about/openaccess>)

Article

## Comparative Study of the Influence of Heat Treatment on Fracture Resistance of Different Ceramic Materials Used for CAD/CAM Systems

Andrea Ordoñez Balladares <sup>1,2,3</sup>, Cristian Abad-Coronel <sup>4,5,\*</sup>, Joao Carlos Ramos <sup>6</sup>, Jorge I. Fajardo <sup>7</sup>, Cesar A. Paltán <sup>7</sup> and Benjamín José Martín Biedma <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Faculty of Dentistry, Universidad Bolivariana del Ecuador, Durán 092406, Ecuador; adordonezb@ube.edu.ec or andrea.ordonezb@ug.edu.ec

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Guayaquil, Guayaquil 090514, Ecuador

<sup>3</sup> Faculty of Dentistry, University of Santiago de Compostela, 15782 Galicia, Spain; benjamin.martin@usc.es

<sup>4</sup> Digital Dentistry and CAD/CAM Materials Research Group, Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, Cuenca 010107, Ecuador

<sup>5</sup> Faculty of Dentistry, Universidad San Francisco de Quito, Quito 170901, Ecuador

<sup>6</sup> Faculty of Medicine, University of Coimbra, 300-370 Coimbra, Portugal; joao.ramos@ipmd.pt

<sup>7</sup> New Materials and Transformation Process Research Group GiMaT, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca 010102, Ecuador; jfajardo@ups.edu.ec (J.I.F.); cpaltan@ups.edu.ec (C.A.P.)

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec



Citation: Balladares, A.O.;

Abad-Coronel, C.; Ramos, J.C.;

Fajardo, J.I.; Paltán, C.A.; Martín

Biedma, B.J. Comparative Study of the

Influence of Heat Treatment on

Fracture Resistance of Different

Ceramic Materials Used for

CAD/CAM Systems. *Materials* 2024,

17, 1246. [https://doi.org/10.3390/](https://doi.org/10.3390/ma17061246)

ma17061246

Academic Editors: Kusai Baroudi,  
Marina Amaral and Daniele Botticelli

Received: 29 January 2024

Revised: 29 February 2024

Accepted: 5 March 2024

Published: 8 March 2024



Copyright: © 2024 by the authors.

Licensee MDPI, Basel, Switzerland.

This article is an open access article

distributed under the terms and

conditions of the Creative Commons

Attribution (CC BY) license ([https://](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

[creativecommons.org/licenses/by/](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

4.0/).

**Abstract:** The aim of this study was to compare the influence of heat treatment on fracture resistance (FR) of different ceramic materials used for CAD/CAM systems. Methods: Eighty monolithic restorations were designed using the same parameters and milled with a CAD/CAM system (CEREC SW 5.0, PrimeMill, Dentsply-Sirona™, Bensheim, Germany), forming five study groups: Group 1 (n = 10), CEREC Tessera (Dentsply-Sirona™, Bensheim, Germany) crystallized (CCT), Group 2 (n = 10), CEREC Tessera uncrystallized (UCT), Group 3 (n = 20), Emax-CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (CEC), Group 4 (n = 20), Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (CVS), and Group 5 (n = 20) Cameo (Aidite, Qinhuangdao, China) (CC). Results: The average FR was similar for CCT, CC, and CEC at above 400 N, while CVS and UCT had the lowest values at 389,677 N and 343,212 N, respectively. Conclusion: Among the three ceramic materials that exhibited an FR above 400 N, CCT was considered the first recommended choice for CAD/CAM systems. This material not only demonstrated the highest FR but also exhibited outstanding consistency in the related measurements without the presence of outliers. Although the CC material showed high FR, its high dispersion revealed inconsistencies in the repetitions, suggesting caution in its use.

**Keywords:** ceramics; crystallization; mechanical characterization; CAD/CAM materials; properties; thermal influence

### 1. Introduction

The emphasis on esthetics in dental restorations has concomitantly driven the rapid evolution of metal-free ceramic materials [1,2], used and valued for their outstanding mechanical and optical properties regarding dental restorations [3–6]. As an example, lithium silicate-based (SL) glass ceramics designed for dental CAD/CAM systems have been introduced in the market [7]. These SL-based ceramics are mainly composed of Li<sub>2</sub>O and SiO<sub>2</sub>. Depending on the predominant phase during their crystallization, they are classified as “lithium disilicate” (Li<sub>2</sub>SiO<sub>25</sub>), “lithium silicate” (Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub>), or “(di)lithium silicate” (the latter regarding those with significant proportions of both former phases) [8–10]. In this study, after an exhaustive review of the ceramic materials for CAD/CAM systems currently available in the dental field, they were classified into four types as detailed in Table 1 and associated into five study groups; see Table 2.

**Table 1.** Sample and manufacturer details of the four types of CAD/CAM ceramics.

Name of Material	Manufacturer	Lot Number	Composition
Cerec Tessera	Dentsply Sirona™/Germany	16015140	Li <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub> ; 90% Li <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ; 5% Li <sub>0.5</sub> Al <sub>0.5</sub> Si <sub>2.5</sub> O <sub>6</sub> (virgillite); 5%
Emax CAD	Ivoclar Vivadent™/Liechtenstein	6788824	SiO <sub>2</sub> : 57–80% Li <sub>2</sub> O: 11–19% K <sub>2</sub> O: 0–13% P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> : 0–11% ZrO <sub>2</sub> : 0–8% ZnO: 0–8% Coloring oxides: 0–8%
Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik/Germany	7971329	SiO <sub>2</sub> : 56–64% Li <sub>2</sub> O: 15–21% ZrO <sub>2</sub> : 8–12% P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> : 3–8% K <sub>2</sub> O: 1–4% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : 1–4% CeO <sub>2</sub> : 0–4% Pigments: 0–4%
Cameo	Aidite/Singapore	9180451	50–70% SiO <sub>2</sub> ; 19–20% Li <sub>2</sub> O; 0–13% K <sub>2</sub> O; 0–11% P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> ; 0–5% ZrO <sub>2</sub> ; 0–8% ZnO; 0–11% others + coloring

**Table 2.** Study groups, ceramics and samples.

Groups	Ceramics	Samples
Group 1	Cerec Tessera (CCT)	10
Group 2	Cerec Tessera (UCT)	10
Group 3	Emax Cad (CEC)	20
Group 4	Suprinity (CVS)	20
Group 5	Cameo (CC)	20

UC: Uncrystallized; C: Crystallized.

There is an inverse relationship between mechanical and optical properties. Materials with higher crystalline content are characterized by higher mechanical properties, but higher opacity, while higher vitreous content results in higher translucency, but is characterized by lower mechanical performance. It should be considered that translucency is critical in material selection and is of great clinical importance, also it is advantageous for materials to have ideal mechanical performance, so the field is constantly evolving [11,12].

When LDS ceramics are produced for restorative use, additional steps are required for their milling, such as crystallization, because there are small crystals that, when exposed to heat, enlarge and form colonies that intertwine among themselves. This causes material microstructure similar to a mesh, resulting in a dendritic morphology in the form of a tree or sheaf with important ramifications. These acicular structures help to achieve high resistance and tenacity to fracture in glass–ceramic [13–15].

One of the most recent iterations of glass matrix ceramics is called CEREC Tessera™ (Dentsply Sirona, Germany). It is characterized as an advanced SL with a glass content of 40–45% and a submicron particle size of ~0.5 μm; it is composed of ~40% lithium disilicate crystals, 5% lithium phosphate and 5% virgillite crystals, which are small (<100 nm) lithium aluminum silicate crystals present in the form of platelets. When using this material, the manufacturer recommends subsequent milling and surface glazing, in addition to subjecting the restoration to heat treatment AHT of 4 min and 30 s to optimize the crystalline structure by forming new virgillite crystals; this nucleation guarantees an increase in its mechanical properties, 700 MPa FR, and better physical properties by maximizing the presence of crystals and the generation of compressive stress around them [16–18].

The inclusion of virgillite crystals, proposed to improve translucency [19], suggests the manufacturer to consider a UCT variant with the aim of improving machinability during milling. It is crucial to point out the importance of high precision in this process, as low precision could lead to errors in dental prostheses, generating marginal discrepancies between the crown and the tooth, potentially leading to clinical failure [14,20].

The FR of a metal-free ceramic material is determined by the analysis of its mechanical properties. To elaborate, the masticatory loads in the oral cavity of humans act with various

dimensions and directions [21–23]. Thus, ceramic materials required to withstand these loads experience forces including compression, tension, and shear. Such varying stresses result in more complex loading patterns and, hence, it is possible for a restorative material to fail even under lower-than-expected loads. Therefore, FR stands out as a factor integral to the determination of the longevity of restorations [24–27]. Indeed, it is essential to understand that FR is intrinsically linked to the composition and microstructure of a given dental restorative material [28,29].

It is therefore important to examine the abovementioned mechanical properties of a restorative material under thermal influence in a furnace recommended by the manufacturer and under the given AHT program. Notably, incorrect temperature increases or mismanagement of the cooling rate of a material could influence both the mechanical and optical characteristics of an AHT program [30,31]. Moreover, the internal fit and marginal accuracy could be affected by the crystallization of crystalline-reinforced ceramic materials [32–35].

One of the objectives of the digital flow is to optimize clinical time and maximize the possibility of finishing a restoration in the course of a single appointment; thus, the time spent in the treatment of the restorative material is a variable that should be discussed and considered. Clearly, the less time taken to fabricate CAD/CAM ceramic restorations without affecting the mechanical properties, the more efficient the restorative process [36–40]. In this light, the aim of this study is to compare the influence of heat treatment on the fracture toughness of different ceramic materials used in CAD/CAM systems. The null hypothesis of this research states that there will be no significant differences in the fracture toughness of different ceramic materials used in CAD/CAM systems when subjected to different heat treatments.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Sample Processing

To prepare the samples, the model of an upper first molar designed for a full crown with a chamfer finish line was scanned for this study. The preparation was digitized using an intraoral structured light scanner (Primescan, Dentsply Sirona™, Bensheim, Germany). A full-volume restoration of 1.25 mm thickness was designed using the CAD software (CEREC SW 5.0, CEREC, Dentsply Sirona™, Bensheim, Germany); thereafter, the prepared blocks (Figure 1) were machined using a milling machine (PrimeMill, Dentsply Sirona™, Bensheim, Germany) and subjected to the manufacturer-recommended heat treatment (as detailed in Table 3) and (Figures 2 and 3), eventually forming five study groups (Table 2).



Figure 1. CAD/CAM ceramic blocks.

Table 3. CAD/CAM ceramics and manufacturer-recommended AHT.

Name of Material	Oven	Manufacturer	Heating Units	Time
Cerec Tessera	Programat P310	Ivoclar Vivadent™/ Liechtenstein	760 °C	2 min
Emax CAD			850 °C	7 min
Vita Suprinity			840 °C	8 min
Cameo			840 °C	6 min

The number of samples was based on various articles and assays used for this purpose [41–45].

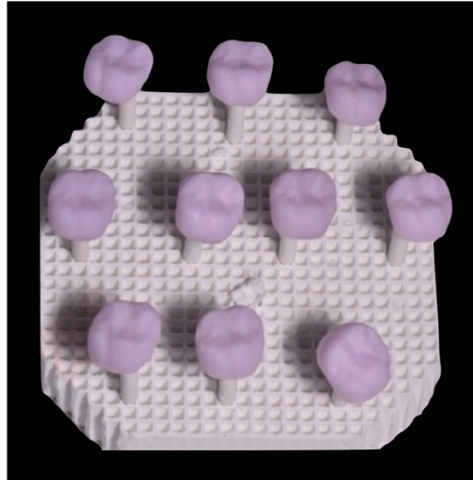


Figure 2. CAD/CAM/SC ceramic blocks.



Figure 3. CAD/CAM/C ceramic blocks.

### 2.2. Thermocycling

All samples were subjected to a thermocycling process; in total, 5000 [6] cycles were used to estimate five years of oral conditions. Thermocycling was programmed with temperature extremes of 5 °C and 55 °C in distilled water (residence time: 25 s; pause time: 10 s) and performed on the computerized thermocycling unit (Thermocycler™, SD Mechatronik, Westerham, Germany).

### 2.3. Fracture Resistance Test

A cast-metal master die obtained from the study's initial scan of the original typodont was fabricated to support the try-in of each ceramic restoration specimen. Each specimen was subjected to a static load test at a speed of 0.5 mm/min in a direction parallel to the major axis of the tooth and with an initial preload of 10 Newtons (N) using a universal testing machine (Shimadzu, AGS X Series, Tokyo, Japan) equipped with a 20 kN load

cell. The load was applied using a hardened-steel pilot punch with a radius of 3 mm in the central pit of the restoration. All specimens were loaded to fracture and recorded in Newtons (N) by a software (Trapezium X Testing Software, Shimadzu, Tokyo, Japan) connected to the testing machine (Figure 4).



**Figure 4.** Loading of the specimen seated on the cobalt–chromium alloy abutment using a universal testing machine.

#### 2.4. Fracture Mode Evaluation

After loading, the fracture surfaces of the specimens were observed and analyzed using a high-resolution stereomicroscope [Olympus; SZX7, New York, NY, USA].

#### 2.5. Data Analysis

Data from each of the abovementioned groups were recorded in an Excel™ spreadsheet (Microsoft, Redmond, WA, USA). Subsequently, they were imported into a database in the SPSS 22 software (Statistical Package for Social Science, IBM Corporation, New York, NY, USA) for descriptive and inferential statistical analyses. For these purposes, nonparametric tests, such as the Kruskal–Wallis test, were used. To further explore the differences in data between the groups, multiple comparisons were performed using the Mann–Whitney U statistic.

### 3. Results

The descriptive statistics revealed that the maximum strain was reached by material CCT of  $437,462 \pm 69.17$ , followed by material CC  $436,604 \pm 161.403$ . They were followed by material CEC with a maximum strain of  $434,968 \pm 88.019$  and moderate dispersion. In the fourth position came material CVS, which recorded a maximum strain of  $389,677 \pm 73.85$ . Finally, the material with the lowest maximum strain was UCT  $343,212 \pm 25.143$  (Figure 5).

To further explore these differences that were observed, multiple comparisons were carried out using the Mann–Whitney U statistic, as evidenced in Table 4. This study found that there were statistically significant differences in terms of maximum compression between the UCT material and the CC, CCT and CEC materials ( $p$ -value < 0.05).

A fractographic analysis was carried out (Figure 6), where it was visualized that there was a small plastic deformation at the site of the load application, in which there was absorption of the deformation energy; this in Figure 6a,c. However, a zig zag brittle fracture boundaries typical of materials with crystalline structures occurred. The cracks followed the grain boundaries with irregular routes as seen in Figure 6b,d,e. These materials require greater strength for fracture due to their crystalline structure.

