

COMPARACION DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS CORONAS COMPLETAS REALIZADAS EN DISILICATO DE LITIO, SEGÚN EL TIPO DE CEMENTACIÓN.

COMPARISON OF FRACTURE RESISTANCE OF MONOLITHIC LITHIUM DISILICATE ALL CERAMIC CROWNS, ACCORDING THE LUTING TYPE.

Hurtado L., Ortiz D., Querales S.¹
Platin Plugliese J.²
Parra D.³
Sánchez F.⁴

RESUMEN

OBJETIVO: Comparar por medio de test de carga universal (INSTRON), la resistencia a la fractura de las coronas completas realizadas en Disilicato de litio cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina en contraste con las cementadas con cementos resinosos. **METODOLOGÍA:** estudio experimental in vitro, en donde se tomaron 20 dientes premolares sanos de humanos, que se prepararon para unidad de prótesis fija en Disilicato de litio consecutivamente se dividieron en dos grupos (grupo 1: (1-10) cementadas con cementos resinosos, grupo 2: (11-20) cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina) y posteriormente se le aplicaron fuerzas de tensión tangencial hasta producirse la falla del material. **RESULTADOS:** se realizó una prueba de hipótesis estadística encontrando: un rango de resistencia a la fractura de 724 N para el cemento resinoso dual con un promedio de 826 N y una desviación (DS: 253,149); para el ionómero de vidrio modificado con resina el rango se ubicó en 726 N cuyo promedio fue de 641 N y la desviación de (DS: 238,237), lo que muestra una alta variabilidad de los datos en ambos grupos. A partir de los datos se puede inferir que hay diferencias significativas entre las resistencias de ambos cementos siendo mayor la del cemento resinoso, con un nivel de significancia del 5%. Sin embargo al comparar las resistencias con el tipo de falla encontrada mediante el análisis de varianzas (ANOVA) se puede afirmar que no existe una diferencia significativa entre las medias de las variables con un nivel del 95,0% de confianza. **CONCLUSION:** a pesar de observar una resistencia mayor en el cemento resinoso, en cuanto al tipo de falla no existe diferencia significativa, por lo que el tipo fractura no guarda relación con el cemento utilizado.

Palabras clave: Disilicato de litio, coronas, resistencia a la fractura, cemento de ionómero de vidrio, cemento resinoso.

ABSTRACT

OBJECTIVE: compare by the test of universal load (INSTRON), the resistance to fracture of the complete crowns manufactured in lithium disilicate, cemented with resin modified glass ionomer, in contrast with the cemented with resinous cements. **METHODOLOGY:** The present study is of experimental in vitro character, in which 20 healthy humans premolar teeth were taken, which were enumerated and dental preparation for lithium disilicate fixed prostheses was realized. Consecutively were divided in two groups (group 1: (1-10) cemented with resinous cements, group 2: (11-20) cemented with resin modified glass ionomer) and later compressive tangential loads were applied until failure or material fatigue, respectively. **RESULTS:** For the analysis of the information a test of statistical hypothesis was realized, from an inferential context, finding a range of resistance to the fracture of 724 N for the dual resinous cement with an average of 826 N and a high deviation (SD: 253,149); for the resin modified glass ionomer the range was located in 726 N which average was of 641 N and the deviation of (SD: 238,237), which shows a high variability of the information in both groups. Because of, null hypothesis is rejected due to the fact that the information shows evidence to determine that there are significant differences between the average resistances of the Dual Resin Cement being this greater, and the Glass Modified Ionomer, with a significance level of 5 %. Nevertheless by comparing the resistance of both cements with the type of failure found by the variances analysis (ANOVA) it is possible to affirm that does not exist a statistically significant difference between the means of the variables: Fracture of Crown, Root Fracture and Another type of fracture; with the confidence level of 95,0 %. **CONCLUSION:** despite increased resistance observed in the resin cement, on the type of fault there is no significant difference, so that the fracture is not related to the cement used .

Key words: Lithium disilicate, crowns, compressive strength, glass ionomer cements, composite resin.

- 1 Residentes del postgrado de prostodoncia del instituto universitario Colegios de Colombia (UNICOC).
- 2 Asesor científico, Rehabilitador oral y profesor clínico del postgrado de prostodoncia del instituto universitario Colegios de Colombia (UNICOC).
- 3 Asesor metodológico, odontóloga especialista en epidemiología, integrante de la unidad de investigación del instituto universitario Colegios de Colombia (UNICOC)
- 4 Asesor estadístico, matemático universidad nacional de Colombia.

