Comportamiento mecánico de coronas monolíticas en disilicato de litio versus coronas monolíticas en silicato de litio reforzado con zirconio.

Villamil Polo Pablo Alejandro Od, Esp., Pabuena Posada Johann Enrique Od., Alvarado González Carmen Beatriz Od., Campo Alguero Diana Carolina Od.

Correspondencia: jpabuena@unicoc.edu.co

RESUMEN

Objetivo: Evaluar el comportamiento mecánico de coronas monolíticas en Disilicato de lito frente a coronas monolíticas en Silicato de litio reforzado con zirconio.

Materiales y Métodos: Tipo de estudio es cuasiexperimental con diseño in vitro. La población de estudio fue un diente 36 preparado y replicado 21 veces por medio de una impresora 3D, ubicados en un cubo de acrílico divididos en 3 grupos, grupo control: e.max CAD, grupo experimental 2: Celtra Duo, grupo experimental 3: Vita Suprinity. Las coronas fueron maquinadas, cementadas y posteriormente sometidas a carga axial hasta llegar a la falla intencional.

Resultados: Grupo control (e.max CAD):1061,54 N, grupo experimental 2 (Celtra Duo): 805,89 N, grupo experimental 3 (Vita Suprinity): 690,68 N; el análisis de varianza muestra un *p valor* inferior al alfa de 0,05 ($p < 0.05$) por lo tanto existen diferencias significativas entre las coronas monolíticas ante cargas axiales, donde según la prueba de Tukey las coronas con mayor promedio de resistencia son las del grupo control (e.max CAD).

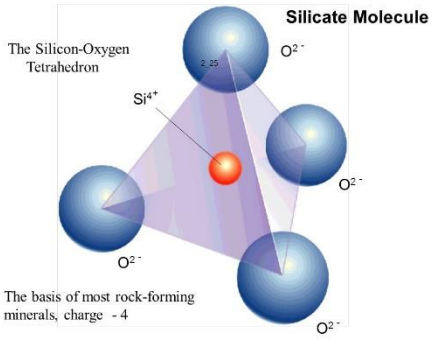
Conclusiones: La resistencia a la fractura de las coronas monolíticas de e.max CAD fue superior (1,061.54 N) frente a las coronas monolíticas de Celtra Duo y Vita Suprinity en carga axial estática. Para este estudio el refuerzo de óxido de zirconio en la fase vítrea de Silicato de Litio no fue significativo para aumentar la resistencia a la fractura de (Vita Suprinity y Celtra Duo) comparado con Disilicato de litio (e.max CAD). **Palabras Clave:** *Resistencia flexural, Disilicato de litio, Silicato de litio reforzado con Zirconio, Coronas monolíticas, cerámicas vítreas, CAD-CAM.*

INTRODUCCIÓN

En la actualidad se busca que las restauraciones odontológicas tengan un material que sea estable, funcional, estético y biocompatible. Ya que existe interés en sustituir la prótesis dental fija o restauraciones individuales con estructura metálica por otros

biomateriales que logren mayor satisfacción estética para el paciente. Recientemente se han reformado diferentes materiales de gran importancia para las restauraciones que cumplan con propiedades estéticas y de resistencia; como es el caso del disilicato de litio que se ha modificado con óxido de zirconio en un menor porcentaje buscando mejorar la resistencia flexural. En la microestructura de los materiales vitrocerámicos como es el caso del disilicato de litio (1). Se tiene en cuenta a este material de forma evolutiva, inicialmente se introdujo como refuerzo a cerámicas de recubrimiento, posteriormente se modificó mejorando sus propiedades mecánicas para la realización de restauraciones en el sector anterior y posterior. Para obtener una restauración maquinada (2) es necesario que el material se encuentre en color morado azulado en estado precristalizado que corresponde a metasilicato de litio (Li_2SiO_3), esto facilita su preparación en la fresadora y posteriormente un proceso de cristalización en horno de cerámica para alcanzar el estado final de

Imagen 1. Gráfica de la molécula de Silicato de Litio.



