

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA ADHESIVA ENTRE UN CEMENTO
RESINOSO Y CERÁMICAS REFORZADAS CON ÓXIDOS DE ZIRCONIO
UTILIZANDO UN *PRIMER* AUTOGRABADOR.**

AUTORES

OMAIRA ROCIO PRIETO TORRES

CRISTHIAN CAMILO CARVAJAL GARZÓN

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA, UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSGRADO EN PROSTODONCIA
BOGOTÁ D.C, 17 DE NOVIEMBRE 2020**

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA ADHESIVA ENTRE UN CEMENTO
RESINOSO Y CERÁMICAS REFORZADAS CON ÓXIDOS DE ZIRCONIO
UTILIZANDO UN *PRIMER* AUTOGRABADOR.**

AUTORES

OMAIRA ROCIO PRIETO TORRES
Odontóloga, Colegio Odontológico Colombiano

CRISTHIAN CAMILO CARVAJAL GARZÓN
Odontólogo, Colegio Odontológico Colombiano

ASESOR CIENTÍFICO

Dr. Andrés Pulido Mora
Odontólogo, Especialista en odontología restauradora, magister y Doctor en
materiales dentales

ASESOR METODOLÓGICO

Dr. Luis Gabriel Ladino
Odontólogo, Especialista en prostodoncia y magister en epidemiología clínica

ASESOR ESTADÍSTICO

Dr. Camilo Andrés Pulido Mora
Odontólogo, Especialista en odontología restauradora, magister y Doctor en
materiales dentales

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSGRADO EN PROSTODONCIA
BOGOTA D.C. 17 DE NOVIEMBRE 2020**

DEDICATORIA

Quiero dedicarle este trabajo a Dios que me ha dado la vida y fortaleza, por guiarme y acompañarme en cada paso para terminar este proyecto de investigación.

A mis padres por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad; muchos de mis logros se los debo a ustedes entre los que se incluye este. Me formaron con reglas y con algunas libertades, pero al final de cuentas, me motivaron constantemente para alcanzar mis anhelos.

A mis hermanos, Diana Prieto Torres, Lorena Prieto Torres, John Prieto Torres y Víctor Prieto Torres, por su comprensión y apoyo incondicional y por la fortaleza que me brindan para seguir adelante.

A todos mis amigos y amigas, por todos sus consejos, por compartir conmigo tantas experiencias, por el inmenso cariño, apoyo incondicional y comprensión.

Omaira Rocio Prieto Torres

DEDICATORIA

Dedicar este logro a mi familia, padres, esposa e hijo y demás personas que hicieron parte de este proceso y que con su gran apoyo logre alcanzar este gran peldaño de los muchos que me quedan por recorrer.

Así mismo agradecer a mis compañeros de especialización, nos llevamos gratos recuerdos de estos dos años aprendimos mucho de ustedes.

Cristhian Camilo Carvajal Garzón

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a la institución universitaria colegios de Colombia UNICOC, por abrirnos las puertas, preparándonos para un futuro competitivo y darnos la oportunidad de formarnos como especialistas en Prostodoncia.

A nuestro director de posgrado Doctor Cesar Rodríguez, quien siempre nos ha brindado su colaboración, dedicación y ha sido un gran apoyo para nosotros y para todos los estudiantes.

Agradecemos a nuestro asesor científico y asesor metodológico, por su gran calidad humana, las asesorías, conocimientos, aportaciones y críticas constructivas brindadas, orientándonos siempre hacia la excelencia y la superación. A la universidad San Francisco de Quito – Ecuador por apoyarnos en la realización del presente estudio.

A nuestros docentes a quienes debemos gran parte de nuestros conocimientos, gracias a su paciencia y enseñanza, nos llevamos los más gratos recuerdos.

Agradecemos a nuestras familias, padres, hermanos y demás personas que hicieron parte de este proceso, por el apoyo incondicional que ha sido fundamental en la finalización de este proyecto.

Finalmente, A todos los compañeros y compañeras de posgrado por los buenos momentos que hemos compartido, por su acompañamiento, y apoyo incondicional.

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	15
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICO	18
1.1 Planteamiento del problema	18
1.2 Justificación	18
1.3 Marco Teórico	20
1.3.1 Cerámicas.....	20
1.3.2 Cerámicas vítreas.....	22
1.3.3 Cerámicas feldespáticas.....	23
1.3.4 Cerámicas Disilicato de Litio.....	23
1.3.5 Cerámicas de silicato de litio	24
1.3.6 Cerámica policristalina.....	25
1.3.7 Alúmina.....	25
1.3.8 Zirconio.....	26
1.3.9 Cerámica de matriz de resina.....	27
1.3.10 Cementación adhesiva	28
1.3.11 Tratamiento De Superficie	30
1.3.12 Pruebas Resistencia Adhesiva	37
1.3.13 Métodos de macro pruebas	38
1.3.14 Métodos De Micro Pruebas	39
1.3.15 Termociclado	42
1.4 objetivos generales y específicos	46
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	48
2.1 Tipo de estudio	48
2.2 Objeto de estudio.....	48
2.3 Material objeto de estudio.....	48
2.4 Unidad de observación	48
2.5 Muestra.....	48
2.6 Criterios de selección.....	48
2.6.1 Criterios de inclusión	48
2.6.2 Criterios de exclusión	48
2.7 Material Y Métodos	49
2.7.1 Preparación de espécimen	49
2.7.2 Diseño experimental.....	49

2.7.3	Proceso de cementación	50
2.7.4	Prueba de resistencia adhesiva (μ SBS)	51
2.7.5	Análisis estadístico	52
3.	RESULTADOS	54
4.	DISCUSIÓN.....	56
5.	CONCLUSIONES	60
6.	RECOMENDACIONES.....	61
7.	REFERENCIAS	62

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Clasificación de las cerámicas	21
Figura 2: Clasificación de las cerámicas según su composición	22
Figura 3: Clasificación según el grado de translucidez de las cerámicas dentales. ...	27
Figura 4: Clasificación pruebas resistencia adhesiva	38
Figura 5: Diseño experimental	53

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Superficie cerámica y modo de aplicación de grupos experimentales.	50
Tabla 2: Valores medios y desviación estándar de microcizallamiento (MPa) de todos los grupos experimentales.....	54

LISTA DE GRAFICOS

Gráfico 1: Microcizallamiento en tiempo inmediato	55
Gráfico 2: Microcizallamiento al envejecimiento.....	55

INTRODUCCIÓN

Las cerámicas son materiales restauradores indirectos biocompatibles y de aspecto natural debido a sus propiedades estéticas y biomecánicas. Dentro de los diferentes tipos de cerámicas, las cerámicas vítreas han evolucionado a lo largo de los años en sus composiciones y técnicas de procesamiento¹. Entre los sistemas cerámicos existentes, uno de los más utilizados es la cerámica vítrea reforzada con disilicato de litio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). El disilicato de litio es una cerámica dental que imita la estética y la resistencia de la estructura dental natural, la fase cristalina de este material es del 70% la cual refracta la luz de forma natural y proporciona un refuerzo estructural superior, impartiendo una mayor resistencia a la flexión que la asociada con la cerámica feldespática tradicional o la cerámica de vidrio reforzada con leucita².

