

**DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DEL SILICATO DE LITIO
REFORZADO CON ZIRCONIO (CELTRA DUO®) EN COMPARACIÓN CON EL
DISILICATO DE LITIO MONOLITICO**

**SANTIAGO ALEJANDRO RUÍZ JIMENEZ
ALVARO JOSÉ TIRADO ROMERO**

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE
PROGRAMA DE PROSTODONCIA - FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
BOGOTA DC.- AGOSTO 2021**

HOJA DE IDENTIFICACION

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Prostodoncia
Título:	Determinación del silicato de litio reforzado con zirconio (Celtra Duo®) en comparación con el disilicato de litio monolitico
Grupo de investigación	Unidad de Epidemiologia Clínica Oral -UNIECLO
Línea de investigación:	Odontología digital
Tipo de investigación:	Grupo / posgrado
Estudiantes:	Santiago Alejandro Ruiz Jiménez Álvaro José Tirado Romero
Director:	Leonardo Albero Parada Martínez
Codirectores	Martha Cecilia Tamayo Leonardo Pérez
Asesor metodológico:	Martha Cecilia Tamayo
Análisis y asesoría estadística	David Díaz Báez

DIRECTIVOS UNIVERSIDAD EL BOSQUE

OTTO BAUTISTA GAMBOA	Presidente del Claustro
JUAN CARLOS LÓPEZ TRUJILLO	Presidente Consejo Directivo
MARIA CLARA RANGEL GALVIS	Rector(a)
RITA CECILIA PLATA DE SILVA	Vicerrector(a) Académico
FRANCISCO JOSÉ FALLA CARRASCO	Vicerrector Administrativo
MIGUEL OTERO CADENA	Vicerrectoría de Investigaciones.
CRISTINA MATIZ MEJÍA	Secretario General
JUAN CARLOS SANCHEZ PARIS	División Postgrados
MARIA ROSA BUENAHORA TOVAR	Decana Facultad de Odontología
MARTHA LILILIANA GOMEZ RANGEL	Secretaria Académica
DIANA MARIA ESCOBAR JIMENEZ	Directora Área Bioclínica
ALEJANDRO PERDOMO RUBIO	Director Área comunitaria
JUAN GUILLERMO ÁVILA ALCALÁ	Coordinador Área Psicosocial
INGRID ISABEL MORA DIAZ	Coordinador de Investigaciones Facultad de Odontología
IVAN ARMANDO SANTACRUZ CHAVES	Coordinador Postgrados Facultad de Odontología
EDGAR RENE ROJAS	Director Posgrado de Prostodoncia
JOSE LEONARDO PEREZ	Coordinador Posgrado de Prostodoncia

La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia.

GUÍA DE CONTENIDO

Resumen

Abstract

	Págs.
1. Introducción	1
2. Marco teórico	4
3. Planteamiento del problema	24
4. Objetivos	27
4.1 Objetivo general	27
4.2 Objetivos específicos	27
5. Metodología del Proyecto	28
5.1. Tipo de estudio	28
5.2. Población y muestra (Criterios de selección y exclusión)	28
5.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información	29
5.4 Plan de tabulación y análisis.	32
a. Hipótesis estadísticas(alterna y nula)	32
b. Estadística descriptiva	34
c. Estadística analítica	34
6. Consideraciones éticas.	35
7. Resultados	36
8. Discusión	37
9. Conclusiones	42
10. Referencias	43

LISTADO DE TABLAS

		Págs.
Tabla 1	Resistencia flexural de los materiales cerámicos. <i>Diseño de tabla y extracción de datos realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021</i>	20
Tabla 2	Métodos para evaluar resistencia flexural de materiales cerámicos (<i>Diseño de tabla y extracción de datos realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021</i>)	21
Tabla 3	Dimensiones y tamaño, aparato para medir, fuerza aplicada según la ISO 6872 (2015) <i>Diseño de tabla y extracción de datos realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021</i>	23
Tabla 4	Resistencia flexural en MPa de los diferentes grupos de láminas evaluadas. <i>Análisis estadístico realizado por Dr. David Díaz Báez, datos obtenidos por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021</i>	36

LISTADO DE FIGURAS

		Págs.
Figura 1	Clasificaciones de materiales Cerámicos de acuerdo a composición. Tomada de Blatz y Conejo.,2019	16
Figura 2	Calibración de las muestras. Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021	29
Figura 3	Distribución parcial de las láminas previa a su falla. Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021	30
Figura 4	Posicionamiento de las muestra en la maquina universal de prueba de flexión de tres puntos Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021	31
Figura 5	Falla de una de las muestras. Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021	32
Figura 6	Box Plot de los resultados en MPa Diseño de gráfica y Análisis estadístico realizado por Dr. David Díaz Báez, datos obtenidos por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021	36

RESUMEN

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DEL SILICATO DE LITIO REFORZADO CON ZIRCONIO (CELTRA DUO®) EN COMPARACIÓN CON EL DISILICATO DE LITIO MONOLÍTICO

Antecedentes: el Celtra Duo® surge como un material innovador compuesto por ZrO₂ (10.1%), SiO₂ (58.0%), Li₂O (18,5%); entre otros ingredientes. Según la casa matriz (con la inclusión del 10.1% de óxido de zirconio), se promete una mejora en las características ópticas y mecánicas del material. Dado sus cristales cuatro a ocho veces más pequeños que los del disilicato de litio, el material se perfila como una buena elección para restauraciones de zona anterior y premolares. Actualmente no existe suficiente evidencia concluyente que corrobore lo anterior. **Objetivo:** esta investigación tuvo como objetivo evaluar la resistencia flexural de los materiales cerámicos: Silicato de Zirconio (Celtra Duo®) como grupo de estudio y Disilicato de litio monolítico (IPS e.max® CAD) como grupo control. **Métodos:** se realizó un estudio experimental in vitro que evaluó una muestra probabilística de 16 láminas por cada material, con dimensiones de 12mm –L X 4mm-W X 3mm–H, de acuerdo a la norma ISO6872:2015. Diseñadas en el programa Cinema 4D y transferidas a la fresadora -Sirona Dental Systems MCXL- por medio de archivos STL y sus dimensiones fueron verificadas usando calibrador digital calibrado, luego almacenadas en agua destilada por 24 horas. La resistencia a la flexión se evaluó en maquina universal de prueba de flexión de tres puntos, con velocidad de cruceta de 1 mm/min hasta llegar al fleje de cada lámina. Los datos se reportaron en N y MPa El análisis estadístico utilizó STATA versión 14.0. La normalidad de los datos fue verificada con prueba Shapiro Wilk, los datos fueron analizados mediante promedios y desviación estándar, se compararon con prueba de ANOVA – para el análisis del macroproyecto con el grupo de zirconio translucido – y con la prueba de comparaciones múltiples de Bonferroni a un $p > 0.05$. **Resultados:** los resultados mostraron una resistencia flexural de Láminas de disilicato de litio estadísticamente mayor (260,31MPa \pm 69,06) con respecto a las de Silicato de Zirconio (157.33MPa \pm 28,4) con un valor $p = 0.000$ **Conclusiones.** Dentro de las limitaciones del presente estudio se concluyó que el material que presenta mayores valores de resistencia flexural es el disilicato de Litio.

Palabras clave: Resistencia a la Flexion, disilicato de litio monolítico, CAD CAM, Silicato de litio reforzado con zirconio

ABSTRACT

FLEXURAL STRENGTH OF ZIRCONIA-REINFORCED LITHIUM SILICATE(CELTRA DUO®) COMPARED TO MONOLITHIC LITHIUM DISILICATE

Background: Celtra Duo® is an innovative material composed of ZrO₂ (10.1%), SiO₂ (58.0%), and Li₂O (18.5%). The manufacturer (using 10.1% zirconium dioxide) states that there will be an improvement of the optical and mechanical characteristics because its crystals are four to eight times smaller than those of lithium disilicate, making ideal for the anterior zone and premolars. However, there is no evidence to support this. **Objective:** to evaluate the flexural resistance of zirconium disilicate (Celtra Duo®) as a study group and monolithic lithium disilicate (IPS e.max® CAD) as control group. **Methods:** An experimental in vitro study was performed in which a probabilistic sample of 16 plates per material were evaluated. The dimensions were 12mm -L X 4mm-W X 3mm-H as per ISO6872:2015. These were designed with Cinema 4D and transferred to the Sirona Dental Systems MCXL in stl format, dimensions were verified with digital calibrator and stored in distilled water for 24 hours. Resistance was tested in a three-point tensile tester with a speed of 1 mm/min until reaching the plate's strip. Data was reported in N and Mpa, the statistical analysis with STATA v14.0, normality of data verified with Shapiro-Wilk test, assessed by mean and standard deviation, compared with ANOVA for the macro-project with translucent zirconium and with the Bonferroni multiple comparison test at a $p > 0.05$. **Results:** They showed a flexural resistance of lithium disilicate statistically greater than (260,31MPa \pm 69.06) zirconium silicate (157.33MPa \pm 28.4), with a value $p=0.000$.

Key words: Zirconia-reinforced lithium silicate, CAD CAM, Monolithic Lithium Disilicate, flexural strength

1. Introducción

En los últimos 30 años la odontología ha evolucionado, no solo con la implementación de nuevos materiales y técnicas, sino también con respecto a la evidencia científica que respalda la aplicación de estos. Es por ello que las restauraciones totalmente cerámicas o libres de metal aparecen también para generar altos estándares de estética y mejora propiedades mecánicas que permitan mayor longevidad en los tratamientos. Es así como las recientes innovaciones en el desarrollo de la cerámica dental han llevado a una constante mejora en los sistemas restauradores cerámicos, lo que ha permitido la aplicación directa de porcelana en una base de cerámica opaca, en lugar de en una estructura metálica. (Nayar *et al.*, 2015). Los diferentes sistemas de restauración de cerámica generalmente pueden soportar fuerzas de compresión relativamente altas y ofrecer un buen rango de resistencias a la flexión, estas restauraciones poseen una buena resistencia junto a una alta estética y pueden usarse en dientes posteriores como para anteriores (Nayar *et al.*, 2015). Dentro de este grupo se encuentran un tipo especial de cerámicas de oxidocerámica de sinterización porosa compuesta por dos fases interpenetrantes: núcleos de alúmina que representan la estructura cristalina porosa y que puede ser reforzada en un 30% del volumen con otras cristalitas (alúmina, aluminato de magnesio, zirconio), también el vidrio de aluminio de lantano que infiltra y cierra los poros de la estructura, extendiéndose desde las superficies externas hasta la interna sin formar parte de la estructura cristalina. Los estudios han demostrado que las tasas de supervivencia de las restauraciones en zirconio son altas y son comparables a las de metal-cerámica, siendo éste uno de los materiales más utilizados con mayor frecuencia para obtener restauraciones de alta estética (Montagna y Barbesi, 2012). El otro grupo de cerámicas son las que están hechas a base de silicato de litio que consiste en una cerámica vítrea de resistencia media caracterizada por una red de SiO₄ rodeado principalmente por cristales tetraedros de disilicato de litio (Glossary of Prosthodontics Therms, 2017). Sus elevadas propiedades mecánicas dependen de las microestructura, constituida por una cuota elevada) de cristales agujiformes (60% de cristalinidad) y entrelazados que obstaculizan la propagación de las fracturas, pero disminuyen las translucidez (Montagna y Barbesi, 2012). Las vitrocerámicas de disilicato de litio se emplean ampliamente en odontología

restauradora debido a sus propiedades estéticas superiores y su dureza similar a la de los dientes naturales.

Actualmente en el mercado se encuentra una propuesta de un nuevo material Celtra Duo® (Silicato de Zirconio) el cual propone mejores características y además un mejor desempeño comparado con el disilicato de litio y las zirconio, cuyos principales componentes destacan el Óxido de Zirconio (ZrO_2) 10.1%, Óxido de sílice (SiO_2) 58.0%, Óxido de Litio (Li_2O) 18,5%; además de otros ingredientes menores. La resistencia flexural del material Celtra Duo está influenciada directamente por la inclusión de un 10% de óxido de zirconio que proporciona una alta resistencia. Los cristalitos formados son cuatro a ocho veces más pequeños que los cristales de los disilicatos de litio convencionales. El resultado de ello es una microestructura ultrafina que combina alta resistencia media a la flexión con un alto contenido en vidrio. Esto tiene efectos positivos sobre la luz óptica y las propiedades mecánicas del material. ([Dentsply sirona, 2019](#)).

