



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Rehabilitación bucal

COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA EN CORONAS PARCIALES DE CERÁMICA HÍBRIDA (VITA ENAMIC) VS CORONAS PARCIALES DE DISILICATO DE LITIO (IPS E.MAX PRESS) EN PREMOLARES MAXILARES. ESTUDIO IN VITRO

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Grado de la Especialidad en Rehabilitación bucal

Presenta:

Joshua Emmanuel Valdez Flores

Dirigido por:

Manuel Enrique Peña Cámara

LO MSD. Manuel Enrique Peña Cámara
Presidente

CD EOR. Dra. Deicy Álvarez Rodríguez
Secretario

CD EPB. Lizbeth Del Carmen Serrano Hernández
Vocal

CD EPI MAE. Rosa María Sánchez Ayala
Suplente

LO EOR. Dr. José Antonio Guerrero Guzmán
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.
Septiembre 2020
México

Dirección General de Bibliotecas UAQ

RESUMEN

Objetivos: Determinar y comparar la resistencia a la fractura en coronas parciales de cerámica híbrida (VITA Enamic) vs coronas parciales de dísilicato de litio (IPS e.max Press) en premolares maxilares.

Material y métodos: 20 primeros premolares maxilares fueron divididos aleatoriamente en un grupo control y otro experimental. Se prepararon overlays con reducción vertical de 2.0mm y se restauraron adhesivamente con e.max Press (control, n=10) y VITA ENAMIC (experimental, n=10). Se probaron bajo carga estática en maquina universal de pruebas a razón de 0.1mm/min hasta la de fractura del diente o de la restauración. Se registraron valores, tipo (simple, moderada y catastrófica) y localización de la fractura (diente, restauración o diente + restauración)

Resultados: La resistencia a la fractura del grupo control fue similar a la del grupo experimental (1405.05 ± 213.3 y 1265.15 ± 197.6). El porcentaje de fracturas simples, moderadas y catastróficas fue más favorable para las restauraciones de cerámica híbrida que para las de dísilicato de litio (80%, 20%, 0% vs 60%, 10%, 30% respectivamente). El porcentaje de fractura a nivel de la restauración fue mayor en el grupo de cerámica híbrida en contraste al de dísilicato de litio (80% y 60% respectivamente)

Conclusiones: Las overlays de VITA Enamic son una alternativa equivalente a las de e.max Press.

SUMMARY

Objectives: Determine and compare fracture toughness in overlays made of VITA ENAMIC vs lithium disilicate e.max Press in maxillary premolars

Methods: 20 maxillary first premolars were randomly divided into a control and experimental groups. Overlays with vertical reduction of 2.0 mm were prepared and adhesively restored with e.max Press (control, n=10) and VITA ENAMIC (experimental, n=10). Both groups were tested under static load on a universal test machine at 0.1mm/min until fracture of teeth or restoration. Value, type (simple, mild, catastrophic) and localization of fracture (tooth, restoration, tooth + restoration) were recorded.

Results: Control group fracture toughness was similar to experimental group (1405.05 ± 213.3 y 1265.15 ± 197.6). Percentage of simple, mild and catastrophic fractures was better for hybrid ceramic group than for lithium disilicate group (80%, 20%, 0% vs 60%, 10%, 30% respectivamente). Hybrid ceramic group had more fracture only in restorations than lithium disilicate (80% y 60%)

Conclusion: VITA ENAMIC hybrid ceramic overlays proved to be an equivalent option to e.max Press restorations.

AGRADECIMIENTOS

A mi mamá que aunque todo me cobra siempre esta apoyando a mi crecimiento como
consejera amiga y banco

A mi papá que siempre vela por mi superación personal y que es el motivo de que yo
quiera ser mejor cada día

A mis maestros de posgrado que dejaron una huella en mi y fomentaron el valor de la
superación diaria

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Dirección General de Bibliotecas UAQ

TABLA DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCION	9
2. OBJETIVOS	
2.1.Objetivo general.....	22
2.2.Objetivos específicos.....	22
3. METODOLOGIA	
3.1.Sujeto experimental	23
3.2.Métodos.....	23
3.3.Análisis estadístico.....	29
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	
4.1.Resultados	30
4.2.Discusión.....	33
4.3.Conclusión.....	39
5. REFERENCIAS	40
6. APENDICE	43

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Comparación de la resistencia a la fractura de los dos materiales de restauración.....	32
Tabla 2. Comparación de frecuencia y porcentaje de los tipos y localizaciones de las fracturas.....	33
Tabla 3. Localización y tipos de fracturas en ambos grupos.....	35

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Porcentaje del tipo de fractura en cada material	33
Gráfica 2. Porcentaje de la localización de la fractura en cada material.....	34
Gráfica 3. Localización y tipos de fractura en restauraciones de tipo overlay.....	34

INTRODUCCIÓN

Las restauraciones dentales son reemplazos temporales de la estructura dental que se ha perdido por razones médicas (caries primaria, secundaria y caries profunda con o sin afectación pulpar), traumáticas (fracturas, filtración marginal,) o motivos estéticos (Forss y Widström, 2004; Höland et al., 2008).

El alta demanda en tratamientos restaurativos obedece en parte a la prevalencia de la caries como enfermedad destructiva de la cavidad bucal. Tan solo en el ámbito nacional el Sistema Nacional de Vigilancia Epidemiológica de Patologías Bucles, SIVEPAB, en 2009 reportó prevalencia del 100% en los usuarios de servicios de salud odontológicos (Rios y Garcia, 2012), y en 2014 de 93.5% con un promedio de 6 dientes cariados y 3 obturados por persona (SIVEPAB, 2015). Según Rios y Garcia (2012) de 145 estudiantes universitarios el 47% de los órganos dentales fueron restaurados fueron por motivos cariosos. Estadísticamente, la suposición que las restauraciones dentales serán parte integral de la práctica diaria odontológica esta bien fundamentada. Las restauraciones de dientes posteriores no escapan a las exigencias estéticas contemporáneas, sin embargo también debe tenerse en cuenta su adecuado componente funcional, para que pueda no existirá la armonía entre las estructuras que conforman el aparato estomatognático.

La decisión sobre el material y tipo de rehabilitación debe individualizarse para cada caso, y decidir entre restauraciones directas (de composite, amalgama, o ionómeros) e indirectas, (intracoronarias, extracoronarias o coronas de recubrimiento completo; metálicas o cerámicas). En una encuesta realizada en Finlandia, de 3455 restauraciones, aquellas con compromiso de 4 o más paredes fueron el 16% de los casos; con el uso de restauraciones cerámicas en solo el 6%. El concepto de restauraciones intra y extracoronarias cerámicas adheridos fue introducido a la comunidad dental a inicios de 1980 (Forss y Widström, 2004).

La introducción de técnicas adhesivas permitió restaurar no solo la morfología y la estética sino también la capacidad mecánica original del órgano dental (Stappert et al., 2007) mediante la reproducción de la flexión cuspídea y el mejor comportamiento biomecánico del complejo diente - restauración imitando el desempeño del diente intacto (Magne y Belser, 2003). La resistencia a la fractura puede ser influenciada por factores como dimensión de la cavidad, propiedades físicas del material restaurativo y el sistema de cementación usado. Las restauraciones parciales cerámicas son cementadas adhesivamente lo que protege al material restaurativo y refuerza el tejido duro remanente. Las restauraciones posteriores indirectas adhesivas son usadas de manera frecuente en cavidades con extensa destrucción coronal, su preparación permite la preservación de mayor cantidad de tejido sano en comparación con la preparación para coronas libres de metal y han generado ventajas indiscutibles, además de la conservación de la estructura dental, en el sellado y la estética. En la región posterior el clínico puede escoger entre restauraciones directas o indirectas, de estas últimas existen variantes de cobertura parcial o cobertura total. Las principales indicaciones para restauraciones posteriores indirectas adhesivas son la cobertura de una o más cúspides (onlay), de toda la superficie completa (overlay) o la restauración de una o más cúspides ausentes (Ferraris, 2017).

Los estudios clínicos muestran que la falla de restauraciones posteriores pequeñas o medianas ocurre de dos maneras, una biológica caracterizada por infiltración bacteriana y una mecánica que resulta en fracturas parciales o totales de la restauración. Estos dos factores no están relacionados con la técnica sino con el material utilizado y son gobernados por las propiedades mecánicas del material, lo que apoya el estudio de desempeño mecánico de las cerámicas y resinas compuestas para determinar sus indicaciones clínicas (Belli et al., 2014)

Coronas parciales cerámicas, definición y diseños cavitarios.