Con la intención de combinar las propiedades de la resistencia de la cerámica policristalina con la excelente estética de la cerámica de vidrio en una restauración monolítica, surgió la cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) y Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany), cuya composición presentan un menor porcentaje de contenido en la fase cristalina (40-50% en comparación con el 70% de una vitrocerámica de disilicato de litio convencional³. Adicionalmente esta cerámica vítrea presenta de un 8% a un 10% de Zirconia^{1, 4, 5}. Además, debido a que presenta una matriz de vidrio, este material se considera sensible al grabado con ácido fluorhídrico (AF) para su cementación adhesiva, a diferencia de las cerámicas policristalinas

donde el tratamiento ácido produce cambios superficiales insuficientes⁶. Este nuevo tipo de cerámicas están indicadas para incrustaciones, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores de contorno completo, así como también para prótesis soportadas por implantes⁷.

Para lograr una unión predecible durante la cementación de la cerámica de matriz de vidrio, el acondicionamiento previo de la superficie con AF y un agente de acoplamiento de silano (SI) es un procedimiento estándar para la cementación adhesiva, y son pasos esenciales que influirán en el éxito de la restauración⁸. La acción del acondicionamiento con AF sobre la microestructura de estas cerámicas consiste en la disolución de las fases vítreas de la cerámica, esta fase se disuelve parcialmente creando una microestructura que aumenta el área de superficie para la unión². Posteriormente se aplica silano, el cual es un agente de enlace bifuncional constituido por elementos orgánicos e inorgánicos⁹, interactúa con el sílice presente en la cerámica y también con las moléculas de metacrilato presentes en el adhesivo y el cemento resinoso⁹. Sin embargo, el uso de AF requiere de una cuidadosa atención debido a su potencial riesgo de degradación de la materia orgánica, considerando que su tiempo de aplicación y posterior lavado correcto son fundamentales para lograr un protocolo adhesivo predecible¹⁰. Por esta razón, otras opciones vienen siendo investigadas para el tratamiento de superficies de cerámica¹, donde se incluyen materiales de autograbado que podrían reemplazar el tratamiento estándar actual de AF y silano, ofreciendo técnicas más sencillas de ejecutar, con una menor cantidad de pasos clínicos y un bajo riesgo de exposición laboral y del paciente a riesgos potenciales y daños biológicos por contacto ácido con el tejido vivo¹¹.

Recientemente, monobond etch and prime (MEP; Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein), presenta una nueva alternativa clínica para el tratamiento de superficie de las cerámicas vítreas. MEP es un compuesto a base de polifluoruro de amonio, metacrilato de trimetoxipropilo, alcoholes y agua, el cual permite grabar y silanizar las superficies de la cerámica vítrea en un sólo paso. Según la recomendación del fabricante, el MEP debe frotarse en la superficie de cerámica durante 20 segundos usando una presión ligera y finalmente dejar actuar durante otros 40 segundos, lo que reduce significativamente el tiempo de trabajo. En relación a este protocolo, estudios recientes concluyeron que la fuerza de unión cuando se usa MEP en disilicato y cerámica feldespática fue similar a la lograda por el protocolo convencional (AF + SI)^{11, 12}, lo cual representaría una alternativa clínica para otros materiales restauradores, considerando la similitud en su composición química.

Con las ventajas operativas de un eventual éxito en términos de adhesión de este material nuevo, el uso del mismo podría representar una nueva alternativa clínica a las técnicas tradicionales de tratamiento de superficies cerámicas, por lo tanto, el objetivo del presente estudio será evaluar la resistencia adhesiva (microcizallamiento) del MEP cuando se aplica a cerámicas de silicato de litio reforzadas con óxidos de zirconio, y comparar su desempeño con la técnica tradicional de AF + SI. Las hipótesis nulas que serán evaluadas en este estudio son que: 1) No existirá diferencia en la resistencia adhesiva de un cemento resinoso a 2 cerámicas vítreas de silicato de litio reforzado con zirconia independientemente de la técnica de tratamientos de superficie a las 24h, ni 2) después de un envejecimiento acelerado con termociclaje.

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICO

1.1 Planteamiento del problema

Las restauraciones cerámicas pueden cementarse de forma adhesiva para cumplir con propiedades mecánicas y estéticas en restauraciones indirectas, produciendo un enlace químico en la superficie de las cerámicas y obteniendo así una adhesión adecuada. Se han introducido diferentes tratamientos de superficie, con la finalidad de crear una superficie rugosa en el área de unión del material cerámico para mejorar la interfaz entre éste y el cemento resinoso. El grabado con ácido fluorhídrico ha demostrado ser uno de los más eficaces puesto que elimina la matriz de vidrio y la segunda fase cristalina, creando así irregularidades dentro de los cristales de la cerámica para mejorar la resistencia adhesiva. Sin embargo, dependiendo de la concentración y el tiempo de grabado puede disminuir la resistencia mecánica del material, induciendo a la formación de extensas porosidades y alterando las propiedades adhesivas del conjunto.

Recientemente, se ha introducido en el mercado un *primer* autograbador como alternativa al tratamiento convencional con ácido fluorhídrico y silano, el cual tiene como objetivo eliminar el potencial tóxico del ácido fluorhídrico, reducir el tiempo requerido y la sensibilidad de la técnica de grabado de cerámicas con los métodos convencionales.

1.2 Justificación

El interés por las cerámicas asistidas por computadora (CAD/CAM) se debe a su fabricación simplificada, propiedades estéticas, resistencia a la fractura y resistencia adhesiva. La fractura es una de las causas más importantes de pérdida de restauración, las ventajas mecánicas de las cerámicas de zirconio y las ventajas

estéticas de las cerámicas vítreas son notables. La necesidad de combinar las propiedades positivas de estos dos materiales ha llevado a los investigadores a desarrollar una nueva generación de cerámicas vítreas de silicato de litio (ZLS) reforzada con óxidos de zirconio.

Por esto, el éxito de la cementación adhesiva de restauraciones indirectas está determinado por el potencial de interacción químico entre la interfaz diente/cemento y cemento/cerámica. Esta última, en cerámicas vítreas ocurre por una combinación de tratamiento de superficie mecánico (ácido fluorhídrico - AF) y químico (silano). Recientemente se ha introducido un nuevo producto con polifluoruro de amonio que también contiene silano, de modo que combina los dos tratamientos de superficie y simplifica el procedimiento de unión.