Estas cerámicas se emplean en el laboratorio dental para la tecnología CAD/CAM y entre sus indicaciones están: carillas finas (0,3 mm), carillas restauraciones inlays/onlays, carillas oclusales, coronas en las regiones anterior y posterior, puentes de las regiones anterior y premolar, superestructuras implantarias, pilares de implante híbridos y coronas-pilar ([Dentsply sirona, 2019](#)).

Una de las características más importantes que debe tener un material de restauración es la resistencia a la flexión la cual se refleja en la capacidad de un material para soportar esfuerzos de tracción y, por lo tanto, en menor riesgo de fractura ([Enqvist et al., 2007](#)). Se ha demostrado que la resistencia a la flexión está estrechamente relacionada con la microestructura que tiene cada cerámica, por lo que se habla de que los cambios en la translucidez de los materiales cerámicos de vidrio de disilicato de litio también podrían reflejar modificaciones de la resistencia a la flexión en consecuencia ([Conrad et al., 2007](#)).

Pocos estudios han evaluado la resistencia flexural del Celtra Duo® (Silicato de Zirconio), en los cuales se han planteado diferentes metodologías y se han reportado los siguientes datos según ([Lawson et al, 2016](#)) que reporta Celtra Duo 300 ± 16.8 MPa y Celtra Duo fired 451.4 ± 58.9 MPa (Celtra Duo fired un Celtra duo sometido a tratamiento térmico el cual no es necesario para la cristalización del material, pero que reporta una mayor resistencia a la

flexión), (Wendler et al, 2016) reporta que el Celtra Duo registro 626.84 ± 39.1 cortadas en disco y $565.80 \pm 31,78$ cortadas en barra y según (Tangsatchatham et al 2019) reporto: 687.17 ± 59.39

Dado los diferentes resultados reportados en los estudios, se requiere determinar y comparar la resistencia flexural del Celtra Duo con el Disilicato para tener criterios en selección en el material de restauración con mejores resultados ante las cargas masticatorias, las cuales corresponden en incisivos centrales y laterales a 150 N, caninos 200 N, premolares 300 y molares 400-800 N. (Sakaguchi et al, 2019).

2. Marco teórico

Resumen de búsqueda de información

Se definieron las siguientes **variables**:

- Celtra Duo: es un bloque CAD/CAM para ser usado en gabinete con las unidades cerec de Sirona. Contiene un vidrio cerámico reforzado de gran resistencia, zirconio reforzados con silicato de litio, el cual le proporciona una gran resistencia a la flexión. Considerado lo último en estética gracias a su opalescencia y translucidez ([Dentsplay Sirona, 2019](#)).
- -Disilicato de litio: el disilicato de litio se introdujo por primera vez como una subestructura o núcleo caracterizado por una mejor translucidez que otros materiales de núcleo cerámico de alta resistencia. Consiste en una cerámica vítrea de resistencia media caracterizada por una red de SiO₄ rodeado principalmente por cristales tetrahedros de disilicato de litio ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)). Las vitrocerámicas de disilicato de litio se emplean ampliamente en odontología restauradora debido a sus propiedades estéticas superiores y su dureza similar a la de los dientes naturales. Debido a su alta resistencia y tenacidad, las restauraciones producidas con este material pueden ser cementadas por varias técnicas. La estructura del disilicato de litio monolítico puede resistir el estrés masticatorio, disipándolo a lo largo de toda la restauración ([Hallmann et al., 2019](#)).
- Zirconio: óxido de zirconio ZrO₂; con fases monolíticas (temperatura ambiente) tetragonales (>1170°C) y cúbicas (>2370°C) esta transformación entre fases se encuentra estabilizada entre fases con una pequeña adición de óxido de itria; el zirconio necesita ser sinterizado después del fresado y no estable dimensionalmente en una presión isostática. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).
- Resistencia flexural: La resistencia a la flexión es una propiedad mecánica importante para evaluar la resistencia de los materiales frágiles ([Elsaka & Elnaghy, 2016](#)).

Se consultaron las siguientes bases de datos: PubMed

Se utilizarón las siguientes palabras clave: Disilicato de Litio, Lithium disilicate ceramics, Lithium Disilicate, Glass ceramic, Glassy matrix, Lithium disilicate crystals, Crystalline

ceramics, Leucite glass ceramics, Glass ceramics press, Glass ceramics, CAD/CAM, Resistencia flexural, Flexural strength, Resistance flexion, Flexural strength effective, Mechanical characterization, Mechanical properties, Mechanical behavior, Mechanical stress, Strengthening mechanism, Crack defectors, Tensile stress, Point bending method, Point bending test, Silicato de zirconio celtra duo, Ceramics, ZLS, Dental porcelain, Litio, silicates, Surface properties, Zirconium, Zirconia reinforced lithium, Zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic, Circonia, Circon, Celtra – zirconia-reinforced lithium silicate, Zirconia-reinforced lithium silicate, Cerec, Celtra duo in Lab.

Se buscaron los siguientes tipos de estudios: Metanálisis, ensayos clínicos aleatorizados y controlados, estudios de casos y control, estudios de cohorte.

Se utilizaron las siguientes estrategias de búsquedas:

- #1 Lithium disilicate ceramics OR Lithium Disilicate OR Glass ceramic OR Glassy matrix OR Lithium disilicate crystals OR Crystalline ceramics OR Leucite glass ceramics OR Glass ceramics CAD/CAM OR IPS emax Press
- #2 ZLS OR Silicates Zirconium OR Zirconia reinforced silicate OR Zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic OR Circonia OR Circon OR Celtra – zirconia-reinforced lithium silicate OR Zirconia-reinforced lithium silicate OR Cerec OR Translucent zirconia OR Celtra duo OR Glass ceramics
- #3 Flexural Strength OR Flexural Modulus of Rupture OR Rupture Modulus OR Flexural Resistance OR Fracture Strengths OR Bend Strength OR Flexural Properties
- #4 #1 OR #2
(Lithium disilicate ceramics OR Lithium Disilicate OR Glass ceramic OR Glassy matrix OR Lithium disilicate crystals OR Crystalline ceramics OR Leucite glass ceramics OR Glass ceramics CAD/CAM OR IPS emax Press) OR (ZLS OR Silicates Zirconium OR Zirconia reinforced silicate OR Zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic OR Circonia OR Circon OR Celtra – zirconia-reinforced lithium

silicate OR Zirconia-reinforced lithium silicate OR Cerec OR Translucent zirconia OR Celtra duo OR Glass ceramics)

#5 #3 AND #4

((Lithium disilicate ceramics OR Lithium Disilicate OR Glass ceramic OR Glassy matrix OR Lithium disilicate crystals OR Crystalline ceramics OR Leucite glass ceramics OR Glass ceramics CAD/CAM OR IPS emax Press OR ZLS OR Silicates Zirconium OR Zirconia reinforced silicate OR Zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic OR Circonia OR Circon OR Celtra – zirconia-reinforced lithium silicate OR Zirconia-reinforced lithium silicate OR Cerec OR Translucent zirconia OR Celtra duo OR Glass ceramics)) AND ((Flexural Strength OR Flexural Modulus of Rupture OR Rupture Modulus OR Flexural Resistance OR Fracture Strengths OR Bend Strength OR Flexural Properties))

No hubo restricción de lenguaje ni de fechas de publicación.

Se **encontraron** 905 artículos respectivamente en las siguientes bases de datos pubmed; de los cuales fueron seleccionados por **título** 187, luego por **abstract** 75 y de estos se seleccionaron 10 por **relevancia**.

Glosario de términos

CAD-CAM: acrónimo de AIDED AIDED DESIGN-COMPUTER-AIDED FABRICACIÓN (o mecanizado asistido por computadora). En Odontología, es una tecnología CAD-CAM utilizada para producir diferentes tipos de prótesis, incluyendo coronas, carillas, inlays, onlays, fijas dentales prótesis, prótesis dentales removibles, prótesis de implantes dentales y dispositivos de ortodoncia y otros. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Cerámica: compuestos de uno o más metales con un elemento no metálico, generalmente oxígeno; se forman de sustancias químicas y bioquímicamente estables que son fuertes. No conductores duros, frágiles e inertes de energía térmica y eléctrica. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Cerámica aluminosa: material cerámico compuesto por una fase de matriz de vidrio con un 35% o más de óxido de aluminio (en volumen). ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Cerámica feldespática: porcelana fabricada a partir del grupo natural de minerales feldespato; el material está compuesto de compuestos de oxígeno con metales más ligeros y no metales y es predominantemente una matriz amorfa (no cristalina) con uno o más fases cristalinas (como leucita $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$). ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Cerámica de litio: una clase de cerámica caracterizada por silicato de litio. Núcleos de cristal en una red de vidrio de sílice. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Cerámica prensada: una técnica diseñada para producir forma deseada inyectando un material cerámico homogéneo fundido en un molde. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Deformación: el cambio de forma o forma de un objeto. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Fatiga: para romper o fracturar un material causado por cargas repetidas cíclicas o aplicadas por debajo del límite de rendimiento. Usualmente visto inicialmente como grietas diminutas seguidas de desgarro y ruptura; también llamado fractura o fractura frágil. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Límite elástico: la mayor tensión a la que un material puede ser sometido y aún ser capaz de volver a su dimensión original cuando tales fuerzas son liberadas. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Límite tensional: la mayor tensión que puede ser inducido en un material en el punto de ruptura; sin, última tensión de fuerza. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Microcrack: en porcelana, uno de las numerosas fallas superficiales que contribuyen a las concentraciones de estrés y resultan en fuerzas por debajo de las teóricamente posibles. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Módulo elástico: la rigidez o flexibilidad de un material dentro de la gama elástica. Dentro del rango elástico, el material se deforma en proporción directa a la fuerza aplicada según lo representado por la ley de Hooke. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Módulo de Young: epónimo de la constante de proporcionalidad expresado en el gráfico de estrés como la pendiente en la región elástica donde se produce la recuperación elástica tras la liberación del estrés induciendo la tensión. Generalmente se le da el símbolo E. Un módulo más alto (GPa, psi) denota una mayor rigidez o rigidez del material. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Pruebas de dureza Knoop: epónimo para una prueba de dureza de superficie que utiliza un lápiz de diamante adecuado para materiales más duros y caracterizado por la sangría en forma de rombo o diamante. La prueba de microdureza de indentación, utiliza un indentador de diamante piramidal de base romboidal. La diagonal larga de la sangría resultante se mide para determinar la dureza. Esta prueba es adecuada para la mayoría de las clases de materiales. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Resistencia a la fractura: esfuerzo requerido para el fracaso de un material; representado por una línea trazada en un gráfico de tensión contra tensión. Esta tensión puede ser menor que la fuerza última; es decir, el máximo esfuerzo en una muestra antes de la falla del material. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Resistencia flexural: La resistencia a la flexión es una propiedad mecánica importante para evaluar la resistencia de los materiales frágiles ([Elsaka & Elnaghy, 2016](#)).

Restauración de zirconio: una prótesis fabricada a partir de un zirconio. Los tipos de restauraciones incluyen zirconio monolítico o zirconio enchapada en porcelana (un marco de zirconio mejorado con revestimiento de porcelana o cerámica prensada). ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Tensión: el estado de ser estirado, estirado o extendido. ([Glossary of Prosthodontics Therms, 2017](#)).