La pérdida de estructura dental por caries, trauma, tratamientos de conductos, o preparaciones cavitarias disminuye drásticamente la resistencia del diente en comparación a un diente intacto (de Azevedo et al., 2011) haciendolo más susceptible a grietas o fracturas, por lo que la preservación de estructura dental es crítica para la longevidad del diente y las restauraciones (Guess et al., 2013). Las cavidades que deben ser restauradas en el área posterior pueden tener una de las siguientes formas, inlay (cavidad que no necesita cobertura cuspídea), onlay (cavidad con cobertura de una o mas cúspides), overlay (tipo de onlay con un recubrimiento cuspídeo completo) y veenerlay (un overlay que involucra la pared vestibular a manera de carilla) (Ferraris, 2017). Para proteger los dientes debilitados, la cobertura cuspídea mediante coronas totales o parciales es recomendable (Krifka et al., 2009.), pues según los reportes, las restauraciones indirectas parciales tienen mayor tasa de supervivencia que las restauraciones directas de amalgama o composite (Federlin et al., 2007b).

Las coronas parciales (CP) se recomiendan en dientes posteriores debilitados y cubren una o más cúspides coronales sin cubrir la corona en su totalidad, usualmente dejando la cúspide vestibular sin cobertura (The Glossary of Prosthodontic Terms). Las coronas parciales cerámicas son alternativas clínicamente viables a las restauraciones vaciadas de oro, amalgamas y coronas metal porcelana en dientes posteriores con destrucción coronal extensa, principalmente por su mejor estética, enfoque conservador, distribución favorable del estrés en los dientes y un menor riesgo de fracturas al estabilizar las cúspides debilitadas (Federlin et al., 2007a; Dejak et al., 2007; Rocca y Krejci, 2007; Krifka et al., 2009). Las restauraciones adheridas intentan reproducir el desempeño de un diente intacto al influir en la flexión cuspídea. La micro-deformación cuspídea subclínica se identifico en los 80's y es ahora bien conocido que los dientes intactos presentan flexión cuspídea debido a su morfología y a la oclusión. Debido a que los procedimientos restaurativos

pueden incrementar el movimiento cuspldeo bajo cargas oclusales y producir alteraciones en la resistencia, fracturas por fatiga y sndrome de diente fisurado; el desarrollo de tcnicas adhesivas mejoró la resistencia a la fractura (Magne y Belser, 2003).

Aunque la restauración de dientes con coronas parciales de oro es una opción de tratamiento adecuada para grandes defectos, particularmente donde las tcnicas adhesivas no son posibles (Federlin et al., 2007b), el advenimiento de nuevas tcnicas adhesivas y mejoras en las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos, ha generado que el uso de aleaciones metálicas decaiga (Krifka et al., 2009) y la evolución de un diseo cavitario dictaminado por la necesidad de retención mecánica una meta restaurativa actual de mínima invasión basada en adhesión (Rocca y Krejci, 2007). Actualmente, las restauraciones cerámicas adheridas de cobertura parcial pueden proveer una función y estética similar que una restauración de recubrimiento total sin comprometer la resistencia del diente por su preparación mas conservadora (Gupta et al., 2014), que según análisis cuantitativos puede ser hasta un 40 - 50% menor que la reducción circunferencial necesaria para una corona completa (Rocca y Krejci, 2007; Federlin et al., 2007b; Guess et al., 2013). La reducción de tejido reduce drásticamente la resistencia estructural del diente hasta en un 50%, lo que incrementa el riesgo de fractura. Las restauraciones parciales cerámicas salvan tejido dental sano disminuyendo la perdida desde un 72.3% a un 27.2% (de Azevedo et al., 2011) , ademas que al preservar los contornos naturales del diente y mantener los contactos oclusales se facilita la salud periodontal al mantener la higiene de manera más eficiente (Gupta et al., 2014). Las restauraciones cerámicas también poseen gran estabilidad química, fluorescencia, resistencia a la compresión, al desgaste, un coeficiente de expansión térmica similar al diente, biocompatibilidad y no son afectadas por la contracción de polimerización como los composites (de Azevedo et al., 2011).

Son varios los diseos de coronas parciales descritos en la literatura, aquellos basados en formas convencionales de retención, y otros donde la retención

depende solamente del agente adhesivo (Krifka, 2009; Federlin 2007a). Sin embargo, guías basadas en evidencia para la preparación de restauraciones cerámicas de cobertura parcial son difíciles de encontrar en la literatura, muchos diseños están basados en la experiencia con restauraciones metálicas de recubrimiento parcial y han sido modificadas para optimizar su desempeño en las restauraciones cerámicas (Stappert et al., 2008) y aunque existe consenso en los lineamientos mínimos como lograr un grosor mínimo cerámico entre 1.5 - 2.0mm (basados en resultados de laboratorio con poca evidencia clínica), ángulos redondeados y un asentamiento pasivo por ángulos divergentes (Stappert et al., 2008; Guess et al., 2013), el diseño de la preparación y la extensión ideal de las restauraciones cerámicas aun es discutida pues algunos reportes no observan diferencia a largo plazo entre restauraciones intra y extracoronarias aunque existe una tendencia al mejor desempeño en las extracoronarias (Guess, 2009). La información existente sobre la influencia del diseño de la preparación en la resistencia a la fractura de las coronas parciales cerámicas aun es limitada (Federlin et al., 2007a), y poco se conoce sobre la cantidad de resistencia original devuelta al órgano dental restaurado con este tipo de tratamientos (de Azevedo et al., 2011).

Las experiencias iniciales con coronas parciales cerámicas (CPC) mostraron desventajas clínicas y altas tasas de fractura de hasta un 25% en periodos de 6-84 meses, sin embargo, con el desarrollo de técnicas adhesivas, mejora en los composites de cementado y de las propiedades mecánicas de las cerámicas, se logró un mejor pronóstico con el uso de restauraciones de cobertura parcial en el sector posterior (Guess et al., 2009). Los materiales cerámicos son más susceptibles a las fracturas por fatiga; que puede desarrollarse como resultado de estrés térmico o mecánico que excede los límites elásticos del diente y el material restaurador resultando en la formación de grietas (Krifka et al., 2009; Federlin et al., 2007a) y que pueden derivar en fracturas catastróficas con el tiempo debido a la baja resistencia a las tensiones generadas por las fuerzas oclusales antagónicas (de Azevedo et al., 2011). Para una óptima resistencia a la fractura e integridad marginal de las

restauraciones posteriores indirectas adhesivas el grosor cerámico y el material de cementación son más importantes que el diseño cavitario (Federlin et al., 2007a). Las cerámicas por ser materiales quebradizos y rígidos con poca capacidad de deformación, al adherirse a materiales menos rígidos como el cemento, el adhesivo y la dentina forman una capa híbrida que actúa elásticamente como efecto buffer, con la capacidad de absorber el estrés durante la carga mecánica. Cuando se asocian coronas parciales cerámicas a sistemas adhesivos y cementos de resina, estas desarrollan una mayor resistencia a la fractura comparados con el uso de cementos tradicionales como el ionómero de vidrio y el fosfato de zinc. Este refuerzo de la cerámica depende del módulo de elasticidad del cemento resinoso; cementos con módulo mayor presentan mayor resistencia a la fractura cerámica, sin embargo las interfaces cemento - diente son de mayor importancia biológica que las interfaces cemento - restauración, por lo que el módulo elástico de los cementos debe ser más cercano al de la dentina que al del material restaurativo (de Azevedo et al., 2011).

El diseño tipo extracoronario es más eficiente al proteger las estructuras remanentes que el intracoronario. Sin embargo, su influencia en la resistencia a la fractura de las restauraciones aun no esta claro (Liu et al., 2014). El grosor de las cúspides remanentes también juega un papel importante en la longevidad de las restauraciones cerámicas adheridas; un grosor de 2.0mm en cúspides de balance y 2.5mm en cúspides de trabajo previenen la formación de grietas y fracturas a largo plazo (Krifka et al., 2009), y un grosor de 1.5 - 2.0mm en las áreas que soporten estrés (Federlin et al., 2007a). Las cúspides de trabajo están sujetas a mucho estrés, sobre todo ante fuerzas horizontales, por lo que debe existir el suficiente grosor de cúspide y cerámica para soportar dicho estrés (Abu-Hassan et al., 2000). En estudios mediante análisis de elementos finitos, las restauraciones de cobertura parcial que incluyen la superficie oclusal completamente y que cubren con un margen en hombro redondeado las cúspides de trabajo, se caracterizaron por un patrón favorable

de distribución del estrés como resultado del incremento de la superficie adhesiva (Guess et al., 2009; Dejak et al., 2007). En restauraciones MOD de molares, la menor probabilidad de fallas en la cerámica y el esmalte periférico se presenta en restauraciones extracoronarias con hombro redondeado o con reducción horizontal de cúspides de trabajo y balance, ambas con istmos de 5mm de ancho. Estos resultados, basados en el criterio Tsai Wu de falla apoyan la primicia que las cavidades amplias, sobre todo en molares deben ser restauradas con cobertura extracoronaria, incluso aquellos con istmos de 5mm, debido a la distribución mas favorable del estrés entre el cemento y el esmalte durante la masticación (Dejak et al., 2007).