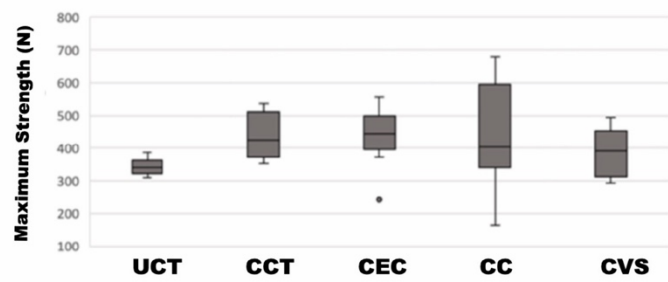


Figure 5. Box-and-whisker plot representing the data of the groups studied.

Table 4. Multiple comparisons: Mann–Whitney U test.

Sample 1–Sample 2	Test Statistic	Median	Sig.
Tessera uncrystallized–Cameo	−14,900	62.677	0.017 *
Tessera uncrystallized–Tessera crystallized	−17,189	83.924	0.008 *
Tessera uncrystallized–E-Max	−17,500	103.863	0.005 *

Note: Significance level of 5%. Shapiro–Wilk:  $p$ -value  $\geq 0.05$ ; Levene’s test:  $p$ -value  $< 0.05$ ; Kruskal–Wallis H:  $p$ -value  $< 0.05$ . \*  $p$ -value  $< 0.05$ .

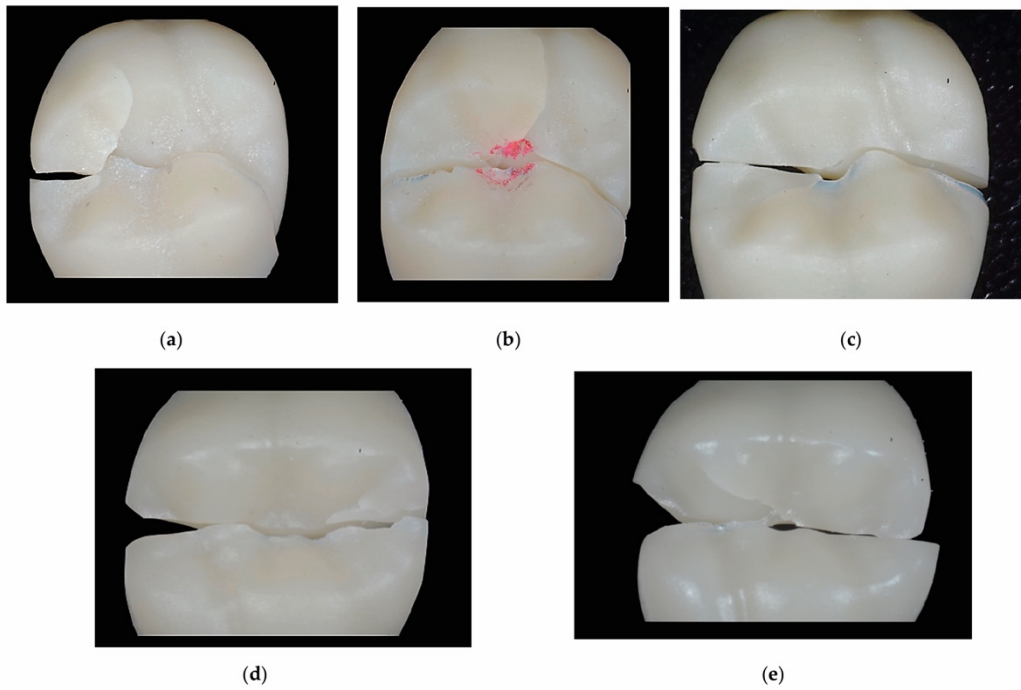


Figure 6. Images of the fracture surfaces concomitant to the five materials studied: (a) UCT (b) CCT, (c) CVS, (d) CEC, (e) CC.

#### 4. Discussion

Glass ceramics (GC) must be properly crystallized according to the manufacturer's instructions [5,46]. In the case of GC, an inadequate crystallization process may not only negatively influence their mechanical and optical properties [24,47], but also have a negative effect on their mechanical and optical properties [33,48] and increase the marginal gap as well [49]. Considering these aspects, this study aimed to compare the influence of heat treatment on the FR of different ceramic materials used in CAD/CAM systems.

The control group consisted of CCT that, upon receiving AHT following the manufacturer's indications, optimized its crystalline structure, improving its mechanical properties due to the high content of submicron particles of 0.5  $\mu\text{m}$ , ~40% lithium disilicate crystals, 5% lithium phosphate, and finally 5% of small lithium aluminum silicate crystals interlocked in a glassy matrix enriched with zirconium [16,18,50]. Moreover, among the analyzed properties of the studied materials was the compressive strength (CR), an important parameter involved in determining the mechanical behavior of brittle materials [50]. As mentioned before, based on the findings of this study, the null hypothesis was rejected as significant differences were found between the groups of ceramics studied ( $p < 0.05$ ).

As shown in Table 4, the CCT samples had higher values of force (437.462 N) compared to UCT (343.212 N). These results are in agreement with those of several authors, e.g., Riquieri et al. [51], who characterized the microstructure and evaluated the mechanical properties of two GC before and after AHT; Celtra© Duo (CD) had a higher FR of 251.25 MPa after crystallization, illustrating that AHT develops a fine, dense, homogeneous, and polish-resistant microstructure in the given material. Other studies assure that polishing performed manually generates more compressive stresses, creating more significant microstructural defects in those ceramics that are not subjected to AHT [28,52,53].

On the other hand, CEC obtained a response to FR of 434,968 N, similar to that of CCT. These results simply continue confirming the conclusions of previous studies, demonstrating that GC receiving AHT (following the manufacturer's indications) show significantly improved FR [54,55]. Importantly, a change in protocol could alter the mechanical behavior of ceramics [56]. For example, the cooling step is a sensitive protocol that must be controlled because lithium disilicate ceramics have a monoclinic, orthorhombic crystalline structure and are therefore anisotropic [57]. The mechanical properties of these brittle materials depend on the residual stresses that can develop due to thermal stresses and phase transformation, which can cause distortion, decreasing the fracture toughness due to the crystallographic orientation of each grain [58]. Prolonged heat treatment (THP) also has a negative influence on this orientation. In fact, an *in vitro* study performed by Schweitzer [47] evaluated the influence of THP on the FR of two GC with lithium disilicate and lithium silicate (CEC and CD); the FR of CEC increased considerably (to 344.82 MPa), as it received higher temperature during crystallization. Further, AHT is of particular interest with regard to the final composition of GC. Both the crystalline  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  and the residual amorphous phase are responsible for the mechanical properties and optical characteristics of the GC. In the CEREC material, Tessera™, in addition to the elongated configuration of  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ , the crystalline phase also contains virgillite crystals  $\text{LiAlSi}_2\text{O}_6$  embedded in a zirconium-enriched glass matrix, conferring to the material a higher density and therefore high FR [59,60]. Material manufacturers report that the addition of zirconia crystals increases the strength of GC [61]. However, a previous study claimed the opposite, stating that there are no clinical advantages for zirconia-reinforced  $\text{LiO-SiO}_2$  [62]. A possible explanation behind this impasse could be the percentage of zirconium: a less than 5%  $\text{ZrO}_2$  content presents a 70% crystalline phase in the amorphous matrix, whereas a more than 10%  $\text{ZrO}_2$  reinforcement reduces the crystalline phase to 40% [63–65], significantly affecting the mechanical properties of a given GC. These assertions are supported by this study as herein, CSC displayed the lowest force values of (389.677 N). Although CC yielded "higher" results regarding force (436.604 N), its variability was higher; for this reason, more studies are suggested to support these CC results. In another study that focused on analyzing the influence of AHT on the mechanical behavior of four types of CAD-CAM lithium

silicate GC, CEC and Rosetta<sup>®</sup> SM (RSM) showed higher FR than lithium silicate ceramics with zirconia; in addition, CEC presented a higher Weibull modulus, certifying that this ceramic is more homogeneous and dense [66]. Other authors evaluated and compared the mechanical properties of nine CAD/CAM materials: in their study, after receiving AHT, CEC displayed significantly higher values ( $p < 0.001$ ), with a minimum of 1.69, maximum of 2.46, and a standard deviation of 2.18 [67].

The evaluation and correlation of FS with FR is revealed as a crucial parameter to determine the mechanical strength of brittle materials GC [28], as evidenced in previous studies. The results suggest that materials subjected to AHT might be suitable for PFP as supported by previous research. In contrast, those that have not undergone AHT might be suitable for unitary fixed prostheses (UFP), as supported in a study by Vichi et al. comparing the FS of 4 GC which showed that the highest CEC values were recorded (350 MPa) after receiving AHT [68]. This trend is confirmed in an analysis by Freitas et al. who evaluated the FS of three ceramic groups, highlighting that UCT exhibited the lowest values (215 MPa) [69]. Furthermore, the results of our research align with the findings of Keshmiri et al. who investigated CVS and obtained FS results (347 MPa) [70] very similar to those obtained in our study. Despite the introduction of virgillite crystals that “improve” translucency [71], a study by Mangla et al. shows the opposite: UCT obtained the lowest values of MT ( $24.677 \pm 0.187$ ) and HT ( $27.447 \pm 0.820$ ) when compared to CEC MT ( $29.366 \pm 1.243$ ) and HT ( $30.771 \pm 0.912$ ) [19].

Undoubtedly, one of the benefits of CAD/CAM technology is that it provides an avenue for the rapid production of dental restorations [38,72,73]. However, it also presents challenges inherent in the subtraction process, as milling the ceramic creates microstructural defects in the restorations [74]. In addition, preparation design, crown design, die type, cement space, type of cementing agent, and thickness of the restorations together influence the strength of a ceramic material [75], so they should be evaluated independently. Consequently, 1 mm thick crowns using CCT ceramics are lower,  $1911.4 \pm (468.4 \text{ N})$ , in contrast to those found in CEC ( $2995.3 \pm 880.6 \text{ N}$ ), regardless of the type of cementation [60]. Hamza et al. examined the FR of different CAD/CAM ceramic materials after applying a self-adhesive cementation protocol. The results obtained were much higher for CVS ( $1742.9 \pm 102.7 \text{ N}$ ) compared to CEC ( $1565.2 \pm 89.7 \text{ N}$ ) [76]. For this reason, in this study, we chose not to perform cementation in order to obtain precise and specific information exclusively on the mechanical behavior of CAD/CAM ceramics placed under thermal influence.

The modulus of elasticity provided by the die material is directly related to the mechanical strength of the material. In this regard, one study [76] evaluated the FR of ceramic crowns with respect to the modulus of elasticity of the die; it found that the fracture load increased significantly with increasing modulus of elasticity. Another study applied a compression test to 60 molar crowns composed of various types of CAD/CAM ceramics, cemented on epoxy resin dies, again showing a FR of 3100 N [77]. Several researchers agree with the argument that increasing the modulus of elasticity of the support material can increase the FR of a GC [78,79]. Although Yucel and Yondem [80] stated that ceramic crowns supported on stainless steel dies have higher FR values compared to ceramic crowns supported on dentin dies; they recommended the use of dies composed of materials with low elastic modulus for mechanical testing, simulating the clinical environment more accurately. Although a die material with these characteristics could have been chosen in this study, it is possible that breakage was anticipated earlier than that of the ceramic under study. Therefore, a cobalt–chromium metal support structure was selected in this study.

In the fractographic analysis, it was observed that once the critical stress value was reached, unstable cracks were generated, which facilitated crack propagation until failure occurred without the occurrence of plastic deformation, as expected with respect to ceramic materials. This finding is supported by previous studies [80,81]. In addition, Abad-Coronel et al. conducted a study that analyzed the fracture toughness of materials used in temporary

fixed prosthodontics. In their fractographic analysis, they found that acetal resin (AR) was the material that showed the highest percentage of deformation [82].

Considering the limitations of the methodology used in the present investigation and with the objective of obtaining the results of a complete biomechanical behavior of the material used for dental restoration, it is important to carry out future studies replicating the clinical conditions under which this study was performed. This is because thermal and chemical changes and humidity lead to the aging of the ceramic restoration outlined by CAD/CAM systems.

In the future, randomized controlled clinical studies are also needed to validate the biomechanical behaviors of CAD/CAM ceramic restorations, which can replicate various other clinical conditions.

Within the limitations of this study, the exclusive focus on fracture toughness through a compressive test, without addressing other properties such as flexural strength, hardness, and fracture toughness, stands out. In addition, the microstructure of the material was not examined since it was not the main objective of the research. Future studies are urged to incorporate microstructural analyses of ceramics, providing a more complete understanding of changes in the microstructure of ceramic materials after undergoing additional heat treatments.

## 5. Conclusions

In summary, AHT proves to be crucial for improving the mechanical properties of the studied GC with respect to dental restoration:

- In CCT, AHT optimizes the microstructure thanks to its advanced composition and the formation of new virgillite crystals, consequently increasing its FR, thus allowing for it to be resistant to possible fissures and cracks created by subtractive processes during the fabrication of restorations.
- The results given by CE allow for us to conclude that these ceramics have a high capacity of absorbing and distributing stresses without suffering fractures.
- Although CC displays the highest FR values, its high dispersion indicates inconsistencies; one must exercise caution while using it.

Importantly, it is essential to use a crystallization temperature that is suitable with regard to the size of the prosthesis, following the manufacturer's indications, in order to prevent the incidence of alterations in its mechanical properties.

**Author Contributions:** Conceptualization, C.A.-C.; Methodology, C.A.-C.; Software, C.A.P., J.I.F., B.J.M.B. and J.C.R.; Validation, C.A.-C., J.C.R. and B.J.M.B.; Formal analysis, A.O.B. and C.A.-C.; Investigation, A.O.B. and C.A.-C.; Resources, A.O.B. and C.A.-C.; Data curation, C.A.-C.; Writing of original draft, C.A.-C.; Writing of original draft, C.A.-C.; Writing—original draft preparation, A.O.B. and C.A.-C.; Writing—review and editing, A.O.B., C.A.-C., J.C.R. and B.J.M.B.; Visualization, C.A.-C., J.C.R. and B.J.M.B.; Supervision, C.A.-C. and B.J.M.B.; Project administration, B.J.M.B.; Funding acquisition, A.O.B. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This work has been funded by the University Bolivariana del Ecuador through the grant number FCI-010-2022.