La alta demanda de las restauraciones estéticas ha conducido a un elevado desarrollo en cuanto a materiales restauradores se refiere. Actualmente se encuentra disponible una amplia gama de materiales para realizar restauraciones libres de metal como lo son las cerámicas dentales, las cuales se consideran productos de naturaleza inorgánica, formadas en su mayoría por elementos que se obtienen por la acción del calor ¹.

En general, estas cerámicas se caracterizan por: ser biocompatibles, resistentes a la corrosión y presentar resistencia a la flexión y fractura. La principal característica que permite utilizarlas como material restaurador, es su naturaleza refractaria y sus propiedades ópticas como la translucidez ^{1, 2, 3, 4}

La cerámica de Disilicato de Litio, es una opción muy utilizada debido a sus propiedades mecánicas y estéticas. Esta cerámica se compone de una matriz vítrea o red de sílice, de la que dependen sus propiedades ópticas, en la que se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados o en fase cristalina responsable de las propiedades mecánicas. ^{1, 5, 3}

Al principio se conocieron varios sistemas de inyección, como fueron el IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) y el IPS Empress 2 que utilizaban pastillas de leucita y disilicato de litio respectivamente. En la actualidad se comercializa la E-Max Press (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) con el disilicato de litio modificado como componente principal. ¹

Según el método de fabricación, éstas cerámicas se pueden clasificar en inyectadas y maquinadas o CAD-CAM (1). Los sistemas cerámicos inyectados o termoprensados utilizan para su elaboración el método de la cera perdida, históricamente manejado para la elaboración de restauraciones completamente metálicas, en el cual se obtiene un modelo en yeso de la preparación dental, y posteriormente se realiza un encerado de la restauración deseada, este se reviste y es llevado a un horno especial. Una vez que se alcanza la temperatura deseada se inyecta la cerámica en el molde obtenido del revestimiento. ^{1, 6, 3}

Esta técnica es utilizada para realizar estructuras completamente cerámicas que posteriormente se completaran con cerámica condensada, sinterizada, o se puede realizar la caracterización con pigmentos, realizando una tinción superficial que permite generar las características ópticas deseadas. ^{1, 6}

Estas restauraciones cerámicas se cementan con técnica adhesiva, en la cual se realiza un protocolo específico que consiste en efectuar un tratamiento para la superficie de la cerámica y del sustrato dental, seguido de la aplicación de un agente adhesivo; una vez realizado ambos procedimientos se aplica el cemento resinoso de elección que luego es fotopolimerizado; esto implica unión tanto al sustrato de los tejidos dentales como al interior de la restauración. ^{1, 7, 8, 9, 10}

A su vez por la misma demanda estética y muchas veces por el sitio de localización, específicamente en el sector anterior, la terminación del margen para la restauración debe realizarse a nivel subgingival, sitio donde se cuestiona la efectividad de la cementación

adhesiva convencional por la presencia del flujo crevicular y otras complicaciones clínicas como la sensibilidad dental, además de que el grabado ácido, podría ser un procedimiento agresivo o perjudicial en el sustrato dental (8). Para solventar tal situación una opción reportada en la literatura, es la cementación con ionómero de vidrio modificado con resina, ya que éste se adhiere mejor al sustrato dental y provee mayor biocompatibilidad con el mismo, cuyo esquema de cementación no incluye el grabado ácido de la superficie dental.^{11, 12, 13, 14, 15}

Así mismo y debido a que el protocolo de cementación de la técnica adhesiva incluye el grabado ácido del sustrato dental para lograr la fijación de la restauración, sobre todo si se utilizan cementos resinosos autograbadores-autoimprimidores que inicialmente presentan un pH muy ácido, podrían desencadenar: daños celulares, retracción gingival, inflamación pulpar, sensibilidad dental o cualquier otra injuria al órgano dentino-pulpar.⁵

Debido a que la literatura no reporta si la variación en la técnica de cementación termina afectando la supervivencia o el rendimiento clínico de las restauraciones en disilicato de litio, es pertinente adelantar una investigación *in vitro*, inicialmente en vía de establecer si hay diferencia en la resistencia mecánica a la fractura de las restauraciones en disilicato de litio con las técnicas de cementación anteriormente descritas, con el fin de aportar evidencia científica a la literatura.

El objetivo de la presente investigación es comparar la resistencia a la fractura de las coronas completas de disilicato de litio cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina en contraste con coronas de disilicato de litio cementadas con cemento resinoso, la hipótesis nula manejada indicaría que no hay diferencia significativa.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para la realización de la presente investigación se utilizó un diseño experimental *in vitro* cuya muestra total correspondió a 20 dientes premolares sanos, los cuales fueron recolectados, desinfectados y colocados en solución de cloramina T 0.5%. El uso de dientes humanos, fue aprobado por el comité de ética de la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia **UNICOC**.