Marco de referencia

La odontología ha experimentado una revolución en los últimos 30 años, no solo con la implementación de nuevos materiales y técnicas, sino también con respecto a la evidencia científica que respalda sus aplicaciones clínicas es por ello que la aparición de los materiales

totalmente cerámicos o restauraciones libres de metal han evolucionan y la demanda de restauraciones estéticas del paciente han aumenta por lo que las recientes innovaciones en el desarrollo de la cerámica dental han llevado al mejorar los sistemas restauradores de cerámica para la aplicación directa de porcelana en una base de cerámica opaca en lugar de en una estructura metálica. (Nayar *et al.*, 2015). Los odontólogos de hoy pueden elegir entre una variedad de sistemas de materiales totalmente cerámicos y, por lo tanto, deben estar familiarizados con la alta gama de materiales cerámicos disponibles para la fabricación de restauraciones cerámicas, ya que la alta demanda de estos materiales material se debe a que son el reemplazo con apariencia más natural de un diente a restaurar ya que estos se encuentran disponible en una gran gama de tonos y translucidez para lograr resultados de vida real. (Pilathadka y Vahalová, 2007) Los diferentes sistemas de restauración de cerámica generalmente pueden soportar fuerzas de compresión relativamente altas y ofrecer un buen rango de resistencias a la flexión. Las coronas cerámicas completas con núcleos opacos son superiores en resistencia, con una buena estética y pueden usarse en dientes posteriores como para anteriores (Nayar *et al.*, 2015). Las restauraciones cerámicas presentan varias ventajas frente a otros materiales como lo es su baja conductividad térmica, resistencia química y resistencia física, además nos permite obtener resultados altamente estéticos por las propiedades que estas presentan ya que tienen unas trasmisión y difracción de luz, las cuales da una estabilidad en su color dando la aparecía de un diente natural (Hallmann *et al.*, 2019), Las cerámicas se considera como el material ideal por sus propiedades físicas, biológicas y ópticas que permiten mantener el color con el paso del tiempo, además de poseer gran estabilidad en el medio oral, biocompatibilidad elevada y aspecto natural en cuanto a translucidez, brillo y fluorescencia (Álvarez *et al.*, 2003)

Tipos de restauraciones libres de metal (con sus tipos de preparaciones y sus indicaciones)

Existen diferentes **tipos Restauraciones libres de metal** o totalmente cerámicas como lo son las coronas completas las cuales deben cumplir ciertos parámetros y espesores según el caso, se debe tener en cuenta que estas están indicadas en para zonas de alto compromiso de estético, Dientes con caries proximales que no se pueden restaurar con resina, los dientes deben estar relativamente intacto y debe tener superficie estructural coronal para soportar la restauración (Rosentiel *et al.*, 2009), La retención aumentaba a medida que disminuía la

convergencia y se recomienda una convergencia ideal de 5 °, aunque se ha aceptado un mayor grado de estrechamiento. Por lo tanto, se encontró que un ángulo de convergencia oclusal total de 20 ° no afectaba el ajuste interno de las cofias de circonia para coronas de cerámica. (Abdulla *et al.*, 2018) sus preparaciones deben seguir una planimetría específica la cual debe tener una reducción incisal u oclusal de 1.5 a 2 mm, una reducción axial de 1.5 mm en dientes anteriores y 2 mm en posteriores, un bisel de 2mm y superficies lisas continuas y bien definidas. (Shillimburg *et al.*, 2000) Otra restauración libre de metal que podemos emplear son las incrustaciones las cuales se debe tener en cuenta según su compromiso cúspide donde estas pueden ser inlays, onlays u overlays (Shillimburg *et al.*, 2000) deben tener una buena higiene bucal, baja susceptibilidad a la caries, una altura mínima del diente coronal de 5 mm, pilares paralelos y una brecha edéntula mesiodistal máxima de 12 mm. Los pacientes que muestran hábitos parafuncionales, que carecen de esmalte en los márgenes de preparación, que tienen defectos de corona extensos y cuyos dientes de apoyo son móviles no deben recibir FDP con incrustaciones. (Chaar *et al.*, 2015) entre sus indicaciones de preparaciones tenemos, su reducción en profundidad de 1 a 1.5 de la fosa central, En las Onlay se reduce 1.5 mm de la cúspide funcional, bisel cavo superficial a 90°, cajas Proximales con conicidad de 6° a 8°, ancho de cajas proximales 2-3mm y Distancia del istmo 1.5 mm (Rosentiel *et al.*, 2009). También pueden tener diferentes preparaciones como que tengan una profundidad oclusal desde el piso del istmo hasta el surco central de 2,5 mm. El ancho vestibular-palatal / lingual del istmo intercuspidado debe medir 3 mm. La caja proximal debe tener una profundidad de 2 mm con un hombro que tenga un ángulo interno redondeado. El ancho vestibular bucal no debe exceder de 4,5 mm para permitir el marco de zirconio de 3 mm y el revestimiento cerámico de 0,5 a 0,6 mm en cada lado. Los conectores no deben ser menores a 3.3 mm. Cuando el diente del pilar tiene un defecto oclusal ancho, que mide más del 50%, o ha sido desvitalizado, las cúspides deben incluirse en la preparación. El ángulo de divergencia de la cavidad es de aproximadamente 6 grados. (Chaar *et al.*, 2015) Las carillas son un tratamiento conservador de los dientes anteriores (no estéticos) además son predecibles y menos invasivos que otros tratamientos ya que dejan casi todo el esmalte intacto antes de colocar la carilla. (Pini *et al.*, 2012) Las carillas de cerámica se encuentran entre las opciones de tratamiento estético mínimamente invasivas que se utilizan para mejorar la forma y el color de los dientes, así como para reemplazar las restauraciones de resina compuesta, las carillas

de cerámica, cuando están bien planificadas e indicadas, proporcionan un excelente resultado final a los tratamientos debido a la propiedad del material, la biocompatibilidad con los tejidos periodontales y la posibilidad de ser manejados en espesores bajos la preparación de estas varían según el material de elección (Tuzzolo Neto *et al.*, 2018) y su desgaste van en desgastes desde los 0.3 mm hasta los 2 mm teniendo en cuenta que estas pueden tener diferentes preparaciones como tipo ventana, en bisel o con chamfer los cuales dependerán de cada caso. (Pini *et al.*, 2012) Los conceptos modernos de restauraciones mínimamente invasivos de la odontología imponen el uso de restauraciones de oclusión delgada. El espesor mínimo permitido para las coronas parciales de cerámica o las carillas oclusales es aún escasa. Se descubrió que las carillas oclusales adheridas hechas de e.max CAD resisten fuerzas de hasta 800 N y 1000 N, cuando su grosor era de 0.6-1.0 mm o 1.2-1.8 mm (Angerame *et al.*, 2019) Las carillas oclusales están indicadas cuando tenemos un buen remanente dentario, pérdidas de tejido generalizado por abrasiones u erosiones severas, fractura cuspeida, dientes con volumen suficiente debido a que aceptan los medios retentivos necesarios, pérdida de dimensión vertical, devolver morfología oclusal y estética, para el síndrome del diente fisurado, estas requieren una preparación mínima, reducción oclusal que sigue la anatomía de las cúspides, plano pero con superficie inclinada, La profundidad se calibra con fresas, y requiere de una reducción Oclusal de 1 a 2 mm y según el caso requería o no de un bisel (Ferraris , 2017)

Materiales restauraciones libres de metal.

Los materiales cerámicos dentales deben presentar una serie de propiedades tales como: translucidez, opalecencia (posibilidad de incorporar pigmentos), reflexión de la luz y textura; lo que implica grandes posibilidades estéticas al mimetizar los dientes naturales (McLean , 1991). También encontramos la biocompatibilidad, durabilidad y estabilidad en el tiempo tanto en integridad coronal como en su aspecto por la gran estabilidad química en el medio bucal. Compatibilidad con otros materiales y posibilidad de ser adheridas y grabadas mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales. Baja conductividad, radiolucidez, resistencia a la abrasión, resistencia mecánica, alta resistencia a la compresión, baja a la tracción y variable a la torsión; lo que las convierte en rígidas pero frágiles (Álvarez-fernández *et al.*, 2003).

La Biocompatibilidad fue descrita en 1987 por Williams quien la define como “la habilidad de un material para promover una respuesta biológica apropiada, dentro de su aplicación específica”. Por ello los materiales dentales no pueden considerarse sustancias inertes, ya que estos generan una respuesta que puede ser específica o local y/o sistémica. El mecanismo de acción de los materiales, se relaciona directamente con el ambiente biológico en el cual se aplica, entendiendo que todo biomaterial tiene una forma de interacción, donde el material puede verse afectado por el medio biológico modificando su comportamiento, o el medio biológico puede verse modificado por el material (Guzman et al, 2007). En cuanto al Sellado **marginal** es la distancia perpendicular desde la superficie interna de la restauración hasta la línea terminal de la preparación (Azar et al. 2018). En las cerámicas la **Translucidez** es la propiedad por la cual una gran parte de la luz transmitida se somete a dispersión. En general, el aumento de la translucidez de una corona disminuye su valor porque menos luz regresa al ojo. Con el aumento de la translucidez, la luz es capaz de pasar a la superficie y se dispersa dentro de la restauración. La translucidez de las cerámicas varía con el ángulo de incidencia, textura de la superficie y el brillo, longitud de onda, y el nivel de deshidratación del material (Fondriest, 2003). Con respecto a la **Tenacidad** corresponde a la medida cualitativa de las propiedades de impacto de un material en el cual se analiza la energía total que absorbe un material antes de que se origine la ruptura. Un material que resista la ruptura por impacto se dice que es tenaz (Guzman et al, 2007). En cuanto a la su **Solubilidad** de las cerámicas se refiere a la máxima cantidad de soluto que se disuelve en una cantidad dada de solvente, a temperatura constante, formando un sistema estable y en equilibrio. Todos los materiales, una vez expuestos al medio oral, van a sufrir procesos de sorción y solubilidad en mayor o menor grado, que conllevan una degradación de los mismos, que afectará a la calidad y longevidad de las restauraciones (Ortengren et al, 2001). La **resistencia compresiva** de las cerámicas corresponde al punto máximo en que el material puede resistir hasta su punto de fractura, este puede variar según el tipo de cerámica que se utilice, de su composición y método de fabricación por lo cual es de vital importancia considerar esta cantidad de variables que se deben tener en cuenta a la hora de escoger una cerámica para rehabilitar con ellos ya que estos pueden resistir entre 700 a 1000 N sin fracturarse (Pineda et al, 2013) La **dureza** es una propiedad mecánica que no solo tienen las cerámicas sino todos los elementos sólidos encontrados en el mundo, esta nos ayuda a determinar su resistencia a la fuerza con

diferentes pruebas (Knoop o Vickers) que se pueden encontrar para medir esta propiedad la cual nos puede ayudar a seleccionar la cerámica con la cual vamos a rehabilitar según el caso (Martínez *et al*, 2007) su **módulo de elástico** hace referencia una característica que indica la relación entre el comportamiento elástico de algún material ante los incrementos en un punto de tensión que provocan algún tipo de deformación que puede ser reversible o irreversible por lo cual es un parámetro de importancia teniendo en cuenta que las cerámicas están expuestas a una fuerza masticatoria constante y otras variables que debemos tener en cuenta para poder escoger una u otra cerámica. (Pineda *et al*, 2013) La **resistencia a la abrasión** hace referencia al desgaste que se produce entre 2 superficies de dos materiales diferentes o de la misma composición, puede ser el caso de cerámica contra cerámica o cerámica contra diente lo cual nos permite considerar que material seleccionar para rehabilitar con un caso en una restauración libre de metal (D'Arcangelo C *et al*, 2016)

Entre las propiedades generales que deben tener estas cerámicas debemos tener en cuenta que la hipersensibilidad al metal, la biocompatibilidad y la estética han impulsado el desarrollo de los materiales cerámicos por lo cual el reemplazo de las subestructuras metálicas en aplicaciones odontológicas está aumentando. Los materiales libres de metal tienen muchas ventajas sobre los metales, como lo es su estética, su conductividad térmica inferior, la resistencia química y la abrasión. Tienen propiedades de transmisión de luz y de difracción de la luz, son absolutamente estables en cuanto al color y permiten una transición invisible del margen de restauración a los tejidos dentales dándole un aspecto lo más natural posible. La resistencia a la flexión es una propiedad mecánica de mayor importancia para evaluar la resistencia de los materiales. La dureza de los materiales cerámicos también es una propiedad importante de estos materiales porque representa la resistencia a la indentación o penetración de la superficie permanente. La tenacidad a la fractura es otra de sus propiedades de gran relevancia y se utiliza para caracterizar la resistencia a la fractura de los materiales. (Hallmann *et al*, 2019), Las restauraciones totalmente cerámicas han sido muy populares en las últimas décadas debido a las aplicaciones de las tecnologías dentales modernas y la mejora de las propiedades mecánicas, estéticas y biocompatibles de estos materiales. El desarrollo de cerámicas dentales con alta resistencia a la flexión, alta resistencia a la fractura, alta estética y alta resistencia química es un desafío formidable en la