**Institutional Review Board Statement:** Not applicable.

**Informed Consent Statement:** Not applicable.

**Data Availability Statement:** Data are contained within the article.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

- Choi, J.-W.; Kim, S.-Y.; Bae, J.-H.; Bae, E.-B.; Huh, J.-B. 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. *J. Adv. Prosthodont.* **2017**, *9*, 244–251. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Rada, S.; Zhang, J.; Rada, R.; Culea, E. Advanced Zirconia Ceramics Stabilized with Yttria and Magnesia: Structure and Vickers Microhardness. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2022**, *134*, 105425. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Motro, P.F.K.; Kursoglu, P.; Kazazoglu, E. Effects of Different Surface Treatments on Stainability of Ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **2012**, *108*, 231–237. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- May, M.M.; Fraga, S.; May, L.G. Effect of Milling, Fitting Adjustments, and Hydrofluoric Acid Etching on the Strength and Roughness of CAD-CAM Glass-Ceramics: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Prosthet. Dent.* **2022**, *128*, 1190–1200. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Gautam, C.; Joyner, J.; Gautam, A.; Rao, J.; Vajtai, R. Zirconia based dental ceramics: Structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* **2016**, *45*, 19194–19215. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Ordoñez Balladares, A.; Abad-Coronel, C.; Ramos, J.; Martín Biedma, B. Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units. *Materials* **2022**, *15*, 2478. [[CrossRef](#)]
- Rinke, S.; Zuck, T.; Hausdörfer, T.; Leha, A.; Wassmann, T.; Ziebolz, D. Prospective Clinical Evaluation of Chairside-Fabricated Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Partial Crowns—5-Year Results. *Clin. Oral Investig.* **2022**, *26*, 1593–1603. [[CrossRef](#)]
- Abdulrahman, S.; Von See Mahm, C.; Talabani, R.; Abdulateef, D. Evaluation of the clinical success of four different types of lithium disilicate ceramic restorations: A retrospective study. *BMC Oral Health* **2021**, *21*, 625. [[CrossRef](#)]
- Munoz, A.; Zhao, Z.; Paolone, G.; Louca, C.; Vichi, A. Flexural Strength of CAD/CAM Lithium-Based Silicate Glass-Ceramics: A Narrative Review. *Materials* **2023**, *16*, 4398. [[CrossRef](#)]
- Elsaka, S.E.; Elnaghy, A.M. Mechanical Properties of Zirconia Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramic. *Dent. Mater.* **2016**, *32*, 908–914. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Cokic, S.M.; Vleugels, J.; Van Meerbeek, B.; Camargo, B.; Willems, E.; Li, M.; Zhang, F. Mechanical Properties, Aging Stability and Translucency of Speed-Sintered Zirconia for Chairside Restorations. *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 959–972. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Kontonasaki, E.; Giasimakopoulos, P.; Rigos, A.E. Strength and Aging Resistance of Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. *Jpn. Dent. Sci. Rev.* **2020**, *56*, 1–23. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Beuer, F.; Schweiger, J.; Edelhoff, D. Digital Dentistry: An Overview of Recent Developments for CAD/CAM Generated Restorations. *Br. Dent. J.* **2008**, *204*, 505–511. [[CrossRef](#)]
- Kirsch, C.; Ender, A.; Attin, T.; Mehl, A. Trueness of Four Different Milling Procedures Used in Dental CAD/CAM Systems. *Clin. Oral Investig.* **2017**, *21*, 551–558. [[CrossRef](#)]
- Yin, R.; Jang, Y.-S.; Lee, M.-H.; Bae, T.-S. Comparative Evaluation of Mechanical Properties and Wear Ability of Five CAD/CAM Dental Blocks. *Materials* **2019**, *12*, 2252. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Reid, D.; Matis, J.; Lien, W.; Raimondi, C.; Arnason, S.; DuVall, N.; Vandewalle, K. Optical and Mechanical Properties of New Ceramic CAD/CAM Materials. *Oper. Dent.* **2023**, *48*, 425–434. [[CrossRef](#)]
- Phark, J.; Duarte, S., Jr. Microstructural Considerations for Novel Lithium Disilicate Glass Ceramics: A Review. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2022**, *34*, 92–103. [[CrossRef](#)]
- Hurle, K.; Lubauer, J.; Belli, R.; Lohbauer, U. On the Assignment of Quartz-like LiAlSi<sub>2</sub>O<sub>6</sub>-SiO<sub>2</sub> Solid Solutions in Dental Lithium Silicate Glass-Ceramics: Virgilite, High Quartz, Low Quartz or Stuffed Quartz Derivatives? *Dent. Mater.* **2022**, *38*, 1558–1563. [[CrossRef](#)]
- Mangla, P. Measurement of Translucency, Biaxial Flexural Strength, and Radiopacity of Different Lithium Disilicate Materials. Master's Thesis, The University of Alabama, Birmingham, AL, USA, 2022.
- Bosch, G.; Ender, A.; Mehl, A. A 3-Dimensional Accuracy Analysis of Chairside CAD/CAM Milling Processes. *J. Prosthet. Dent.* **2014**, *112*, 1425–1431. [[CrossRef](#)]
- Badawy, R.; El-Mowafy, O.; Tam, L.E. Fracture Toughness of Chairside CAD/CAM Materials—Alternative Loading Approach for Compact Tension Test. *Dent. Mater.* **2016**, *32*, 847–852. [[CrossRef](#)]
- Amesti-Garaizabal, A.; Agustín-Panadero, R.; Verdejo-Solá, B.; Fons-Font, A.; Fernández-Estevan, L.; Montiel-Company, J.; Solá-Ruiz, M.F. Fracture Resistance of Partial Indirect Restorations Made with CAD/CAM Technology. A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Clin. Med.* **2019**, *8*, 1932. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Guarda, G.; Correr, A.; Gonçalves, L.; Costa, A.; Borges, G.; Sinhoretto, M.; Correr-Sobrinho, L. Effects of Surface Treatments, Thermocycling, and Cyclic Loading on the Bond Strength of a Resin Cement Bonded to a Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Oper. Dent.* **2013**, *38*, 208–217. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Seghi, R.; Denry, I.; Rosenstiel, S. Relative Fracture Toughness and Hardness of New Dental Ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **1995**, *74*, 145–150. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Sonmez, N.; Gultekin, P.; Turp, V.; Akgungor, G.; Sen, D.; Mijiritsky, E. Evaluation of Five CAD/CAM Materials by Microstructural Characterization and Mechanical Tests: A Comparative in Vitro Study. *BMC Oral Health* **2018**, *18*, 5. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Walker, P.D.; Ruse, N.D. “CAD-on” Interfaces—Fracture Mechanics Characterization. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 982–987. [[CrossRef](#)]
- Elraggal, A.; Afifi, R.; Abdelraheem, I. Effect of Erosive Media on Microhardness and Fracture Toughness of CAD-CAM Dental Materials. *BMC Oral Health* **2022**, *22*, 191. [[CrossRef](#)]

28. Wendler, M.; Belli, R.; Petschelt, A.; Mevec, D.; Harrer, W.; Lube, T.; Danzer, R.; Lohbauer, U. Chairside CAD/CAM Materials. Part 2: Flexural Strength Testing. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, 99–109. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
29. Hong, M.-S.; Choi, Y.-S.; Lee, H.-H.; Lee, J.-H.; Ahn, J. Comparison of Mechanical Properties of Chairside CAD/CAM Restorations Fabricated Using a Standardization Method. *Materials* **2021**, *14*, 3115. [[CrossRef](#)]
30. Lohbauer, U.; Belli, R.; Alonso, A.A.; Goetz-Neunhoeffer, F.; Hürle, K. Effect of Sintering Parameters on Phase Evolution and Strength of Dental Lithium Silicate Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1360–1369. [[CrossRef](#)]
31. Nejatidanesh, F.; Azadbakht, K.; Savabi, O.; Sharifi, M.; Shirani, M. Effect of Repeated Firing on the Translucency of CAD-CAM Monolithic Glass-Ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *123*, 530.e1–530.e6. [[CrossRef](#)]
32. Vasiliu, R.-D.; Porojan, S.D.; Porojan, L. In Vitro Study of Comparative Evaluation of Marginal and Internal Fit between Heat-Pressed and CAD-CAM Monolithic Glass-Ceramic Restorations after Thermal Aging. *Materials* **2020**, *13*, 4239. [[CrossRef](#)]
33. Azarbal, A.; Azarbal, M.; Engelmeier, R.L.; Kunkel, T.C. Marginal Fit Comparison of CAD/CAM Crowns Milled from Two Different Materials. *J. Prosthodont.* **2018**, *27*, 421–428. [[CrossRef](#)]
34. Kim, J.-H.; Oh, S.; Uhm, S.-H. Effect of the Crystallization Process on the Marginal and Internal Gaps of Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *BioMed Res. Int.* **2016**, *2016*, 8635483. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Falahchai, M.; Ghavami-Lahiji, M.; Rasaie, V.; Amin, M.; Neshandar Asli, H. Comparison of Mechanical Properties, Surface Roughness, and Color Stability of 3D-Printed and Conventional Heat-Polymerizing Denture Base Materials. *J. Prosthet. Dent.* **2023**, *130*, 266.e1–266.e8. [[CrossRef](#)]
36. Stanley, M.; Paz, A.G.; Miguel, I.; Coachman, C. Fully Digital Workflow, Integrating Dental Scan, Smile Design and CAD-CAM: Case Report. *BMC Oral Health* **2018**, *18*, 134. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Sailer, I.; Benic, G.I.; Fehmer, V.; Hämmerle, C.H.; Mühlemann, S. Randomized Controlled Within-Subject Evaluation of Digital and Conventional Workflows for the Fabrication of Lithium Disilicate Single Crowns. Part II: CAD-CAM versus Conventional Laboratory Procedures. *J. Prosthet. Dent.* **2017**, *118*, 43–48. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Joda, T.; Zarone, F.; Ferrari, M. The Complete Digital Workflow in Fixed Prosthodontics: A Systematic Review. *BMC Oral Health* **2017**, *17*, 124. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Blatz, M.B.; Conejo, J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent. Clin.* **2019**, *63*, 175–197. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. Da Silva, L.H.; de Lima, E.; Miranda, R.B.d.P.; Favero, S.S.; Lohbauer, U.; Cesar, P.F. Dental Ceramics: A Review of New Materials and Processing Methods. *Braz. Oral Res.* **2017**, *31*, 133–146. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Saleh, A.R.M.; Al-Ani, M.; Al-Rawi, T.; Al-Edressi, G. An In-Vitro Comparison of Fracture Resistance of Three CAD/CAM Ceramic Materials for Fabricating Veneer. *Saudi Dent. J.* **2021**, *33*, 745–752. [[CrossRef](#)]
42. Blunck, U.; Fischer, S.; Hajtó, J.; Frei, S.; Frankenberger, R. Ceramic Laminate Veneers: Effect of Preparation Design and Ceramic Thickness on Fracture Resistance and Marginal Quality in Vitro. *Clin. Oral Investig.* **2020**, *24*, 2745–2754. [[CrossRef](#)]
43. Heidari, N.; Amawi, R.; Seweryniak, P.; Bakitian, F.; Vult von Steyern, P. Fracture Resistance and Fracture Behaviour of Monolithic Multi-Layered Translucent Zirconia Fixed Dental Prostheses with Different Placing Strategies of Connector: An in Vitro Study. *Clin. Cosmet. Investig. Dent.* **2022**, *14*, 61–69. [[CrossRef](#)]
44. Zacher, J.; Bauer, R.; Hanie Krifka, S.; Rosentritt, M. In Vitro Performance and Fracture Resistance of Pressed or CAD/CAM Milled Ceramic Implant-Supported Screw-Retained or Cemented Anterior FDPs. *J. Prosthodont. Res.* **2021**, *65*, 208–212. [[CrossRef](#)]
45. Abad-Coronel, C.; Ordóñez Balladares, A.; Fajardo, J.I.; Martín Biedma, B.J. Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* **2021**, *14*, 3215. [[CrossRef](#)]
46. Denry, I.; Goudouri, O.; Harless, J.D.; Hubbard, E.; Holloway, J.A. Strontium-releasing Fluorapatite Glass-ceramics: Crystallization Behavior, Microstructure, and Solubility. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* **2018**, *106*, 1421–1430. [[CrossRef](#)]
47. Cattell, M.J.; Patzig, C.; Bissasu, S.; Tsoutsos, A.; Karpukhina, N. Nucleation Efficacy and Flexural Strength of Novel Leucite Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 592–602. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Gold, S.A.; Ferracane, J.L.; da Costa, J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J. Prosthodont.* **2018**, *27*, 63–66. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
49. Lubauer, J.; Belli, R.; Peterlik, H.; Hürle, K.; Lohbauer, U. Grasping the Lithium Hype: Insights into Modern Dental Lithium Silicate Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2022**, *38*, 318–332. [[CrossRef](#)]
50. Rosentritt, M.; Hahnel, S.; Engelhardt, F.; Behr, M.; Preis, V. In Vitro Performance and Fracture Resistance of CAD/CAM-Fabricated Implant Supported Molar Crowns. *Clin. Oral Investig.* **2017**, *21*, 1213–1219. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
51. Riquieri, H.; Monteiro, J.B.; Viegas, D.C.; Campos, T.M.B.; De Melo, R.M.; De Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, G. Impact of Crystallization Firing Process on the Microstructure and Flexural Strength of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 1483–1491. [[CrossRef](#)]
52. Romanyk, D.L.; Guo, Y.; Rae, N.; Veldhuis, S.; Sirovica, S.; Fleming, G.J.; Addison, O. Strength-Limiting Damage and Its Mitigation in CAD-CAM Zirconia-Reinforced Lithium-Silicate Ceramics Machined in a Fully Crystallized State. *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 1557–1565. [[CrossRef](#)]
53. Kim, S.-H.; Choi, Y.-S.; Kang, K.-H.; Att, W. Effects of Thermal and Mechanical Cycling on the Mechanical Strength and Surface Properties of Dental CAD-CAM Restorative Materials. *J. Prosthet. Dent.* **2022**, *128*, 79–88. [[CrossRef](#)]