Como variable dependiente se tomó la resistencia a la fractura y como variables independientes tipos de cementos y tipos de falla.

Los especímenes se dividieron en dos grupos:

- Grupo 1: 10 dientes premolares sanos codificados del 1 al 10, a los cuales se le cementaron las coronas en disilicato de litio con cemento resinoso dual **RELYX ULTIMATE 3M** (Grupo control).
- Grupo 2: 10 dientes premolares sanos codificados del 11 al 20, a los cuales se le cementaron coronas en disilicato de litio con ionómero de vidrio modificado con resina **GC FUJI PLUS** (Grupo de Estudio).

Una vez cementadas las coronas se llevaron a incubadora (hygro bath) a 37°C de temperatura con una humedad relativa del 60-70% por un periodo de 24 horas, consecutivamente fueron sumergidas en una máquina de termociclaje a 5000 ciclos para simular el envejecimiento de éstas en cavidad oral.

Posteriormente fueron sometidas a test de carga universal ejerciéndoles fuerzas de tensión tangencial para simular parafunciones o contactos nocivos en movimientos excursivos hasta producir la falla o fatiga del material.

PROCEDIMIENTO

Antes del almacenamiento de los dientes, se lavaron por completo con agua corriente para remover la sangre y tejido adherido. Los dientes se colocaron inmediatamente en una solución de Cloramina T bacteriostática/bactericida al 0.5% durante un periodo de tiempo máximo de 1 semana.

Luego se almacenaron en agua destilada en un refrigerador a una temperatura de 4 grados centígrados a fin de minimizar el deterioro, esta fue cambiada periódicamente.

El Montaje de la muestra se realizó en un soporte de resina de autocurado (veracryl transparente) utilizando un molde de cubeta, manteniendo las medidas de 2 cm x 2 cm, a 3 mm de la línea de terminación.

Imagen N°1. Montaje de los especímenes



Con el fin de prevenir sesgos en la preparación de los dientes, se realizó una calibración a doble ciego, mediante la prueba estadística de cálculos de poder donde cada investigador realizó tallados en 5 muestras, que fueron entregadas al asesor científico para determinar el clínico a cargo de realizar todas las preparaciones del estudio según parámetros de Goodacre 2001 como Gold estándar.

Las preparaciones fueron realizadas teniendo en cuenta:

- a) Profundidad de la línea de terminación para coronas en Disilicato de Litio: 1.0 mm (Chamfer).
- b) Reducción axial: 1.5 mm
- c) Reducción oclusal: 2.0 mm
- d) Angulo de línea de terminación Redondeados
- e) Se realiza la preparación con fresas Jota referencia 848G.FG.021

Una vez preparadas las muestras se tomaron las impresiones definitivas con Polivinil Siloxano en presentación de masilla y liviana (silicona de adición elite HD de Zhermack) en cubeta individual.

Imagen N°2. Toma de impresión definitiva de modelos.



Después de la temporalización e impresiones, los dientes fueron llevados a una incubadora a una temperatura de 37 ° C con humedad del 60-70 % para simular el medio oral mientras se confeccionaban las restauraciones en el laboratorio.

Se realizará un encerado diagnóstico elaborándoles una meseta a la cúspides palatinas y linguales para el posicionamiento en la maquina instron de 1.5 – 2mm.

Fueron elaboradas las coronas en disilicato de litio prensadas (IPS E.max- press) según indicaciones de la casa comercial en el laboratorio de un técnico experto en este material y técnica.

Imagen N°3. Procedimiento de prensado de cerámica

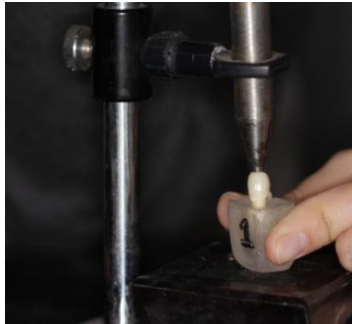


Para la cementación de las coronas la superficie del diente se limpió con una mezcla de agua y piedra pómez en una consistencia de pasta, posteriormente se lavó con abundante agua y se secaron con gasas o papel absorbente dejándolo levemente húmedo

Se realizó el protocolo de cementación con cemento resinoso **RelyX™ Ultimate Clicker™ de 3M** e ionómero de vidrio modificado con resina **GC Fuji Plus**, estandarizado

por un calibrador a una libra de presión sobre la superficie de la corona para unificar el grosor de capa del cemento.