Esta técnica adhesiva convencional requiere más pasos y más tiempo que la nueva técnica simplificada. Además, se ha demostrado que el polifluoruro de amonio es más biocompatible y seguro que el ácido fluorhídrico. Cuando se usa un *primer* autograbadador, los dos pasos se reducen a una sola aplicación, que obtiene resultados equivalentes en términos de resistencia adhesiva al tiempo que simplifica la técnica, mejorando el tiempo de trabajo en boca y minimizando así mismo el tiempo de consulta, esta técnica simplificada con *primer* autograbadador puede introducirse clínicamente reduciendo la incidencia de errores por parte del clínico, manteniendo los valores de resistencia adhesiva y reduciendo la toxicidad.

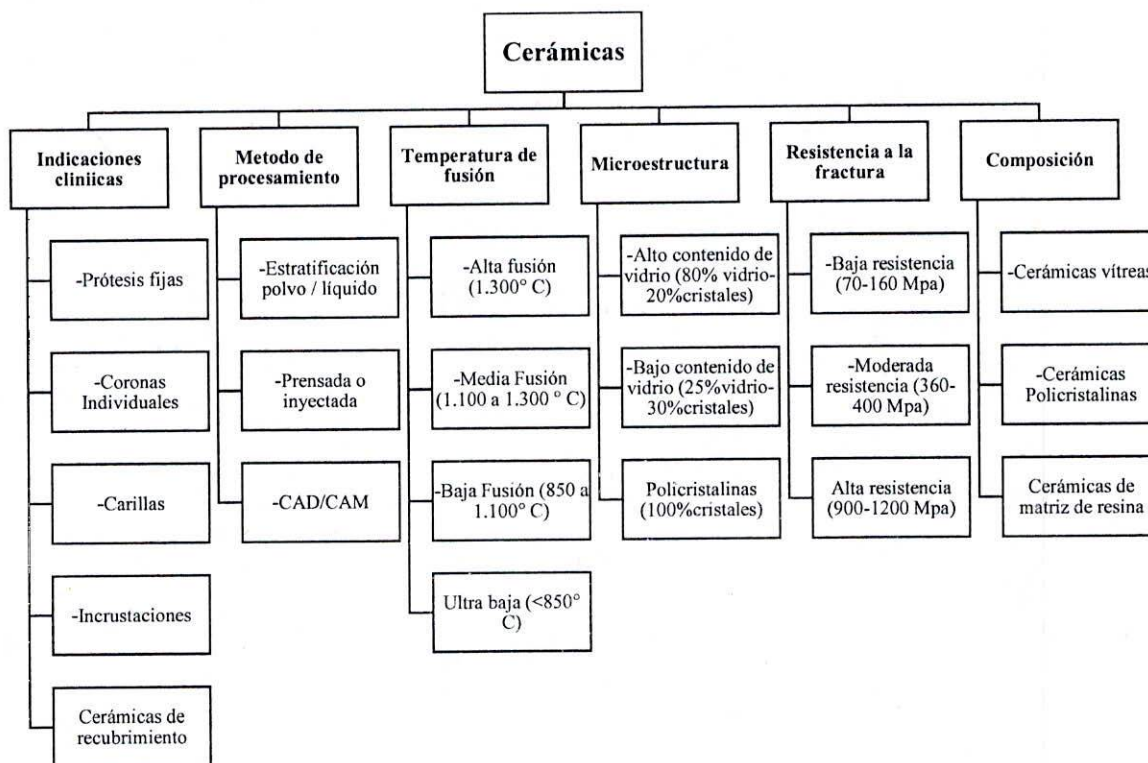
1.3 Marco Teórico

1.3.1 Cerámicas

Una cerámica es un producto hecho de un material inorgánico no metálico que se procesa mediante la cocción a una alta temperatura para lograr propiedades mecánicas y ópticas deseables. El desarrollo de estos materiales restauradores cerámicos libres de metal han sido un gran avance en las opciones de tratamiento que cambió el flujo de trabajo clínico de los dentistas^{13, 14}.

En la evolución de las cerámicas es importante destacar sus cambios, los cuales buscan un equilibrio entre los factores estéticos, mecánicos, biológicos, funcionales y de fabricación¹⁵. Debido a sus excelentes propiedades estéticas y protésicas, la cerámica podría usarse como material de estructura en todo tipo de restauraciones dentales, incluidas coronas individuales, incrustaciones y carillas laminadas. Por lo tanto, para seleccionar la cerámica más adecuada en cada caso, es necesario conocer su clasificación¹⁶. En términos generales, las cerámicas podrían clasificarse en las siguientes categorías para ayudar a los odontólogos a seleccionar el mejor material en función de las necesidades de sus pacientes: indicaciones clínicas, según su método de procesamiento, temperatura de fusión, microestructura, resistencia a la fractura, composición y translucidez (Figura 1,2) ^{13, 17}.

Figura 1: Clasificación de las cerámicas



Fuente: Moshaverinia A. 2020

Dentro de las indicaciones clínicas las restauraciones totalmente cerámicas pueden utilizarse para: prótesis fija, coronas individuales, carillas, incrustaciones y cerámicas de recubrimiento¹⁵.

- **Clasificación por método de procesamiento:** En esta clasificación se encuentra la estratificación polvo / líquido, prensada o inyectada, diseño y fabricación asistida por computadora (CAD / CAM)¹⁶.
- **Clasificación por temperatura de fusión:** encontramos de alta fusión (1,300 ° C), media fusión (1,100 ° C a 1,300 ° C), baja fusión (850 ° C a 1,100 ° C) y ultra baja (<850 ° C)¹³.
- **Clasificación por microestructura:** presentes en una fase vítrea (responsable de la estética), fase cristalina (asociada con la resistencia

mecánica). Estas cerámicas pueden clasificarse de acuerdo con su contenido de vidrio y cristales con un alto contenido de vidrio (80% vidrio-20% cristales), bajo contenido de vidrio (25-30% vidrio-70-75% cristales) y cerámicas policristalinas (100% cristales)¹³.

- **Resistencia a la fractura:** se encuentran de baja resistencia 70-160 Mpa, de moderada resistencia 360-400 Mpa y alta resistencia 900-1200 Mpa¹⁸.
- **Clasificación según su composición**

Figura 2: Clasificación de las cerámicas según su composición



Fuente: Moshaverinia A. 2020

1.3.2 Cerámicas vítreas

Son materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que contienen una fase vítrea con una fase cristalina finamente dispersas. La fase cristalina puede ocupar del 0,5% al 99,0% de la composición, pero generalmente contiene del 20% al 30% de la composición final¹⁴. El tipo, tamaño y fracción de volumen de la fase cristalina junto con su distribución en la matriz vítrea se encuentra entre los factores importantes que controlan las propiedades mecánicas y estéticas, como la tenacidad y la translucidez

del material final¹⁹. Las ventajas de las cerámicas vítreas sobre las cerámicas tradicionales incluyen la facilidad de los procesos de síntesis, mejora en la estética, menor contracción, mejor translucidez debido a la menor dispersión de luz interna. Por esto, las cerámicas vítreas se dividen en dos grupos: materiales naturales como las cerámicas feldespáticas, materiales sintéticos tales como las cerámicas disilicato de Litio^{13, 20}.