54. Alakkad, L.; Kostagianni, A.; Finkelman, M.; Maawadh, A.; Ali, A.; Papathanasiou, A. Biaxial Flexural Strength of Various CAD-CAM Glass-Ceramic Materials. *Am. J. Dent.* **2021**, *34*, 91–96.
55. Simba, B.G.; Ribeiro, M.V.; Suzuki, P.A.; Alves, M.F.R.P.; Strecker, K.; Santos, C.D. Mechanical Properties of Lithium Metasilicate after Short-Term Thermal Treatments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2019**, *98*, 179–186. [[CrossRef](#)]
56. Serbena, F.C.; Zanutto, E.D. Internal Residual Stresses in Glass-Ceramics: A Review. *J. Non-Cryst. Solids* **2012**, *358*, 975–984. [[CrossRef](#)]
57. Belli, R.; Lohbauer, U.; Goetz-Neunhoffer, F.; Hurler, K. Crack-Healing during Two-Stage Crystallization of Biomedical Lithium (Di) Silicate Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1130–1145. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
58. Schweitzer, F.; Spintzyk, S.; Geis-Gerstorf, J.; Huettig, F. Influence of Minimal Extended Firing on Dimensional, Optical, and Mechanical Properties of Crystallized Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass Ceramic. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2020**, *104*, 103644. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
59. Lu, Y.; Dal Piva, A.M.O.; Nedeljkovic, I.; Tribst, J.P.M.; Feilzer, A.J.; Kleverlaan, C.J. Effect of Glazing Technique and Firing on Surface Roughness and Flexural Strength of an Advanced Lithium Disilicate. *Clin. Oral Investig.* **2023**, *27*, 3917–3926. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
60. Rosentritt, M.; Schmid, A.; Huber, C.; Strasser, T. In Vitro Mastication Simulation and Wear Test of Virgilita and Advanced Lithium Disilicate Ceramics. *Int. J. Prosthodont.* **2022**, *35*, 770–776. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
61. Zarone, F.; Ruggiero, G.; Leone, R.; Breschi, L.; Leuci, S.; Sorrentino, R. Zirconia-Reinforced Lithium Silicate (ZLS) Mechanical and Biological Properties: A Literature Review. *J. Dent.* **2021**, *109*, 103661. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
62. Pitiaumnuaysap, L.; Phokhinchatchanan, P.; Suputtamongkol, K.; Kanchanasita, W. Fracture Resistance of Four Dental Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Glass-Ceramics. *Mahidol Dent. J.* **2017**, *37*, 201–208.
63. Hallmann, L.; Ulmer, P.; Kern, M. Effect of Microstructure on the Mechanical Properties of Lithium Disilicate Glass-Ceramics. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2018**, *82*, 355–370. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
64. Schwindling, F.S.; Rues, S.; Schmitter, M. Fracture Resistance of Glazed, Full-Contour ZLS Incisor Crowns. *J. Prosthodont. Res.* **2017**, *61*, 344–349. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
65. Monteiro, J.B.; Riquieri, H.; Prochnow, C.; Guillard, L.F.; Pereira, G.K.R.; Borges, A.L.S.; de Melo, R.M.; Valandro, L.F. Fatigue Failure Load of Two Resin-Bonded Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramics: Effect of Ceramic Thickness. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 891–900. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
66. Corado, H.P.; da Silveira, P.H.; Ortega, V.L.; Ramos, G.G.; Elias, C.N. Flexural Strength of Vitreous Ceramics Based on Lithium Disilicate and Lithium Silicate Reinforced with Zirconia for CAD/CAM. *Int. J. Biomater.* **2022**, *2022*, 5896511. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
67. Hampe, R.; Theelke, B.; Lümekemann, N.; Eichberger, M.; Stawarczyk, B. Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. *Oper. Dent.* **2019**, *44*, E190–E201. [[CrossRef](#)]
68. Vichi, A.; Zhao, Z.; Paolone, G.; Scotti, N.; Mutahar, M.; Goracci, C.; Louca, C. Factory Crystallized Silicates for Monolithic Metal-Free Restorations: A Flexural Strength and Translucency Comparison Test. *Materials* **2022**, *15*, 7834. [[CrossRef](#)]
69. Freitas, J.S.; Souza, L.F.B.; Pereira, G.K.R.; May, L.G. Surface Properties and Flexural Fatigue Strength of an Advanced Lithium Disilicate. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2023**, *147*, 106154. [[CrossRef](#)]
70. Keshmiri, N.; Alaghehmand, H.; Mokhtarpour, F. Effect of Hydrofluoric Acid Surface Treatments on Surface Roughness and Three-Point Flexural Strength of Suprinity Ceramic. *Front. Dent.* **2020**, *17*, 1. [[CrossRef](#)]
71. Matis, J.I. Optical Properties of Novel Ceramic CAD/CAM Materials. Ph.D. Thesis, Uniformed Services University of the Health Sciences, Bethesda, MD, USA, 20 May 2022.
72. Ahlholm, P.; Sipilä, K.; Vallittu, P.; Jakonen, M.; Kotiranta, U. Digital versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J. Prosthodont.* **2018**, *27*, 35–41. [[CrossRef](#)]
73. Fung, L.; Brisebois, P. Implementing Digital Dentistry into Your Esthetic Dental Practice. *Dent. Clin.* **2020**, *64*, 645–657. [[CrossRef](#)]
74. Mota, E.G.; Smidt, L.N.; Fracasso, L.M.; Burnett Jr, L.H.; Spohr, A.M. The Effect of Milling and Postmilling Procedures on the Surface Roughness of CAD/CAM Materials. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2017**, *29*, 450–458. [[CrossRef](#)]
75. Albelasy, E.; Hamama, H.H.; Tsoi, J.K.; Mahmoud, S.H. Influence of Material Type, Thickness and Storage on Fracture Resistance of CAD/CAM Occlusal Veneers. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2021**, *119*, 104485. [[CrossRef](#)]
76. Hamza, T.A.; Sherif, R.M. Fracture Resistance of Monolithic Glass-ceramics versus Bilayered Zirconia-based Restorations. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, e259–e264. [[CrossRef](#)]
77. Jurado, C.A.; Lee, D.; Cortes, D.; Kaleinikova, Z.; Hernandez, A.I.; Donato, M.V.; Tsujimoto, A. Fracture Resistance of Chairside CAD/CAM Molar Crowns Fabricated with Different Lithium Disilicate Ceramic Materials. *Int. J. Prosthodont.* **2023**, *36*, 722–729. [[CrossRef](#)]
78. Chen, S.E.; Park, A.C.; Wang, J.; Knoernschild, K.L.; Campbell, S.; Yang, B. Fracture Resistance of Various Thickness e. Max CAD Lithium Disilicate Crowns Cemented on Different Supporting Substrates: An in Vitro Study. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 997–1004. [[CrossRef](#)]
79. Bencun, M.; Ender, A.; Wiedemeier, D.B.; Mehl, A. Fracture Load of CAD/CAM Feldspathic Crowns Influenced by Abutment Material. *Materials* **2020**, *13*, 3407. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
80. García-Engra, G.; Fernandez-Estevan, L.; Casas-Terrón, J.; Fons-Font, A.; Castelo-Baz, P.; Agustín-Panadero, R.; Román-Rodríguez, J.L. Fracture Resistance of New Metal-Free Materials Used for CAD-CAM Fabrication of Partial Posterior Restorations. *Medicina* **2020**, *56*, 132. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

81. Fouda, A.M.; Atta, O.; Özcan, M.; Stawarczyk, B.; Glaum, R.; Bourauel, C. An Investigation on Fatigue, Fracture Resistance, and Color Properties of Aesthetic CAD/CAM Monolithic Ceramics. *Clin. Oral Investig.* **2023**, *27*, 2653–2665. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
82. Abad-Coronel, C.; Calle, C.; Abril, G.; Paltán, C.A.; Fajardo, J.I. Fracture Resistance Analysis of CAD/CAM Interim Fixed Prosthodontic Materials: PMMA, Graphene, Acetal Resin and Polysulfone. *Polymers* **2023**, *15*, 1761. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

**Disclaimer/Publisher's Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

## APÉNDICE 4 - AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCIR EL ARTÍCULO

### PUBLICATION DERIVED FROM THIS THESIS

**Title:** Thermal Influence on the Mechanical Properties of CAD/CAM Ceramics: A Systematic Review

**Authors:** Andrea Ordóñez Balladares<sup>1,2,3</sup>, Cristian Abad-Coronel<sup>4,5,\*</sup>, Patricia Pauletto<sup>6</sup> and Benjamín José Martín Biedma<sup>3</sup>

**Affiliation:**

<sup>1, 2</sup> Faculty of Dentistry, Universidad Bolivariana del Ecuador, 092406, Durán, Ecuador; adordonezb@ube.edu.ec

<sup>3</sup> PhD Universidad de Santiago de Compostela, 15782, Galicia, Spain; benjamin.martin@usc.es

<sup>4</sup> PhD, Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, 010107, Cuenca, Ecuador; cristian.abad@ucuenca.edu.ec

<sup>5</sup> PhD Faculty of Dentistry, Universidad San Francisco de Quito, 170901, Quito, Ecuador.

<sup>6</sup> PhD Faculty of Dentistry, Universidad de las Américas (UDLA), 170513, Quito, Ecuador; patricia.pauletto@udla.edu.ec

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec

**Journal:** Applied Sciences

**Impact Factor 2023:** 2.5

**JCR Category 2023:** Q1

**CiteScore 2023:** 5.3

**ISSN:** 20763417

**Editorial:** Engineering, Multidisciplinary (MDPI)

**Publication Date:** June 14, 2024

**DOI:** <https://doi.org/10.3390/app14125188>

**Andrea Ordóñez Balladares Contribution:** Conceptualization, writing revising and editing, fundraising, and writing —original draft preparation.

Resources, investigation, funding acquisition, review and editing, and writing —original draft preparation



**Permission of MDPI: MDPI Open Access Information and Policy**

All articles published by MDPI are made immediately available worldwide under an open access license. This means everyone has free and unlimited access to the full-text of all articles published in MDPI journals; everyone is free to re-use the published material if proper accreditation/citation of the original publication is given; open access publication is supported by the authors' institutes or research funding agencies by payment of a comparatively low Article Processing Charge (APC) for accepted articles.

No special permission is required to reuse all, or part of article published by MDPI, including figures and tables. For articles published under an open access Creative Common CC BY license, any part of the article may be reused without permission provided that the original article is clearly cited. Reuse of an article does not imply endorsement by the authors or MDPI.

(<https://www.mdpi.com/about/openaccess>)

Systematic Review

## Thermal Influence on the Mechanical Properties of CAD/CAM Ceramics: A Systematic Review

Andrea Ordoñez Balladares <sup>1,2,3</sup> , Cristian Abad-Coronel <sup>4,5,\*</sup> , Patricia Pauletto <sup>6</sup>   
and Benjamín José Martín Biedma <sup>3</sup> 

<sup>1</sup> Faculty of Dentistry, Universidad Bolivariana del Ecuador, Durán 092406, Ecuador; adordonezb@ube.edu.ec

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Guayaquil, Guayaquil 090514, Ecuador

<sup>3</sup> Faculty of Dentistry, University of Santiago de Compostela, 15782 Galicia, Spain; benjamin.martin@usc.es

<sup>4</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de Cuenca, Cuenca 010107, Ecuador

<sup>5</sup> Faculty of Dentistry, Universidad San Francisco de Quito, Quito 170901, Ecuador

<sup>6</sup> Faculty of Dentistry, Universidad de las Americas (UDLA), Quito 170517, Ecuador; patricia.pauletto@udla.edu.ec

\* Correspondence: cristian.abad@ucuenca.edu.ec

**Abstract:** Aim: The influence of different heat treatments on the mechanical properties of CAD/CAM ceramics was assessed. Methodology: A systematic search in five databases and gray literature was performed. In vitro studies providing data about the influence of various thermal treatments on the mechanical properties of CAD/CAM ceramics were included. Results: Out of 6500 articles found, 15 were included for results analysis. In the disilicate group, e.max CAD showed the best results in flexural strength (FS) and Vita Suprinity in microhardness (MH) and fracture toughness (FT). In the zirconium oxide group, Incoris exhibited better performance in FS while Razor Zirconia demonstrated superior MH and FT. Eleven studies had low and four had a moderate risk of bias (RoB). Conclusions: Both reinforced vitreous ceramics and zirconia ceramics, when subjected to high temperatures for short periods of time, significantly improve their mechanical properties. Favoring the biomechanical behavior of restorations present in the oral cavity, they are always subjected to constant changes in temperature, forces of different nature, intensity, or direction, changes in acidity, presence of moisture, etc., which make this a difficult environment for their clinical survival.

**Keywords:** ceramics; CAD/CAM; thermal influence; mechanical properties; systematic review



**Citation:** Balladares, A.O.; Abad-Coronel, C.; Pauletto, P.; Martín Biedma, B.J. Thermal Influence on the Mechanical Properties of CAD/CAM Ceramics: A Systematic Review. *Appl. Sci.* **2024**, *14*, 5188. <https://doi.org/10.3390/app14125188>

Academic Editor: Adolfo Di Fiore

Received: 11 April 2024

Revised: 28 May 2024

Accepted: 29 May 2024

Published: 14 June 2024



**Copyright:** © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

### 1. Introduction

In recent years, metal-free dental ceramics with high strength have gained popularity due to the fact that current restorative dentistry focuses on treatments that are conservative, functional, and long-lasting, always seeking to achieve optimal prosthetic–periodontal integration [1–3]. This has led to a constant search for restorative materials that are biocompatible with soft tissue and possess high aesthetic value [4,5]. Two major categories of such materials are feldspathic ceramics with crystalline reinforcement [6] and zirconium oxide materials [7].

Chemically, silicate-reinforced crystalline ceramics consist of a crystalline phase (lithium disilicate and lithium orthophosphate). The mechanical strength of lithium silicate ceramics is increased due to the homogeneous dispersion of round and submicrometer elongated metasilicate grains. Usually, tetragonal zirconia fillers are added to them [8], with the aim to increase the strength values. This structural typology has been developed in order to combine favorable optical properties with improved mechanical characteristics [9,10].

This set of ceramics possesses exceptional and highly beneficial mechanical properties, making them primarily ideal materials for plural fixed prostheses (PFPS) in both natural teeth and implants [11].

Zirconium dioxide, a polycrystalline ceramic endowed with attributes of polymorphism and allotropy, exhibits an unstable nature as it, under thermal influence, undergoes three distinct phases. Up to 1170 °C, it is in the monoclinic phase; between 1170 °C and 2370 °C, it adopts the tetragonal phase; and above 2370 °C up to its melting point, it transforms into the cubic phase [12].

There are different generations of zirconium according to the amount of additives or dopants incorporated [13]. The most common variant is that partially stabilized with yttrium oxide ( $Y_2O_3$ ), characterized by low porosity and high density [14]. Restorations fabricated with zirconium dioxide are distinguished by their remarkable mechanical properties, which, depending on the generation (e.g., 1 and 2), significantly outperform silica-based ceramics [15]. The flexural strength of conventional yttria-stabilized polycrystalline tetragonal zirconia (3Y-TZP) ranges from 1000 to 1500 MPa [16].

Early versions of zirconia were opaque, intended for use as copings and frameworks that required feldspathic ceramic veneering to enhance translucency. However, these experienced low success rates due to ceramic detachment, a situation also observed in metal–ceramic restorations. Hence, current trends favor monolithic restorations [17,18], which enhance translucency through slight adjustments in the  $Y_2O_3$  content (between 4 and 5 mol%) instead of the standard 3 mol%, resulting in a higher presence of cubic-phase particles [19]. Zirconia with a more cubic phase offers greater light transmission but exhibits lower bending strength values than conventional zirconia, ranging from 550 to 800 MPa, limiting its widespread application for PFPs [14,20,21].