Imagen N°4. Calibración espesor del cemento



Después del proceso de cementación la muestra es almacenada a una temperatura de 37 grados centígrados, 60-70% de húmeda por un periodo de 24 horas nuevamente.

Se realizaron las pruebas de termociclaje (5000 ciclos en agua a 5°/55°C, reflejando 5 años de envejecimiento), comenzando después de 20 a 24 horas de almacenamiento en agua a 37°C, la exposición a cada baño fue de 20 segundos y el tiempo de transferencia entre los baños entre 5 y 10 segundos. Dichas pruebas fueron realizadas en las instalaciones de la universidad Nacional de Colombia.

Imagen N°5. Proceso de termociclaje a 5000 ciclos.



Después del proceso de envejecimiento se llevaron las muestras a la máquina de test universal instron, sometiéndose a cargas tangenciales hasta llegar al punto de fatiga o fractura del material.

Imagen N°6. Fuerzas de tensión tangencial.



Se realizó la tabulación y el análisis de datos obtenidos de las pruebas que se le realizaron a las muestras utilizando el test de ANOVA, Bonferroni y Chi cuadrado en el programa estadístico Statgraphics XV.

RESULTADOS

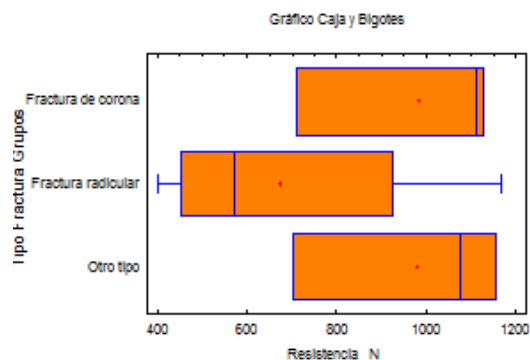
Respecto al comportamiento de la resistencia a la fractura de las coronas en discilicato de litio cementadas con cemento resinoso, se observó que en promedio hubo resistencia de 893,4 N mientras que para el cemento de Ionómero de vidrio modificado con resina fue de 641,6 N indicando que existe una diferencia estadísticamente significativa entre las resistencias promedio de los dos cementos ($p = 0,03$).

Tabla N°1. Comparación de resultados de agentes cementantes.

GRUPOS	TIPO DE CEMENTO	RESISTENCIA A LA FRACTURA		LIMITE DE SIGNIFICANCIA 5%		MEDIA
		RANGO	DS	MINIMO	MAXIMO	
1	RESINOSO	724	253,149	441	1165	893,4
2	IONOMERO MODIFICADO	726	238,237	402	1128	641,6

Con base en los resultados el cemento resinoso aparenta ser más resistente que el cemento de Ionómero de vidrio modificado.

Figura N°1. Distribución del tipo de fractura según medio cementante



Teniendo en cuenta que posterior a someter las coronas a cargas tangenciales, se observó que no hubo diferencia estadísticamente significativa entre la falla que se presentó ($p > 0,05$), es decir, a pesar que se observan diferencias estadísticas en el promedio de resistencia entre los dos cementos, las fallas se presentan en una misma proporción. En el gráfico de caja se puede ver que los tipos de fracturas en cierto intervalo se confunden, lo que puede llevar a pensar que el tipo de fractura no es una variable que influya en la resistencia.

Al analizar el tipo de falla presentada según el cemento utilizado ($P=0,1637$), se evidenció que no se puede rechazar la hipótesis de que las variables (tipo de falla y cemento) son independientes con un nivel de confianza del 95,0%. Por lo tanto, el tipo de fractura no guarda relación con el cemento utilizado.

DISCUSIÓN

Las restauraciones totalmente cerámicas como aquellas realizadas en Disilicato de litio del sistema IPS E-max Press de la casa comercial Ivoclar Vivadent, se caracterizan por altas propiedades estéticas, alta integración con los tejidos gingivales y mayor biocompatibilidad; sin embargo el material cerámico es rígido, por lo que puede ser quebradizo a pesar de su elevada resistencia tiende a la fractura especialmente si se somete a fuerzas de tensión, sin embargo los estudio Kern y toksavul relejan mayor prevalencia de fracturas catastróficas en la zona posterior y recomienda de manera segura su uso en la zona anterior y en zona de premolares ¹⁶⁻¹⁷.