1.3.3 Cerámicas feldespáticas

Las cerámicas a base de feldespato se conocen como cerámicas dentales tradicionales compuesto por feldespatos naturales (aluminosilicato de potasio / sodio), caolín ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), cuarzo (SiO_2) y algunos óxidos metálicos como aditivos. Se caracteriza por su alta estética y translucidez, pero son las más débiles con una resistencia a la flexión promedio de 154 MPa. La resistencia mejorada de los feldespatos que contienen potasio conocidos como leucita ($\text{K}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$) los convierte en una opción adecuada para revestir material sobre sustratos de metal y cerámica. Esta clase de material de restauración dental de vitrocerámica se puede producir en diferentes tonos dentales con un rango de opacidad y translucidez agregando diferentes pigmentos de óxido metálico. A pesar de las buenas propiedades, las cerámicas feldespáticas se limitan a restauraciones anteriores de baja carga debido a una menor resistencia a la flexión y una mayor fragilidad^{15, 19, 20}.

1.3.4 Cerámicas Disilicato de Litio

Por lo anterior, las cerámicas han buscado ser menos dependientes de los recursos naturales de materias primas y sus variaciones inherentes, con mayor fracción volumétrica de fase cristalina distribuida en una matriz vítrea, es por esto por lo que la industria cerámica ha comenzado a incluir en el mercado materiales sintéticos²¹.

Actualmente, las cerámicas vítreas de disilicato de litio se encuentran entre los materiales dentales restauradores populares que están disponibles como bloques prensados con calor y un bloque mecanizable parcialmente cristalizado. La mayor concentración de la fase cristalina y la matriz entrelazada más apretada de esta cerámica vítrea sintética presenta una resistencia significativamente mayor de aproximadamente 350 MPa y una tenacidad a la fractura de 2.5 Mpa en comparación con la cerámica feldespática natural. Por eso, cuando se usa como material de recubrimiento en estructuras totalmente cerámicas, estos materiales se modifican para que coincidan con el coeficiente de expansión térmica de sus respectivas estructuras^{13, 21}.

1.3.5 Cerámicas de silicato de litio

Por un mayor desarrollo dentro del sistema de disilicato de litio fue la infiltración con dióxido de zirconio (ZrO₂) IPS e.max CAD/CAM, este demuestra propiedades mecánicas mejoradas para su uso como inlays, onlays, coronas y prótesis dentales fijas de tres unidades en la región anterior¹⁵. Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) es una de las cerámicas a base de silicato de litio disponibles recientemente en el mercado. Este, es un silicato de litio reforzado con zirconia con una cantidad de inclusión de Zr de alrededor del 10% de óxido de zirconio. El fabricante afirma que el tamaño más pequeño del cristal cerámico y el material de microestructura ultrafino conducen a una mayor resistencia mecánica. Las cerámicas Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) y Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany) a base de silicato de litio están disponibles en formatos prensados o maquinados y están indicadas para incrustaciones, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores de contorno completo, así como también para prótesis soportadas por implantes^{7, 13, 15, 22}. Otra cerámica a base de silicato de litio es

GC Initial LiSi Press (GC América, Alsip, IL), esta es una cerámica a base de disilicato de litio de alta resistencia y alta densidad. Esta nueva cerámica de silicato de litio ofrece una distribución equitativa de microcristales, lo que da lugar a excelentes propiedades mecánicas y ópticas. Dentro de las indicaciones recomendadas para esta cerámica prensada son coronas, inlays, onlays, carillas y dentaduras parciales fijas de 3 unidades hasta el segundo premolar^{17, 23}.

1.3.6 Cerámica policristalina

Son materiales cerámicos inorgánicos no metálicos sin ninguna fase vítrea la cual brinda una alta resistencia y tenacidad a la fractura, al no contener fase vítrea tiene una estética y traslucidez limitada. Por esto, un enfoque para mejorar la translucidez es reducir la dispersión de la luz mediante la disminución del número de límites de grano aumentando el tamaño de grano¹³. Sin embargo, el aumento del tamaño de grano cristalino puede resultar en una reducción de las propiedades mecánicas. Además, el grabado de las cerámicas Policristalinas con ácido fluorhídrico parece ser muy difícil debido a la ausencia de la fase vítrea. Estas cerámicas se subdividen en dos grupos: Oxido de aluminio (alúmina) y zirconio²².

1.3.7 Alúmina

La alúmina (Al_2O_3) es un óxido metálico natural de alta pureza (hasta 99.5%), con una amplia gama de aplicaciones industriales. Tiene una alta dureza de 17 a 20 GPa y una resistencia relativamente alta. Además de una mayor dureza, la resistencia superior al desgaste y a la corrosión junto con la biocompatibilidad han convertido a este material en un candidato popular en odontología. El tamaño de grano muy fino de las cerámicas de alúmina dificulta la fatiga estática y desvía las grietas bajo carga. Todas estas propiedades han convertido a la alúmina en un sustrato deseable para

una amplia gama de aplicaciones médicas, que incluyen restauraciones dentales y aplicaciones ortopédicas²⁴. Sin embargo, las cerámicas de alúmina son propensas a fracturas en masa debido a su mayor elasticidad ($E = 300 \text{ GPa}$)^{13, 22}.

1.3.8 Zirconio

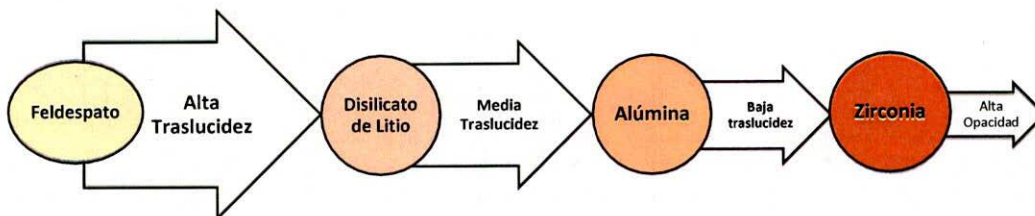
La zirconia (dióxido de zirconio) es una cerámica policristalina con excelente tenacidad y resistencia a la fatiga, el zirconio puro se encuentra en tres formas: monoclinica, que es estable hasta $1.170 \text{ }^\circ\text{C}$, donde se transforma en tetragonal, y luego cúbica cuando la temperatura supera los $2.370 \text{ }^\circ\text{C}$. La transformación de tetragonal a monoclinica se acompaña de una cizalla tensión y gran aumento de volumen (4%). Este aumento de volumen puede cerrar grietas, lo cual se denomina endurecimiento de la transformación, llevando a grandes aumentos en la resistencia a la fractura del material²⁴. Por lo anterior, el uso de este endurecimiento de la transformación en la práctica requiere que las fases tetragonal o cúbica se estabilicen a temperatura ambiente mediante la aleación de zirconio puro con óxidos como el itrio, magnesio, calcio y cerio. Estos elementos estabilizarán total o parcialmente cualquiera de estas fases, esto ha propuesto una clasificación de las cerámicas de zirconia²⁵. Según su microestructura como zirconio totalmente estabilizado (FSZ), zirconio parcialmente estabilizado (PSZ) y policristales de zirconio tetragonal (TZP). En FSZ, el zirconio está en su forma cúbica y contiene más del 8% de óxido de itrio. La cerámica de zirconio se usa como un material de estructura para luego ser recubierto con cerámica, pero también se puede usar para fabricar restauraciones monolíticas. Existe bloques y discos CAD / CAM policromáticos fabricados para imitar la variación de color de la dentina al esmalte^{4, 22, 26}.