Both silicates and zirconium oxides can undergo additional heat treatment (AHT), a decisive and crucial procedure that not only determines their final geometry but also enhances their mechanical and optical characteristics. The lack of control over sintering or crystallization parameters can compromise the microstructure and inherent properties of the material. Achieving a fine-grained and homogeneous geometry, along with high density, ensures optimal biomechanical performance of the material [22,23]. Additionally, AHT plays a key role in repairing microcracks originating during milling processes and facilitates the transformation of a pre-crystallized metasilicate, which is intrinsically weak, into a strong and tough lithium disilicate [24,25].

Due to the importance of AHT in CAD/CAM ceramic materials, companies have developed a variety of furnaces with specific protocols adapted to different thermal units. Their purpose is to optimize time and save energy, both in the clinical (“chairside”) and laboratory (“labside”) environments, aligning with the CAD/CAM philosophy of offering solutions that are easy, fast, and accurate [26,27].

Therefore, the objective of this systematic review is to address the research question: “How do heat treatments influence the mechanical properties of CAD/CAM ceramics?”

## 2. Materials and Methods

A systematic review was conducted following the guidelines outlined in “Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Protocols” (PRISMA-P) [28]. The review protocol was registered in the Prospective International Register of Systematic Reviews (PROSPERO; Centre for Reviews and Dissemination, University of York), with the identification CRD42023474444. The report of this article adheres to the PRISMA checklist [29].

### 2.1. Eligibility Criteria

The central question was formulated following the participant; intervention; outcome; and studies (PICOS) structure as follows: Participant: CAD/CAM ceramics; intervention: Heat treatment; control: Not Applicable; outcome: Mechanical properties of CAD/CAM ceramic materials (flexural strength, fracture toughness, strength, and hardness); study design: In vitro.

The studies were meticulously selected for this review using specific inclusion and exclusion criteria. In vitro studies that provided quantitative data about the process un-

derlying the influence of heat treatments (sintering and crystallization) on the mechanical properties of CAD/CAM ceramics were included.

The exclusion criteria were as follows: (1) Studies lacking separate quantitative data on the thermal influence on the mechanical properties of CAD/CAM ceramics; (2) studies omitting mention/specification of the types of heat treatments applied to CAD/CAM ceramic materials; (3) studies exclusively involving CAD/CAM resin materials; (4) studies encompassing cemented ceramic restorations; (5) studies concentrating on any other conditions, such as cavity preparation designs, surface analysis with tribochemical treatments, and physical property analysis; (6) studies that did not incorporate monolithic materials; (7) studies with duplicate data from another included study; (8) reviews, letters, books, conference proceedings, case–controls, case reports, case series, opinion articles, technical articles, posters, and guidelines; and studies with duplicate data from another included study; and (9) full text not available, even after attempting to contact the corresponding authors (three attempts within a 3-week period).

### 2.2. Information Sources and Search Strategy

An electronic bibliographic search strategy was designed and implemented on 7 October 2023. This search covered five databases: Embase, Scopus, LILACS (in Spanish: Literatura Latinoamericana y del Caribe en Ciencias de la Salud), Web of Science, and PubMed. Additionally, an exploration of the gray literature was carried out using Google Scholar and ProQuest Dissertations & Theses Global.

Zotero, a reference management software, version 6.0.37 (developed by the Corporation for Digital Scholarship and the Roy Rosenzweig Center for History and New Media, George Mason University, North Virginia, Washington DC, USA), was employed to organize references and eliminate duplicates.

### 2.3. Selection Process

Three independent reviewers conducted the selection in a two-phase process. In both phases, the three reviewers (CAC; AOB; PP) assessed the references based on eligibility criteria. They initially reviewed titles and abstracts (Phase 1) and later examined the full-text studies (Phase 2). Any discrepancies were resolved through consensual discussion among the three reviewers. To streamline the selection process, the Rayyan software from the Qatar Computing Research Institute, Data Analytics, Doha, Qatar, was utilized.

### 2.4. Data Collection Process and Data Items

Data were collected by the first (AOB) and reviewed by the second and third (CAC; PP) authors. The information from the included studies was classified as follows: Authors, year of publication, total samples, CAD/CAM ceramics (type, trade name, and manufacturer), heat treatment (furnace used, manufacturer, time, and units); mechanical properties (flexural strength (FS), compressive strength (CS), microhardness (MH), fracture toughness (FT), and test type), conclusions, funding, and conflicts of interest.

### 2.5. Study Risk of Bias Assessment

The risk of bias of the *in vitro* studies was assessed using the QUIN tool [30]. Three authors (CAC; BMB; PP) reviewed the included studies and assessed the following criteria established by the tool: Clearly stated aims/objectives; detailed explanation of sample size calculation; detailed explanation of sampling technique; details of comparison group; detailed explanation of methodology; details of the operator; randomization; method of outcome measurement; details of outcome assessor; blinding; statistical analysis; and presentation of results. As shown in Table 1, each criterion was rated with the following possibilities: Adequately specified (score 2), inadequately specified (score 1), not specified (score 0), and not applicable. The studies were classified as high, medium, or low risk of bias (>70% = low risk of bias, 50% to 70% = medium risk of bias, and <50% = high risk of bias). Final score = (total score × 100)/(2 × number of criteria applicable).

Table 1. Scoring sheet for Quality Assessment Tool for In Vitro Studies (QUIN) Tool.

No.	Criteria	Kongkiatkamon S et al. 2022 [31]	Romanyk DL et al. 2020 [32]	Lu Y, Dal Pva AMO et al. 2023 [33]	Lawson NC et al. 2020 [34]	Simba R, Ribeiro M et al. 2019 [35]	Schweitzer F et al. 2020 [36]	Juntavee N, Uasuwon P. 2020 [37]	Riquieri H, Monteiro JB et al. 2018 [38]	Traini T, Sinjari B et al. 2016 [39]	Alves M et al. 2019 [40]	Kilinc H, Sanal FA et al. 2021 [41]	Kwon WC et al. 2023 [42]	Hatanaka GR, Polli GS et al. 2017 [43]	Ordenez A, Abad C et al. 2022 [44]	Aurelio JL et al. 2018 [45]
1	Clearly stated aims/objectives	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2
2	Detailed explanation of sample size calculation	0	0	0	0	0	0	2	2	0	1	2	2	0	0	0
3	Detailed explanation of sample technique	2	2	2	1	1	1	1	2	0	1	2	2	2	1	2
4	Details of comparison group	2	2	2	1	2	2	2	2	1	2	2	1	2	2	2
5	Detailed explanation of methodology	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2
6	Operator details	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0
7	Randomization	2	2	2	2	2	2	1	2	2	1	1	1	2	2	2
8	Method of measurement of outcome	2	1	1	1	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2
9	Outcome assessor details	1	0	0	0	1	1	0	0	1	1	0	2	1	1	1
10	Blinding	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
11	Statistical analysis	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
12	Presentation of results	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	Score	17(100)/22	16(100)/22	15(100)/22	13(100)/22	18(100)/22	16(100)/22	16(100)/22	19(100)/22	12(100)/22	15(100)/22	17(100)/22	18(100)/22	17(100)/22	17(100)/22	17(100)/22
	%	77.27%	72.72%	68.18%	59.09%	81.81%	72.72%	72.72%	86.36%	54.54%	68.18%	77.27%	81.81%	77.27%	77.27%	77.27%

The quality of the in vitro studies was assessed using the QUIN tool [30], consisting of 12 items with scoring and rating options, allows investigators to assess the quality of in-vitro studies. Three authors (CAC; BMB; PP) reviewed the included studies and assessed the following criteria set by the tool. Of the included studies, only 11 had a low RoB [31,32,35–38,41–45], while 4 had a moderate RoB [33,34,39,40].

2.6. Effect Measurements and Synthesis Methods

The extracted data were synthesized descriptively.

3. Results

3.1. Selection of Studies

From a total of 6500 references identified in the five databases, 3221 were considered. After eliminating duplicate records in phase 1 of study selection, 58 articles went on to phase 2 of full-text reading (Figure 1).

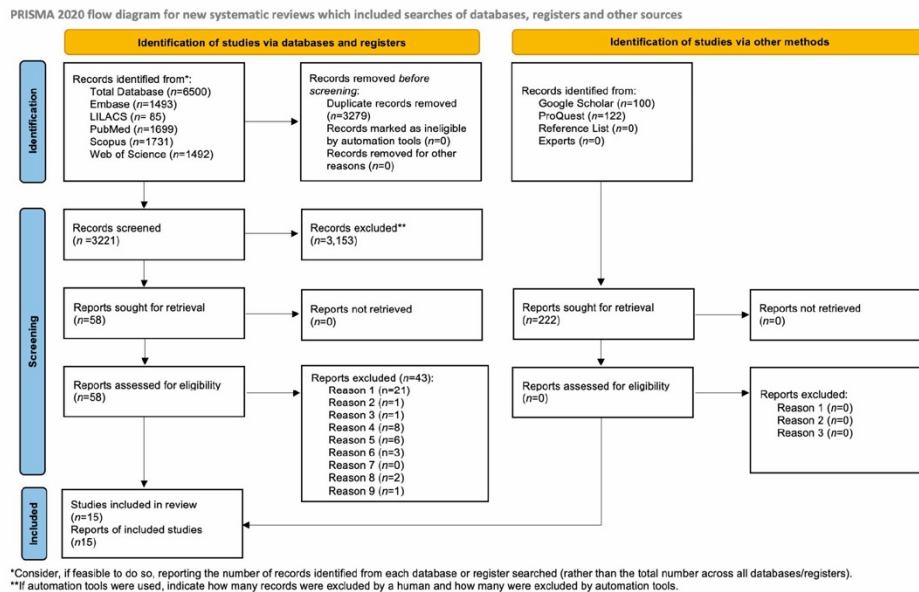


Figure 1. Flow Diagram of Literature Search and Selection Criteria.

3.2. Characteristics of the Studies

The 15 studies included in this analysis were in vitro in nature and were published in the period from 2016 to 2023. In classifying the studies, two main groupings of ceramic materials were made: *The group of ceramics with silicate crystalline reinforcement* and that of *zirconium dioxide*. Then, a detailed organization was carried out, identifying the results of the mechanical properties analyzed under different time protocols in their crystallization or sintering. Each property was broken down by the authors of the studies, ceramic/trade name, furnace/trade name, temperature, time, the results obtained, and the standard deviation associated with each mechanical property analyzed. It is important to note that the sample sizes of *the ceramics with crystalline reinforcement with silicate and zirconium oxide* varied in a range of 10 to 50 units in the studies considered.

### 3.3. Evaluation of Results

#### 3.3.1. Crystalline Silicate-Reinforced Ceramics

The FS data for the time interval from 2–5 min are presented in Table 2. Specifically, it is highlighted that at a temperature of 820 °C for 4 min and 30 s, the Celtra Duo ceramic showed outstanding FS performance [32].

**Table 2.** FS results of the silicate ceramics group over a time range of 2–5 min.

Flexural Strength (MPa) 2–5 min					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FS (MPa)	FS (MPa) SD
Romanyk DL et al. 2020 [32]	Celtra Duo Dentsply Sirona	820 °C Programat EP 5000 Ivoclar Vivadent	4:30 s	220	16
Lu Y, Dal Piva AMO et al. 2023 [33]	CEREC Tessera Dentsply Sirona	790 °C Programat P100 Ivoclar Vivadent	2 min	195	44

SD: Standard deviation; MPa: Megapascals; FS: Flexural strength.

IPS e.max CAD demonstrates superior FS performance when using a temperature of 840 °C for a period of 7 min [34], as shown in Table 3.

**Table 3.** FS results of the silicate ceramics group in the time range 6–7 min.

FS (MPa) 6–7 min					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FS (MPa)	FS (MPa) SD
Simba B, Ribeiro M et al. 2019 [35]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	840 °C Kota Press Kota Evo	7 min	303	58
Simba B, Ribeiro M et al. 2019 [35]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	820 °C Kota Press Kota Evo	7 min	192	29
Lawson NC et al. 2020 [34]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	840 °C Programat P500 Ivoclar/Vivadent	7 min	471	87
Schweitzer F et al. 2020 [36]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	840 °C Dekema Austromat 624i/Dekema	6 min	344	51
Schweitzer F et al. 2020 [36]	Celtra Duo Dentsply Sirona	820 °C Dekema Austromat 624i/Dekema	7 min	252	53
Juntavee N, Uasuwan P. 2020 [37]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Programat P310 Ivoclar/Vivadent	6 min	392	37

SD: Standard deviation; MPa: Megapascals; FS: Flexural strength.

Analyzing Table 4 reveals that increasing both time and heat units results in slightly lower mechanical performance for e.max CAD [33] than the one presented in Table 3.

**Table 4.** FS results of the silicate ceramics group in a time range of 8–10 min.

FS (MPa) 8–10 min					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FS (MPa)	FS (MPa) SD
Riquieri H, Monteiro JB et al. 2018 [38]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Vita Vacumat 6000 MP Vita Zahnfabrik	8 min	191	x
Riquieri H, Monteiro JB et al. 2018 [38]	Celtra Duo Dentsply Sirona	830 °C Multimat Dentsply Sirona	10 min	251	x
Lu Y, Dal Piva AMO et al. 2023 [33]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Programat P100 Ivoclar Vivadent	10 min	358	73
Juntavee N, Uasuwan P. 2020 [37]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Programat P310 Ivoclar Vivadent	8 min	267	32

SD: Standard deviation; MPa: Megapascals; FS: Flexural strength.

On examining the MH results presented in Table 5, it is observed that Vita Suprinity exhibited higher hardness. This performance was achieved using an Ivoclar Vivadent furnace and applying a heat treatment of 840 °C for 8 min [39].

**Table 5.** MH results in the silicate ceramics group in a time range of 8–10 min.

MH (GPa) 8–10 min					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	Vickers (GPa)	Vickers (GPa) SD
Alves M et al. 2019 [40]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Kota Evo Dorjen Company	8 min	6.4	34
Alves M et al. 2019 [40]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Kota Evo Dorjen Company	10 min	6.5	22
Traini T, Sinjari B et al. 2016 [39]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Programat EP 510/Ivoclar Vivadent	8 min	7.6	0.7
Riquieri H, Monteiro JB et al. 2018 [38]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Vita Vacumat 6000 MP Vita Zahnfabrik	8 min	6.8	16
Riquieri H, Monteiro JB et al. 2018 [38]	Celtra Duo Dentsply Sirona	830 °C Multimat Dentply Sirona	10 min	6.9	10

SD: Standard deviation; GPa: Gigapascals; MH: Microhardness.

From Table 6, it is evident that the Vita Suprinity ceramic demonstrated higher FT when the manufacturer’s recommended furnace was utilized, with a heat treatment of 840 °C applied for 8 min, in comparison to Celtra Duo [39].