Según el artículo Reich y col 2012, donde comparan las tasas de supervivencia para el Disilicato de Litio prensado, CAD-CAM, sistema metal cerámica y prodera, encontrando tasas de supervivencia del 95% - 100% a 5 años para el Disilicato de Litio, utilizando preparaciones equivalentes a las de nuestro estudio, preparación en hombro o Chamfer redondeado de 1.0 mm en la línea de terminación, reducción oclusal de 2mm y axial de 1.5 mm y cemento Resinoso Dual. ^{16-17-18-19- 20}.

En la cavidad oral se presentan diferentes tipos de fuerzas, como las que se dan en las cargas tangenciales las cuales son las más nocivas en boca, que ocurren ante movimientos excursivos o parafuncionales como el bruxismo o interferencias dentarias en los desplazamientos laterales de la mandíbula, la fuerza masticatoria normal varia en rangos entre 597 N y 847 N para las mujeres y hombres jóvenes, respectivamente, según Waltimo and Konenen. ²¹⁻²².

En el presente estudio, se realizó fuerza de tension tangencial en una de las cúspides funcionales, lo que simula el escenario clínico de una parafunción o interferencia debido a que ésta fuerza nociva es la de mayor prevalencia en la práctica diaria, encontrando promedios de cargas de fractura medias que oscilaron entre 441 N – 1165N para el cemento resinoso y para el ionómero de vidrio modificado con resina fue de 402 N – 1128 N.

En contraste con el estudio In vitro realizado por schultheis donde se realizaron cargas compresivas, tuvo en cuenta la variabilidad de fuerza de mordida entre diferentes individuos, que comprenden rangos entre 10 y 120N, durante la fuerza de masticación normal siendo el máximo rango de 200- 300N.

El anterior estudio pretende evaluar las características de adhesión de la cerámica de disilicato de litio teniendo en cuenta dos tipos de cementos con diferentes protocolos de cementación para reflejar el rendimiento clínico de la restauración.

Para que un cemento sea adecuado debe cumplir con ciertas características dentro de las cuales están excelentes propiedades mecánicas para resistir fuerzas funcionales durante la vida útil de la restauración. Además, se debe adherir a la dentina subyacente y resistir la degradación en un ambiente cálido y húmedo como lo es la cavidad oral ²³. A su vez, debe soportar cargas masticatorias y tensiones parafuncionales durante muchos años. También deben mantener su integridad durante la transferencia de tensiones de las coronas individuales o prótesis fijas, a la estructura del diente. ²⁴

A su vez, es importante asegurar una fuerza de unión óptima entre las diferentes interfaces como: la unión dentina-agente cementante y la de cerámica-agente cementante, debido a que estas dos interfaces determinan la resistencia de la unión total o final de la restauración. ²⁵

Teniendo en cuenta la expansión lineal propia del cemento de ionómero de vidrio modificado con resina la cual varía de 0,4% a 3,1% después del almacenamiento en una solución salina al 0,9% a 37 ° C durante 6 meses; estos cementos además exhiben alta expansión higroscópica y pueden causar la fractura de las coronas de cerámica. Los cementos de resina, por otro lado, presentan expansión higroscópica mínima (0,2%) y se cree que son más adecuados para la fijación de coronas de cerámica, aunque no proporcionan el potencial para la liberación sostenida de iones de flúor. ²⁶

Después de llenar una cavidad, las bacterias que se quedan pueden causar caries secundaria en virtud de la restauración y dañar aún más el diente. Por esta razón, el gluconato de clorhexidina se usa ampliamente como un agente antimicrobiano para la desinfección antes de la cementación de una restauración. El gluconato de clorhexidina, que se une a los aminoácidos en la dentina y es capaz de eliminar las bacterias durante varias horas, hace que sea un agente antimicrobiano eficaz. En un estudio realizado por Zortuk, obtuvo resultados que fueron consistentes con los de estudios anteriores de Castro quien mostro que la aplicación gluconato de clorhexidina antes de grabado ácido no tuvo efectos adversos en ambas interfaces agente cementante-cerámica y agente cementante-dentina. ²⁵

Por otra parte, la observación SEM pareció sugerir que la aplicación de gluconato de clorhexidina también podría conducir a una mejor conservación de las fibrillas de colágeno descubiertas, ya que son selladas por una capa de resina adhesiva.