Por todas las diferencias descritas entre ambos tipos de restauraciones los estudios con coronas parciales metálicas cementadas convencionalmente no son aplicables a la situación clínica de las restauraciones cerámicas en las que la adhesión protege a la cerámica y el tejido dental remanente (Krifka et al., 2009).

Cerámica híbrida

Las cerámicas dentales por su biocompatibilidad y estética son una opción viable para la restauración de estructura dental perdida. Las mejoras en las propiedades físicas y biomecánicas de los materiales cerámicos junto con el uso de la cementación adhesiva, justifican las restauraciones completamente cerámicas en la dentición anterior y posterior (Stappert et al., 2008). Aunque las restauraciones extracoronarias cerámicas cada vez son mas populares que sus contrapartes de oro, a pesar del buen desempeño del oro en términos de durabilidad, la resistencia relativamente baja a la tensión de las cerámicas obliga al que el grosor de la restauración sea un punto crítico, pues es mas factible que fallen por tensión o impacto que por compresión (Abu-Hassan et al., 2000). Desafortunadamente las restauraciones cerámicas no son tan resistentes como el diente natural, el delaminado de los márgenes o cambios

en el color a nivel marginal han sido reportados clínicamente, así como las fracturas en bloque (Dejak et al., 2007).

Actualmente en los sistemas cerámicos CAD CAM existen dos grupos principales, las cerámicas y los composites. Las cerámicas se dividen en poli cristalinas y vítreas, mientras que los composites se clasifican por su relleno en macro, micro, híbrido o nano. La rigidez y dureza de la cerámica la hace quebradiza, y aunque los composites son más moldeables, suaves y generan menor desgaste del antagonista; sufren un desgaste superficial mayor. Con el objetivo de reemplazar la sustancia dental con un material con estructura parecida y compatible a las propiedades físicas del diente natural nacen así las cerámicas infiltradas con redes poliméricas, PICN por sus siglas en ingles, cuya meta es presentar mejores características mecánicas que cerámicas y composites (Dirxen et al., 2013; Coldea et al., 2013). A diferencia de los composites tradicionales que consisten en una fase continua rellena de partículas inorgánicas, los PICN consisten en dos redes continuas que se mezclan entre sí, una de material cerámico (feldespato) y otra de polímero (comúnmente metacrilato) (Coldea et al., 2013)

Los PICNs se pueden clasificar como composites de fases mezcladas con su geometría tridimensional interconectada. La presencia de dos fases conectadas ocasiona que la propagación de grietas se limite gracias a los polímeros en esta red híbrida y a la deflexión de la grieta a través de la fase con mayor resistencia a la tensión (Dirxen et al., 2013; Coldea et al., 2013)

Las cerámicas híbridas son pues menos quebradizas, con menor rigidez y mayor elasticidad, mayor resistencia a la fractura y facilidad de fresado al compararse con las cerámicas. La tolerancia que tienen al daño durante el fresado CAD CAM es mayor que las cerámicas que pueden sufrir algún astillamiento durante el fresado, esto obedece a que las grietas inducidas por las indentaciones del fresado corren a través de la cerámica pero se deflectan en las interfaces polímero - cerámica (Coldea et al., 2013).

La resistencia a la flexión superior del material híbrido, en comparación a la de cada material individual implica un verdadero mecanismo de refuerzo. Al comparar los resultados mecánicos de los PICNs con la estructura dental se obtuvieron resultados promisorios en la búsqueda de la imitación de diente natural. Al ser cargados hasta el punto de fractura, los PICN por su contenido polimérico soportan mayor tensión que las cerámicas simples, lo que implica una resistencia a la fractura mayor en las restauraciones durante la masticación (Coldea et al., 2013).

La casa comercial VITA desarrollo una cerámica híbrida, VITA ENAMIC que sigue todas las características de los PICN (cerámicas infiltradas con redes poliméricas) al combinar propiedades de las cerámicas y los polímeros al poseer dos redes mezcladas de cerámica y polímero. Presenta abrasión, resistencia a la flexión y modulo de elasticidad cercano a los de la dentina con un desgaste comparable al de la cerámica dental común mientras que el desgaste del antagonista es menor (Dirxen et al., 2013).

Disilicato de litio.

El disilicato de litio ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) fue introducido en el campo de las cerámicas dentales en 1998 como un material para núcleos, obtenido de lingotes prensados al calor (Empress 2, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) con un procedimiento similar al de la cera perdida. Este material fue reemplazado por una mejor versión del disilicato de litio, IPS e.max Press, en los que tanto las propiedades ópticas como mecánicas fueron mejoradas, con cristales más pequeños y distribuidos de manera más uniforme (Zarone et al., 2016; Conrad et al., 2007). IPS e.max es el nombre dado por Ivoclar Vivadent a un rango de productos cerámicos que incluyen cuatro materiales (IPS e.max Press, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirPress, IPS e.max ZirCAD) (Alkadi y Ruse, 2016).

IPS e.max Press se suministra como lingotes de disilicato de litio monocromático, cuya microestructura consiste en aproximadamente 70% de cristales de disilicato de litio que miden entre 3 y 6 micras en longitud (Alkadi y

Ruse, 2016). Este nuevo material introdujo la posibilidad de realizar restauraciones monolíticas con buena forma anatómica. Por sus propiedades ópticas sorprendentes, sus características mecánicas, facilidad de procesado, posibilidad de union adhesiva y un manejo mínimamente invasivo, las cerámicas de disilicato de litio se han vuelto rápidamente uno de los materiales restaurativos mas populares para su uso en restauraciones intracoronarias, extracoronarias y “tabletops” en zonas posteriores (Zarone et al., 2016).

Para adecuar el material a las necesidades de la producción CAD/CAM, se introdujo otra técnica basada en el uso de bloques azules parcialmente sinterizados (IPS e.max CAD), con un 40% de cristales de metasilicato de litio (Li_2SiO_3) con tamaño desde 0.2 micras hasta 1.0 micras, embebidos en una matriz vítrea. Estos bloques son fácilmente fresables con una resistencia de 130 MPa, que después del tratamiento térmico ($840^\circ\text{-}850^\circ$ por 10 minutos) determina la cristalización completa del material y los metasilicatos se transforman para formar cristales de disilicato de litio (70% en volumen) incrementando la resistencia a la flexión hasta $262 \pm 88\text{MPa}$ con una resistencia a la fractura de $2.5\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ (Zarone et al., 2016, Alkadi y Ruse, 2016).

Comparados con el e.max CAD, e.max Press exhibe mejores propiedades mecánicas como una mayor resistencia a la flexión (440MPa) y resistencia a la fractura de $250 - 275\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. para el e.max Press y $1.79\text{MPa}\cdot\text{m}$ para e.max Press (Zarone et al., 2016; Alkadi y Ruse, 2016). Esta diferencia puede explicarse debido a la mayor cantidad de matriz vítrea, una menor fase cristalina y menor tamaño de los cristales en el IPS e.max CAD, mientras en e.max Press, la propagación de grietas se evito por la presencia de cristales (Alkadi y Ruse, 2016)

En pruebas de carga hasta la fractura después de pruebas de fatiga, se reportaron valores de resistencia terminal desde 980.8 N hasta 4173 N para coronas unitarias monolíticas y de 390 N a 1713 N para prótesis parcial fija posterior. De acuerdo a resultados in vitro de carga dinámica, las coronas de

disilicato de litio debe tener un grosor mínimo de 1.5mm para soportar las cargas oclusales en áreas posteriores. (Zarone et al., 2016). Particularmente las coronas de disilicato de litio soportan efectivamente las cargas masticatorias, con fracturas reparables. Las fallas catastróficas se encontraron solo después de las pruebas de carga hasta la fractura en los 4500N. La literatura reporta que en estudios retrospectivos a 4 años de un total de 21340 restauraciones las tasas de fractura para las restauraciones intra y extracoronarias de cobertura parcial monolíticas fue de 1.01% (Zarone et al., 2016).

Resistencia a la fractura.