disilicato de litio ($Li_2Si_2O_5$) **(Imagen 1)**, todo lo anterior va relacionado al cambio de la microestructura del material (3) el proceso térmico las moléculas de Silicio se organizan de tal forma que existe un cambio en la microestructura que está compuesta aproximadamente por un 70% por cristales de metasilicato de Litio 0,2 a 1,0 µm en una red de tetraedros de Silicato (SiO_4), (4) Ivoclar Vivadent ® Reporta que existe una contracción lineal del 0,2% después del proceso de cristalización lo cual trae cambios importantes en el material (5-6), la contracción generada puede crear microespacios que afectan la estabilidad del material y el ajuste interno de las restauraciones, basados en las indicaciones del fabricante y la literatura revisada (6), Las propiedades mecánicas dependerán de la organización estructural y no

directamente de la composición química. El objetivo del presente estudio fue evaluar la resistencia a la fractura de coronas monolíticas en disilicato de litio frente a coronas monolíticas en silicato de litio reforzado con zirconio.

MATERIALES Y MÉTODOS

Estudio cuasiexperimental *IN-VITRO*. La población para este estudio se obtuvo a partir de un archivo STL del diente 36 **(Imagen 2)**, posteriormente se imprimió una copia en 3D para realizar una preparación para corona individual estandarizada a 2mm (reducción oclusal) 1,5 (reducción axial) 1,0 (línea terminal tipo chamfer pesado) **(Imagen 3),** según indicaciones de los fabricantes, se escanea para verificar el espacio disponible para el material restaurador, realizando la superposición de archivos con 21 copias en 3D a 25 µm de exactitud en la impresora Form 2 (Form Labs ®). Se diseñó una restauración monolítica en el software inLab MC X5, inicialmente se deja espacio para agente cementante de 70 µm para prueba piloto, la adaptación marginal a 70 µm no permitía la pasividad de la restauración para lo cual se aumentó el espaciador de cemento a 90 µm para 7 coronas e.max® CAD, 7 coronas Vita Suprinity®, 7 coronas Celtra ® Duo, para un total de 21 coronas maquinadas en la fresadora de cuatro ejes MCX5 Dentsply Sirona®. Los grupos de cada material **(Imagen 4),** fueron llevados a procesos de cristalización (e.max® CAD a 840°C por 20 min, Vita ® Suprinity a 840°C por 20 min.) y el grupo de (Celtra® Duo) recibió glaseado a 820°C por 26min, los procesos se realizaron en el horno de cerámica VITA VACUMAT ® 6000 según indicaciones de temperatura de los diferentes fabricantes. Se realizó protocolo de cementación adhesiva en cerámicas vítreas a base de disilicato de litio con productos de casa comercial 3M con cemento resinoso adhesivo Relyx® Ultimate 3M a 5kg/fuerza **(Imagen 5)** y posteriormente se someten los grupos de coronas a fuerza axial hasta la falla en el sistema universal de ensayos mecánicos (Instron® 3345) **(Imagen 6)**, se aplicó el análisis estadístico

para comparación de medias con la prueba de Tukey.

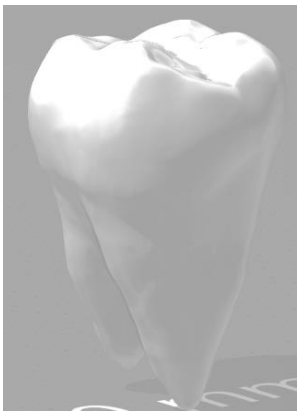


Imagen 2: Visualización archivo STL diente 36.

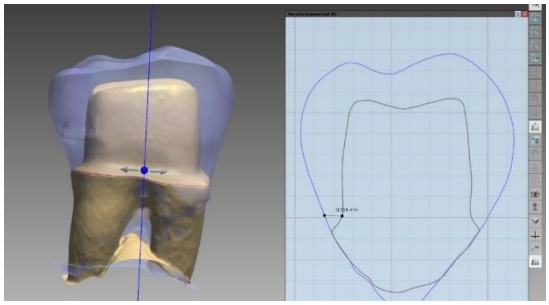
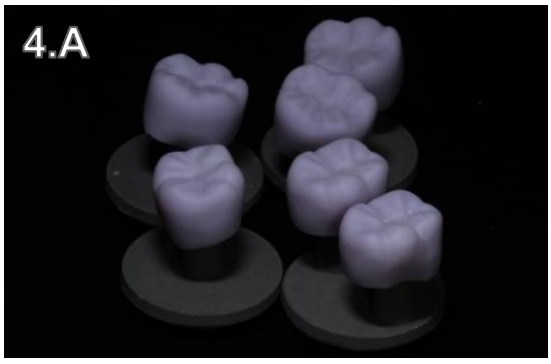


Imagen 3: Preparación calibrada 2,0mm (oclusal), 2,0 (axial), C.1,0 (línea terminal).