En estudios realizados in vitro sobre la interfaz cerámica – agente cementante, realizados por Matsumura y col, 2001; Kim y col 2005, han demostrado que una unión segura podría

lograrse con el grabado ácido en la superficie cerámica y la aplicación de un agente de acoplamiento como el silano. En las interfaces de dentina-agente cementante, se ha demostrado que la unión fiable podría lograrse mediante el tratamiento de superficie de la dentina, como se realizó en el protocolo de cementación de las coronas de Disilicato en el presente estudio, además de realizar el procedimiento de grabado ácido que elimina la capa de Smear layer y disminuye los iones fluoruro desde la superficie de la dentina, lo que permite la formación de una capa híbrida, en la cual los monómeros de resina penetran en los túbulos, formando tags de resina.^{18,25}

Debido a que por la misma demanda estética del disilicato de litio, muchas veces el sitio de localización en el sector anterior requiere líneas de terminación a nivel subgingival, sitio donde se cuestiona la cementación adhesiva, por la presencia de fluido crevicular y otras complicaciones clínicas como la sensibilidad dental. Para solventar tal situación un opción reportada en la literatura es la cementación con ionómero de vidrio, según el artículo de Makarouna y col 2011, donde evalúan el comportamiento clínico de las prótesis fija en disilicato de litio a 6 años, cuya muestra total correspondía a 20 dientes, de los cuales 8 eran premolares, utilizando una técnica de fabricación prensada y emplean como agente cementante el cemento vivaglass cem de (Ivoclar vivadent), con periodos de observación en intervalo de dos semanas, 3 meses y 6 meses, encontrando una supervivencia del $62.7\% \pm 12.1\%$ a 6 años, en el mismo estudio reportan mayores tasas de supervivencia para las coronas prensada de una sola pieza.^{27,28}

Así mismo en el estudio de wolfart y col 2009 menciona que dicha modificación de la técnica, empleando ionómero de vidrio es sugerida exclusivamente cuando la línea de terminación se encuentra a nivel paramarginal o ligeramente subgingival.²⁹

En cuanto a los cementos el Ionómero de vidrio modificado con resina; con el fin de mejorar las propiedades mecánicas de IV convencional, se introdujo monómeros hidrófilos y polímeros como el HEMA. En estudio de Yli-Urpo, Xie, Ana, mostró que CIV-MR tienen generalmente mucho más alta resistencia a la flexión en comparación con el IV convencional (aproximadamente, 71 MPa vs. 11 MPa).³⁰

Además de presentar buena capacidad de sellado a lo largo del pared de la cavidad, así como la reducción de la citotoxicidad. Aranha y col menciona que este tipo de cemento proporciona una reducción mínima del metabolismo celular.³⁰

Según lo descrito por Rosentiel y col; dentro de las propiedades más relevantes de los cementos resinosos se encuentran: baja viscosidad, fácil manipulación, insolubilidad en fluidos orales y alta resistencia compresiva, sin embargo; pueden presentar inhibición del fraguado por oxígeno o provocar irritación pulpar.²²

Las tasas de éxito de las restauraciones cerámicas están asociadas a la adecuada aplicación del protocolo de cementación, realizando de manera meticulosa el grabado con ácido fluorhídrico al 9% por 10 segundos o al 5 % por 20 segundos y la aplicación del silano por 1 minuto sobre la superficie de la cerámica para mejorar la unión entre el cemento resinoso y la cerámica vítrea, este tratamiento es crucial para la adhesión de la

cerámica de disilicato de litio según concluyen Nagai y col, debido a que la literatura demuestra una mayor resistencia de unión²¹. Sin embargo también se ha encontrado bibliografía que muestra una reducción de esa unión tras el termociclado para aquellas restauraciones en las que se omite el paso de silanización.¹⁹

Un estudio realizado por Panah y col., mostró que la fuerza de unión entre el disilicato de litio y resina compuesta mejoró de 4,10 MPa a 14,58 MPa cuando se aplicó silano. Además, la resistencia de la unión mejoró de 14.04 a 24.70 MPa cuando se aplicó después de ser grabado con HF previamente. Este estudio confirma además que disilicato de litio debe ser sometido tanto al grabado como a la silanización antes de la unión con el cemento.³¹

Así mismo, el nivel de la fractura radicular depende de muchas circunstancias una de ellas es la diversidad morfológica en los premolares ya que poseen diferentes diámetros, longitudes y número de raíces. Alker 1987 reporta la incidencia de aparición de dos raíces en primeros premolares superiores, Pelisser 2010 evaluó los aspectos anatómicos de premolares superiores con tres raíces, Bolhari en 2013 descubrió variaciones anatómicas en el segundo premolar, rahimi observó la aparición de surcos meso linguales en la superficie externa de la raíz en segundos premolares, lo que conlleva a la aparición de fracturas a diferente nivel, encontrándose la ubicación de la fractura en la superficie radicular de menor resistencia.³²