Los sólidos pueden ser rígidos o flexibles, duros o suaves, quebradizos o dúctiles y frágiles o resistentes. Las propiedades mecánicas están definidas por las leyes de la mecánica, la ciencia que lidia con las fuerzas que actúan en los cuerpos y el estrés, deformación o movimiento resultantes. Un factor importante para el diseño de prótesis dentales es la resistencia que es igual al grado de estrés necesario para causar fractura o deformación plástica. Cuando se describe la resistencia de un objeto o material se refiere al nivel de estrés máximo que es requerido para generar fractura. En resumen, la resistencia es la propiedad de una prótesis de resistir el estrés sin fractura o deformación plástica. La unidad del Systéme Internationale d' Unités o Sistema Internacional de Unidades (SI) para medir el estrés o presión es el pascal (Pa) que equivale a 1 N/m^2 , si un material se fractura a un estres de 100 megapascuales (MPa) su resistencia tensil es de 100 MPa. En el SI la unidad que mide la fuerza o el peso es el Newton (N) llamada así en honor a Sir Issac Newton (Anusavice et al., 2013).

Aunque la resistencia es un factor importante, no es una propiedad tan confiable para estimar las probabilidades de supervivencia de las prótesis hechas de materiales quebradizos que solo presentan deformación elástica y no deformación plástica porque las fuerzas que excedan su limite proporcional resultaran en fractura. La resistencia a la fractura describe de manera más

precisa la resistencia a la propagación de grietas en materiales quebradizos. La resistencia es definida como la cantidad de energía de deformación elástica y plástica necesaria para fracturar un material. La resistencia a la fractura o la intensidad crítica de estrés es una propiedad mecánica que describe la resistencia de los materiales quebradizos a la propagación catastrófica de fallas bajo un estrés aplicado, lo que quiere decir que es una medida de la energía requerida para propagar fallas críticas en la estructura. En una gráfica de tensión - deformación la resistencia es el área total debajo de la curva graficada (Anusavice et al., 2013). En resumen, la resistencia a la fractura es una propiedad intrínseca de los materiales que describe la habilidad del material de soportar la propagación de grietas inestables y que se correlaciona a con el desempeño clínico (fractura y desgaste). Ya que una falla mecánica es asociada a un proceso de iniciación/propagación de grietas, los valores de resistencia a la fractura son de ayuda al comparar diferentes cerámicas y posiblemente predecir su desempeño clínico (Alkadi y Ruse, 2016)

La fractura de las estructuras dentales parece ser el resultado de la acumulación de cargas repetidas durante la función oral (Krifka et al., 2009). Los datos clínicos a largo plazo en restauraciones cerámicas de cobertura parcial han revelado que la fractura en bloque de la cerámica es la complicación mas común a pesar de grosores cerámicos iguales a 1.5mm, sin embargo algunos datos provienen del uso de cerámica feldespática o cerámicas reforzadas con leucita (Guess et al., 2009, 2013).

La fractura de las cerámicas ocurre gracias a que presentan poca o nula deformación plástica cuando las grietas se propagan de una manera inestable bajo la aplicación de estrés tensil. La fractura ocurre con poca o nula deformación plástica cuando la intensidad del estrés en la punta de la grieta alcanza un valor crítico que depende de tipo de estrés, la forma y dimensiones del material y la geometría de la grieta. La fractura de las cerámicas comienza a partir de defectos críticos y este fenómeno puede ser explicado por la teoría del “eslabón mas débil”, que determina que la fractura siempre se propaga de

una falla mayor orientada hacia el estrés tensil (Gonzaga et al., 2011). La fracturas de las restauraciones cerámicas se ve afectada por una combinación de factores; geometría cavitaria y de la restauración, propiedades mecánicas de la restauración, el material de cementación y el daño causado por la función masticatoria (Guess et al., 2013). Las fracturas radiales que inician de la superficie de cementación, y subsecuentemente se propagan para finalmente ocasionar una fractura de la restauración, son los modos de falla mas prevalentes en las cerámicas monolíticas, especialmente para aquellas de grosores delgados (menos de 1mm), esto por la diferencia en el modulo elástico del material restaurativo y la estructura subyacente cemento-diente. Independientemente del tipo de preparación de cobertura parcial, los grosores cerámicos reducidos resultan en menos fallos catastróficos (Guess et al., 2013). Las pequeñas fallas cohesivas (chipping) se reportan principalmente en áreas marginales, involucrando pequeñas o severas perdidas de material y dejando un plano de fractura oblicuo irregular (Guess et al., 2009). Guess et al. (2009) reportaron que el 5% de sus coronas parciales e.max Press sufrieron chipping, comparable a lo reportado en la literatura (1-2.7% de 4 a 5 años y 26% a los 8 años).

Guess et al (2013) reportaron que las restauraciones de recubrimiento parcial (onlays con cobertura palatina) con un grosor cerámico reducido, 0.5mm - 1.0mm resistieron mayor carga antes de fracturarse debido a que la estructura que los soportaba era esmalte en su mayoría con un modulo de elasticidad mayor al de la dentina, mientras que el mismo diseño de preparación pero con un grosor standard expuso un soporte dentinario en su mayoría con un menor modulo de elasticidad lo que permitió que se desarrollaran un estrés flexural mayor en e intaglio de la superficie de cementación durante la carga, lo que pone a la cerámica en mayor riesgo de fractura (Guess et al., 2013).

Cuando una capa de cerámica es adherida a un material de menor rigidez, se genera un alto estrés tensil en la cerámica a nivel de la interfaz con el cemento directamente debajo del área de carga, esto emerge de la diferencia entre la

cerámica, el cemento y la dentina porque la primera posee un mayor modulo de elasticidad, motivo por el que las grietas cerámicas usualmente inician a nivel de la interface, llevando a una falla total de la restauración (Stappert et al., 2008). En las preparaciones con reducción limitada (1-.05mm) el diente subyacente rara vez se fractura, lo que representa la posibilidad de restaurarlos nuevamente. En contraste con las fallas catastróficas que involucran la estructura dental subyacente y la raíz, que son generalmente vistas en restauraciones con grosores estándar (2mm) (Guess et al., 2013).

Dirección General de Bibliotecas UAO

OBJETIVOS

2.1 Objetivo general

Determinar la resistencia a la fractura en coronas parciales de cerámica híbrida (VITA Enamic) vs coronas parciales de disilicato de litio (IPS e.max Press) en premolares maxilares.

2.2 Objetivo particular

1. Medir la resistencia a la fractura de coronas parciales de cerámica híbrida (VITA Enamic) en premolares maxilares.
2. Medir la resistencia a la fractura de coronas parciales de disilicato de litio (IPS e.max Press) en premolares maxilares.
3. Comparar la resistencia a la fractura de coronas parciales de cerámica híbrida (VITA Enamic) y disilicato de litio (IPS e.max Press) en premolares maxilares.

METODOLOGÍA

3.1 Sujeto experimental

Se realizó un estudio experimental in vitro en 20 primeros premolares maxilares. Los criterios de inclusión fueron primeros premolares exclusivamente maxilares vírgenes, libres de caries, grietas, fracturas o restauraciones previas y extraídos por motivos ortodónticos o periodontales. Se excluyeron aquellos primeros premolares maxilares con más de 1 semana de haber sido extraídos y se eliminaron del estudio aquellas piezas que por fallas técnicas fue imposible medir las variables del estudio.

3.2 Métodos

1. Se recolectaron 20 primeros premolares superiores humanos extraídos por indicación ortodóntica y periodontal de diversos consultorios odontológicos públicos y privados. Se almacenaron en frascos en una solución de cloramina al 0.5%. Los premolares recolectados se limpiaron con agua destilada, se montaron en cubos de acrílico y fueron almacenados en solución fisiológica hasta su uso.
2. Se asignaron los especímenes en dos grupos, control y experimental, de 10 especímenes cada uno. Se realizó la reducción para coronas parciales (2mm reducción vertical con ángulos internos redondeados) con fresas de diamante nuevas (NTI, InPrep 845KRS-017C-FG, y 845KRS-017F-FG) con angulación de 6° montadas en una pieza de alta con triple irrigación (Panamax plus, NSK).
3. La toma de impresión se realizó en zócalos de yeso tipo III (Elite Model, Zhermack, Italy) con polivinilsiloxano a dos pasos y dos consistencias masilla y extra ligero (Elite HD, Zhermack Putty y Extra Light, Italy) y con cucharillas plásticas prefabricadas (President, Coltene Whaledent)

4. 24 horas después de la toma de impresión, estas se rociaron con un líquido que disminuye la tensión superficial (Deublizer, Kerr). Se vaciaron las impresiones con yeso tipo IV (Elite Rock, Zhermack, Italy) respetando las proporciones agua:polvo (20ml:100g) que fueron medidas en balanza digital y probeta milimetrada. 45 minutos después del vaciado se retiraron los modelos de yeso fraguados
5. Se enviaron los modelos de yeso al laboratorio dental (Porcelab, Querétaro, México) para la confección de restauraciones IPS e.max Press y VITA ENAMIC.
6. Se probó el ajuste pasivo y marginal de las restauraciones en los especímenes
7. El diente se limpió con un cepillo desechable de profilaxis en pieza de baja velocidad (FX205 B2, NSK, Japón) y pasta profiláctica sin flúor (Proxyl RDA 36, Ivoclar Vivadent). Se grabó selectivamente el esmalte con ácido fosfórico al 35% (Ultra Etch, Ultradent) durante 30 segundos y se aplicó Clearfil tooth primer (Kuraray Medical Inc) por 20 segundos y se secó con aire leve (Fig. 1)



Figura 1. Grabado selectivo del esmalte

8. El protocolo adhesivo para las restauraciones de disilicato de litio (IPS e.max Press) fue:

8.1.Limpieza con alcohol isopropílico al 99.5% (Probiotek, México)

8.2.Grabado de la superficie interna con ácido hidrofúorhídrico al 9% (Porcelain Etch, Ultradent) durante 20 segundos seguido de lavado abundante durante 60 segundos y secado con aire libre de aceite (Fig. 2).