1.3.9 Cerámica de matriz de resina

Es un material híbrido con matriz orgánica e inorgánica que pueden incluir componentes vitreos, cerámica y vitrocerámica. La matriz de polímero proporciona una red de apoyo que refuerza la red inorgánica del material híbrido. Los híbridos de matriz de resina se incluyen en la categoría de cerámica dental porque contienen más del 50% de partículas inorgánicas. Esta clase de materiales dentales es una opción adecuada para el diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora (CAD/CAM), proporcionando propiedades superiores en comparación con las cerámicas tradicionales y las cerámicas vítreas, como una mejor imitación de la elasticidad de la dentina y la facilidad de fresado y ajuste. Estas se dividen en varios subgrupos (resina nanocerámica, vitrocerámica con matriz de resina, cerámica de zirconio con una matriz de resina)¹³.

- **Clasificación Según su Traslucidez:** cerámicas de alta translucidez, media translucidez, baja translucidez / alta opacidad (Figura 3)^{26, 27}.

Figura 3: Clasificación según el grado de translucidez de las cerámicas dentales.



Fuente: Manziuc M. 2019

1.3.10 Cementación adhesiva

Una correcta adhesión de las restauraciones indirectas total cerámicas, proporcionan una alta retención, mejora la adaptación marginal, previene la microfiltración, y aumenta la resistencia a la fractura tanto del diente, como de la restauración²⁸. Para garantizar una adecuada fijación de una restauración indirecta, básicamente se deben tener en cuenta dos aspectos: acondicionamiento del material cerámico y acondicionamiento del sustrato dental seguido de la cementación²⁹. Estos cementos se consideran necesarios para obtener una retención duradera de la restauración y un buen sellado marginal, así como para mantener el color original y el contorno marginal. Los primeros agentes de fijación dental fueron cementos a base de agua como fosfato de zinc y cementos de ionómero de vidrio. Con la introducción de los cementos resinosos, se mejoraron propiedades como la solubilidad y la adhesión. Los cementos resinosos contemporáneos varían en propiedades como la viscosidad, si necesitan o no fotopolimerización y si son adhesivos o autoadhesivos. Sin embargo, estos cementos requieren algún tipo de procedimiento de acondicionamiento del sustrato dental y restauración indirecta²⁹. Los cementos resinosos están compuestos de una matriz de resina orgánica, matriz inorgánica, iniciadores y tintes. La matriz orgánica se basa principalmente en Bis-GMA, HEMA, UDMA y TEGDMA, entre otros; se mezclan para modificar las propiedades mecánicas y características reológicas. Los rellenos inorgánicos varían entre los fabricantes en cuanto a tipo, forma, tamaño y carga volumétrica o de peso. Se requiere un equilibrio importante para optimizar el cemento resinoso y los componentes de relleno para permitir la fácil manipulación y el logro de un espesor de película delgada para maximizar la resistencia mecánica y la resistencia al deterioro en el entorno oral después de la activación. La activación del cemento se

produce mediante una polimerización por radicales libres de la matriz de resina y es un "conjunto de comandos" después de la foto-iniciación con luz visible, o se activa químicamente luego de mezclar dos pastas³⁰. Estos se aplican a las superficies internas de la restauración cerámica y se asienta bajo una presión adecuada para asegurar un ajuste preciso. Clínicamente, el espesor del cemento se ha caracterizado entre 50 y 150 μm ³¹.

Un paso esencial para determinar el éxito de la cementación adhesiva es el acondicionamiento de la superficie restaurativa antes de la cementación; esto se realiza en la superficie interior de la cerámica, que generalmente se trata para promover la unión al cemento³². La optimización de la unión entre el cemento y las cerámicas se logra con la aplicación de un agente de unión que se recomienda antes de la cementación. En ausencia del agente de unión "silano"; la interacción química entre los cementos a base de resina y las cerámicas dentales es débil. Los silanos comprenden un gran grupo de compuestos orgánicos capaces de mediar la unión covalente entre los compuestos orgánicos y los sustratos inorgánicos. Los grupos de silano (formados después de la hidrólisis del silano, es decir, de los grupos etoxi o metoxi) reaccionan con los grupos OH en la superficie de la cerámica, y el grupo o resto orgánico reacciona con resina orgánica o cemento orgánico. Los imprimadores de silano para fines dentales suelen contener silanos pre hidrolizados en agua o en una solución a base de alcohol, se aplican en las superficies interiores de una restauración de cerámica y se dejan secar antes de la aplicación del cemento resinoso. El recubrimiento de silano forma una capa en la superficie de la cerámica de 50 a 100 nm³³. Se ha demostrado que el grosor de la capa de silano depende del régimen de secado y de la concentración del silano activo en la imprimación cerámica. El acondicionamiento previo de la superficie de cemento altera radicalmente tanto la

distribución de defectos de la superficie cerámica como la interacción posterior con el cemento resinoso y, por lo tanto, puede afectar el rendimiento de la restauración³⁴.

Las estructuras cerámicas requieren de diferentes medios cementantes según su composición. Es muy importante conocer si dicha estructura debe ser cementada convencionalmente o si requiere del cementado adhesivo para lograr el éxito de la restauración. Cumplir con los protocolos de cementado asegura una mayor duración y el éxito de las restauraciones. Sobre todo, el protocolo de cementación adhesiva es minucioso y muy sensible a la técnica y de ello depende la fusión intrínseca entre estructura dentaria, el cemento resinoso y la cerámica²⁸. Los métodos de acondicionamiento de superficie, como el grabado ácido y la silanización, se utilizan para mejorar la resistencia adhesiva de las cerámicas a base de disilicato de litio, a base de sílice, leucita y feldespática. Por otra parte, da Silva y colaboradores²⁰, determinaron que la aplicación de silano a base de MDP y una mezcla de agente de unión seguida de abrasión por aire puede mejorar la resistencia al cizallamiento de los cementos resinosos. El MDP actúa como un Monómero funcional adhesivo que se une poderosamente a los óxidos metálicos existentes en la superficie cerámica. Tan pronto como se aplica MDP a la superficie cerámica, el éster fosfato de MDP se conecta a los grupos hidroxilo. Para la retención química, los cementos resinosos basados en MDP pueden ser los cementos más adecuados debido a la unión química de MDP a zirconio o alúmina³⁵.