Cuando el diente es estructuralmente débil en la zona cervical, el riesgo de fractura aumenta considerablemente. La parte cervical del diente se somete a compresión significativa, a tracción, y fuerzas de torsión durante la función normal y el bruxismo.¹⁹

En el presente estudio de las 20 muestras, 14 presentaron fractura radicular a diferentes niveles en un rango de 400 a 900N aproximadamente, probablemente por la configuración radicular de cada diente (8 para el ionómero de vidrio modificado con resina y 6 para los cementos resinosos); seguido de la fractura catastrófica o chipping de la restauración.²⁴, según los estudios realizados por valenti y col 2009, seydlar y col 2013 respectivamente sugieren que la falla que se presenta en mayor frecuencia a nivel posterior es el chipping de la restauración, concluyendo que se asocia a factores oclusales probablemente causados por errores del operador al ajustar la oclusión ante movimiento excursivos, acorde con el estudio de guess se encuentran fallas con promedios de 1000- 1200 N, ligeramente mayor que en nuestro estudio.¹⁹⁻²⁸⁻³³

En contraste con lo reportado por etman y colen el 2010, quienes sugieren en su artículo de evaluación clínica de dos sistemas cerámicos (Ips E-max Press - Procera) la falla para el Disilicato de litio podría comenzar con un crack que se iría propagando hasta producir la fractura, lo que podría ser explicado como un progreso lento de la propagación del crack²⁰

Para concluir, en comparación con los estudios realizados tanto *In vivo* como *In vitro* entre los cementos resinosos y el ionómero de vidrio modificado con resina, en el presente estudio se encontró en promedio una mayor resistencia para los cementos resinosos lo

que concuerda con los datos obtenidos por Esquivel y col en 2004, quien sugiere que esto podría ser a causa de que el IVMR presenta un fallo de la unión adhesiva, específicamente en la interface cemento - cerámica, lo que lleva a la fractura o pérdida de la prótesis. Además, indica que el ambiente ácido corrosivo creado por los cementos ácido-base como: el fosfato de zinc, policarboxilato de zinc, e ionómeros de vidrio modificados con resina se propagan defectos preexistentes en la porcelana, dando lugar a mayores tasas de fracaso en las prótesis cerámicas.³⁴

Sin embargo al realizar el análisis de los datos y comparar la resistencia de cada agente cementante con el tipo de falla encontrada, Se puede concluir que no hay diferencias significativas para las medias de los tipos de fracturas. Por lo tanto el tipo de fractura no guarda relación con el cemento utilizado.

CONCLUSIONES

- En conclusión, a partir de los datos podemos inferir que, el promedio de la resistencia con Cemento Resinoso Dual es mayor que el promedio de la resistencia con Ionómero de Vidrio Modificado.
- El tipo de fractura que más se presentó fue la fractura radicular, sin embargo se puede concluir que no hay diferencias significativas para las medias de los tipos de fracturas. Luego, basándose en los datos, el tipo de fractura no es una variable significativa para la resistencia.
- El Tipo Fractura no guarda relación con el cemento utilizado.

RECOMENDACIONES

- Aumentar el número de la muestra del estudio.
- Hacer ensayos clínicos aleatorizados.
- Hacer pruebas con cementos autograbadores autoimprimidores.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Honorato M, Silva E, Souza J. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010 May-Jun; Vol. 18 (3), pp. 207-14.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campell SD. Ceramics in Dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75:18-32.
3. Stawarczyk. B, Ozcan M, The fracture load and failure types of veneered anterior zirconia crowns: An analysis of normal and weibull distribution of complete and censored data. *Dent mater* 2012; 28: 478-487.
4. Ozer F, Blatz M. Self-Etch and Etch-and-Rinse Adhesive Systems in Clinical Dentistry. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, 2013; 34(1): 12-22.