Fig. 2 Ácido hidrofúorhídrico

8.3.Aplicación de ácido fosfórico (K-etchant gel, Kuraray Medical Inc.) frotado durante 60 segundos, lavado por 60 segundos y secado con aire libre de aceite (Fig. 3).

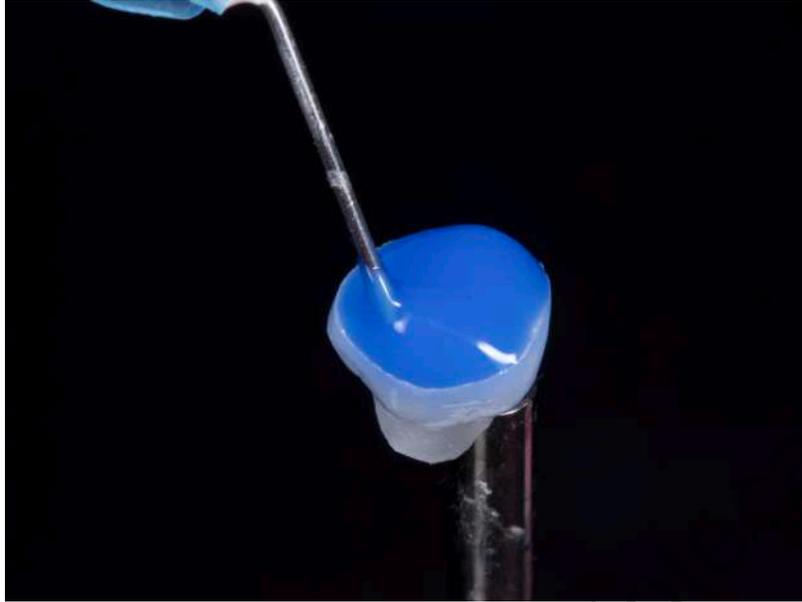


Fig. 3 Acido ortofosfórico

8.4. Se colocó un agente de unión (Clearfil ceramic primer, Kuraray Medical Inc.) con un aplicador (Ultrabrush 1.0, Microbrush international) en la superficie grabada de la cerámica y se permitió su evaporación por 60 segundos

8.5. Se colocó el cemento de resina Panavia V5 (Kuraray Medical Inc.) al interior de la restauración y se asentó en el diente muestra correspondiente, se retiraron los excedentes con puntas de silicona, y se polimerizó con lámpara de luz LED con longitud de onda de 395-480nm a una potencia estándar de 1.000mW/cm² (Valo, Ultradent) en cara oclusal, vestibular, palatina y proximales durante 20 segundos por cara. Para lograr la inhibición de la capa reducida de oxígeno se colocó gel de glicerina (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent) y se fotopolimerizó nuevamente 20 segundos adicionales por cara

8.6. Se pulieron las restauraciones con discos Soflex Pop on (3M; St Paul, MN, USA) y Soflex Spiral (3M; St Paul, MN, USA) (Fig. 4).

9. El protocolo para las coronas de cerámica híbrida (VITA Enamic) fue:

9.1. Arenado de la superficie interna de la restauración (Microetcher II, Danville Materials) a 2.6psi con óxido de aluminio de 50 micras.

9.2. Lavado con alcohol isopropílico al 99.5% (Probiotek, México), y secado con aire libre de aceite.

9.3. Se colocó un agente de unión (Clearfil ceramic primer, Kuraray Medical Inc.) con un aplicador (Ultrabrush 1.0, Microbrush international) en la superficie grabada de la cerámica y se permitió su evaporación por 60 segundos

9.4. Se colocó el cemento de resina Panavia V5 (Kuraray Medical Inc.) al interior de la restauración y se asentó en el diente muestra correspondiente, se retiraron los excedentes con puntas de silicona, y se polimerizó con lámpara de luz LED con longitud de onda de 395-480nm a una potencia estándar de 1.000mW/cm² (Valo, Ultradent) en cara oclusal, vestibular, palatina y proximales durante 20 segundos por cara. Para lograr la inhibición de la capa reducida de oxígeno se colocó gel de glicerina (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent) y se fotocuró nuevamente 20 segundos adicionales por cara

9.5. Se utilizaron para el pulido discos Soflex Pop on (3M; St Paul, MN, USA) y Soflex Spiral (3M; St Paul, MN, USA) (Fig. 4).



Figura 4. Muestra izquierda E.max Press, muestra derecha VITA ENAMIC

10. Una vez cementados cada espécimen se probó bajo la maquina universal de pruebas bajo carga vertical a razón de 0.1 mm/min hasta el punto de fractura del diente o de la restauración. Se utilizo una punta esférica de acero que tuviera múltiples contactos con la restauración, lo que se asemeja mas a la realidad clínica. Se registraron los valores de fractura, el tipo de fractura (simple, moderada y catastrófica) y la localización de la fractura (diente, restauración o diente + restauración) (Fig. 5 y 6)



Figura 5. Punta esférica de acero con en maquina universal de pruebas

Tipo de fractura	FRACTURA SIMPLE Grieta o fractura menor a una cúspide.	FRACTURA MODERADA Fractura completa de una o dos cúspides	FRACTURA CATASTROFICA Fractura longitudinal que corre hasta la raíz dental
------------------	--	---	--

Figura 6. Tabla de recolección de datos sobre la severidad de la fractura

3.3 Análisis estadístico

Todos los valores fueron registrados en una base de datos de excel para luego analizarse en busca de diferencias estadísticas. La distribución de las variables se determino mediante el test de Kolgomorov-Smirnov. Como la distribución de los datos cuantitativos fue normal se utilizo la prueba t de student para determinar si la diferencia entre grupos es estadísticamente significativa. Los datos cuantitativos se expresaron en media, desviación estándar y rango.

RESULTADOS Y DISCUSION

4.1 Resultados

El grupo de restauraciones de disilicato de litio (E.max Press, n=10) mostró un valor medio de resistencia a la fractura de 1405.05 ± 213.3 N mientras que el grupo de cerámicas híbridas (VITA ENAMIC, n=10) arrojó valores medios de 1265.15 ± 197.6 N. El test de Kolgomorov-Smirnov determinó la distribución normal de datos, por lo que con la prueba t de student se determinó que la diferencia en la resistencia a la fractura entre ambos grupos no es significativa estadísticamente ($p, 0.1192$).

Una de las ventajas clínicas de las restauraciones adheridas de recubrimiento cuspídeo es la facilidad de retratamiento pues las fallas suelen ser adhesivas o en caso de ocurrir fracturas estas pueden localizarse a nivel de la restauración o limitarse a la corona dental. Se registró la severidad de las fracturas en ambos grupos, el grupo de cerámicas híbridas VITA ENAMIC obtuvo mayor porcentaje de fracturas simples (fracturas pequeñas de diente o restauración, 80%) que el grupo de disilicato de litio e.max Press (60%). Por el contrario las restauraciones de disilicato de litio e.max Press registraron mayor índice de fracturas catastróficas (fractura longitudinal que corre hasta la raíz, 30%) que el grupo de cerámica híbrida VITA ENAMIC (0%)

La localización de las fracturas también fue registrada, solo se registró una fractura dental a nivel de las cúspides en el grupo de e.max Press (10%), las fracturas combinadas de restauración y diente fueron mayores en el grupo de e.max Press (30%) que en el grupo de VITA ENAMIC (20%). Sin embargo el resultado más prometedor fue que las fracturas a nivel de restauraciones fueron mayores para ambos grupos estudiados, con mejores resultados en el grupo de VITA ENAMIC con fracturas ocurridas en un 80% a nivel de las restauraciones contra el 60% de fracturas a nivel de restauraciones en disilicato de litio e.max Press.