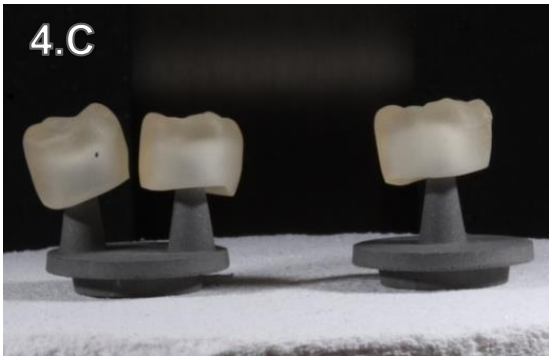








Imagen 4: Coronas monolíticas de e.max CAD precristalizadas (4.A) e.max cristalizado (4.B) VS precristalizado (4.C) VS cristalizado (4.D) Celtra Duo (4.E) CD Glaseado (4.F).

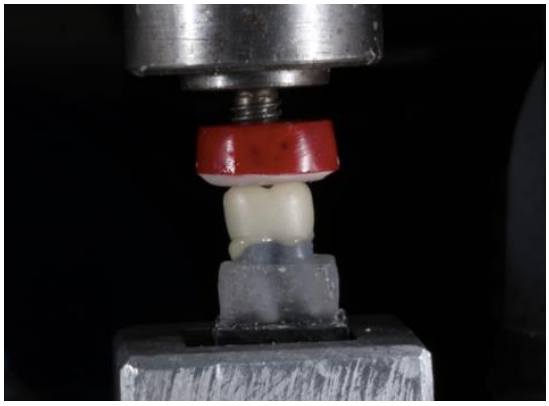
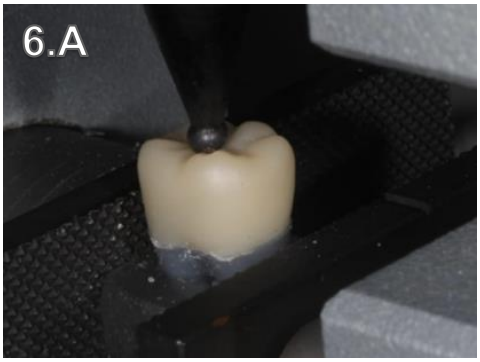


Imagen 5. Cementación sobre especímenes a 5kg/fuerza.



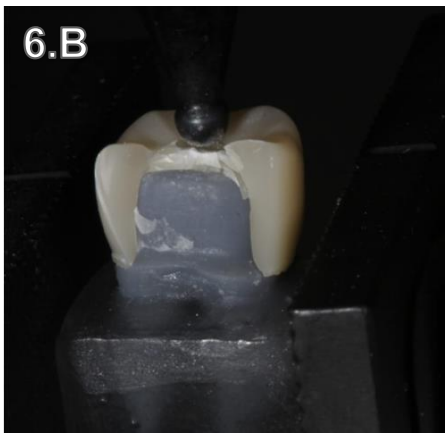


Imagen 6. Corona previa a carga axial en fosa central (6.A), fractura catastrófica de la corona (6.B).

RESULTADOS

Las muestras fueron sometidas a carga axial en la fosa central, dando como resultado en el software: SPSS 23 IBM, diferentes valores promedios de fuerza máxima para cada uno, grupo control (GC) e.max CAD: 1061,54 N, grupo experimental 2 (GE2) Celtra Duo: 805,89 N, grupo experimental 3 (G3) Vita Suprinity: 690,68 N.