odontología moderna. (Hallmann *et al.*, 2019) Los odontólogos eligen las restauraciones de cerámica porque su estabilidad química, estética y biocompatibilidad son preferibles a las restauraciones de metal-cerámica convencionales, sin embargo, las vitrocerámicas convencionales son inherentemente frágiles y las fracturas limitan sus aplicaciones clínicas, especialmente en la región posterior, con la expansión del uso de los sistemas CAD-CAM dentales, se han introducido cerámicas con diferentes composiciones para resolver este problema y satisfacer la demanda del paciente de restauraciones naturales. La fabricación de restauraciones a partir de nuevos materiales. Los cuales le dan unas características donde se combinan las ventajas de las cerámicas y las resinas compuestas en el mismo material. Los bloques tienen varias ventajas sobre las cerámicas de feldespato mecanizables, que incluyen un fresado más rápido, una mayor resistencia a la fractura y una tolerancia al daño en el fresado. La eliminación de la aplicación de cerámica enchapada y su interfaz de enlace necesaria puede proporcionar una integridad estructural que ayude a prolongar la vida clínica de las restauraciones. La cerámica de disilicato de litio es uno de los materiales CAD-CAM monolíticos desarrollados para proporcionar una estética excepcional sin necesidad de una porcelana de revestimiento. La cerámica de disilicato de litio mecanizable, que muestra un color azulado en su forma parcialmente cristalizada, se puede fresar fácilmente. Después del fresado, las restauraciones se someten a cocción de cristalización para mejorar la resistencia mecánica y cumplir con la estética requerida. Sin embargo, su resistencia puede no ser óptima para la aplicación posterior. Recientemente, se ha introducido una cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio que apunta a combinar las características positivas del material tanto de la cerámica de disilicato de litio como de la circonia. (Sen y Us, 2018) La translucidez es un factor importante en la estética, ya que afecta la apariencia natural de las restauraciones la cual se define como la diferencia de color de un material sobre un blanco o respaldo negro medido por un espectrofotómetro. (Sen y Us, 2018) En odontología restauradora, el color y las propiedades ópticas juegan un papel principal en la satisfacción del paciente y el éxito restaurador como las propiedades mecánicas de las cerámicas disponibles, las propiedades ópticas como el color y el diente estructuran movida a la vanguardia, Las cerámicas IPS e.Max CAD satisface estas necesidades al estar disponible en varios tonos y translucidez desde tonos A a la D t y también incluye una línea de tonos de lejía (Willard y Gabriel, 2018) Otra propiedad mecánica a resaltar es la resistencia a la flexión

biaxial que puede estar relacionada con el rendimiento clínico a largo plazo de los materiales dentales en comparación con la resistencia a la flexión uniaxial, proporciona datos más útiles, ya que los materiales dentales generalmente están sujetos a cargas multiaxiales durante su vida útil en la boca. Sin embargo, la carga máxima que puede soportar una muestra antes de que la fractura varíe, incluso en condiciones de prueba estandarizadas debido a defectos distribuidos de manera desigual. Las estadísticas de Weibull se pueden usar para evaluar la confiabilidad estructural de las cerámicas dentales y para determinar la variabilidad de la resistencia de un material, lo que brinda resultados clínicamente relevantes. (Sen y Us, 2018)

Las cerámicas dentales han evolucionado rápidamente, tanto en propiedades materiales como técnicas de fabricación. Entre estos avances se encuentra la introducción de la vitrocerámica, que son altamente estética y posee excepcionales propiedades mecánicas (Willard y Gabriel, 2018) La caracterización del material en su "estado azul" parcialmente cristalizado se ha realizado para determinar las propiedades iniciales del material en esta forma parcialmente cristalizada, el material presenta una resistencia a la flexión moderada de 130 MPa y tenacidad a la fractura a $0.9 \times 10^{1.25} \text{ MPa m}^{1/2}$, la literatura del fabricante también reporta un Vickers de dureza de 5400 MPa en estado parcialmente cristalizado, después de templar las propiedades mecánicas del material cambian dramáticamente. (Willard y Gabriel, 2018)

Pueden utilizarse diferentes materiales libres de metal como lo son las cerámicas feldespáticas las cuales constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y, en mucha menor medida, caolín y más pigmentos para obtener distintas tonalidades, podemos encontrar también las cerámicas aluminosas, estas cerámicas cuentan con cantidades importantes de óxido de Al, reduciendo la proporción de cuarzo. mejorando sus propiedades mecánicas, pero disminuyendo translucidez y por último tenemos las cerámicas circoniosas que se encuentran compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de circonio (ZrO_2) también se conoce químicamente con el nombre de circonia o circona. (Martínez *et al.*, 2007)

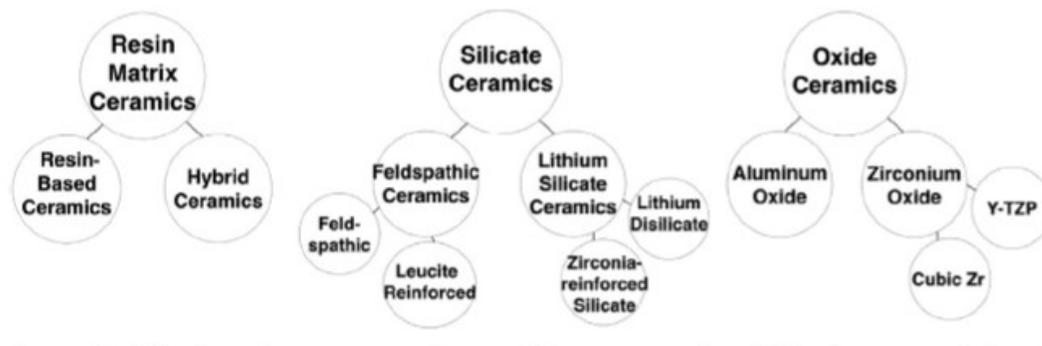


Figura 1. Clasificaciones de materiales Cerámicos de acuerdo a composición. Tomada de Blatz y Conejo.,2019

Características químicas tipos de fabricación propiedades características físicas:

Existen diferentes Materiales para la fabricación de restauraciones libres de metal tales como las cerámicas feldespatícas convencionales son clasificadas en base a la cantidad de matriz vítrea formada por el feldespatio. Las cerámicas de alto contenido de feldespatio están compuestas por éste y contienen cuarzo en un porcentaje reducido (cristalinidad 15% a 25%); composición de la cual depende la elevada translucidez y la reducida resistencia a la fractura. Esta composición va del 75 a 85% de contenido de feldespatio (silicato de potasio “K₂O-Al₂O₃-6SiO₂” y Silicato de sodio y aluminio (Na₂O-Al₂O₃-6SiO₂), cuarzo 12 a 22% (silice, SiO₂) y por último Caolín 0 a 4% (2SiO₂-Al₂O₃-2H₂O) (Montagna y Barbesei , 2012) Las cerámica de feldespatio se utilizan en carillas y restauraciones cerámicas completas como inlays, onlays, laminados y coronas. Están en un rango deseable con respecto a la resistencia a la abrasión, estabilidad química, biocompatibilidad, translucidez, y fluorescencia. Sin embargo, su principal desventaja se encuentra en su baja resistencia a la fractura. (Moravej-Salehi et al., 2015).

Disilicato de Litio: La cerámica de silicato de litio es una cerámica vítrea de resistencia media caracterizada por una red de SiO₄ rodeado principalmente por cristales tetrahedros de disilicato de litio (Glossary of Prosthodontics Therms, 2017). Las elevadas propiedades mneónicas dependen de las microestructura constituida por una cuota elevada (60% de cristalinidad) de cristales agujiformes y entrelazados que obstaculizan la propagación de las fracturas, pero disminuyen las translucidez (Montagna y Barbesei , 2012). Las vitrocerámicas

de disilicato de litio se emplean ampliamente en odontología restauradora debido a sus propiedades estéticas superiores y su dureza similar a la de los dientes naturales. Las propiedades mecánicas de las vitrocerámicas de disilicato de litio dependen de varios factores: historia térmica, aditivos, presión y tiempo (para prensado en caliente), cantidad de agente nucleante, morfología del cristal, microestructura, matriz de vidrio, relación de volumen cristal / vidrio, composición de fase y composición química. El efecto de diferentes factores sobre las propiedades mecánicas de la vitrocerámica de disilicato de litio ha sido el centro de atención de muchos investigadores (Hallmann et al., 2017). El material se emplea en el laboratorio dental en combinación con la tecnología CAD/CAM o de presión y entre sus indicaciones tenemos: carillas finas (0,3 mm), carillas restauraciones inlays/onlays, carillas oclusales, coronas en las regiones anterior y posterior, puentes de las regiones anterior y premolar, superestructuras implantarias, pilares de implante híbridos y coronas-pilar (Dentspaly sirona, 2019).

- Inyectado: Sistema en pastillas que se inyectan a colados realizados para obtener las provisionales con la mayor estética (varios niveles de translucidez) que proporcionan cualidades de naturalidad y funcionalidad que puede ser utilizado tanto en el sector anterior como posterior para carillas, coronas parciales y completas, incrustaciones y puentes fijos.(Ivoclar Vivadent, 2019) los disilicatos de litio inyectados presentan una fase amorfa que brinda la translucidez y la fase cristalina dispersa que dará la opacidad y la incorporación de resistencia en base a sus rellenos entre sus composiciones se encuentra SiO₂ (57-80%), LiO₂ (11-19%), K₂O (0-13%), P₂O₅ (11%), ZrO₂ (0-8%)Al₂O₃ (0.5%), MgO (0.5%) y otros componentes (0-12%) los cuales le dan diferentes características que le otorgan diferentes características a la restauración. (Montagna et al, 2012)
- Maquinado: Sistema monolítico o en bloques usado por medio de un sistema maquinado por computadora nos permite diseñar diversas restauraciones tanto anteriores como posteriores y puede ser carillas, coronas completas, prótesis fijas e incrustaciones (Ivoclar Vivadent, 2019). Esta compuesto por SiO₂ (57.0–80 wt.%), Li₂O (11.0–19.0 wt.%), K₂O (0.0–13 wt.%), P₂O₅ (0.0–11.0 wt.%), ZrO₂ (0.0–8.0 wt.%), ZnO (0.0–8.0 wt.%), other oxides (0.0–10.0 wt.%) los cuales le dan diferentes características que le otorgan diferentes características a la restauración. (Wang F, et al 2019)

Zirconio: Las cerámicas zirconiosas se tratan de un tipo especial de cerámica de oxidocerámica de sinterización porosa, compuesta por dos fases interpenetrantes: núcleos de alumina que representan la estructura cristalina porosa y que puede ser reforzada en un 30% del volumen con otras cristalitas (alumina, aluminato de magnesio, zirconio). También el vidrio de aluminio de lantano infiltra y cierra los poros de la estructura, extendiéndose desde las superficies externas hasta la interna, sin formar parte de la estructura cristalina. Los estudios han demostrado que las tasas de supervivencia de las coronas individuales basadas en zirconio son altas y son comparables a las de metal-cerámica. Sin embargo, el éxito de las restauraciones de metal o zirconio-cerámica se ve disminuido a través de la frecuente aparición de virutas (Montagna y Barbesi, 2012). Esta complicación técnica afecta el resultado estético, función, y longevidad de la restauración (Konstantinidis et al., 2019).

Resistencia flexural: La resistencia a la flexión se refleja en la capacidad de un material para soportar esfuerzos de tracción y, por lo tanto, en el riesgo de fractura (Enqvist et al., 2007). Se puede probar utilizando una prueba de flexión de tres puntos, una prueba de flexión de cuatro puntos o una prueba de flexión biaxial. El análisis de tres puntos emplea muestras de barras rectangulares enviadas a una carga central, creando un campo de tensión no uniforme (Fischer et al., 2008) y produciendo una tensión de compresión donde se aplica la carga y una tensión de tracción en la superficie inferior de la muestra (Della Bona et al., 2008).

Estudios han demostrado que la resistencia a la flexión está estrechamente relacionada con la microestructura, por lo que se especuló que los cambios en la translucidez de los materiales cerámicos de vidrio de disilicato de litio también podrían reflejar modificaciones de la resistencia a la flexión en consecuencia (Conrad et al., 2007).

La resistencia a la flexión varía de acuerdo a cada cerámica vítrea y parece ser que su método de elaboración influye, entre los valores reportados para cada uno de los materiales de interés en la presente investigación son los siguientes:

- **Feldespatos:** 160 MPa
- **Zirconio** 744.75 Mpa

- **Zirconio translucido 1100 MPa**
- **Disilicato de Litio**
 - **Inyectado:** ≥ 360 Mpa
 - **Maquinado:** 360 MPa
- **Celtra Duo:** 587.74 – 669.02 Mpa

La resistencia flexural del Celtra Duo (dentsplay sirona) determinada por barras de 2 2,5 mm x 2,5 mm x 16 mm, medida con un Pruebas de resistencia a la flexión y módulo Instron, Canton, MA, EE. UU.) Con una velocidad de cruceta de 1 mm / min. Dichos resultados reporto unos resultados en resistencia flexural de: Celtra Duo 300 ± 16.8 MPa y Celtra Duo fired 451.4 ± 58.9 MPa (Lawson et al, 2016).