5. Mustafa Z, Kerem K, Aysegul G,. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dental materials journal* 2010; 29(4): 418–424.
6. Kelly JR, Nishimura I, Campell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75:18-32.
7. Anusavice. McGraw- Hill interamericana. 2004. ciencia de los materiales dentales de Phillips; undécima edición.
8. Bodo S. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Invest* (2014) 18:1165–1171.
9. Gert.M. Clinical results of lithium disilicate crowns after up 9 years of service. *Clin oral invest*.2013.17;275-284.
10. Yu H, Zheng M, Chen R, Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health And Dental Management*, 2014,13(1): 54-59.
11. Reich.S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside-computer-aided designed/computer-assisted manufacturing-generated posterior Lithium Disilicate crowns. *J.prosthodont* 2010;23:214-126.
12. Rosentritt M. Maidouch R. Fracture resistance of zirconia with adhesive bonding versus conventional cementation. *Int Jprosthodont* 2011; 24: 168-171.
13. Stawarczyk b. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dental materials journal*, 2013; 32(6): 888–895.
14. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt J. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of Oral*, 2014; 56(1): 1-9.
15. Porto IC, Andrade AK, Guênes GM, Ribeiro AI, Braz R, Castro CM, In vitro potential cytotoxicity of an adhesive system to alveolar macrophages. *Braz. Dent. J.* 2009; 20:195-200.
16. Bodo S. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Invest* (2014) 18:1165–1171

17. Fabbri.G. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: Retrospective study with a mean follow –up of 3 años a maximum observational period of 6 years.int j periodontics restorativeDent..2014;34:165-177.
18. Gert.M. Clinical results of lithium disilicate crowns after up 9 years of service.Clin oral invest.2013.17;275-284.
19. Hill E., Lott J., A clinically focused discussion of luting materials, Australian Dental Journal 2011; 56(1), pp 67-76
20. Yu H, Zheng M, Chen R, Proper selection of contemporary dental cements. Oral Health And Dental Management, 2014,13(1): 54-59.
21. Duarte Jr S, Sartori N, Sadan A, Jin-Ho P. Adhesive Resin Cements for Bonding Esthetic Restorations: A Review. Quintessence of Dental, 2015; 3440-66.
22. Stawarczyk b. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. Dental materials journal, 2013; 32(6): 888–895.
23. **PAMEIJER .C.A. A REVIEW OF LUTTING AGENTS. INTERNATIONAL JOURNAL OF DENTISTRY.2012.1-7.**
24. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt J. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. Journal of Oral, 2014; 56(1): 1-9.
25. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. D, K.L. V. State of the art of self-etch adhesives. Dental Materials, 2011; 27(1): 17-28.
26. Latta M, Barkmeier W. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. Dental Clinics Of North America, 1998; 42(4): 567-577.
27. Ozer F, Blatz M. Self-Etch and Etch-and-Rinse Adhesive Systems in Clinical Dentistry. Compendium Of Continuing Education In Dentistry, 2013; 34(1): 12-22.
28. Porto IC, Andrade AK, Guênes GM, Ribeiro AI, Braz R, Castro CM, In vitro potential cytotoxicity of an adhesive system to alveolar macrophages. Braz. Dent. J. 2009; 20:195-200.
29. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. (cover story). Journal Of The American Dental Association (JADA) 2012; 143(3): 234-240
30. Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. International Journal Of Prosthodontics; 20(2): 168-172.

31. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations* 2013; 17(7): 1765-1772
32. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence International*. 2009; 40(7): 573-579.
33. Etman M, Woolford M. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2010; 10380-90.
34. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations*. 2013, Jan 1, 17(1): 275-28
35. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scandinavian Journal Of Dental Research*, 1993; 101(3): 171-175
36. Al-Wahadni A, Hussey D, Grey N, Hatamleh M. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an in vitro study. *The Journal Of Contemporary Dental Practice* 2009; 10(2): 51-58.
37. Li Z, White S. Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 1999, 81(5): 597-609.
38. M Zortuk M, Kilic K, Gurbulak A, Kesim B, Uctasli S. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dental Materials Journal*, 2010 ; 29(4): 418-424
39. Esquivel-Upshaw J, Anusavice K, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2004, July; 17(4): 469-475.
40. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening K. Six-Year Clinical Performance of Lithium Disilicate Fixed Partial Dentures. *International Journal Of Prosthodontics*, 2011,; 24(3): 204-206
41. Seydler B, Rues S, Müller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clinical Oral Investigations* [serial on the Internet]. (2014, May), [cited July 10, 2016]; 18(4): 1165-1171.

42. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* (2009; 25(9): e63-e71
43. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Research Journal*, 2013; 10(4): 411-420
44. Kalavacharla V, Lawson N, Ramp L, Burgess J. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Operative Dentistry* 2015; 40(4): 372-378.
45. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 110 lithium disilicate crowns with feather-edge marginal preparation. *International Journal Of Esthetic Dentistry*.2015, 10(2): 246-257
46. Guess P, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub J. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* [serial on the Internet]. (2008, Nov), [cited July 10, 2016]; 24(11): 1556-1567
47. Esquivel-Upshaw J, Anusavice K, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2004, July; 17(4): 469-475.