Se contrasta la hipótesis de diferencias entre los promedios entre las coronas y se usó la prueba de Tukey para comparación de medias. El análisis de varianza muestra un p

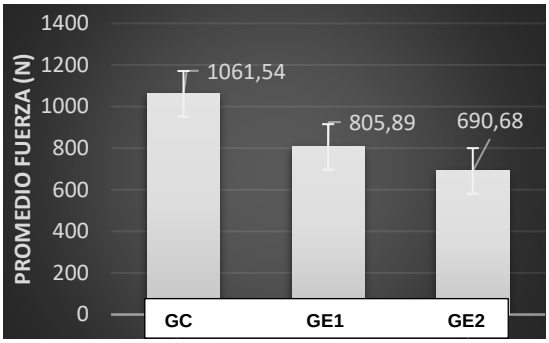
valor inferior al alfa de 0,05 (p< 0.05) por lo tanto existen diferencias

significativas entre las coronas donde según la prueba de Tukey el grupo de coronas diferente con mayor promedio es el grupo control (e.max CAD).

	Promedio de Fuerza max(N)	D.E Fuerza max(N)	Límite sup IC 95%	Límite inf IC 95%
GC (e.max CAD)	1061,54 A	160,55	1210,03	913,06
GE 1 (Celtra DUO)	805,89 B	250,77	1037,81	573,96
GE 2 (Vita-Suprinity)	690,68 B	118,64	800,40	580,95

Tabla 1. Promedio de fuerzas e.max CAD, Celtra Duo, VITA Suprinity.

Se contrasta la hipótesis de diferencias entre los promedios entre las coronas y se usó la prueba de Tukey para comparación de medias. El análisis de varianza muestra un p valor inferior al alfa de 0,05 (p< 0.05) por lo tanto existen diferencias significativas entre las coronas donde según la prueba de Tukey la corona diferente con mayor promedio es el grupo control (e.max CAD) en comparación con los grupos experimentales 1 y 2. Sin embargo no existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo experimental 1 (Celtra Duo) y el grupo experimental 2 (Vita Suprinity).



Gráfica 1. Promedios de fuerza (N).

DISCUSIÓN

Los factores que influyen en las propiedades mecánicas de una restauración en cerámica vítrea varían desde las indicaciones del fabricante, conocimientos básicos de preparación dental, estandarización de procesos de laboratorio, espesores de la preparación dental, espesores mínimos de la restauración, proceso de cementación adhesiva, control de oclusión y movimientos excursivos, etcétera; sin embargo, el proceso de cristalización del material influye directamente en el comportamiento de la microestructura.

En las vitrocerámicas de silicato de litio con refuerzo de óxido de zirconio (Li_2O-ZrO_2-SiO_2), (7-8), es conocido como un material con propiedades químicas y mecánicas comparables con el disilicato de litio, para este caso se tiene en cuenta un agregado de óxido de zirconio (10%) en la base de composición del silicato de litio, (9) el porcentaje de zirconio tiene como función de nucleación o estabilización del complejo del silicato en su matriz vítrea, se resaltan características del zirconio como refuerzo en la cerámica vítrea: Unificar y conseguir una microestructura doble donde interactúe el zirconio con cristales de metasilicato de litio (Li_2SiO_3), uniendo estos dos componentes se esperaría una mejora a las características mecánicas de coronas en cerámica vítrea a base de silicato de litio en teoría evitando la propagación de microgrietas ante las cargas mecánicas.

Composicionalmente el silicato de litio reforzado con zirconio es muy similar al disilicato de litio, en su fase de pre-cristalización los cristales de silicato se encuentran más elongados y estrechos, cuando se realiza el proceso de cristalización con una temperatura inicial de 400°C, luego aumenta la temperatura a 55°C por minuto hasta alcanzar los 840°C por 8 minutos, luego baja la temperatura a 680°C hasta su estabilización, todo este proceso tiene una duración de 20 minutos, con el objetivo de alcanzar su dureza máxima y por ende un mayor valor de resistencia a la fractura, dichos cristales cambian su disposición haciéndose más anchos y con mayor espacio entre sí en forma de láminas o plaquetas al mismo tiempo alcanzando la estabilidad del color cerámico.