La resistencia flexural del material Celtra Duo está influenciada directamente por la inclusión de un 10% de óxido de circonio proporciona una alta resistencia los cristalitos formados son de cuatro a ocho veces más pequeños que los cristales de los disilicatos de litio convencionales el resultado es una microestructura ultrafina que combina alta resistencia media a la flexión con un alto contenido en vidrio. Esto tiene efectos positivos sobre la luz óptica y las propiedades mecánicas del material. (Dentspaly sirona, 2019).

Utilizando la prueba B3B presentada por Börger et al, para superar algunas desventajas de los conjuntos de fuerza biaxial tradicionales (es decir, anillo en anillo, pistón en anillo, pistón en bolas, etc.), altamente sensible a las desviaciones en el paralelismo plano de las caras del espécimen y al efecto de fricción desconocida entre la muestra y los accesorios de carga / soporte. La transferencia de carga bien definida en el B3B (contacto de cuatro puntos) permite pruebas de muestras con desviaciones de planitud y para este material no especifico que el Celtra Duo registro en su presentación B3B-Disc 626.84 MPa y B3B-Plate 565.80 MPa (Wendler .; et al, 2016)

Tabla 1. Resistencia flexural de los materiales cerámicos. Diseño de tabla y extracción de datos realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021

Tipo de cerámica		Promedio (MPa)	Desviación estándar	Fuente	
Zirconio	Zirconio	436.1 (zirconio / alúmina)	± 54.8	(Bottino et al., 2009)	
		624	±58	(Apholt et al., 2001)	
		744.75	± 179.71	(Ozer et al., 2018)	
		960	± 157	(Sulaiman et al., 2017)	
		935.58	± 33.91	(Mohammadi-Bassir et al., 2016)	
	Zirconio maquinado: Zirconio translucido	750 MPa (Cercon xt)	---	(cercon brochure,REV 2017.02)	
		1100Mpa Nobel Procera	---	(Nobel Biocare services AG.2019)	
		850MPa IPS e.Max	---	(Lab side instrucciones de uso 2017.10;Rev1)	
		1150MPa ZirCAD MO	---		
	Tetragonal	1200 Mpa (MT-LT)	---	(Lab side instrucciones de uso 2017.10;Rev1)	
		850 MPa MT multi	---		
	Oxido de zirconio translucido	Lava plus zironia	1200 MPa	(Lava Plus High translucency zirconia,2016)	
		VITA YZ T/VITA YZ HT	1200 MPa	(Tosoh corporation, japan, technical report, 2017)	
	Disilicato de litio		221.660	± 32.5917	(Sasikala et al., 2018)
			283.35	± 49.85	(Mohammadibassir et al., 2017)
		182.14	± 34.33	(Ozdogan et al., 2018)	
IPS MAX 408.3		± 85.9	(Kang et al., 2013)		
IPS e.maxPress 354.46		±30.27	(Tang et al., 2014)		

Celtra Duo	-B3B-Disc 626.84	-	(Wendler <i>et al.</i> , 2017)
	-B3B-Plate 565.80	-	
	Celtra Duo fired 451.4	± 58.9	(Lawson <i>et al.</i> , 2016)
	Glaze-fired Celtra Duo 370	---	(D'Arcangelo <i>et al.</i> , 2016)
	Celtra Duo 687.17	±59.39	(Tangsatchatham <i>et al.</i> , 2019)
	Celtra Duo 189.02	±25.5	(Schweitzer <i>et al.</i> , 2020)
	Celtra Duo 251.25	---	(Riquieri <i>et al.</i> , 2018)

Métodos para evaluar resistencia flexural

Los diferentes métodos que se han utilizado para evaluar la resistencia flexural así como las dimensiones y características generales de las muestras se pueden observar en las tablas 2 y 3.

Tabla 2. Métodos para evaluar resistencia flexural de materiales cerámicos *Diseño de tabla y extracción de datos realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021*

Método de medición de resistencia flexural	Cerámicas evaluadas	Fuente
Forma: Discos Tamaño: 10mm x 1mm x 4mm Velocidad: 1mm/ min Prueba de flexión de 4 puntos	GC initial zirconio disk	(Yilmaz <i>et al.</i> , 2018)
Forma: Barra Tamaño: 25mm x 1,2mm x 4mm Velocidad: no reporta Prueba de flexión de 3 puntos	Ceramill ZI, Amann Girschbach	(Stawarczyk <i>et al.</i> , 2012)
Forma: Rectangular Tamaño: 14mm x 1,2mm x 4mm Norma: ISO 6872: 2008 Sistema de medicion: (Zwick / Roell, Z050, Ulm, Alemania) Aplicación: 3 puntas Velocidad: 1mm/ min Punta- puntas: bola	(Y-TZP)	(Vafae <i>et al.</i> , 2017)
Forma: Barra Tamaño: 18mm x 4mm x 3mm Velocidad: 0.5mm/min	Vita Suprinity, (Disilicato de litio reforzado con Zirconio) y IPS e.max CAD (Disilicato de litio).	(Elsaka & Elnaghy, 2016)

Método de medición de resistencia flexural	Cerámicas evaluadas	Fuente
Prueba de flexión de 3 puntos		
Forma: discos Tamaño: diámetro 14 alto 1,1 mm Norma: no reporta Sistema de medicion: (Shimadzu Autograph AG-G, Kyoto, Japan) Velocidad: 0.5mm/min Prueba de flexión de 3 puntos	IPS Empress and Empress 2	(Albakry et al, 2003)
Forma: Barra Tamaño: 1.2 × 4.0 × 15.0 mm 15.0 × 15.0 × 1.0 mm Velocidad: 1mm/ min Aplicación: 3 puntas	Cerámica policristalina de circonio tetratronal itria (Y-TZP) y cerámica de disilicato	(Carrabba et al, 2017)
Barra de 4.0× 1.2× 25 Velocidad: 1mm/ min Aplicación: 3 puntas	e.max CAD	(Sasikala et al, 2018)
Barras 16 × 4 × 1.6 mm Velocidad: 1mm/ min	e.max CAD	(Mohammadibassir et al, 2019)
Prueba de flexión de 3 puntos		
Barra de 4 × 2 × 25 mm Velocidad: 1mm/ min Prueba de flexión de 3 puntos	e.max CAD	(Ozdogan et al, 2018)
Disco de 12x 1.2 Velocidad: 1mm/ min Prueba de flexión de 4 puntos	e.max CAD	(Kang et al, 2013)
Forma: Barra Tamaño: 2,5 mm x 2,5 mm x 16 mm Velocidad: 1mm/ min Prueba axial de 3 puntos	Disilicato de litio (e.max CAD), Disilicato de litio reforzado con Zirconio (Celtra Duo), tres resinas compuestas (Cerasmart, Lava Ultimate, Paradigm MZ100) y cerámica infiltrada con polímero (Vita Enamic).	(Tang et al, 2014)
Forma: barra Tamaño: ancho 4±0.2 Grosor 1.2±0.2 y largo 20 Velocidad: 0,5mm/ min Prueba axial de 3 puntos	IPS e.max Press	(Tang et al, 2014)
Forma: disco Tamaño: d = 14 ± 2mm, and h= 1.2 ± 0.2mm Velocidad: 0,5mm/ min Aplicación: 3 puntas Prueba axial de 3 puntos	IPS e.max Press, Initial LiSi Press and Celtra Press.	(Hallmanna et al, 2018)
Forma: barra Tamaño: 0.25 mm de ancho, 1.2 mm de grosor y una longitud de 20 mm Velocidad: 0,5mm/ min Aplicación: 2, 3 y 4 puntos Prueba axial de 3 puntos	IPS Empress	(Fischer et al, 2008)

Método de medición de resistencia flexural	Cerámicas evaluadas	Fuente
Discos 12 x 0.89 -Prueba de flexión 4 puntos	e.max ZirCAD, Ivoclar-Vivadent Vitablocs Mark II, VITA; Empress CAD, Ivoclar-Vivadent e.max CAD, Ivoclar-Vivadent; Suprinity, VITA; Celtra Duo, Dentsply	(Tangsatchatham <i>et al.</i> , 2019)
- Forma 1: Rectangular Tamaño: 12×12×1.2mm³ Prueba a 3 puntos de flexión - Forma 2: disco Tamaño: 12 × 1.20 mm Prueba a 4 puntos de flexión Velocidad: 0,5mm/ min	e.max ZirCAD, Ivoclar-Vivadent Vitablocs Mark II, VITA; Empress CAD, Ivoclar-Vivadent e.max CAD, Ivoclar-Vivadent; Suprinity, VITA; Celtra Duo, Dentsply Enamic, VITA; Lava Ultimate, 3M ESPE	(Wendler M.; <i>et al.</i> , 2016)
Riquieri et al.,2018 Discos 12 x 1.2 Prueba de flexion de 4 puntos	Zirconio-lithium silicate glass-ceramic materials (Vita Suprinity) Celtra Duo	(Riquieri <i>et al.</i> ,2018)

Tabla 3. Dimensiones y tamaño, aparato para medir, fuerza aplicada según la ISO 6872 (2015) Diseño de tabla y extracción de datos realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres *et al.*, 2021

Disilicato de Litio	Dimensiones (alto 2.5 mm, largo12mm y ancho12mm) Forma de las muestras: Cuadrada Tratamiento de la superficie de la muestra: Pulido sin bordes irregulares Sinterizado: 10 minutos a 850 ° C Termociclado: agua destilada a 37 ° C durante 24 h Resistencia Flexural y DE: Velocidad: 1 mm/min.
Celtra Duo	Dimensiones (alto 2.5 mm, largo12mm y ancho12mm) Forma de las muestras: Cuadrada Tratamiento de la superficie de la muestra: Pulido sin bordes irregulares Sinterizado: 10 minutos a 850 ° C Termociclado: agua destilada a 37 ° C durante 24 h Resistencia Flexural y DE: Velocidad: 1 mm/min.
Zirconio Traslucido	Dimensiones ((alto 2.5 mm, largo12mm y ancho12mm) Forma de las muestras: Cuadrada Tratamiento de la superficie de la muestra: Pulido sin bordes irregulares Sinterizado: por 8 minutos a 840 ° C Termociclado: agua destilada a 37 ° C durante 24 h Resistencia Flexural y DE: Velocidad: 1 mm/min.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los últimos 30 años la odontología ha evolucionado, no solo con la implementación de nuevos materiales y técnicas, sino también con respecto a la evidencia científica que respalda la aplicación de estos. Es por ello que las restauraciones totalmente cerámicas o libres de metal aparecen también para generar altos estándares de estética y mejora propiedades mecánicas que permitan mayor longevidad en los tratamientos. Es así como las recientes innovaciones en el desarrollo de la cerámica dental han llevado a una constante mejora en los sistemas restauradores cerámicos, lo que ha permitido la aplicación directa de porcelana en una base de cerámica opaca, en lugar de en una estructura metálica. (Nayar et al., 2015). Los diferentes sistemas de restauración de cerámica generalmente pueden soportar fuerzas de compresión relativamente altas y ofrecer un buen rango de resistencias a la flexión, estas restauraciones poseen una buena resistencia junto a una alta estética y pueden usarse en dientes posteriores como para anteriores (Nayar et al., 2015). Dentro de este grupo encontramos un tipo especial de cerámicas de oxidocerámica de sinterización porosa compuesta por dos fases interpenetrantes: núcleos de alúmina que representan la estructura cristalina porosa y que puede ser reforzada en un 30% del volumen con otras cristalitas (alúmina, aluminato de magnesio, zirconio), también el vidrio de aluminio de lantano que infiltra y cierra los poros de la estructura, extendiéndose desde las superficies externas hasta la interna sin formar parte de la estructura cristalina. Los estudios han demostrado que las tasas de supervivencia de las restauraciones en zirconio son altas y son comparables a las de metal-cerámica, siendo éste uno de los materiales más utilizados con mayor frecuencia para obtener restauraciones de alta estética (Montagna y Barbesei, 2012). El otro grupo de cerámicas son las que están hechas a base de silicato de litio que consiste en una cerámica vítrea de resistencia media caracterizada por una red de SiO_4 rodeado principalmente por cristales tetraedros de disilicato de litio (Glossary of Prosthodontics Therms, 2017). Sus elevadas propiedades mecánicas dependen de las microestructura, constituida por una cuota elevada) de cristales agujiformes (60% de cristalinidad) y entrelazados que obstaculizan la propagación de las fracturas, pero disminuyen las translucidez (Montagna y Barbesei, 2012). Las vitrocerámicas de disilicato de litio se emplean ampliamente en odontología

restauradora debido a sus propiedades estéticas superiores y su dureza similar a la de los dientes naturales.