Para demostrar la eficacia de las restauraciones adheridas de recubrimiento cuspídeo se tomaron en cuenta los resultados de ambos grupos y se pudo

observar que las fracturas simples (pequeñas de dientes o restauración) son mas que las fracturas catastróficas (70%<15%) ademas que las fracturas se localizaron mayoritariamente a nivel de las restauraciones que a nivel de diente (70%<5%)

Tabla 1. Comparación de la resistencia a la fractura de los dos materiales de restauración.

	E.max Press (n=10)	VITA ENAMIC (n=10)	Valor de p
	<i>Media ± DE (Rango)</i>		
Resistencia a la fractura	1405.05 ± 213.3 (1235.10 – 1897.50)	1265.15 ± 197.6 (1127.55 – 1811.35)	0.1192

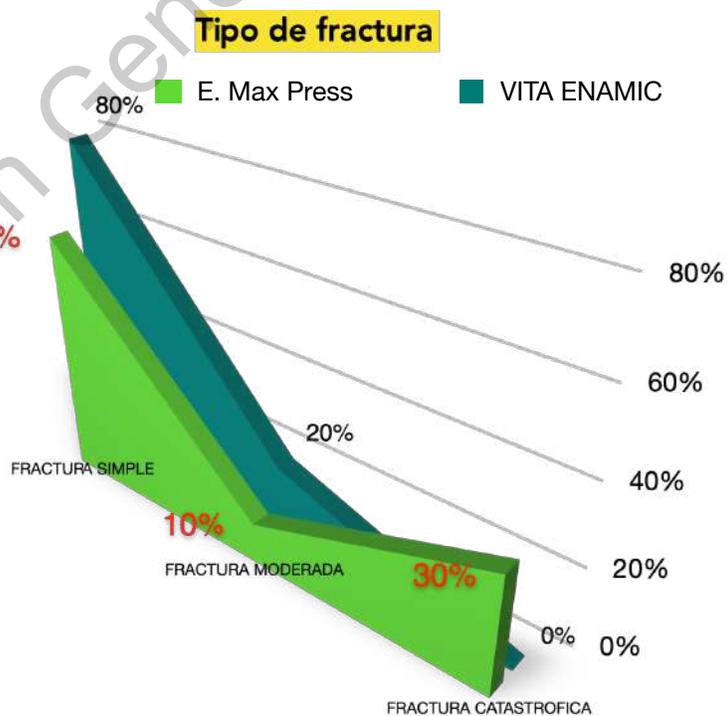
DE: Desviación estándar. Prueba t de student

Tabla 2. Comparación de frecuencia y porcentaje de los tipos y localizaciones de las fracturas.

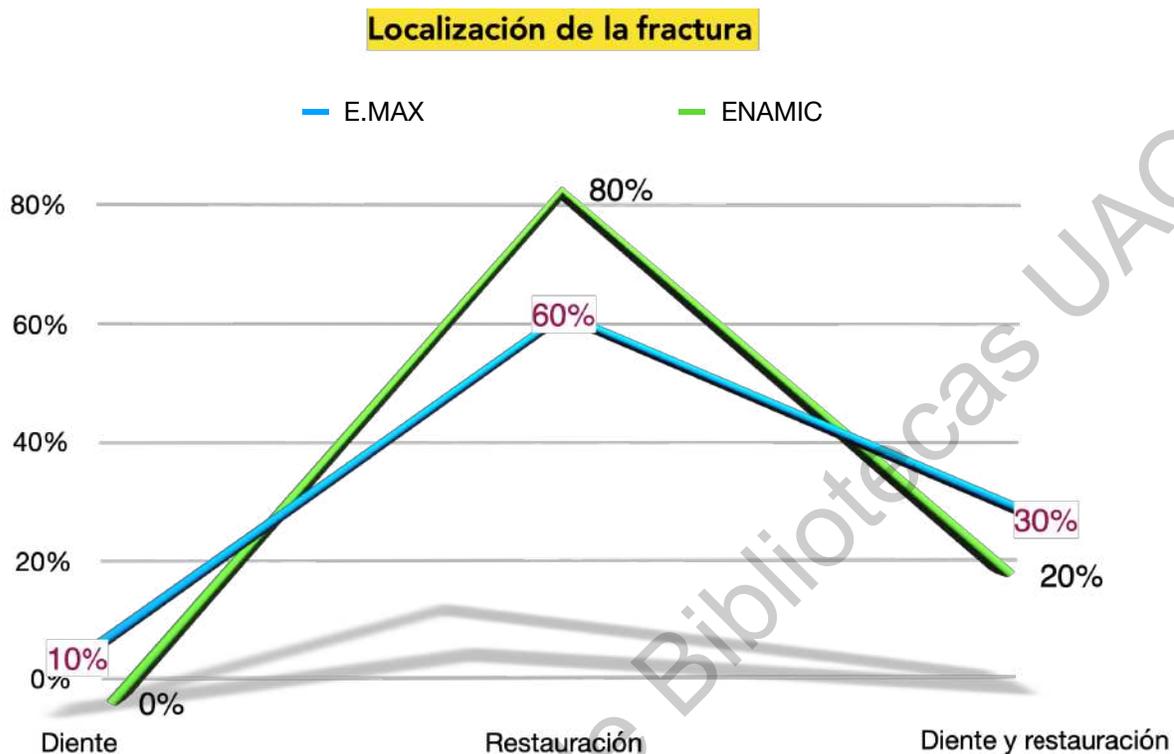
		E.max Press (n=10)	VITA ENAMIC (n=10)	Valor de P
		<i>Frecuencia (%)</i>		
Tipo de fractura	Simple	6 (60)	8 (80)	0.1637
	Moderada	1 (10)	2 (20)	
	Catastrófica	3 (30)	0 (0)	
Localización de fractura	Diente	1 (10)	0 (0)	0.4758
	Restauración	6 (60)	8 (80)	
	Diente + restauración	3 (30)	2 (20)	

Prueba Chi²

Gráfica 1. Porcentaje del tipo de fractura en cada material



Gráfica 2. Porcentaje de la localización de la fractura en cada material



Gráfica 3. Localización y tipos de fractura de restauraciones tipo overlay

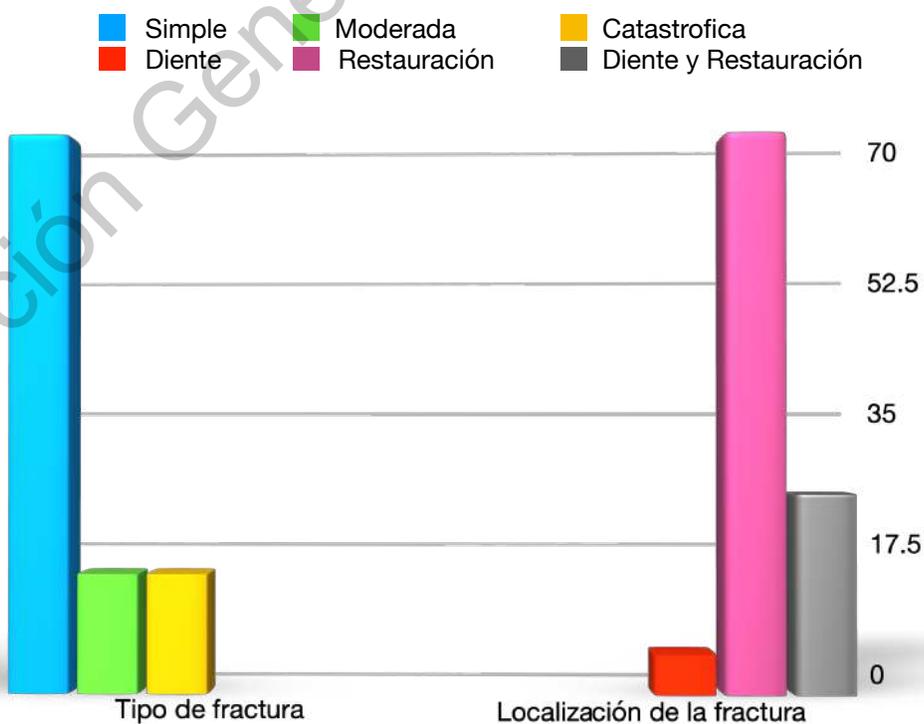


Tabla 3. Localización y tipos de fractura en ambos grupos

	Overlays (n=20)	<i>Frecuencia (%)</i>
Tipo de fractura	Simple	14 (70)
	Moderada	3 (15)
	Catastrófica	3 (15)
Localización de fractura	Diente	1 (5)
	Restauración	14 (70)
	Diente + restauración	5 (25)

Dirección General de Bibliotecas UAQ

4.2 Discusion

La prevalencia de procesos cariosos genera un alta demanda de restauraciones que ademas de cumplir una demanda estética deben ser funcionales y estructuralmente resistentes. La elección entre restauraciones de recubrimiento parcial o total y el material de construcción se basa en la cantidad y calidad del sustrato remanente.