El porcentaje de zirconio se encuentra disuelto en la matriz vítrea en porcentajes mínimos (8-12% Vita Suprinity – Celtra Duo), es de resaltar que los cristales en Silicato de litio reforzado con zirconio después de cristalizar tienen un tamaño de 500-700 nm y comparado con otros estudios serían 4 a 8 veces más pequeños que los cristales de cerámicas de disilicato de litio (1), esto tiene una influencia importante en las propiedades mecánicas del material pues se relaciona al volumen, longitud y distribución de los cristales, todo

esto reunido resulta en una superficie más uniforme, no obstante, esta incorporación de óxido de zirconio es mínima o poco representativa y en diferentes pruebas de resistencia podría verse comprometida a favor o en contra en el sentido que no refuerce la estructura de silicato de litio sino más bien posea una mayor influencia en otras propiedades como las ópticas (10). La principal diferencia entre silicato de litio reforzado con zirconio y disilicato de litio está en la última fase, la fase de cristalización el origen de la fase cristalina donde el metasilicato de litio se une al disilicato de litio para formar silicato de litio y disilicato de litio únicamente se transforma directamente para estabilizar su microestructura, creando así una cantidad mayor de interfases para el silicato de litio reforzado con zirconio lo cual podría debilitar su microestructura (7).

En otro estudio se analizó el impacto de la cristalización en la microestructura y resistencia flexural de Silicato de litio reforzado con zirconio, donde encontró que es absolutamente diferente la microestructura del material precristalizado y cristalizado totalmente, esto incide directamente en las propiedades finales del material pues los valores de resistencia aumentan posteriormente a la cocción, teniendo un efecto positivo en el sellado de defectos originales del material en su fase vítrea. Adicionalmente se pudo verificar los componentes de dichos materiales encontrando que el porcentaje Óxido de zirconio fue de 12-13% y no del 10% como declaran los fabricantes (12), por medio de espectroscopía **(Imagen 7)** mostró que los cristales de Silicato de Litio tenían una longitud de 1 µm para Celtra Duo y de 0,5 µm para Vita Suprinity. El zirconio se dispersó en la matriz vítrea y disminuyó su tamaño, los cristales de disilicato de

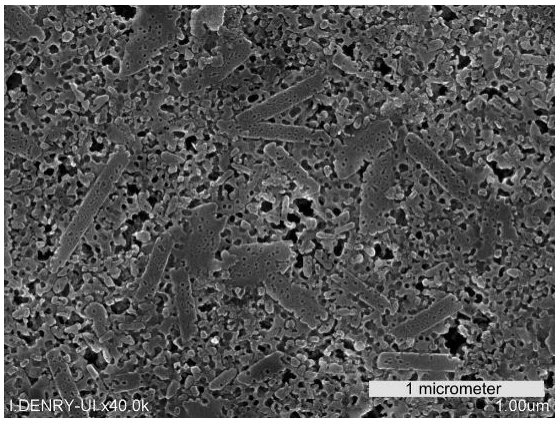


Imagen 7. Microscopía electrónica de barrido de (SLZ), se observan cristales de silicato en forma de plaquetas y agregado de zirconio en una menor proporción (7).

litio en estado precristalizado tienen una longitud de 0,2 a 1,0 µm (3),

En el estudio de Riquieri et al. (11), cuando se realizó el proceso de pulido manual se presentó dificultad en la realización de este proceso lo que condujo a fallas mecánicas de tipo chipping por vía de este mecanismo, en este estudio las fallas principalmente fueron de tipo catastrófico, sin embargo, la falla inició con fracturas o grietas superficiales que se propagaron hasta el desplazamiento de fragmentos.

Consecuente a lo revisado anteriormente, las propiedades mecánicas de estas vitrocerámicas se han colocado a prueba para llegar a establecer los alcances o limitaciones de estas y esto brindaría al clínico una serie de opciones a la hora de seleccionar el material cerámico para diversas situaciones, teniendo en cuenta que en el presente estudio, e.max CAD® (1061,54 +/- 160,55 N) tuvo los mejores valores de resistencia comparado con Celtra Duo ® (805,89 +/- 250,77 N) y Vita Suprinity® (690,68 +/- 118,64 N). En otros estudios simulares donde se evaluaron estos materiales (1) indica que la resistencia flexural de e.max ® CAD fue de 361,82 Mpa (361,82 N) y para Vita Suprinity 460,74 Mpa (460,74 N), en este caso se resalta que Vita Suprinity es superior en propiedades mecánicas por que el refuerzo de zirconio en la matriz vítrea mejora la resistencia flexural comparado con e.max CAD. En otro estudio (13) donde se comparó la resistencia entre coronas monolíticas de vitro-cerámicas y coronas en zirconio en bicapa, 15 coronas para premolares fueron fabricadas en e.max CAD, Vita Suprinity, Incoris TZI (zirconio translúcido), posterior a proceso de cementación adhesiva y se sometieron a carga axial en la fosa central obteniendo para: e.max CAD 1565,2 N ; Vita Suprinity 1742,9 N; aquí se destaca que tuvieron un mejor comportamiento mecánico las restauraciones monolíticas en el sector posterior (premolares) que las restauraciones con cerámica de recubrimiento, en este tipo de restauración la falla mecánica más recurrente fue la delaminación. (14), evaluó restauraciones monolíticas en disilicato de litio (e.max CAD) a