1.3.11 Tratamiento De Superficie

En odontología, la adhesión entre dos materiales diferentes puede mejorar cuando se aumenta la rugosidad, el área de contacto y, en consecuencia, la resistencia adhesiva de las superficies cerámicas, los sistemas cerámicos requieren de un tratamiento de superficie. Se han propuesto métodos para el tratamiento de superficies cerámicas:

mecánico con el uso de partículas de óxido de aluminio, ablación con láser; químico, con la aplicación de adhesivo universal, ácido fluorhídrico en concentraciones entre el 5% y 10%⁹, silano, recientemente se ha introducido un *primer* autograbadador (Monobond Etch & Prime, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) como una imprimación cerámica monocomponente, alternativa al tratamiento estándar con ácido fluorhídrico / silano³⁶.

También contamos con la última generación de adhesivos universales que contienen silano y un monómero llamado 10-metacrililoiloxi-dihidrogenofosfato (MDP) que ayuda a unir la cerámica al cemento resinoso químicamente, simplificando el procedimiento de unión, proporcionando la versatilidad de un producto de una sola botella y reduciendo el tiempo del procedimiento³⁷. El término universal se refiere a sus opciones de aplicación, lo que permite su uso ya sea seguir un modo de vinculación de grabado y enjuague o autograbado mientras ofrece la aplicación con potencial de unión a cerámicas vítreas (a través de silano) y de zirconia pobre en vidrio (a través de 10-MDP) para indicaciones indirectas de restauración dental. El rendimiento de unión potencialmente comprometido de los adhesivos universales está relacionado con el silano incorporado que muchos adhesivos universales contienen para unirse químicamente a las cerámicas vítreas, evitando así la necesidad de una imprimación de cerámica (silano) separado. Estos adhesivos universales no pueden ser muy ácidos ($\text{pH} > 2.5$), para asegurar la estabilidad del silano en la solución acuosa ácida; sin embargo, un pH más alto disminuye el grabado de los adhesivos universales y, por lo tanto, la eficacia de la unión³⁸.

Por lo anterior estudios han demostrado que el silano incorporado en un adhesivo universal no parece producir la misma fuerza adhesiva que un agente de silano aplicado por separado.

Kalavacharla y cols. 2015². En su estudio tuvo como objetivo determinar si era necesaria la aplicación de silano antes de un adhesivo universal. Sin embargo, revelan que el tratamiento con silano antes de la aplicación de un adhesivo universal mejoró significativamente la resistencia adhesiva, independientemente del método de grabado. Este resultado sugiere que el silano presente en el adhesivo universal no fue efectivo para optimizar la unión cerámica-resina. Por lo tanto, se debe tratar previamente el disilicato de litio con una capa de silano antes de aplicar el adhesivo universal.

Martins y cols. 2018³⁷. Revelaron que el uso de silano después del grabado con AF es indispensable; Sin embargo, el uso del adhesivo sigue siendo controvertido, los grupos en este estudio que tuvieron aplicación del silano no presentaron diferencias estadísticas significativas entre ellos; por lo tanto, el uso del adhesivo parece prescindible.

Murillo y cols. 2017³⁹. Revelaron que una aplicación separada de silano seguida de un adhesivo mostró mejores resultados después de 24 horas de almacenamiento donde la efectividad específica de la fuerza de unión es específica del producto y el tratamiento

Maier y cols. 2019⁴⁰. Revelan que la aplicación de silano en cerámica de disilicato de litio grabada con AF antes del uso del adhesivo universal mejora significativamente la TBS, sugieren que el silano incluido en el adhesivo universal no podría crear una unión química comparable y suficiente frente a la lograda mediante la aplicación de

un silano convencional adicional, se recomienda el pretratamiento convencional de disilicato de litio con grabado de AF y posterior silanización, ya que genera las fuerzas de unión media más altas y más estables. La silanización después del grabado con AF es obligatoria incluso si se usan adhesivos universales que contienen silano, para obtener una adhesión suficiente y estable a las cerámicas de disilicato de litio.

Una de las técnicas de tratamiento ampliamente reconocida como agente eficaz para la cerámica de vidrio, es el ácido fluorhídrico (AF). Se preparó por primera vez en 1809 y desde la perspectiva química, el AF es el ácido inorgánico del flúor elemental, se puede producir a través de procesos como la fusión de aluminio, la producción de cerámica y los fertilizantes de fosfato, el AF se formula usualmente para productos con menor concentración. Desde la introducción de las cerámicas vítreas y los beneficios de la cementación adhesiva en odontología, AF comenzó a usarse para acondicionar superficies cerámicas⁴¹.

El tratamiento de superficie para la cerámica antes del proceso de cementación desempeña un papel importante en el éxito y la longevidad de las restauraciones. El grabado con ácido fluorhídrico conduce a la disolución de las fases vítreas de la cerámica que contiene sílice y forma hexafluorosilicatos. Esta matriz de vidrio se elimina selectivamente y la estructura cristalina queda expuesta. Como resultado, la superficie de la cerámica se vuelve porosa para la retención micromecánica de la superficie cerámica, proporcionar más energía superficial antes de combinar con el silano y permitir una óptima penetración del cemento de resina^{11, 36}.

Después del tratamiento, la superficie cerámica se trata con un agente de acoplamiento de silano para mejorar la adhesión. Este protocolo de tratamiento ofrece la oportunidad de mejorar la retención micromecánica y / o aumentar las interacciones físicas y la humectabilidad con el cemento resinoso que generalmente es de