La remoción innecesaria de tejido dental como parte de los procedimientos restaurativos puede incrementar la flexión cuspídea bajo carga oclusal lo que puede generar alteraciones en la resistencia, fractura por fatiga y síndromes de diente fisurado (Magne y Belser, 2003) que en un futuro deberán resolverse mediante tratamientos mas invasivos como extracciones y restauraciones implanto soportadas, todo esto llevo al desarrollo de métodos y técnicas adhesivas para mejorar la resistencia a la fractura del complejo diente - restauración.

Las restauraciones adhesivas contribuyen a reproducir el desempeño del diente intacto mediante la reproducción de la flexión cuspídea y la deformación elástica en el complejo diente - restauración y así imitar el desempeño del diente intacto, ya que los dientes intactos demuestran una flexión cuspídea debido a su morfología y a la oclusión. (Magne y Belser 2003). Las restauraciones adhesivas cerámicas en forma de onlays y overlays son una opción eficaz de prevenir procedimientos protésicos tradicionales al beneficiarse de utilizar protocolos adhesivos que logran que diente y restauración funcionen biomecánicamente como una unidad.

Los materiales descritos para estas restauraciones adheridas (inlays, onlays y overalys) han sido las cerámicas (feldespáticas, con refuerzo de fluorapatita, dísilicato de litio prensadas y maquinadas) y aunque las restauraciones cerámicas son una alternativa viable para el largo plazo debido a su excelente forma anatómica e integración adhesiva, su alto costo y técnica extremadamente sensible obligan al clínico a usarlas en situaciones específicas, como resultado ha crecido el interés por los mas convenientes

inlays/onlays de composite. En la literatura se han estudiado composites directos con diversos tipos de relleno, composites indirectos fresados y también cerámicas con matriz resinosa o híbridas que constan de una doble red formada por cerámica vítrea (75%) en una matriz de polimérica de resina UDMA y TEGDMA (25%) con modulo de elasticidad (30 MPa) muy similar al de la dentina (30-65 MPa) por lo que biomecánicamente se comportan muy parecido al diente bajo estrés al “doblar” de manera similar, esta ausencia de rigidez convierte a las cerámicas híbridas en una opción menos quebradiza, mas capaz de soportar cargas dinámicas con la ventaja de que ocurrirá fractura del material híbrido en lugar de fracturas dentales catastróficas.

Gupta et al. (2014) evaluaron el uso de coronas parciales cerámicas de primeros premolares maxilares como opción a las coronas metal cerámica porque los premolares presentan tasas de fractura similares a los molares maxilares y tienen necesidad de restauraciones estéticas y su anatomía facilita la flexión y fractura. En el presente estudio se evaluó la resistencia a la fractura de dos restauraciones adheridas tipo overlay en primeros premolares maxilares bajo carga estática hasta el punto de fractura para determinar si las restauraciones adheridas de cerámica híbrida (VITA ENAMIC) son una alternativa viable a las restauraciones cerámicas de alta resistencia reforzadas con dísilicato de litio e.max Press (Preferido a su contraparte maquinada e.max CAD por su mejor eficacia en limitar la propagación de grietas sub críticas debido a una menor fase vítrea, mayor fase cristalina y mayor tamaño de los cristales 6micras vs 2micras). Las preparaciones se realizaron siguiendo los criterios descritos por Politano et al (2018) que incluyen ángulos redondeados sin bordes rectos, con terminaciones en esmalte y un grosor de la restauración de 2.0mm. Krifka et al. (2009) encontró menor formación de grietas limitadas a la cerámica en restauraciones adheridas con grosor de 2mm, lo que esta en concordancia con los resultados de este estudio, con grosores de 2mm para cerámica híbrida o de alta resistencia reforzada con dísilicato de litio mostraron un 70% de las fracturas limitadas solo a la restauración.

Guess et al. (2013) encontraron una mayor resistencia a la fractura en restauraciones de cobertura cuspidéa de dísilicato de litio prensado (e.max Press) con grosores oclusales de 1.0 mm (1108 ± 340 N) y 0.5mm (997 ± 331 N) que con grosores de 2.0mm (963 ± 405 N) y determinaron que la carga crítica para la iniciación de grietas esta determinada por la diferencia del módulo de elasticidad entre el material restaurativo y la estructura que lo soporta, porque al exponer dentina con un modulo de elasticidad menor incrementa el estrés flexural en el intaglio de la cerámica durante la carga, lo que pone a la cerámica en alto riesgo de fractura. Aunque ambos estudios evaluaron resistencia a la fractura bajo carga estática con restauraciones de grosores iguales, el valor medio de resistencia a fractura reportado por ellos es considerablemente menor (963 ± 405) al reportado en este estudio (1405.05 ± 213.3 N); sin embargo el concepto de determinación de carga crítica para iniciación de grietas a partir de la diferencia de módulos de elasticidad explica porque existe mayor cantidad de fracturas simples y limitadas a la restauración en el grupo de VITA ENAMIC (80% y 80% respectivamente) contra el grupo de dísilicato de litio (60% y 60%) pues el primero tiene un modulo de elasticidad mas parecido a la dentina expuesta al tener un mayor grosor de desgaste.

Guess et al. (2013) clasificaron las fracturas en restauraciones onlay con grosor de 2.0mm de dísilicato de litio prensado (e.max Press) en cuatro grupos; formación de grietas en la cerámica [0%], fractura cohesiva en la cerámica [12.50%], fractura en la cerámica y el diente [18.75%] y fractura longitudinal de la cerámica y el diente que involucra raíz [68.75%]. En el presente estudio se dividieron en tres grupos; grietas o fracturas pequeñas de diente o restauración [60%], fracturas cohesivas completas de una o más cúspides [10%] y fracturas catastróficas longitudinales que involucren raíz [30%]. Los grupos 1 y 2 del estudio de Guess et al. (2013) se comparan con el grupo 1 de este estudio y aunque los resultados no son idénticos entre si ambos estudios exhibieron alta tasa de fracturas catastróficas y un porcentaje muy similar de fallas adhesivas cerámica-diente. Sus resultados muestran que disminuir el grosor de la

preparación de 2.0 mm a 0.5mm reduce el porcentaje de fracturas que involucran raíz de un 68.75% a un 6.25%

Magne y Belser (2003) al comparar mediante un estudio de elementos finitos la distribución de estrés en onlays de cerámicos y de composite con grosores de 2.5mm y 4.0mm, encontraron que la distribución del estrés dentro del complejo diente - restauración esta mas influenciado por la geometría y forma del tejido duro remanente y describieron que el esmalte, la dentina y los materiales restaurativos estéticos son quebradizos y presentan mayor resistencia a la compresión que a la tensión considerando este ultimo como el mas dañino. Reportaron que las restauraciones overlay de composite con bajo modulo elástico mostraron estrés de tipo tensil reducido en la superficie pero mayor en la interface dentina adhesivo en comparación con las restauraciones cerámicas, debido al bajo modulo de elasticidad y la redistribución del estrés dentro del composite mas flexible, aunque encontraron que esto los hace mas propenso a la perdida de union adhesiva que a las restauraciones de cerámica. También reportaron que los dientes restaurados con composite exhibieron mayor flexión cuspídea mientras que los dientes restaurados con cerámica se caracterizaron por su aumento de rigidez y menor flexión cuspídea por lo que las restauraciones con composite solo pueden acercarse al comportamiento del diente intacto en casos de cavidades pequeñas mientras que solo la cerámica asegura una distribución de estrés similar a la del diente intacto para dientes con cavidades extensas. Aunque una comparación entre el presente estudio y el de Magne y Belser (2003) no es totalmente posible debido a las diferencias de medición, los resultados del presente estudio indican un comportamiento similar de las restauraciones overlay con matriz de resina con un grosor de 2.0mm al reportado por Magne y Belser (2003) sin embargo ellos concluyeron que solo los overlays de cerámica son una alternativa viable para dientes posteriores severamente dañados mientras que el presente estudio demostró que las restauraciones de cerámica híbrida con matriz resinosa tienen mejor comportamiento a la fractura.