diferentes espesores de preparación y de grosor de la cerámica, para los espesores de 2,0 mm en reducción oclusal la falla catastrófica se presentó a los 1216 N utilizando carga estática en fosa central de las restauraciones. (15*),* evaluaron el efecto del grosor cerámico por medio de una prueba de fatiga en carga axial para silicato de litio reforzado con zirconio (Vita Suprinity y Celtra Duo), en la reducción oclusal de 2,0 mm en coronas monolíticas de Vita Suprinity, la falla catastrófica se presentó a 1,865 N, Celtra Duo a 2,0 mm de reducción oclusal 1,333 N, adicionalmente los mejores valores fueron obtenidos en restauraciones con preparación oclusal de 2,0 mm, en valores inferiores la tensión en el área oclusal fue mayor haciendo que la restauración sea más propensa a la falla en dicha zona.

Es de gran utilidad para este y los demás estudios correlacionar los resultados con las fuerzas de masticación en humanos, para así verificar si los materiales estudiados tienen la capacidad de funcionar como restauración monolítica del sector posterior, tomando en cuenta los valores obtenidos se hace una comparación con el estudio de (16) donde se describió la fuerza de mordida en tres grupos étnicos Colombianos, se clasificó de acuerdo al grupo de dientes, para la zona de molares derechos para comunidad Mestiza de 492.2 N, Afro 522.5 N, Ticuna de 677.4 N, en zona de molares izquierdos en comunidad Mestiza de 537.8 N, Afro de 550.3 N, Ticuna de 688.7 N.

La fuerza de mordida estaría determinada por varios factores que pueden llegar a individualizarse tales como, los hábitos masticatorios, el tono muscular, tipo de dieta, tipo de oclusión, esquema de oclusión, relación oclusal, diagnóstico oclusal, espacio interoclusal y arquitectura de las superficies oclusales.

CONCLUSIONES

De acuerdo con las limitaciones de este estudio, podemos concluir:

- La resistencia a la fractura de las coronas monolíticas de e.max CAD fue superior (1,061.54 N) a las coronas monolíticas de Celtra Duo y Vita

Suprinity ante carga axial estática.

- Para este estudio el refuerzo de óxido de zirconio en la fase vítrea de Silicato de Litio no fue significativo para aumentar la resistencia a la fractura de (Vita Suprinity y Celtra Duo) comparado con Disilicato de litio (e.max CAD).

BIBLIOGRAFIA

1. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908–914.
2. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 2011; 56(1):84–96.
3. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci*. 2018;34(4):238–242.
4. https://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-odontologo/ips-emax-disilicato-de-litio
5. Gold SA, Ferracane JL, da Costa J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont*. 2018;27(1):63–66.
6. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):384–389.
7. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235–1242.
8. Traini T, Sinjari B, Pascetta R, et al. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater J*. 2016;35(5):748–755.
9. Krüger, Susanne, et al. "Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in Z r O 2-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application." *International Journal of Applied Glass Science* 4.1 (2013): 9-19.
10. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):593–599.
11. 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;34(10):1483–1491.
12. Wendler M, Belli R, Petschelt A, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater*. 2017;33(1):99–109.
13. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *J Prosthodont*. 2019;28(1): e259–e264.
14. Nawafleh NA, Hatamleh MM, Öchsner A, Mack F. Fracture load and survival of anatomically representative monolithic lithium disilicate crowns with reduced tooth preparation and ceramic thickness. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(6):416–422.
15. Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dent Mater*. 2018;34(6):891–900.
16. Bedoya, A., J. C. Osorio, and J. A. Tamayo. "Dental Arch Size, Biting Force, Bizygomatic Width and Face Height in Three Colombian Ethnic Groups." *International Journal of Morphology* 33.1 (2015).