Actualmente en el mercado encontramos una propuesta de un nuevo material Celtra Duo® (Silicato de Zirconio) el cual propone mejores características y además un mejor desempeño comparado con el disilicato de litio y los zirconios, cuyos principales componentes destacan el Óxido de Zirconio (ZrO_2) 10.1%, Óxido de sílice (SiO_2) 58.0%, Óxido de Litio (Li_2O) 18,5%; además de otros ingredientes menores. La resistencia flexural del material Celtra Duo está influenciada directamente por la inclusión de un 10% de óxido de zirconio que proporciona una alta resistencia. Los cristallitos formados son cuatro a ocho veces más pequeños que los cristales de los disilicatos de litio convencionales. El resultado de ello es una microestructura ultrafina que combina alta resistencia media a la flexión con un alto contenido en vidrio. Esto tiene efectos positivos sobre la luz óptica y las propiedades mecánicas del material. [\(Dentsply sirona, 2019\)](#).

Estas cerámicas se emplean en el laboratorio dental para la tecnología CAD/CAM y entre sus indicaciones tenemos: carillas finas (0,3 mm), carillas restauraciones inlays/onlays, carillas oclusales, coronas en las regiones anterior y posterior, puentes de las regiones anterior y premolar, superestructuras implantarias, pilares de implante híbridos y coronas-pilar [\(Dentsply sirona, 2019\)](#).

Una de las características más importantes que debe tener un material de restauración es la resistencia a la flexión la cual se refleja en la capacidad de un material para soportar esfuerzos de tracción y, por lo tanto, en menor riesgo de fractura [\(Enqvist et al., 2007\)](#). Se ha demostrado que la resistencia a la flexión está estrechamente relacionada con la microestructura que tiene cada cerámica, por lo que se habla de que los cambios en la translucidez de los materiales cerámicos de vidrio de disilicato de litio también podrían reflejar modificaciones de la resistencia a la flexión en consecuencia [\(Conrad et al., 2007\)](#).

Pocos estudios han evaluado la resistencia flexural del Celtra Duo® (Silicato de Zirconio), en los cuales se han planteado diferentes metodologías y se han reportado los siguientes datos según [\(Lawson et al, 2016\)](#) que reporta Celtra Duo 300 ± 16.8 MPa y Celtra Duo fired 451.4 ± 58.9 MPa (Celtra Duo fired un Celtra duo sometido a tratamiento térmico el cual no es necesario para la cristalización del material, pero que reporta una mayor resistencia a la

flexión), (Wendler et al, 2016) reporta que el Celtra Duo registro 626.84 ± 39.1 cortadas en disco y $565.80 \pm 31,78$ cortadas en barra y según (Tangsatchatham et al 2019) reporto: 687.17 ± 59.39

Dado los diferentes resultados reportados en los estudios, se requiere determinar y comparar la resistencia flexural del Celtra Duo con el Disilicato para tener criterios en selección en el material de restauración con mejores resultados ante las cargas masticatorias, las cuales corresponden en incisivos centrales y laterales a 150 N, caninos 200 N, premolares 300 y molares 400-800 N. (Sakaguchi et al, 2019).

4. OBJETIVOS

Objetivo general proyecto macro

Evaluar la resistencia flexural de tres materiales cerámicos: Celtra Duo® (Silicato de litio reforzado con Zirconio), IPS e.max® CAD (Disilicato de litio monolítico) y Zirconio Translucido (Cercon® XT).

Objetivo general de este proyecto

Evaluar la resistencia flexural de dos materiales cerámicos Celtra Duo® (Silicato de litio reforzado con Zirconio) y IPS e.max® CAD (Disilicato de litio monolítico).

Objetivos específicos de este proyecto

- Determinar la resistencia flexural de los materiales cerámicos Celtra Dou® (Silicato de litio reforzado con Zirconio) y IPS e.max® CAD (Disilicato de Litio monolítico).
- Comparar la resistencia flexural de los materiales cerámicos Celtra Dou® (Silicato de litio reforzado con Zirconio) y IPS e.max® CAD (Disilicato de Litio monolítico).

5. METODOLOGÍA DEL PROYECTO

5.1 Tipo de estudio: *experimental invitro*

5.2 Población y muestra:

Tamaño de muestra: Con base en un estudio piloto se calculó el tamaño de muestra para todo el macroproyecto en el que se incluyeron los materiales: Celtra Duo®, Cercon® XT e IPS e.max® CAD, basado en un poder del 80% y un error del 0.05 teniendo en cuenta la diferencia entre la resistencia flexural promedio de las láminas de Di-silicato de Li de [709,34621 N/mm²] y las de Zirconio Translucido [924,41921 N/mm²]. De tal manera que el tamaño de muestra requerido fue de 16 unidades muestrales por grupo para un total de 48 láminas.

Descripción de la muestra: Láminas rectangulares de *Silicato de Zirconio* y *Disilicato de Litio* de 12mm de largo, 4mm de ancho y 3mm de [ISO 6872-2015; Wendler et al, 2017; Lawson et al, 2016]

Distribución de grupos de estudio:

Grupo control	Láminas de Disilicato de litio [12mm -l X 4 mm-w X 3mm -h] [IPS e.max® CAD- Ivoclar Vivadent- Schaan, Liechtenstein]
Grupo experimental	Láminas de Silicato de litio reforzado con Zirconio [12mm -l X 4 mm-w X 3mm -h] [Celtra Duo® - Dentsply Sirona- York, Pensilvania , Estados Unidos]

Criterios de selección

Criterios de inclusión:

- Láminas de disilicato de litio y de Silicato de Zirconio de 12mm -l X 4 mm-w X 3mm - h.

Criterios de exclusión

- Láminas que presenten alteraciones en algunas de sus dimensiones.
- Láminas que en el momento de su preparación hayan presentado algún tipo de fractura, deformación o imperfección.

5.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información

Estudio piloto

Se realizó un estudio piloto con 5 muestras por cada grupo de estudio del macro proyecto con el fin de estandarizar el método de fabricación, de evaluación de resistencia flexural y para calcular el tamaño de muestra. Las muestras se fabricaron siguiendo el mismo procedimiento que está descrito en preparación de las muestras y se sometieron al método de evaluación de resistencia flexural establecido por norma ISO 6872:2015, que también está descrito más adelante en esta sección.



Figura 2. Calibración de las muestras. Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al, 2021

1. Preparación de las muestras:

Fabricación de las láminas- Método de corte por medio del sistema CAD-CAM

Disilicato de li: Las láminas se diseñaron en el software Cinema 4D mediante una maqueta digital de fresado de 1 lámina por cubo de material (LDS: IPS e.max® CAD- LT A3 Blanks) , ésta se transfirió por medio de un archivo STL a la fresadora inteligente [Sirona Dental Systems MCXL – Bensheim, Germany encargada de fresar los bloques de disilicato de Li [IPS e.max® CAD- Ivoclar Vivadent- Schaan, Liechtenstein], utilizando las fresas Step Bur 12S (#E12754) y la Pointed Bur 12S (#E73383) que seccionaron las láminas bajo chorro de agua en fase cristalina intermedia. Las láminas se fraccionaron de acuerdo con las medidas establecidas

por la norma ISO 6872:2015 (12mm -l X 4 mm-w X -3mm -h.). Este material por sus propiedades no requirió ser sinterizado, por ello después de fresar los bloques se procedió solo a pulir las muestras con puntas siliconadas de la marca “J” de la referencia LS9876F.HP.040 y LS9876M.HP.040, al tiempo que se calibraron las láminas con un calibrador digital “Pie De Rey 6 Pulgadas” Rm813 de la marca Ubermann (figura 2) y fueron conservadas en agua destilada por 24 horas.

Silicato de zirconio: Las láminas se diseñaron en el software Cinema 4D una maqueta digital de fresado de 4 láminas por cubo de material (SLZ: Celtra Duo® - HT BL2 C14), ésta se transfirió por medio de un archivo STL a la fresadora inteligente [Sirona Dental Systems MCXL - Bensheim, Germany encargada de fresar los bloques de Silicato de Zirconio [Celtra Duo® - Dentsply Sirona- York, Pensilvania, Estados Unidos], utilizando las fresas Step Bur 12S (#E12754) y la Pointed Bur 12S (#E73383) que seccionaron las láminas bajo chorro de agua en fase cristalina intermedia. Las láminas se fraccionaron de acuerdo con las medidas establecidas por la norma ISO 6872:2015 (12mm -l X 4 mm-w X -3mm -h.).Este material por sus propiedades no requirió ser sinterizado, por ello después de fresar los bloques se procedió solo a pulir las muestras con puntas siliconadas de la marca “J” de la referencia ZIR9866.HP.040 y ZIR9866F.HP.040, al tiempo que se calibraron las láminas con un calibrador digital “Pie De Rey 6 Pulgadas” Rm813 de la marca Ubermann y las muestras fueron conservadas en agua destilada por al menos 24 horas.

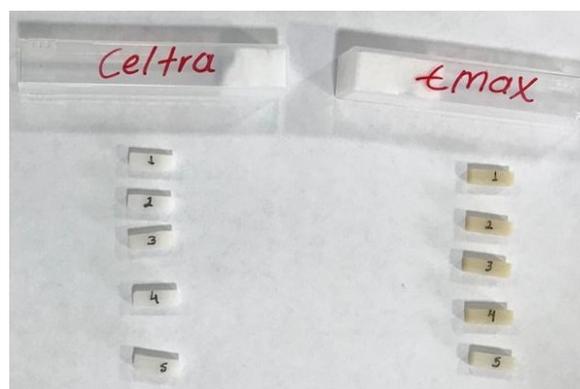


Figura 3. Distribución parcial de las láminas previa a su falla Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al, 2021

2. Evaluación de la resistencia flexural

Luego de retirar las láminas del agua destilada, se secaron con toallas de papel absorbente (Figura 3) y colocarán una a una en la base del texteador de flexión de la maquina universal de pruebas [Autograph AG-IS 5KN- Shimadzu- Kyoto- Japón], a tres puntos, verificando un correcto asentamiento de cada una de ellas (Figura 4). Pasado esto, se programará el texteador a una velocidad de cruceta de 1 mm / min hasta llegar al punto de fleje de cada lámina cuyo resultado será anotado una a una hasta completar el total de muestras y su La resistencia a la flexión se calculó de acuerdo con la fórmula establecida por la norma ISO 6872:2015 (Wendler et al, 2017; Lawson et al, 2016).

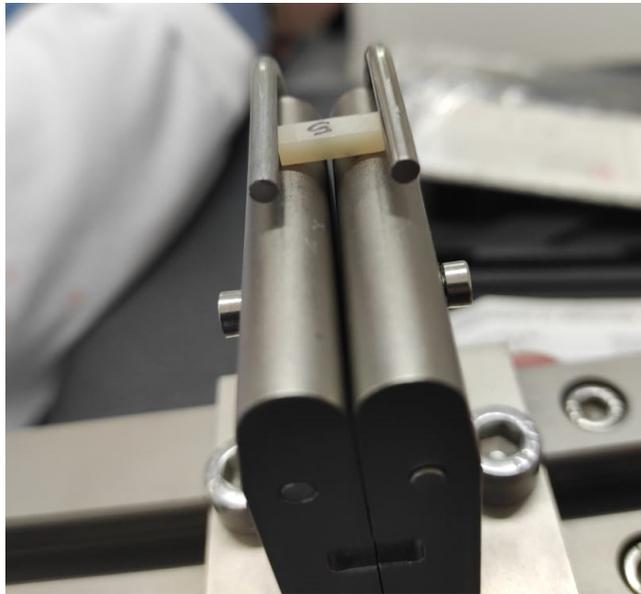


Figura 4. Posicionamiento de las muestra en la maquina universal de prueba de flexión de tres puntos
Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al, 2021

En la prueba de flexión de tres puntos de cada muestra tanto del grupo control como el del Celtra Duo se colocó sobre dos soportes redondeados en la longitud del tramo ($L = 12$ mm) paralelos entre sí. Y se cargaron uniaxialmente en el centro (diámetro $\frac{1}{4}$ 4 mm, a una velocidad cruceta de $\frac{1}{4}$ 0,5 mm / min) hasta que se falló cada una de las muestras (Figura. 5). La carga de falla se registró en Newton (N) y se determinó mediante el punto más alto de la curva de carga producida por el software de las máquinas de prueba universal (Testexpert, Versión 12, Zwick, Ulm, Alemania). La resistencia a la flexión se calculó con la fórmula

establecida por la norma ISO 6872:2015 en el software de la maquina universal de pruebas [Autograph AG-IS 5KN- Shimadzu- Kyoto- Japón] y se reportó los resultado en MPa



Figura 5. Falla de una de las muestras. Foto realizada por Ruiz & Tirado, 2021; Camacho-Peres et al., 2021

5.4 Plan de análisis de la información

Hipótesis estadísticas de este proyecto

Hipótesis Nula H0: No existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia flexural del Disilicato de Li maquinado y el Silicato de litio reforzado con Zirconio.