naturaleza hidrófoba³⁶. Los silanos utilizados en odontología contienen trialcoxisilano, como 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS) como componente reactivo, se diluye y disuelve en etanol y agua y el pH se ajusta a aproximadamente 2-6 para hidrólisis (activación). La concentración de silano puede variar entre ca. 1--10% en volumen en diferentes productos comerciales. el silano contiene dos grupos funcionales en los extremos de su columna vertebral molecular, y que conectan una matriz de resina no polimerizada y un sustrato inorgánico (superficie). Una fórmula general para este silano bifuncional es $L-(CH_2)_k-Si-(OR)_3$, donde L es un grupo organofuncional (p. Ej. metacrilato, acrilato, isocianato, epoxi), $(CH_2)_k$ es un grupo enlazador (espaciador) que separa el grupo organofuncional y el átomo de Si y OR es un grupo alcoxilo hidrolizable (metoxi, etoxi). A temperatura ambiente, el silano se activa mediante ácido (ácido acético) para formar silanol (SiOH) antes de que puedan unirse al sustrato inorgánico⁴². El silano promueve la formación de tres capas diferentes después de la aplicación sobre la superficie cerámica, y solo una monocapa de silano funcional se considera la más crítica para la estabilidad y la resistencia adhesiva a la cerámica. El grosor de una monocapa de películas de silano funcionales es de aproximadamente 1,0 nm y se puede medir mediante espectroscopia^{9, 42}. Las otras dos capas formadas no tienen valor para la fuerza de unión. Las capas externas e intermedias tienen oligómeros sueltos, lo que da como resultado un enlace de siloxano débil y puede eliminarse usando solvente orgánico o agua; la capa más externa y la intermedia también se pueden eliminar con agua⁹. La espectroscopía infrarroja ha demostrado que el silano se activa mediante ácido formando grupos y tiene el potencial de reaccionar con los grupos hidroxilo (-OH) presentes en la superficie de la sílice en la cerámica y el grupo metacrilato de un agente adhesivo o cemento de resina². Por lo tanto, para una unión química confiable y duradera, es

necesario que la superficie cerámica esté acondicionada. Sin embargo, tales reacciones químicas no son aplicables para cerámicas a base de zirconio que no contienen sílice⁴³. La fuerza adhesiva del silano varía con los diferentes materiales. La adhesión más fuerte se logra con vidrio, cuarzo y sílice los cuales forman enlaces de siloxano a través de la condensación con grupos hidroxilo superficiales en el sustrato. Las indicaciones de los agentes de acoplamiento de silano en odontología incluyen: la cementación de restauraciones indirectas de cerámica y metal, laminados cerámicos y reparaciones cerámicas, Compuestos de resina reforzada con fibra de vidrio y materiales compuestos de resina reforzada con relleno (cementos y materiales de relleno)⁴².

Estudios han reportado que el tratamiento con ácido fluorhídrico y silano se considera el estándar de oro para el tratamiento de cerámicas a base de sílice

Kalavacharla y cols. 2015². El grabado con ácido fluorhídrico de cerámica de disilicato de litio feldespático, seguido de cebado con un agente de acoplamiento de silano se ha considerado como el estándar de oro para el tratamiento de la cerámica a base de sílice.

El-Damanny y cols. 2018³⁶. La resistencia adhesiva de los cementos resinosos a las cerámicas varió significativamente con diferentes métodos de pretratamiento, siendo el ácido fluorhídrico seguido de silanización el método que alcanza valores más altos con cerámicas de disilicato de litio y feldespático.

Alrahlah y cols. 2017⁴⁴. Mostraron que las superficies grabadas con ácido de AF y silano presentaron cristales más prominentes y mayores irregularidades en comparación con una imprimación cerámica de autograbado.

Se ha introducido una imprimación cerámica de autograbado (Monobond Etch & Prime (MEP) Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), compuesto de polifluoruro de amonio, metacrilato de trimetoxipropilo, alcoholes y agua¹¹. El polifluoruro de amonio es una sal ácida que generalmente se usa en el grabado de vidrio y silicatos relacionados para lograr un patrón aproximado para la retención micromecánica, tiene una acidez más leve en comparación con el ácido fluorhídrico, que se espera dé como resultado un patrón de grabado más débil, Aunque se llama imprimación cerámica autograbadora, debe enjuagarse con agua. Este sistema se introduce para simplificar el procedimiento de unión al grabar y silanizar la cerámica vítrea en un solo paso, y sin comprometer el rendimiento de unión del material cerámico al cemento resinoso³⁶, es más versátil porque incluye el grabador y el silano en una sola botella¹², y podría reemplazar el tratamiento estándar actual de ácido fluorhídrico y silano, ofreciendo riesgos laborales reducidos (es decir, exposición laboral y del paciente a riesgos potenciales y daños biológicos por contacto ácido con el tejido vivo), así como una disminución en los pasos clínicos¹¹. Según la recomendación del fabricante, el MEP debe frotarse en la superficie de cerámica durante 20 segundos usando una presión ligera. Dejar actuar durante otros 40 segundos.

Respecto a este protocolo, estudios recientes concluyeron que la fuerza de unión cuando se usa MEP fue similar a la lograda por el protocolo convencional (AF + SI).

Tribst y cols 2018¹¹. Evaluó la resistencia adhesiva entre las cerámicas disilicato de litio y Feldespato a un cemento de resina mediante grabado con MEP y grabado AF en este estudio MEP resultó en fuerzas de unión similares a las del grupo grabado con ácido convencional.

Siqueira y cols 2019¹². observó que el uso exclusivo de MEP dio como resultado

propiedades de unión similares en comparación con grabado AF seguido de silano.

Román-Rodríguez y cols 2017⁴⁵. Evaluó la resistencia adhesiva del cemento resinoso al disilicato de litio y no informó diferencias estadísticamente significativas entre el MEP y el grabado AF.

El-Damanhoury y cols 2018³⁶. observo que el uso de MEP resulto en una resistencia adhesiva comparable con el grabado AF.