**Table 6.** FT results in the silicate ceramics group in a time range of 8–10 min.

FT (MPa) 8–10 min					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FT $K_{IC}$	FT $K_{IC}$ (SD)
Alves M et al. 2019 [40]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Kota Evo Dorjen Company	8 min	1.15	0.13
Alves M et al. 2019 [40]	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent	850 °C Kota Evo Dorjen Company	10 min	1.30	0.16
Traini T, Sinjari B et al. 2016 [39]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Programat EP 510 Ivoclar Vivadent	8 min	2.8	0.9
Riquieri H, Monteiro JB et al. 2018 [38]	Vita Suprinity VITA Zahnfabrik	840 °C Vita Vacumat 6000 MP Vita Zahnfabrik	8 min	2.63	0.14
Riquieri H, Monteiro JB et al. 2018 [38]	Celtra Duo Dentsply Sirona	830 °C Multimat Dentsply Sirona	10 min	2.51	0.59

SD: Standard deviation; FT: Fracture toughness.

It is important to note that only one study focused on evaluating the MH and FT of the Celtra Duo material. This study utilized a treatment time of 1.5 min at a temperature of 820 °C, using a Kota Evo furnace (Brazil, São Paulo, Rua Iris Memberg-Dorjen Company). The results obtained were as follows: A microhardness of  $6.78 \pm 0.18$  GPa and a fracture toughness of  $1.40 \pm 0.12$   $K_{IC}$  [40].

### 3.3.2. Zirconium Oxide Materials

As can be seen in Table 7, the results of three studies were analyzed, revealing that Dentsply Sirona's InCoris TZI exhibited remarkably high FS values, reaching  $1.183 \pm 204$  MPa, when adhering to the manufacturer's recommended treatment [37].

**Table 7.** FS results of the zirconium oxide ceramics group in a time range of 15–18 min.

FS (MPa) 15–18 min					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FS (MPa)	FS (MPa) SD
Lawson NC et al. 2020 [34]	Katana STML Bloc Kuraray Noritake	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona	18 min	859	110
Kongkiatkamon S et al. 2022 [31]	Katana STML Bloc Kuraray Noritake	1560 °C SpeedFire Dentsply Sirona	15 min	500	234
Juntavee N, Uasuwan P. 2020 [37]	InCoris TZI Dentsply Sirona	1510 °C Infire Dentsply Sirona	15 min	1183	204

SD: Standard deviation; MPa: Megapascals; FS: Flexural strength.

In Table 8, a comparative analysis reveals that the Katana STML block (Kuraray, Noritake, Japan) achieved significantly higher ranges in FS when using the SpeedFire oven (Dentsply Sirona) at a temperature of 1600 °C for 30 min [34].

**Table 8.** FS results of the zirconium oxide ceramics group in a 30 min period.

FS (MPa) 30 min					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FS (MPa)	FS (MPa) SD
Lawson NC et al. 2020 [34]	Katana STML Bloc Kuraray Noritake	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona	30 min	788	28
Lawson NC et al. 2020 [34]	Prettau Previous Zirconzahn	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona	30 min	557	46
Lawson NC et al. 2020 [34]	TOSOH Noritake KATANA	1600 °C SpeedFire Dentsply Sirona	30 min	493	65

SD: Standard deviation; MPa: Megapascals; FS: Flexural strength.

When examining the results detailed in Table 9, it is highlighted that Razor Zirconia from the commercial company U&C International exhibited superior values in FS, reaching  $659 \pm 39$  MPa, compared to IPS e.max ZirCAD from Ivoclar Vivadent [41,42].

**Table 9.** FS results of the zirconium oxide ceramic group in a period of 2 h.

FS (MPa) 2 h					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FS (MPa)	FS (MPa) SD
Kilinc H, Sanal FA et al. 2021 [41]	IPS e.max ZirCAD Ivoclar Vivadent	1550 °C Programat p500 Ivoclar Vivadent	2 h	480	111
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1230 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	304	21
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1330 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	574	44
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1430 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	659	39
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1530 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	623	17

SD: Standard deviation; MPa: Megapascals; FS: Flexural strength.

Three studies [31,34,43] analyzed the thermal influence on FS over a range of 7 to 8 h at 1550 °C. The results indicate that Zpex Smile from TOSOH outperformed Katana STML Block/Kuraray Noritake and Prettau Anterior/Zirconzahn, as presented in Table 10.

**Table 10.** FS results of the zirconium oxide ceramics group in a time range of 7–8 h.

FS (MPa) 7–8 h					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FS (MPa)	FS (MPa) SD
Lawson NC et al. 2020 [34]	Katana STML Bloc Kuraray Noritake	1550 °C Noritake KATANA Kuraray	7 h	761	6.80
Lawson NC et al. 2020 [34]	Prettau Previous Zirconszahn	1550 °C Noritake KATANA Kuraray	7 h	787	50.48
Lawson NC et al. 2020 [34]	Zpex Smile TOSOH	1550 °C Noritake KATANA Kuraray	7 h	789	6.56
Hatanaka GR, Polli GS et al. 2016 [43]	Lava Frame 3M	1500 °C Lava Furnace 200 Dekema Dental-Keramiköfen GmbH	8 h	642	699.3
Kongkiatkamon S et al. 2022 [31]	Katana STML Block Kuraray Noritake	1550 °C Infire Dentsply Sirona	7 h	466	22.89

SD: Standard deviation; MPa: Megapascals; FS: Flexural strength.

Regarding MH and FT, a study evaluated the Razor Zirconia ceramic from the manufacturer U&C International by applying different heat units. The results favored the 1430 °C condition [42], detailed exhaustively in Tables 11 and 12.

**Table 11.** MH results in the group of silicate ceramics in a 2 h time period.

MH (GPa) 2 h					
Authors	Ceramics/Manufacturer	Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	Vickers (GPa)	Vickers (GPa) SD
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1230 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	7.36	37.14
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1330 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	9.04	37.65
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1430 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	9.18	39.42
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia U&C International	1530 °C Zircom Plus, KDF Denken High Dental	2 h	8.35	31.50

SD: Standard deviation; GPa: Gigapascals; MH: Microhardness.

**Table 12.** FT results in the group of silicate ceramics in a period of 2 h.

Authors	Ceramics/Manufacturer	FT (K <sub>IC</sub> ) 2 h			
		Heat Treatment/Furnace Manufacturer	Time	FT (K <sub>IC</sub> )	FT (K <sub>IC</sub> ) SD
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia/U&C International	1230 °C Zircom Plus, KDF/Denken High Dental	2 h	4.99	0.14
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia/U&C International	1330 °C Zircom Plus, KDF/Denken High Dental	2 h	6.28	0.27
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia/U&C International	1430 °C Zircom Plus, KDF/Denken High Dental	2 h	6.48	0.31
Kwon WC et al. 2023 [42]	Razor Zirconia/U&C International	1530 °C Zircom Plus, KDF/Denken High Dental	2 h	6.09	0.20

SD: Standard deviation; FT: Fracture toughness.

#### 4. Discussion

The present systematic review encompasses data from 15 studies investigating the impact of heat treatment on the mechanical properties of CAD/CAM ceramics. For analysis, these studies were categorized into two groups and further subdivided based on FS, MH, and FT, considering various times and units of heat application for a systematic interpretation of the results. Within the silicate ceramics group, e.max CAD demonstrated exceptional performance in FS, while Vita Suprinity exhibited good performance in MH and FT. In the zirconium oxide group, Incoris excelled in FS, and Razor Zirconia delivered a solid performance in MH and FT.

Silicates/disilicates must crystallize in a sintering furnace. Multiple in vitro studies and clinical trials claim that heat treatments are favorable because they improve optical characteristics and optimize mechanical properties, especially for single-unit prosthetic restorations [46–49]. However, the type of furnace, time, and heating units significantly influence the results [31–45].

For example, e.max CAD in the metasilicate state presents an FS of 130–150 MPa, an FT of 0.9 to 1.25 MPa·m<sup>1/2</sup>, and an MH of 5400 MPa. A heat treatment protocol that generally ranges from 800 °C to 870 °C, for 5–30 min, achieving complete crystallization, significantly improves its mechanical strength, also determining its final color [50,51].

In the context of the present SR, it is observed that four studies focused on evaluating the FR of e.max CAD, applying various heat treatment protocols [35–37]. Of particular note is the study by Lawson et al. [34], which exhibited the highest values, achieving an FS of 471.22 ± 87 MPa at a temperature of 840 °C for 7 min using the Ivoclar Vivadent Programat P500 furnace. These findings could be attributed to the kinetics of the phase transformation. Previous studies [52–54] indicate that the crystallization of metasilicate (Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub>), which exhibits reduced mechanical properties, such as an FS of 130–150 MPa and an FT of 0.9–1.25 MPa m<sup>1/2</sup> [55], to reach the pentasilicate phase (Li<sub>2</sub>SiO<sub>25</sub>) starts at approximately 820 °C in 9 min in systems with similar composition. In this temperature and time range, both the diffusivity and the remaining glass composition undergo changes, which complicates the formation of Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub> crystals. Although the researchers evidenced a microstructural change in the glass ceramic material, short durations at 820 °C were insufficient for the growth of elongated lithium disilicate crystals. However, increasing the temperature to 840 °C for 7 min resulted in pronounced crystal growth as observed in the anisotropic pentasilicate with a high aspect ratio, interlocked in the glassy matrix and randomly oriented [35]. This significantly improved its mechanical properties to an FS of 360 MPa and an FT of 2.25 MPa m<sup>1/2</sup> [56].

In support of these findings, the study by Bellini et al. (2022) provides additional evidence, concluding that a temperature of 850 °C for 10 min results in an RF of 443.84 MPa [57].

These results are at variance with those found by Juntavee et al. [37], who conducted a study on Vita Suprinity, stating that the crystallization process, using the Ivoclar Vivadent Programat 310 Furnace at a temperature of 840 °C for 8 min, achieves an FS of  $267.15 \pm 32.7$  MPa. Likewise, another investigation [45] opted for a prolonged heat treatment approach, 25 min at 850 °C, obtaining significantly lower FS results of  $134.7 \pm 29.5$  MPa. This discrepancy highlights the importance of material sensitivity to variations in the thermal protocol, suggesting that indiscriminate increases in time and temperature do not necessarily guarantee improvements in desired mechanical properties. This was demonstrated by Ordóñez et al. who analyzed and compared in a recent study the FS of four CAD/CAM glass ceramics, showing that the AHT of CEREC Tessera at 760 °C for 2 min obtained the best results of  $437,462 \pm 69.17$  MPa [58].

Celtra Duo (Dentsply Sirona, Germany), according to the manufacturer, presents an initial flexural strength of 210 MPa. Once subjected to an AHT of 840 °C for 8 to 10 min, its FS can increase to 379 MPa [53]. The results presented by Riquieri et al. [38] reported that by using Dentsply Sirona's Multimat furnace at a temperature of 830 °C for 10 min, an FS of  $251 \pm 0.59$  MPa was obtained. In a similar vein, a study conducted by F. Schweitzer et al. [36] indicates that using a different furnace (DEKEMA, Austromat 624i) at a temperature of 820 °C for 7 min yields similar results of  $252 \pm 53.78$  MPa.

The variability in results could be attributed to differences in heat treatment protocols, including temperature and exposure time. It is evident that factors such as the choice of furnace and the specific conditions of the thermal process can significantly influence the mechanical properties of the ceramic. These findings underscore the importance of precise control of thermal parameters to achieve the desired properties in ceramic restorations.

In relation to MH and FT, several researchers opted for different heat treatment protocols [38–40] with different furnaces. However, the most outstanding results were observed when using the Programat Ep 510 furnace (Ivoclar Vivadent) with MH values of 7.6 GPa and FT of 2.8 K<sub>IC</sub>, as observed in 5 and 6. Mavriqi et al. (2022) reinforce the findings presented by evaluating the mechanical properties of three varieties of ceramics. They conclude that, within a temperature range of 810 to 840 °C for 8 to 10 min, the Vita Suprinity ceramic exhibited specific values of 7.6 GPa for MH and 4.7 Pa m<sup>1/2</sup> for FT [27]. On the other hand, Alkadi et al. determined and compared the FT between e.max CAD and Press using a furnace of the same commercial house (Programat P500; Ivoclar Vivadent AG) at 840 °C, following the manufacturer's instructions. Their results were significantly lower for e.max CAD at 1.79 K<sub>IC</sub> than those presented in our SR [59].

In summary, the silicate-based group of ceramics, IPS e.max CAD, subjected to a 7 min heat treatment at 840 °C in an Ivoclar Vivadent furnace, showed superior mechanical parameters. In contrast, Vita Suprinity showed better MH and FT when treated in the same furnace, albeit with an extended time of 8 min.

From a mechanical standpoint, diverse outcomes have been observed concerning the influence of temperature and sintering time on the properties of zirconium oxide, particularly in type 3Y-TZP. A study observed that a substantial increase in temperature and sintering time did not yield statistically significant differences in MH or FS. Nevertheless, these parameters did notably enhance the translucency and color rendering fidelity [60]. In contrast, another investigation yielded different results. For example, it was identified that the grain size in 3Y-TZP zirconia increases as the sintering temperature rises, reaching its maximum at 1700 °C. In addition, a significant negative correlation was established between sintering temperature and FS, as well as the contrast ratio ( $p < 0.001$ ). This relationship is attributed to alterations in the grain structure, which could lead to a decrease in FS [61]. The results found by Killinc et al. evidenced a lower FS  $480 \pm 111$  MPa in e.max ZirCAD Ivoclar Vivadent using an AHT of 1550 °C for 2 h with a furnace of the same commercial company [41].

Interestingly, Ersoy et al. proposed a different perspective, suggesting that a combination of high sintering temperature with reduced time can enhance the FR of zirconium [62]. Although previous research on 5Y-ZP zirconia has not shown significant effects on FR

with high-speed sintering schedules [63], this finding aligns with results obtained for the Katana STML Block using fast sintering protocols [34]. In the context of this RS, positive results on FS were achieved in a key study by Juntavee et al. in 2020, reaching an FS of  $1183 \pm 204$  MPa for InCoris TZI/Dentsply Sirona. They used a specific heat treatment of  $1510$  °C for 15 min with a furnace of the same brand [37]. This theory is supported by a study that evaluated FR through a compressive test on InCoris TZI from Dentsply Sirona, employing two different heat treatments: One with the InFire furnace at  $1650$  °C for 8 h and another with SpeedFire at  $1600$  °C for 18 min. The results favored SpeedFire, registering a value of  $1222.80 \pm 136.90$  N [44].

In contrast, an analysis by Know et al. [42] on Razor Zirconia from U&C International showed an FS of  $304 \pm 21$  MPa with an AHT  $1230$  °C protocol for 2 h, indicating a considerable difference. This contrast can be attributed to variations in zirconia composition, specifically its microstructure, and the importance of following the manufacturer's recommendations regarding equipment and heat treatment protocols. Coinciding with previous trends, it is observed that the FR of 5Y-ZP is approximately half that of 3Y-TZP [64,65]. Furthermore, an additional study by Juntavee et al., in 2022, analyzed the impact of post-sintering processes on the FR of different monolithic zirconium oxides. The results revealed significant differences: For classically glazed (CzAG) zirconium oxide, the mean  $\pm$  standard deviation value of  $\sigma$  (MPa) was  $1626 \pm 184$ , while for those with high translucency (HzAG), it was  $671 \pm 96$  [66].