Hipótesis alterna H1: existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia flexural del Disilicato de Li y el Silicato de litio reforzado con Zirconio, teniendo mayor resistencia flexural el disilicato de litio

Hipótesis alterna H2: existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia flexural del Disilicato de Li y el Silicato de litio reforzado con Zirconio, teniendo mayor resistencia flexural silicato de zirconio

Hipótesis estadísticas proyecto general

Hipótesis Nula H0: No existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia flexural del Disilicato de Li maquinado, el zirconio translucido Silicato de litio reforzado con Zirconio.

Hipótesis alterna H1: existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia flexural del Disilicato de Li maquinado, el zirconio translucido y el Silicato de litio reforzado con Zirconio, teniendo mayor resistencia flexural el disilicato de litio.

Hipótesis alterna H2: existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia flexural del Disilicato de Li maquinado, el zirconio translucido y el Silicato de litio reforzado con Zirconio, teniendo mayor resistencia flexural silicato de zirconio.

Hipótesis alterna H3: existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia flexural del Disilicato de Li maquinado, el zirconio translucido y Silicato de litio reforzado con Zirconio, teniendo mayor resistencia flexural el zirconio translucido.

Nota importante: se establecieron las hipótesis para tres grupos debido a como se explicó anteriormente, este proyecto hace parte de un proyecta macro y el análisis se hará en macro.

Reporte de datos

Los resultados en Newton (N) se convirtieron a MPa, utilizando la fórmula indicada por la norma ISO 6872: 2008:

$$\text{MPa} = 3NI / 2bd^2.$$

Donde

- MPa = Resistencia a la fractura en MegaPascal
- N = Carga de fractura
- I = distancia entre puntos de apoyo,
- b = ancho lamina
- d = espesor lamina

Análisis descriptivo

De esta manera los resultados de la resistencia flexural fueron finalmente reportados en MPa y fueron analizados descriptivamente mediante medidas de tendencia central. Dado que estos datos paramétricos se usaron promedios $[X]$ y desviaciones estándar $[DS]$.

Análisis comparativo

Para determinar si los datos seguían una distribución normal se utilizó la de prueba Shapiro-Wilk debido a que los datos si tuvieron una distribución normal los datos fueron compararon mediante la prueba de ANOVA y la prueba post-hoc de Bonferroni. Todas las pruebas se realizaron con un 95% de confiabilidad.

6. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Este estudio es un estudio experimental in vitro en el cual no se utilizarán muestras de procedencia humana o animal por tal razón no tiene ningún tipo de compromiso ético. [RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993, Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud]

7. RESULTADOS

Al analizar los datos de manera descriptiva se observó que la mayor resistencia a la flexión la presentó el grupo de láminas de Zirconio Translucido.

Al aplicar la prueba ANOVA para comparar los 3 grupos, se encontraron diferencias significativas entre la resistencia a la flexión los tres materiales ($p=0,0003$)

Al comparar los grupos entre sí se encontró que los grupos que las láminas de Láminas de Zirconio Translucido y Láminas de Disilicato de litio presentan una resistencia a la flexión significativamente similar ($p=0,963$).

Tabla 4. Resistencia flexural en MPa de los diferentes grupos de láminas evaluadas. [Diseño de la tabla y análisis estadístico David Diaz Báez, datos suministrados por Ruiz y Tirado, 2021 Camacho-Peres et al., 2021]

	Láminas de Disilicato de litio	Láminas de Silicato de Litio reforzado con Zirconio	Láminas de Zirconio Translucido	Valor p
	Promedio (DS)	Promedio (DS)	Promedio (DS)	
MPa	260.3±69.6 ^B	157.33±28.4 ^{AC}	291.87±134.5 ^B	0.0003

Al comparar el grupo de Láminas de Silicato de Litio reforzado con Zirconio se encontró que este presentó una resistencia flexural significativamente menor al compararlo con el grupo de las Láminas de Disilicato de litio $p=0.006$ y de Zirconio Translucido $p=0.000$ Ver tabla 4 y figura 6.

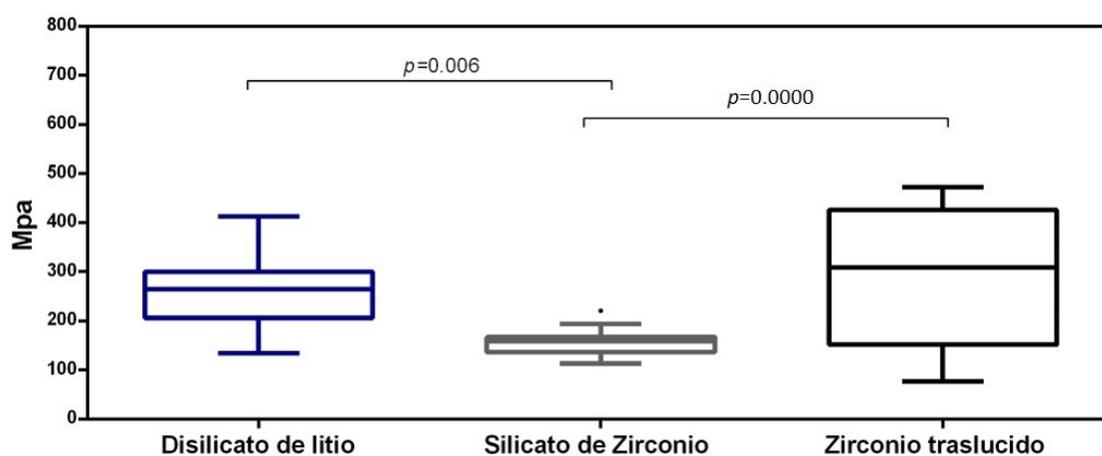


Figura 6. Box Plot de los resultados en MPa [Diseño figura y análisis estadístico David Diaz Báez, datos suministrados por Ruiz y Tirado, 2021 Camacho-Peres et al., 2021]

8. DISCUSIÓN

A. Datos de resistencia flexural marcas comerciales Silicato de Litio reforzado con zirconio MPa (Celtra Duo®)

Marca	Resistencia flexural en MPa
Dentsply Sirona	Celtra Duo® - 210 MPa Glazed - Fired Celtra Duo ® - 370MPa

B. Datos de resistencia flexural marcas comerciales Disilito de Litio Monolitico MPa

Marca	Resistencia flexural en MPa
Ivoclar Vivadent	360 MPa

1. Resultados similares con Silicato de Li reforzado con zirconio

REFERENCIA	MARCA USADA	MÉTODO USADO (incluir tamaño de láminas Tipo de prueba de flexión)	RESULTADOS DESCRIPTIVOS PROMEDIO(DS) en MPa
Lawson et al., 2016	Dentsply Sirona	Platos de 2.5 mm × 2.5 mm × 16 mm Prueba de flexión de 3 puntos	300.1±16.8 451.4±58.9
D'Arcangelo et al., 2016	Dentsply Sirona	Platos 12 x 2 Prueba de flexión biaxial	370
Schweitzer et al.,2020	Dentsply Sirona	Platos de dimensiones de 17 mm x 4 mm x 1 mm Prueba de flexión 4 puntos	189.02 ±25.5

2. Resultados contrarios Silicato de Li reforzado con zirconio

REFERENCIA	MARCA USADA	MÉTODO USADO (incluir tamaño de láminas Tipo de prueba de flexión)	RESULTADOS DESCRIPTIVOS PROMEDIO(DS) en MPa
Wendler et al., 2017	Dentsply Sirona	Forma 1: Rectangular (Platos) Tamaño: 12×12×1.2mm ³ Forma 2: Discos Tamaño: 12 × 1.20 mm Prueba de 3 puntos para la forma 1	626.84 565.80

		Prueba de 4 puntos para la forma 2	
Riquieri et al.,2018	Dentsply Sirona	Discos 12 x 1.2 Prueba de flexión de 4 puntos	251.25
Tangsatchatham et al., 2019	Dentsply Sirona	Discos 12 x 0.89 Prueba de flexion 4 puntos	687.17 ±59.39

3. Resultados similares con Disilicato de Li monolítico

REFERENCIA	MARCA USADA	MÉTODO USADO (incluir tamaño de láminas Tipo de prueba de flexión)	RESULTADOS DESCRIPTIVOS PROMEDIO(DS) en MPa
Kang et al., 2013	Ivoclar Vivadent	Disco de 12x 1.2 Prueba de flexión de 4 puntos	408.3 ± 85.9
Tang et al., 2014	Ivoclar Vivadent	Barras de 30mm x 6mm x 4 mm Prueba de flexión de 3 puntos	354.46 ± 30.27
Mohammadibassir et al., 2017	Ivoclar Vivadent	Barras 16 × 4 × 1.6 mm Prueba de flexión de 3 puntos	283.35 ± 49.85

2. Resultados contrarios con Disilicato de litio monolítico

REFERENCIA	MARCA USADA	MÉTODO USADO (incluir tamaño de láminas Tipo de prueba de flexión)	RESULTADOS DESCRIPTIVOS PROMEDIO(DS) en MPa
Sasikala et al., 2018	Ivoclar Vivadent	Barra de 4.0× 1.2× 25 Prueba de flexión de 3 puntos	221.660 ± 32.5917
Ozdogan et al., 2018	Ivoclar Vivadent	Barra de 4 × 2 × 25 mm Prueba de flexión de 3 puntos	182.14 ± 34.33

Al comparar un material de restauración con otro es importante tener en cuenta varias consideraciones, debido a que la composición de cada cerámica puede influir en la variación de sus características, bien sean de resistencia o estética. Por ello es de gran importancia que el odontólogo tenga en cuenta estas variantes, y así, según el caso a restaurar pueda tener el criterio para escoger el material más acorde. Las cerámicas de DL tienen una microestructura compuesta por un 70% de pequeños entrelazamientos y cristales de disilicato de litio orientados aleatoriamente haciendo que las grietas se desvíen, ramifiquen o rompan; esto reduce su propagación. Su resistencia flexural se han reportado aproximadamente en 360 MPa para e.max CAD y varios autores como [Mohammadibassir et al., 2017](#), [Tang et al., 2014](#) y [Kang et al., 2013](#); reportan valores similares. Hoy en día se encuentra en el mercado materiales con propiedades similares a las del DL, es el caso del Celtra Duo; el cual propone un tiempo de trabajo reducido en comparación con el DL, a causa de que no es necesario realizar un proceso de cristalización y puede ser inmediatamente cementado tras el tallado en la fresadora, según lo sugerido por la casa comercial. Esto hace que sea especialmente adecuado para la fabricación en consultorio de incrustaciones tipo onlays. Esto ha sido contrarrestado en algunos estudios como el de [D'Arcangelo et al., 2016](#); quienes sugieren un ciclo de cristalización, ya que de esta forma se optimiza la estética y se puede aumentar la resistencia a la flexión de 210 MPa a 370 MPa. Así mismo autores como [Wendler et al., 2017](#) y [Tangsatchathamet al., 2019](#), reportan valores de resistencia flexural contrarios a los reportados por la misma casa comercial, siendo estos valores mucho mayores y utilizando métodos de medición similares a los empleados en este estudio. Es así como en la presente investigación se diseñaron muestras rectangulares con medidas estandarizadas dadas por la norma ISO 6872:2015 y con ellas se evaluó la resistencia flexural en una prueba de flexión de tres puntos, ya que este método ha demostrado ser apropiado para las pruebas de resistencia a la flexión de materiales cerámicos. Sin embargo, esta técnica no es el gold standard y podemos encontrar estudios como los de [Riquieri et al., 2018](#), [Sasikala et al., 2018](#) o [Ozdogan et al., 2018](#); que difieren por utilizar una medición de la resistencia flexural por medio muestras en forma de discos mediante una prueba de flexión de 4 puntos (otra posibilidad de evaluar la resistencia flexural según la ISO 6872:2015). Lo que podría explicar la variación en los resultados obtenidos en los distintos estudios, esto debido a cambios en el estado de tensión en la placa, que resultan principalmente del efecto de refuerzo del material adicional

en los bordes, así como el espesor y la solidez estructural de los especímenes testeados. Lo anterior también es soportado por [Wendler et al., 2017](#) quienes en su estudio utilizaron una prueba de flexión de tres puntos para el grupo control como para el grupo del Celtra Duo, cuyas muestras no fueron cristalizadas y se cargaron uniaxialmente en el centro (diámetro $\frac{1}{4}$ 4 mm, a velocidad cruceta de $\frac{1}{4}$ 0,5 mm/min), hasta su falla. Lo que arrojó resultados contrarios a los sugeridos por las casas comerciales.