Belli et al. (2014) compararon la resistencia a la fatiga en 15 especímenes de cerámicas (feldespáticas, reforzadas con fluorapatita, zirconio, dísilicato de litio prensado y CAD CAM) y de composites (indirectos maquinados LAVA ULTIMATE y directos con diferentes rellenos) y encontraron que la versión prensada del dísilicato de litio muestra una mayor resistencia a la fatiga bajo carga cíclica que su contraparte maquinada (202.7MPa y 120.8MPa respectivamente). En pruebas de carga cíclica los materiales de resina compuesta usados para las restauraciones directas son mas resistentes a la fatiga que las cerámicas ricas en fase vítrea (modificadas con fluorapatita IPS e.max Ceram y bloques de cerámicas Vitablocs Trilux Forte). Describieron que las muestras de cerámicas basadas en dísilicato de litio e.max Press y composite Clearfil Majesty Posterior mostraron la menor susceptibilidad a la fatiga y menor pérdida de resistencia (29.6% y 32% respectivamente) y concluyeron que el e.max Press pueden generar mejor desempeño clínico que las resinas compuestas y las cerámicas ricas en fase vítrea sin embargo las restauraciones inlays de composite pueden ser usadas como una alternativa equivalente a las restauraciones inlays de cerámica vítrea en cuanto a desempeño mecánico debido a que poseen degradación ante fatiga similar entre si. Aunque el pronostico a largo plazo en dientes restaurados con resina compuesta indirecta es bueno su uso no se ha registrado tan extensamente como el de las restauraciones cerámicas. Liu et al. (2014) estudiaron los efectos del material restaurador (resina compuesta MZ100 3M ESPE y dísilicato de litio IPS Empress CAD Ivoclar, Vivadent) y el diseño cavitario de inlays (con caja proximal y sin caja proximal) en 32 molares extraídos y no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos diseños cavitarios. Las diferencias significativas que reportaron fue al comparar ambos materiales entre si, los grupos con restauraciones de resina compuesta registraron significativamente mayor cantidad de especímenes que sobrevivieron sin fracturas catastróficas las pruebas de carga máxima a 2200N. Concluyeron que para dientes restaurados con inlays MOD el uso de resina compuesta puede proveer mayor resistencia a la fractura debido a su menor

modulo elástico que resulta en menor estrés y a la mejor adhesión entre la resina compuesta y el diente demostrada por una mayor fuerza de union micro-tensil de la resina compuesta al cemento que de la cerámica al cemento efecto demostrado por El Zohairy y colaboradores. Aunque el presente estudio difiere en el tipo de preparación y en el material resinoso utilizado, las cerámicas híbridas VITA ENAMIC poseen una matriz de resina que también les confiere un modulo de elasticidad bajo. Los resultados del presente estudio concuerdan con los de Liu et al. (2014) en que las restauraciones resinosas o de matriz resinosa presentan mejor resistencia a la fractura y son una alternativa viable a las restauraciones cerámicas.

Dirección General de Bibliotecas UAO

4.3 Conclusión

Dentro de las limitaciones de este estudio se puede concluir que las restauraciones overlay adhesivas independientemente del material de restauración son una alternativa eficaz para restaurar dientes posteriores severamente dañados preservando al máximo la estructura dental remanente y limitando la fractura al material restaurador en el 70% de los casos estudiados. Las restauraciones overlay adheridas de cerámica híbrida VITA ENAMIC presentaron una resistencia a la fractura comparable a la de las restauraciones de disilicato de litio e.max Press (1265.15 ± 197.6 y 1405.05 ± 213.3 respectivamente) con modos de fractura mas favorables por su bajo modulo de elasticidad y mejor adhesión entre diente-cemento-restauración. Las restauraciones overlays de cerámica híbrida VITA ENAMIC pueden ser una alternativa equivalente a las overlays de disilicato de litio e.max Press especialmente para dientes con grande reducción oclusal y con mucha dentina a ser repuesta.

Aunque estudiar la resistencia a la fractura de un material bajo carga estática da la pauta para determinar las propiedades mecánicas de determinado material, rara vez las restauraciones en boca sufren fractura en la primer mordida sino que son consecuencia de la propagación de microfracturas secundarias a cargas cíclicas. Los futuros estudios deberán tener en cuenta la aplicación de cargas dinámicas para evaluar el comportamiento de las overlays de cerámica híbrida.

REFERENCIAS

- Abu-Hassan, M. I., Abu-Hammad, O. A., & Harrison, A. 2000. Stress distribution associated with loaded ceramic onlay restorations with different designs of marginal preparation. An FEA study. *Journal of oral rehabilitation*, 27(4), 294-298.
- Alkadi, L., & Ruse, N. D. 2016. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(4), 591-596.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. 2013. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A., & Lohbauer, U. 2014. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental materials*, 30(4), 424-432.
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
- Conrad, H. J., Seong, W. J., & Pesun, I. J. 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404.
- de Azevedo Cubas, G. B., Habekost, L., Camacho, G. B., & Pereira-Cenci, T. 2011. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *Journal of prosthodontic research*, 55(1), 53-59.
- Dejak, B., Mlotkowski, A., & Romanowicz, M. 2007. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 89-100.
- Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. 2013. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 7(1).
- Federlin, M., Krifka, S., Herpich, M., Hiller, K. A., & Schmalz, G. 2007a. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Operative Dentistry*, 32(3), 251-260.
- Federlin, M., Wagner, J., Männer, T., Hiller, K. A., & Schmalz, G. 2007b. Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clinical oral investigations*, 11(4), 345-352.
- Forss, H., & Widström, E. 2004. Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. *Acta Odontologica Scandinavica*, 62(2), 82-86.

Gonzaga, C. C., Cesar, P. F., Miranda, W. G., & Yoshimura, H. N. 2011. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dental materials*, 27(4), 394-406.

Guess, P. C., Strub, J. R., Steinhart, N., Wolkewitz, M., & Stappert, C. F. 2009. All-ceramic partial coverage restorations—midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *Journal of dentistry*, 37(8), 627-637.

Guess, P. C., Schultheis, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., & Strub, J. R. 2013. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(4), 264-273.

Gupta, A., Musani, S., Dugal, R., Jain, N., Railkar, B., & Mootha, A. 2014. A comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bonded partial restorations and full-coverage porcelain-fused-to-metal crowns. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 34(3).

Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A., & Kappert, H. 2008. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*, 5(6), 729-745.

Krifka, S., Anthofer, T., Fritsch, M., Hiller, K. A., Schmalz, G., & Federlin, M. 2009. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Operative dentistry*, 34(1), 32-42.

Liu, X., Fok, A., & Li, H. 2014. Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dental Materials*, 30(3), 327-333.

Magne, P., & Belser, U. C. 2003. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(6).

Politano, G., Van Meerbeek, B., & Peumans, M. (2018). Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. *The journal of adhesive dentistry*, 20(6), 495-510.

Resultados del Sistema de Vigilancia Epidemiológica de Patologías Bucales SIVEPAB 2014 Primera edición, agosto 2015

Resultados del Sistema de Vigilancia Epidemiológica de Patologías Bucales SIVEPAB 2014 Primera edición, agosto 2015

Ríos, N. I. G., & García, M. H. M. 2012. Determinación de los Índices CPO-D e IHOS en estudiantes de la Universidad Veracruzana, México. *Revista Chilena de Salud Pública*, 16(1), p-26.

Rocca, G. T., & Krejci, I. 2007. Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization. *Quintessence International*, 38(5), 371-9.

Stappert, C. F., Abe, P., Kurths, V., Gerds, T., & Strub, J. R. 2008. Masticatory fatigue, fracture resistance, and marginal discrepancy of ceramic partial crowns with and without coverage of compromised cusps. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(1), 41.

The Glossary of Prosthodontic Terms Seventh Edition (GPT-7). *Journal of Prosthetic Dentistry*, Volume 81, Issue 1, 48 - 110

Zarone, F., Ferrari, M., Mangano, F. G., Leone, R., & Sorrentino, R. 2016. "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *International Journal of Dentistry*, 2016.

Dirección General de Bibliotecas UJAQ

APÉNDICE

Tabla de recolección de datos

Diente			
Restauración	E.max	Resina	
Tipo de fractura	FRACTURA SIMPLE Crack o pequeña fractura de diente o restauración	FRACTURA MODERADA Fractura completa de cuspidé	FRACTURA CATASTROFICA Fractura longitudinal que corre hasta la raíz dental
Lugar de fractura	DIENTE	RESTAURACIÓN	DIENTE+RESTAURACION
FUERZA (N)			

Dirección General de Bibliotecas UAQ