In a complementary investigation, the same authors conducted a study in 2021 that focused on evaluating the impact of post-sintering processes on FT. The results indicated that CzAG presented values of 5.40 GPa MH and 7.27 K<sub>JC</sub> FT, while HzAG recorded notably higher values of 5.53 GPa MH and 10.91 K<sub>JC</sub> for FT [67]. These observations disagree with the data obtained by Kwon et al. in 2023, providing relevant information by performing a comparative analysis on various thermal effects over a 2 h period for Razor Zirconia/U&C International. Specifically, when applying a temperature of  $1430$  °C, values of 9.18 GPa MH and 6.28 K<sub>JC</sub> FT were obtained [42]. However, they are consistent with the observations of Guazzato et al. [68], who, when studying 3Y-TZP zirconia-based materials at  $1450$  °C for 1 h, found values varying between  $4.8 \pm 0.5$  K<sub>JC</sub> and  $7.4 \pm 0.6$  K<sub>JC</sub> for FT and between  $11 \pm 0.9$  GPa and  $13 \pm 0.3$  GPa. These data reaffirm the relevance of considering multiple factors, including material specifications, when evaluating mechanical properties in dental ceramics.

Ultimately, Incoris TZI excelled with short sintering cycles of 15 min at elevated temperatures without compromising the mechanical properties of the material. However, although U&C International's Razor Zirconia showed higher MH and FT, it used longer cycles.

It is important to highlight that the analysis of the mechanical properties of ceramic materials is also directly related to the design of the dental preparation and crown preparation, milling of the block, type of cementation, and mechanical forces that occur during mastication that can lead to catastrophic failure in the short term. For this reason, they are variables that cannot be isolated and should be evaluated [69–71]. For example, it has been reported that the occlusal force will depend on age, gender, and the strategic position of the teeth in the dental arch [72], marking a great difference in values [73]; however, a dental restoration should support 2000 N, considering the occlusal force in parafunction [74]. Several studies have shown that the chemical interaction that occurs in the cementation strategy significantly increases the mechanical behavior of ceramic restorations [75–77].

Occlusal morphology also has a significant relevance in the FR of CAD/CAM ceramics. A study by Passos et al. investigated the RF of ceramic crowns in the posterior sector with and without manual enhancement of occlusal morphology (MEOM). The results indicated that performing MEOM resulted in a significant decrease in the RF of ceramics and is, therefore, considered detrimental and should be avoided [78].

Time optimization and energy savings are crucial factors in CAD/CAM technology, which is why furnace manufacturing companies have developed equipment that follows

this philosophy. However, despite the diversity of heat treatment protocols available, our systematic review revealed that there are specific protocols for sintering and crystallization of CAD/CAM ceramic materials that can significantly improve mechanical properties. It is important to consider the microstructure of these materials, and it is essential to follow the manufacturer's indications to avoid alterations, optimizing the biomechanical behavior of the restorations with clinical longevity as the oral cavity is influenced by various factors [79].

As outlined in the methodology, QUIN tools, tools specifically designed for assessing quality and the risk of bias in *in vitro* dental studies, were employed [31]. These tools constitute a fundamental basis for clinical decision making in evidence-based dental practice [80,81]. It is relevant to note that question 10 could not be considered as it was not applicable to the studies included in our SR. This may be attributed to the awareness among researchers in *in vitro* studies examining the effects of AHT on the mechanical properties of CAD/CAM ceramics. They understand the importance of adhering to the protocols recommended by the material's manufacturer to avoid alterations in microstructure or optical properties [44,82,83].

Finally, it is important to highlight the limitations inherent to this SR. A notable heterogeneity was observed in the selected studies, attributable to the diversity of furnaces, commercial brands, times, and heat units used. This variability was also reflected in the mechanical properties analyzed, preventing the performance of a consolidated meta-analysis. Additionally, some excluded studies had discrepancies in the sample or in the presentation of data. For example, certain studies did not segment the data related to the impact of AHT on mechanical properties, while others included additional variables such as adhesion to core build-up or were limited to CAD/CAM resins. The latter generated confusion which justified their exclusion from this SR.

Research that focused on different conditions, such as cavity preparation designs or surface analysis with tribochemical treatments, was also omitted. Studies not focusing on monolithic materials were excluded. Therefore, we emphasize the imperative need for more rigorous investigations, with more representative samples and standardized protocols, to better understand the effect of AHT on the mechanical properties of CAD/CAM ceramic materials. This methodological clarity will guide not only clinicians but also technicians in fabricating ceramic restorations.

## 5. Conclusions

It can be concluded that both reinforced glass ceramics and zirconium oxide ceramics, when subjected to high temperatures for short periods of time, significantly improve their mechanical properties, favoring the biomechanical behavior of the restorations, since they are subjected to constant changes in temperature, forces of different nature, intensity, or direction, changes in acidity and presence of acidity, and presence of humidity, among other factors that make this environment difficult for their clinical survival.

This finding highlights how crucial the post-production processes of CAD/CAM ceramic restorations are. It is important to note that further research, such as non-randomized controlled trials and retrospective and prospective clinical studies, is needed to establish more conclusive results.

**Author Contributions:** Conceptualization: A.O.B., C.A.-C., P.P. and B.J.M.B.; writing and preparation of the original draft: A.O.B. and P.P.; writing, revising, and editing: A.O.B., C.A.-C., P.P. and B.J.M.B.; supervision: C.A.-C.; fundraising: A.O.B. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research was funded by Universidad Bolivariana del Ecuador 045010125.

**Acknowledgments:** To the Universidad Bolivariana del Ecuador. The authors thank Karyn Munik Lehmkuhl for her support with the search strategies.

**Conflicts of Interest:** The authors declare that they have no conflicts of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analysis, and interpretation of the data; in the writing of the manuscript; or in the decision to publish the results.

## References

1. Abad-Coronel, C.; Villacis Manosalvas, J.; Palacio Sarmiento, C.; Esquivel, J.; Loi, I.; Pradíes, G. Clinical Outcomes of the Biologically Oriented Preparation Technique (BOPT) in Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review. *J. Prosthet. Dent.* **2022**, *S0022391322004887*. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Agustín-Panadero, R.; Serra-Pastor, B.; Loi, I.; Suárez, M.J.; Pelaez, J.; Solá-Ruiz, F. Clinical Behavior of Posterior Fixed Partial Dentures with a Biologically Oriented Preparation Technique: A 5-Year Randomized Controlled Clinical Trial. *J. Prosthet. Dent.* **2021**, *125*, 870–876. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Serra-Pastor, B.; Loi, I.; Fons-Font, A.; Solá-Ruiz, M.F.; Agustín-Panadero, R. Periodontal and Prosthetic Outcomes on Teeth Prepared with Biologically Oriented Preparation Technique: A 4-Year Follow-up Prospective Clinical Study. *J. Prosthodont. Res.* **2019**, *63*, 415–420. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Li, R.W.K.; Chow, T.W.; Matinlinna, J.P. Ceramic Dental Biomaterials and CAD/CAM Technology: State of the Art. *J. Prosthodont. Res.* **2014**, *58*, 208–216. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Bacchi, A.; Cesar, P.F. Advances in Ceramics for Dental Applications. *Dent. Clin.* **2022**, *66*, 591–602. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Beier, U.S.; Dumfahrt, H. Longevity of Silicate Ceramic Restorations. *Quintessence Int.* **2014**, *45*.
7. Gautam, C.; Joyner, J.; Gautam, A.; Rao, J.; Vajtai, R. Zirconia Based Dental Ceramics: Structure, Mechanical Properties, Biocompatibility and Applications. *Dalton Trans.* **2016**, *45*, 19194–19215. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Stawarczyk, B.; Mandl, A.; Liebermann, A. Modern CAD/CAM Silicate Ceramics, Their Translucency Level and Impact of Hydrothermal Aging on Translucency, Martens Hardness, Biaxial Flexural Strength and Their Reliability. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2021**, *118*, 104456. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
9. Čokić, S.M.; Cándor, M.; Vleugels, J.; Meerbeek, B.V.; Oosterwyck, H.V.; Inokoshi, M.; Zhang, F. Mechanical properties-translucency-microstructure relationships in commercial monolayer and multilayer monolithic zirconia ceramics. *Dent. Mater.* **2022**, *38*, 797–810. [[CrossRef](#)]
10. Zhang, Y.; Lawn, B.R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J. Dent. Res.* **2018**, *97*, 140–147. [[CrossRef](#)]
11. D'Addazio, G.; Santilli, M.; Rollo, M.L.; Cardelli, P.; Rexhepi, I.; Murmura, G.; Al-Haj Husain, N.; Sinjari, B.; Traini, T.; Özcan, M. Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Crowns Cemented with Conventional or Adhesive Systems: An in Vitro Study. *Materials* **2020**, *13*, 2012. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Chen, Y.-W.; Moussi, J.; Drury, J.L.; Wataha, J.C. Zirconia in Biomedical Applications. *Expert Rev. Med. Devices* **2016**, *13*, 945–963. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Stawarczyk, B.; Keul, C.; Eichberger, M.; Figge, D.; Edelhoff, D.; Lümkmann, N. Three Generations of Zirconia: From Veneered to Monolithic. Part I. *Quintessence Int.* **2017**, *48*.
14. Kontonasaki, E.; Giasimakopoulos, P.; Rigos, A.E. Strength and Aging Resistance of Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. *Jpn. Dent. Sci. Rev.* **2020**, *56*, 1–23. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Abad-Coronel, C.; Paladines, Á.; Ulloa, A.L.; Paltán, C.A.; Fajardo, J.I. Comparative Fracture Resistance Analysis of Translucent Monolithic Zirconia Dioxide Milled in a CAD/CAM System. *Ceramics* **2023**, *6*, 1179–1190. [[CrossRef](#)]
16. Conejo, J.; Nueesch, R.; Vonderheide, M.; Blatz, M.B. Clinical Performance of All-Ceramic Dental Restorations. *Curr. Oral Health Rep.* **2017**, *4*, 112–123. [[CrossRef](#)]
17. Pjetursson, B.E.; Valente, N.A.; Strasding, M.; Zwahlen, M.; Liu, S.; Sailer, I. A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of Zirconia-ceramic and Metal-ceramic Single Crowns. *Clin. Oral Implant. Res.* **2018**, *29*, 199–214. [[CrossRef](#)]
18. Tang, Z.; Zhao, X.; Wang, H.; Liu, B. Clinical Evaluation of Monolithic Zirconia Crowns for Posterior Teeth Restorations. *Medicine* **2019**, *98*. [[CrossRef](#)]
19. Holman, C.D.; Lien, W.; Gallardo, F.F.; Vandewalle, K.S. Assessing Flexural Strength Degradation of New Cubic Containing Zirconia Materials. *J. Contemp. Dent. Pract.* **2020**, *21*, 114–118. [[CrossRef](#)]
20. Nassary Zadeh, P.; Lümkmann, N.; Sener, B.; Eichberger, M.; Stawarczyk, B. Flexural Strength, Fracture Toughness, and Translucency of Cubic/Tetragonal Zirconia Materials. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *120*, 948–954. [[CrossRef](#)]
21. Hergeröder, C.; Wille, S.; Kern, M. Comparison of Testing Designs for Flexural Strength of 3Y-TZP and 5Y-PSZ Considering Different Surface Treatment. *Materials* **2022**, *15*, 3915. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Inokoshi, M.; Zhang, F.; De Munck, J.; Minakuchi, S.; Naert, I.; Vleugels, J.; Van Meerbeek, B.; Vanmeensel, K. Influence of Sintering Conditions on Low-Temperature Degradation of Dental Zirconia. *Dent. Mater.* **2014**, *30*, 669–678. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Khaledi, A.A.R.; Vojdani, M.; Farzin, M.; Pirouzi, S. The Effect of Sintering Program on the Compressive Strength of Zirconia Copings. *J. Dent.* **2018**, *19*, 206.
24. Alao, A.-R.; Stoll, R.; Song, X.-F.; Abbott, J.R.; Zhang, Y.; Abduo, J.; Yin, L. Fracture, Roughness and Phase Transformation in CAD/CAM Milling and Subsequent Surface Treatments of Lithium Metasilicate/Disilicate Glass-Ceramics. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2017**, *74*, 251–260. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Chen, X.; Chadwick, T.; Wilson, R.; Hill, R.; Cattell, M. Crystallization of High-Strength Fine-Sized Leucite Glass-Ceramics. *J. Dent. Res.* **2010**, *89*, 1510–1516. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Zimmermann, M.; Ender, A.; Mehl, A. Influence of CAD/CAM Fabrication and Sintering Procedures on the Fracture Load of Full-Contour Monolithic Zirconia Crowns as a Function of Material Thickness. *Oper. Dent.* **2020**, *45*, 219–226. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