Existe una fuerte evidencia de que la cristalización del Celtra Duo (Fired) cumple un valor crucial en el proceso de mejora de la microestructura y con ello el aumento de la resistencia flexural del material o de las propiedades mecánicas de éste. [Riquieri et al., 2018](#), demostraron en su estudio que los especímenes cuyos bloques habían sido previamente cristalizados, presentaban valores más altos de resistencia flexural, tenacidad a la fractura y dureza Vickers; en comparación con aquellos que no. Teniendo un efecto positivo en la reducción de defectos naturales por la cristalización del porcentaje de zirconio presente o debido a un cambio significativo en la microestructura, probablemente debido al componente vítreo que fluye durante el calentamiento. Esto se evidenció con la reducción de cualquier defecto creado durante el proceso de fabricación, con la consecuente mejora de las propiedades mecánicas de aquellos especímenes tratados térmicamente. Adicionalmente se encontró particularmente un cambio importante en la microestructura de silicatos de litio parcialmente cristalizados a totalmente cristalizados, principalmente, el crecimiento de granos de silicato de litio. También se encontró que el zirconio se dispersó en la fase vítrea y sufrió una disminución de tamaño después de la cristalización.

Estudios como los de [Tangsatchathamet al., 2019](#), mostraron que la resistencia flexural en algunas ocasiones se encuentra influenciada por el material de revestimiento cuando esta técnica es aplicada (técnicas híbridadas), dada sus interacciones. Esto contrasta con lo expuesto por [Schweitzer et al., 2020](#) quienes refieren que se pueden aplicar una o más cocciones de glaseado posteriores en situaciones de restauraciones estéticas.

Como ya se ha dicho, materiales como el Celtra Duo podrían conseguir reducción en el proceso de restauraciones de un solo diente finalizadas en la práctica dental sin recurrir a varios tratamientos en el horno. Lo que no es posible con las cerámicas de DL, debido a que la etapa precristalina (color violeta) requiere una cocción de cristalización. Sin embargo, la

cocción de ZLS va acompañada de un aumento de la resistencia a la flexión, que el fabricante especifica en un valor de 210 MPa "inicial" y 370 MPa "después de la primera cocción de glaseado". Estos resultados son respaldados de acuerdo a lo encontrado en este estudio. No obstante el fabricante da instrucciones específicas para la velocidad de calentamiento y el tiempo de mantenimiento, para evitar desviaciones en los valores. Una de ellas es que sin ninguna excepción, la temperatura máxima de cocción debe ser de 820 ° C, la cual no debe excederse.

En este estudio la resistencia flexural de láminas de disilicato de litio fue estadísticamente mayor (260,31MPa \pm 69,06) con respecto a las de Silicato de Zirconio (157.33MPa \pm 28,4), con un valor p =0.000. El mismo comportamiento fue observado al realizar la evaluación medida en MPa, mostrando una distribución normal. Estos resultados no fueron comparables con los de otros estudios como el de [Riquieri et al., 2018](#). Básicamente porque en la presente investigación no fueron tratadas en el horno todas las muestras y los procesos de cocción cambian la microestructura de la cerámica (incluido el Zirconio), que también está "reduciendo" defectos y grietas causadas por el proceso de fabricación. De acuerdo a [Lawson et al., 2016](#), el aumento de resistencia observado con un ciclo de cocción de Celtra Duo no se debe a una cristalización adicional, ya que no se observa ninguna diferencia en la microestructura cristalina cuando se realiza un análisis por SEM del Celtra Duo tratado térmicamente. Es probable que el ciclo de cocción mejore la resistencia al curar cualquier defecto creado durante el proceso de fabricación. De hecho, se ha demostrado que el tratamiento térmico después del maquinado en disilicato de litio CAD mejora su resistencia. Es importante destacar que las vitrocerámicas ZLS se comercializan en un estado pre-procesado y están disponibles como bloques de cerámica pre-fabricados para producción mecanizada/sustractiva. Lo que permite menos defectos internos, una restauración cerámica confiable y de alta calidad; con características compatibles para restauraciones en especial para restauraciones tipo incrustación.

9. Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este macroproyecto se puede concluir que:

- La resistencia flexural del disilicato de litio y del zirconio translucido fueron estadísticamente similares.
- La resistencia silicato de litio reforzado con zirconio fue estadísticamente menor con respecto al los grupos de disilicato de litio y del zirconio translucido

10. Referencias

Abdulla F, Khamis H, Milosevic A, Abuzayda M. Convergence angles of all-ceramic full crown preparations performed in Dubai private practice. *J Clin Exp Dent*. 2018 Dec 1;10(12): e1192-97

Álvarez-Fernández MA, Pena-Lopez JM, Gonzalez-Gonzalez IR, Olay-Garcia MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE*. 2003; 8(5):525-46.

Angerame D, De Biasi M, Agostinetti M, Franzò A, Marchesi G. Influence of preparation designs on marginal adaptation and failure load of full-coverage occlusal veneers after thermomechanical aging simulation. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Feb 20.

Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater*. 2001 May;17(3):260-7.

Archangelo KC, Guilardi LF, Campanelli D, Valandro LF, Borges ALS. Fatigue failure load and finite element analysis of multilayer ceramic restorations. *Dent Mater*. 2019 Jan;35(1):64-73.

Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. *Braz Oral Res*. 2018;32:e001.

Blatz M, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am*. 2019 Apr, 63 (2), 175-197

Bona D, Benetti A, Borba P, Dileta C. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res*. 2008 Jan-Mar;22(1):84-9.

Bottino MA, Salazar-Marcho SM, Leite FP, Vasquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont*. 2009 Jul;18(5):417-20.

Caparroso C, Duque J. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. *2010 Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2010 Julio (1):88-108

Cardoso P, Decursio R. *Ceramics veneers, contact lent and fragment*. 1a ed. Sao Pablo; Editorial Ponto. Brazil; 2018.

Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, Ferrari M. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent*. 2017 May;60:70-76.

Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, Ferrari M. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent*. 2017 May; 60:70-6.

Chaar MS, Passia N, Kern M. All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses: An update. *Quintessence Int.* 2015 Oct;46(9):781-8.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 Nov;98(5):389-404.

D Li, XC Li, Z Z Zhang, SF Zhang, L. He. Understanding the mechanism for the mechanical property degradation of a lithium disilicate glass-ceramic by annealing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Feb;78:28-35.

D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent.* 2016 Mar;115(3):350-5.

Dentsply Sirona, [Internet]. Alemania: Celtra Duo Sirona, It b2, c14 - Dentsply Sirona. [cited 2019 Abr 04]. Available from: <https://www.dentsplysirona.com/es-ib/productos/restauradora/restauracion-indirecta.html/restorative/indirect-restoration/ceramics/cad-cam-ceramics/celtra-duo/p/det-5365411065/c/1000405.html>

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016 Jul;32(7):908-14.

Engqvist, H, Kraft L, Lindqvist K, Ahnfelt N, Hermansson, L. Flexural strength measurement of ceramic dental restorative materials. *J. Adv. Mater.* 2007, 39(1):41-5.

Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesion clinical protocol. *Int J Esthet Dent* 2017; 12:482-502.

Fischer J, Stawarczyk C, Hämmerle C H F. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent.* 2008 May;36(5): 316-21.

Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003 Oct;23(5):467-79

Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition *J Prosthet Dent.* 2017 May;117(5S):e1-e105.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015 May-Jun;28(3):227-35.

Hallmann L, Ulmer P, Gerngross MD, Jetter J, Mintrone M, Lehmann F, Kern M. Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater.* 2019 May;35(5):713-729.

ISO 6872:2015. Dentistry -Ceramic materials. Vernier, Geneva, Switzerland: 2015 . 8-14P

Ivoclar Vivadent, [Internet]. Alemania: IPS e.max [cited 2019 Abr 04]. Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com/es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-emax-press>

Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod*. 2013 Aug;38(3):134-40.

Konstantinidis I, Trikka D, Gasparatos S, Mitsias ME. Clinical outcomes of monolithic zirconia crowns with CAD/CAM technology. A 1-year follow-up prospective clinical study of 65 patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2018 Nov 12;15(11).

Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent*. 2018 Jul;120(1):132-137.

Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2016 Nov;32(11):e275-e283

Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2016 Nov;32(11): e275-e283.

Martínez F, Pradíes G, Suarez M, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007 Dic; 12(4), 253-263.

McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent* 1991; 16:149-56.

Ministerio de Salud. Normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Resolución 8430 de 1993. Bogotá: Ministerio de Salud- República de Colombia. 1993

Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent*. 2017 Nov;118(5):658-65.

Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28(1): e172-e180.

Montagna A, Barbesi F. Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM. 1ª ed. Venezuela: editorial Amolca; 2012.

Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent*. 2016 Nov;7(4):347-354.

Muñoz-Fernández I, Florio-Mogollones R, Velásquez-Castilla M. Flexural resistance of esthetic materials used by indirect restoration: A Comparative in vitro Study. *Int. J. Odontostomat*. 2013 Aug; 7(2): 315-8.

Nayar S, Aruna U, Bhat WM. Enhanced aesthetics with all ceramics restoration. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015 Apr;7(Suppl 1): S282-4.

Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Renata Marques de M. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Braz Oral Res.* 2018 Jun 11;32:e53.

Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent* 2001; 29: 35-41.

Ozdogan A, Yesil Duymus Z. Investigating the Effect of Different Surface Treatments on Vickers Hardness and Flexural Strength of Zirconium and Lithium Disilicate Ceramics. *J Prosthodont.* 2020 Feb;29(2):129-135.

Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018 Jun;119(6):987-93.

Pilathadka S, Vahalová D. Contemporary All-Ceramic Materials - Part 1. *Acta Medica (Hradec Kralove).* 2007;50(2):101-4.

Pineda É, Escobar J, Latorre F, Villarraga J. Comparación de la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos anteriores. Análisis por elementos finitos. *2019 Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2013 July; 25(1):44-75.

Pini N, Baggio F, Nunes D, Lovadino R, Suga T, Corrêa R. Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2012; 4: 9-16

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. *Dent Mater.* 2018 Oct;34(10):1483-1491.

Rosenstiel S, Land M, Fujimoto F. *Prótesis fija contemporánea.* 4ta.ed. España; Elsevier; 2009.

Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials.* Chapter 4. 14th ed. Missouri. Elsevier. 2019.

Sasikala C, Chander NG. Comparative Evaluation of Flexural Strength of Nano-zirconia-integrated Pressable Feldspathic and Lithium Disilicate Ceramics. *J Contemp Dent Pract.* 2018 Mar 1;19(3):339-44.

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. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Jan;18(104)

Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2018 Apr;119(4):593-9.

Shillimburg H, Jacobi R, Brackett S. Principios básicos en las preparaciones dentarias para restauraciones de metal colado y cerámica. 1era. ed. Barcelona; Editorial Quintessence; 2000.

Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017 Aug;118(2):216-20.

Tang X, Tang C, Su H, Luo H, Nakamura T, Yatani H. The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.max Press. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014 Dec;40:390-6.

Tangsatchatham S, Juntavee N. Flexural strength of various types of computerized machinable ceramic veneered to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic upon different hybridized techniques. *Clin cosmet investing dent.* 2019 Apr; 2:11:61-71

Tuzzolo Neto H, do Nascimento WF, Erly L, Ribeiro RA, Barbosa JS, Zambrana JM, Raimundo LB, Mendes CDS, da Silva IP Jr, Mesquita AMM, Salgado DMRA, Costa C. Laminated veneers with stratified feldspathic ceramics. *Case Rep Dent.* 2018 6; 2018: 5368939.

Venturini AB, Prochnow C, May LG, Bottino MC, Felipe Valandro L. Influence of hydrofluoric acid concentration on the flexural strength of a feldspathic ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015 Aug; 48:241-8.

Wang F, Yu T, Chen J. Biaxial flexural strength and translucent characteristics of dental lithium disilicate glass ceramics with different translucencies. *J Prosthodont Res.* 2019 May 11. pii: S1883-1958(19)30256-7.

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 Jan;33(1):99-109

Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018 Apr; 34(4):238-42.

Yan J, Kaizer MR, Zhang Y. Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Dec;88:170-175.