27. Mavriqi, L.; Valente, F.; Murmura, G.; Sinjari, B.; Macrì, M.; Trubiani, O.; Caputi, S.; Traini, T. Lithium Disilicate and Zirconia Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramics for CAD/CAM Dental Restorations: Biocompatibility, Mechanical and Microstructural Properties after Crystallization. *J. Dent.* **2022**, *119*, 104054. [[CrossRef](#)]
28. Frost, A.D.; Hróbjartsson, A.; Nejstgaard, C.H. Adherence to the PRISMA-P 2015 Reporting Guideline Was Inadequate in Systematic Review Protocols. *J. Clin. Epidemiol.* **2022**, *150*, 179–187. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
29. Yepes-Nuñez, J.J.; Urrutia, G.; Romero-García, M.; Alonso-Fernandez, S. The PRISMA 2020 Statement: An Updated Guideline for Reporting Systematic Reviews Declaración PRISMA 2020: Una Guía Actualizada Para La Publicación de Revisiones Sistemáticas. *Rev. Esp. Cardiol.* **2021**, *74*, 790–799.
30. Sheth, V.H.; Shah, N.P.; Jain, R.; Bhanushali, N.; Bhatnagar, V. Development and Validation of a Risk-of-Bias Tool for Assessing in Vitro Studies Conducted in Dentistry: The QUIN. *J. Prosthet. Dent.* **2022**. [[CrossRef](#)]
31. Kongkiatkamon, S.; Peampring, C. Effect of Speed Sintering on Low Temperature Degradation and Biaxial Flexural Strength of 5Y-TZP Zirconia. *Molecules* **2022**, *27*, 5272. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. Romanyk, D.L.; Guo, Y.; Rae, N.; Veldhuis, S.; Sirovica, S.; Fleming, G.J.; Addison, O. Strength-Limiting Damage and Its Mitigation in CAD-CAM Zirconia-Reinforced Lithium-Silicate Ceramics Machined in a Fully Crystallized State. *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 1557–1565. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Lu, Y.; Dal Piva, A.M.O.; Nedeljkovic, I.; Tribst, J.P.M.; Feilzer, A.J.; Kleverlaan, C.J. Effect of Glazing Technique and Firing on Surface Roughness and Flexural Strength of an Advanced Lithium Disilicate. *Clin. Oral. Investig.* **2023**, *27*, 3917–3926. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Lawson, N.C.; Maharishi, A. Strength and Translucency of Zirconia after High-speed Sintering. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2020**, *32*, 219–225. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Simba, B.G.; Ribeiro, M.V.; Suzuki, P.A.; Alves, M.F.R.P.; Strecker, K.; Santos, C.D. Mechanical Properties of Lithium Metasilicate after Short-Term Thermal Treatments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2019**, *98*, 179–186. [[CrossRef](#)]
36. Schweitzer, F.; Spintzyk, S.; Geis-Gerstorf, J.; Huettig, F. Influence of Minimal Extended Firing on Dimensional, Optical, and Mechanical Properties of Crystallized Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass Ceramic. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2020**, *104*, 103644. [[CrossRef](#)]
37. Juntavee, N.; Uasuwan, P. Flexural Strength of Different Monolithic Computer-Assisted Design and Computer-Assisted Manufacturing Ceramic Materials upon Different Thermal Tempering Processes. *Eur. J. Dent.* **2020**, *14*, 566–574. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Riquieri, H.; Monteiro, J.B.; Viegas, D.C.; Campos, T.M.B.; De Melo, R.M.; De Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, G. Impact of Crystallization Firing Process on the Microstructure and Flexural Strength of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 1483–1491. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Traini, T.; Sinjari, B.; Pascetta, R.; Serafini, N.; Perfetti, G.; Trisi, P.; Caputi, S. The Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic: Lights and Shadows of a New Material. *Dent. Mater. J.* **2016**, *35*, 748–755. [[CrossRef](#)]
40. Alves, M.F.R.P.; Simba, B.G.; De Campos, L.Q.B.; Ferreira, I.; Dos Santos, C. Influence of Heat-treatment Protocols on Mechanical Behavior of Lithium Silicate Dental Ceramics. *Int. J. Appl. Ceram. Tech.* **2019**, *16*, 1920–1931. [[CrossRef](#)]
41. Kilinc, H.; Sanal, F.A. Effect of Sintering and Aging Processes on the Mechanical and Optical Properties of Translucent Zirconia. *J. Prosthet. Dent.* **2021**, *126*, 129.e1–129.e7. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. Kwon, W.-C.; Park, M.-G. Evaluation of Mechanical Properties of Dental Zirconia in Different Milling Conditions and Sintering Temperatures. *J. Prosthet. Dent.* **2023**, *130*, 909–916. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Hatanaka, G.R.; Polli, G.S.; Fais, L.M.G.; Reis, J.M.D.S.N.; Pinelli, L.A.P. Zirconia Changes after Grinding and Regeneration Firing. *J. Prosthet. Dent.* **2017**, *118*, 61–68. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Ordoñez Balladares, A.; Abad-Coronel, C.; Ramos, J.C.; Martín Biedma, B.J. Fracture Resistance of Sintered Monolithic Zirconia Dioxide in Different Thermal Units. *Materials* **2022**, *15*, 2478. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
45. Aurélio, I.L.; Prochnow, C.; Guillard, L.F.; Ramos, G.F.; Bottino, M.A.; May, L.G. The Effect of Extended Glaze Firing on the Flexural Fatigue Strength of Hard-Machined Ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *120*, 755–761. [[CrossRef](#)]
46. Lu, Y.; Wang, L.; Dal Piva, A.M.O.; Tribst, J.P.M.; Nedeljkovic, I.; Kleverlaan, C.J.; Feilzer, A.J. Influence of Surface Finishing and Printing Layer Orientation on Surface Roughness and Flexural Strength of Stereolithography-Manufactured Dental Zirconia. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2023**, *143*, 105944. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Pilecco, R.O.; Zucuni, C.P.; de Carvalho, A.B.G.; Saavedra, G.D.S.F.A.; de Melo Marinho, R.M.; Pereira GK, R.; Valandro, L.F. Polishing the bonding surface, before or after crystallization, does not alter the fatigue behavior of bonded CAD-CAM lithium disilicate. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2023**, *142*, 105794. [[CrossRef](#)]
48. Pieger, S.; Salman, A.; Bidra, A.S. Clinical Outcomes of Lithium Disilicate Single Crowns and Partial Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review. *J. Prosthet. Dent.* **2014**, *112*, 22–30. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
49. Sulaiman, T.A.; Delgado, A.J.; Donovan, T.E. Survival Rate of Lithium Disilicate Restorations at 4 Years: A Retrospective Study. *J. Prosthet. Dent.* **2015**, *114*, 364–366. [[CrossRef](#)]
50. Willard, A.; Chu, T.-M.G. The Science and Application of IPS e. Max Dental Ceramic. *Kaohsiung J. Med. Sci.* **2018**, *34*, 238–242. [[CrossRef](#)]
51. Zarone, F.; Ferrari, M.; Mangano, F.G.; Leone, R.; Sorrentino, R. “Digitally Oriented Materials”: Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *Int. J. Dent.* **2016**, *2016*. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

52. Yamashita, K.; Okazaki, M. Current Research Progress of Ceramic Biomaterials in Japan. *Bio-Med. Mater. Eng.* **2017**, *28*, 1–2. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
53. Ritzberger, C.; Schweiger, M.; Höland, W. Principles of Crystal Phase Formation in Ivoclar Vivadent Glass-Ceramics for Dental Restorations. *J. Non-Cryst. Solids* **2016**, *432*, 137–142. [[CrossRef](#)]
54. Elsaka, S.E.; Elnaghy, A.M. Mechanical Properties of Zirconia Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramic. *Dent. Mater.* **2016**, *32*, 908–914. [[CrossRef](#)]
55. Abad-Coronel, C.; Ordoñez Balladares, A.; Fajardo, J.I.; Martín Biedma, B.J. Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* **2021**, *14*, 3215. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
56. Lohbauer, U.; Belli, R.; Alonso, A.A.; Goetz-Neunhoffer, F.; Hürle, K. Effect of Sintering Parameters on Phase Evolution and Strength of Dental Lithium Silicate Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1360–1369. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. Belli, R.; Lohbauer, U.; Goetz-Neunhoffer, F.; Hürle, K. Crack-Healing during Two-Stage Crystallization of Biomedical Lithium (Di) Silicate Glass-Ceramics. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1130–1145. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
58. Balladares, A.O.; Abad-Coronel, C.; Ramos, J.C.; Fajardo, J.I.; Paltán, C.A.; Martín Biedma, B.J. Comparative Study of the Influence of Heat Treatment on Fracture Resistance of Different Ceramic Materials Used for CAD/CAM Systems. *Materials* **2024**, *17*, 1246. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
59. Alkadi, L.; Ruse, N.D. Fracture Toughness of Two Lithium Disilicate Dental Glass Ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **2016**, *116*, 591–596. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
60. Ebeid, K.; Wille, S.; Hamdy, A.; Salah, T.; El-Etreby, A.; Kern, M. Effect of Changes in Sintering Parameters on Monolithic Translucent Zirconia. *Dent. Mater.* **2014**, *30*, e419–e424. [[CrossRef](#)]
61. Stawarczyk, B.; Özcan, M.; Hallmann, L.; Ender, A.; Mehl, A.; Hämmeler, C.H. The Effect of Zirconia Sintering Temperature on Flexural Strength, Grain Size, and Contrast Ratio. *Clin. Oral Investig.* **2013**, *17*, 269–274. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
62. Ersoy, N.M.; Aydoğdu, H.M.; Değirmenci, B.Ü.; Çökük, N.; Sevimay, M. The Effects of Sintering Temperature and Duration on the Flexural Strength and Grain Size of Zirconia. *Acta Biomater. Odontol. Scand.* **2015**, *1*, 43–50. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
63. Jansen, J.U.; Lümkemann, N.; Letz, I.; Pfefferle, R.; Sener, B.; Stawarczyk, B. Impact of High-Speed Sintering on Translucency, Phase Content, Grain Sizes, and Flexural Strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP Zirconia Materials. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *122*, 396–403. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
64. Kwon, S.J.; Lawson, N.C.; McLaren, E.E.; Nejat, A.H.; Burgess, J.O. Comparison of the Mechanical Properties of Translucent Zirconia and Lithium Disilicate. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *120*, 132–137. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
65. Arcila, L.V.C.; de Carvalho Ramos, N.; Campos, T.M.B.; Dapieve, K.S.; Valandro, L.F.; de Melo, R.M.; Bottino, M.A. Mechanical Behavior and Microstructural Characterization of Different Zirconia Polycrystals in Different Thicknesses. *J. Adv. Prosthodont.* **2021**, *13*, 385. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
66. Juntavee, N.; Juntavee, A.; Phattharasophachai, T. Biaxial Flexural Strength of Different Monolithic Zirconia upon Post-Sintering Processes. *Eur. J. Dent.* **2022**, *16*, 585–593. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
67. Juntavee, N.; Juntavee, A.; Phattharasophachai, T. Fracture Toughness of Different Monolithic Zirconia upon Post-Sintering Processes. *J. Clin. Exp. Dent.* **2021**, *13*, e1006. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
68. Guazzato, M.; Albakry, M.; Ringer, S.P.; Swain, M.V. Strength, Fracture Toughness and Microstructure of a Selection of All-Ceramic Materials. Part II. Zirconia-Based Dental Ceramics. *Dent. Mater.* **2004**, *20*, 449–456. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
69. Corbani, K.; Hardan, L.; Eid, R.; Skienhe, H.; Alharbi, N.; Özcan, M.; Salameh, Z. Fracture Resistance of Three-Unit Fixed Dental Prostheses Fabricated with Milled and 3D Printed Composite-Based Materials. *J. Contemp. Dent. Pract.* **2021**, *22*, 985–990.
70. Siros, S.; Navadeh, A.; Ebrahimgol, S.; Atri, F. Effect of Preparation Design on Marginal Adaptation and Fracture Strength of Ceramic Occlusal Veneers: A Systematic Review. *Clin. Exp. Dent. Res.* **2022**, *8*, 1391–1403. [[CrossRef](#)]
71. Anuntasainont, M.; Po-Ngam, N.; Lührs, A.-K.; Neoh, S.P.; Pongprueksa, P. Fracture Resistance of CAD/CAM Blocks Cemented on Dentin Using Different Cementation Strategies. *J. Prosthodont. Res.* **2023**, *67*, 603–609. [[CrossRef](#)]
72. Gomes Da Silva, C.A.; Grossi, M.L.; Araldi, J.C.; Corso, L.L. Can Hard and/or Soft Occlusal Splints Reduce the Bite Force Transmitted to the Teeth and Temporomandibular Joint Discs? A Finite Element Method Analysis. *Cranio-J. Craniomandib. Sleep Pract.* **2020**, *131*, 1038–1042.
73. Imamura, Y.; Sato, Y.; Kitagawa, N.; Uchida, K.; Osawa, T.; Omori, M.; Okada, Y. Influence of Occlusal Loading Force on Occlusal Contacts in Natural Dentition. *J. Prosthodont. Res.* **2015**, *59*, 113–120. [[CrossRef](#)]
74. Ladino, L.G.; Sanjuan, M.E.; Valdéz, D.J.; Eslava, R.A. Clinical and Biomechanical Performance of Occlusal Veneers: A Scoping Review. *J. Contemp. Dent. Pract.* **2021**, *22*, 1328–1337. [[CrossRef](#)]
75. Rojpaibool, T.; Leevailoj, C. Fracture Resistance of Lithium Disilicate Ceramics Bonded to Enamel or Dentin Using Different Resin Cement Types and Film Thicknesses. *J. Prosthodont.* **2017**, *26*, 141–149. [[CrossRef](#)]
76. Sagsoz, N.P.; Yanikoglu, N. Evaluation of the Fracture Resistance of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Monolithic Crowns Prepared Indifferent Cement Thicknesses. *Niger. J. Clin. Pract.* **2018**, *21*.
77. Carvalho, A.O.; Bruzi, G.; Giannini, M.; Magne, P. Fatigue Resistance of CAD/CAM Complete Crowns with a Simplified Cementation Process. *J. Prosthet. Dent.* **2014**, *111*, 310–317. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
78. Passos, L.; Barino, B.; Laxe, L.; Street, A. Fracture Resistance of Single-Rooted Pulpless Teeth Using Hybrid CAD/CAM Blocks for Post and Core Restoration. *Int. J. Comput. Dent.* **2017**, *20*, 287–301.

79. García-Engra, G.; Fernandez-Estevan, L.; Casas-Terrón, J.; Fons-Font, A.; Castelo-Baz, P.; Agustín-Panadero, R.; Román-Rodríguez, J.L. Fracture Resistance of New Metal-Free Materials Used for CAD-CAM Fabrication of Partial Posterior Restorations. *Medicina* **2020**, *56*, 132. [[CrossRef](#)]
80. Sonmez, N.; Gultekin, P.; Turp, V.; Akgungor, G.; Sen, D.; Mijiritsky, E. Evaluation of Five CAD/CAM Materials by Microstructural Characterization and Mechanical Tests: A Comparative in Vitro Study. *BMC Oral. Health* **2018**, *18*, 1–13. [[CrossRef](#)]
81. Fox, D.M. Evidence of Evidence-Based Health Policy: The Politics of Systematic Reviews in Coverage Decisions. *Health Aff.* **2005**, *24*, 114–122. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
82. Torres, E.; George, E.; Tami, I.; Gutierrez, J. Comparison of the Flexural Strength of Sheets Manufactured in Three Types of Zirconium Dioxide with Two Sintering Times. *Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq.* **2020**, *32*, 75–81.
83. Liu, H.; Inokoshi, M.; Xu, K.; Tonprasong, W.; Minakuchi, S.; Van Meerbeek, B.; Vleugels, J.; Zhang, F. Does Speed-Sintering Affect the Optical and Mechanical Properties of Yttria-Stabilized Zirconia? A Systematic Review and Meta-Analysis of in-Vitro Studies. *Jpn. Dent. Sci. Rev.* **2023**, *59*, 312–328. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

**Disclaimer/Publisher's Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

El análisis de las propiedades mecánicas determina la Resistencia a la Fractura de los materiales cerámicos libres de metal, ya que esta es la causa más común para el reemplazo de prótesis dentales, debido a que en la cavidad oral las cargas masticatorias presentan diversos valores y direcciones. En la presente investigación se realizó un análisis comparativo de la influencia del tratamiento térmico en la Resistencia a la Fractura de restauraciones cerámicas feldespáticas a base de disilicatos de litio, y de silicatos de litio con zirconio y con refuerzo de virgilita.