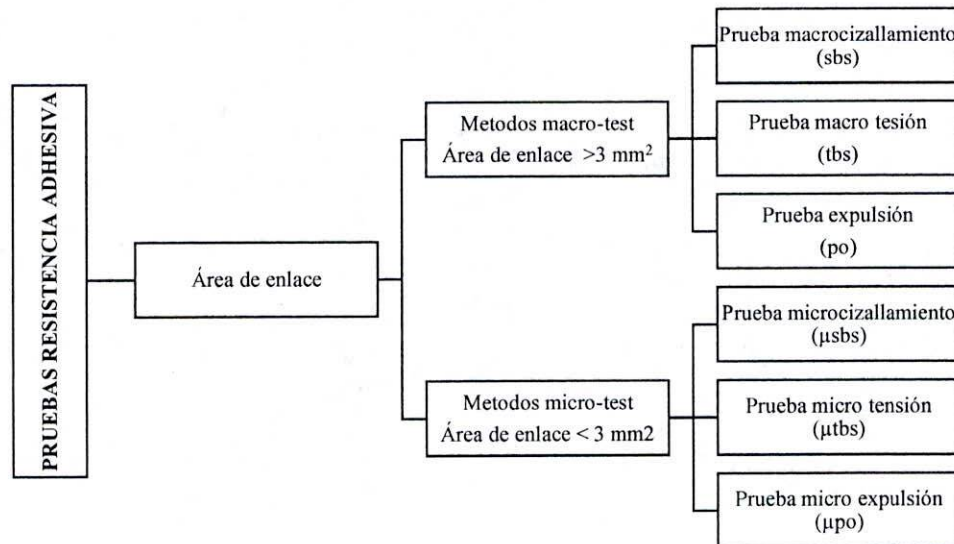
1.3.12 Pruebas Resistencia Adhesiva

La realización de un método de prueba estándar ampliamente aceptado y validado para la prueba de resistencia adhesiva en estructuras dentales, cerámicas y cemento es un esfuerzo difícil y controvertido. Aunque actualmente no existe un enfoque consensuado o estándar en odontología, las pruebas de resistencia adhesiva siguen siendo útiles y necesarias para la detección de nuevos productos y el estudio de variables experimentales⁴⁶. Debido a que la tecnología adhesiva ha tenido un desarrollo progresivo en los últimos años. Las casas comerciales han venido introduciendo nuevos sistemas adhesivos con el fin de ir mejorando la facilidad de uso, la composición adhesiva, la resistencia de los adhesivos a la estructura dental y las superficie cerámica y cemento⁴⁷. La longevidad de una restauración se predice en cierta medida por su capacidad adhesiva y esto a su vez puede medirse mediante pruebas de resistencia adhesiva⁴⁸. La resistencia adhesiva se define como la carga mecánica inicial a la fractura dividida por el área de sección transversal simple y geoméricamente definida de la unión. Por lo tanto, La resistencia adhesiva se puede medir siguiendo diferentes tipos de métodos de prueba⁴⁷.

Estas pruebas de resistencia adhesiva se clasifican en pruebas estáticas o dinámicas: En las pruebas estáticas, la carga se aplica mientras la muestra se mantiene fija, y se

clasifican en (Figura 4) macro pruebas donde el área de enlace es $>3 \text{ mm}^2$ y micro pruebas donde el área de enlace es $< 3 \text{ mm}^2$ mientras que, en las pruebas dinámicas, la muestra está en un estado dinámico⁴⁸.

Figura 4: Clasificación pruebas resistencia adhesiva



Fuente: Autor

1.3.13 Métodos de macro pruebas

- **Prueba de expulsión (PO – Pull-out / push-out)**

Este método es útil para evaluar la adhesión de los selladores del conducto radicular y la retención de los postes laminados en los conductos radiculares. En este método, la carga se aplica a través de un émbolo montado en la máquina de prueba universal. El émbolo debe proporcionar una cobertura casi completa del material de prueba sin tocar la pared del conducto radicular⁴⁸. La prueba de expulsión se basa en generar tensión en la interfaz entre la dentina y el cemento, así como entre el poste y el cemento⁴⁷.

- **Prueba de macrotensión (TBS – *Tensil Bond Strentgh*)**

En una prueba de resistencia adhesiva a la tracción, la carga se aplica a cada lado de la muestra de prueba⁴⁸. Una alineación perpendicular de la interfaz unida de la muestra al eje de carga es muy importante con las pruebas de tracción; de lo contrario, se desarrollarán tensiones de flexión⁴⁷. Por lo tanto, la muestra se puede sostener por métodos de agarre activos o pasivos. El método de agarre activo implica la fijación mecánica de la muestra al dispositivo de agarre, como abrazaderas, mientras que, en el método de agarre pasivo, la muestra se coloca en un dispositivo de prueba sin la ayuda de agarre mecánico se utiliza para indicar la resistencia adhesiva del cemento a otros materiales duros como la cerámica y las aleaciones metálicas⁴⁸.

- **Prueba de macrocizallamiento (SBS – *Shear Bond Strength*)**

Este método de prueba fue descrito por primera vez por Bowen en 1965, La prueba de macrocizallamiento se define como el esfuerzo máximo que un material puede soportar antes de fallar en un modo de carga de corte en este caso dos materiales se conectan a través de un agente adhesivo y se cargan hasta que se produce la fractura, esta prueba es la más utilizada por su gran popularidad en empresas e institutos de investigación, ya que no se necesita más procesamiento de muestras después del procedimiento de unión; por lo tanto, es el método más fácil y rápido⁴⁷.

1.3.14 Métodos De Micro Pruebas

- **Prueba de microexpulsión (μ PO – *Micro Push-out*)**

La prueba de microexpulsión es una modificación de la prueba de expulsión, e involucra discos de una muestra de dentina radicular donde el grosor de la muestra

es menor o igual a 1 mm². se emplea para medir la resistencia adhesiva de los postes de fibra laminados^{47, 49}.

- **Prueba de microtensión (μ TBS – *Micro Tensil Bond Strength*)**

Esta técnica fue desarrollada por primera vez por Sano y cols en 1994⁴⁷ en la odontología para medir la resistencia a la tracción y el módulo de elasticidad de la dentina mineralizada y desmineralizada. Esta prueba ofreció una versatilidad que no se pudo lograr utilizando métodos convencionales de corte y tracción. Este trabajo innovador se aplicó luego a las evaluaciones de fuerza de enlace, tales como; dentina oclusal normal versus caries afectada, dentina cervical normal versus esclerótica, diferentes regiones de preparaciones MOD restauradas, restauraciones in vivo de clase v, regiones de dentina oclusal, profundidad de dentina y configuración de cavidad y cientos de otros estudios de biomateriales dentales. Esta prueba de resistencia adhesiva microtensil se calcula como la carga de tensión en caso de falla dividida por el área de la sección transversal de la interfaz unida. Sin embargo, esta resistencia nominal es válida solo si existe un estado de tensión uniforme y uniaxial⁴⁶.

Los inconvenientes de esta prueba son la intensidad de la mano de obra, la demanda técnica, el potencial de deshidratación de estas muestras más pequeñas, la dificultad para medir resistencias de unión inferiores a 5MPa, la dificultad para fabricar muestras con geometría consistente, muestras fácilmente dañadas y la pérdida o fractura de muestras post fractura. La prueba de unión (μ TBS) permitió diseños de investigación adicionales que las pruebas 'macro' no permitieron, como la eliminación de la dependencia del diente a través de diseños balanceados⁴⁹.

Las ventajas de esta prueba incluyen: posible evaluación de los efectos restantes del espesor de la dentina, evaluación de la resistencia adhesiva a varias paredes de la

cavidad en la restauración posible, puede ser posible una carga más uniforme debido a una menor compensación de flexión, en relación con las pruebas de tracción convencionales, debido al método de agarre alternativo, menos fallas cohesivas en sustratos, la fractografía SEM se puede realizar fácilmente para determinar el modo de falla⁴⁹.

- **Prueba de microcizallamiento (μ SBS – *Micro Shear Bond Strength*)**

La Prueba al microcizallamiento se introdujo en 2002 esta prueba de resistencia al cizallamiento (SBS) con áreas de sección transversal unidas de 3 mm² o menos se conoce como microcizallamiento (μ SBS). Permite la proyección eficiente de sistemas adhesivos, en una variedad de sustratos y conservación de dientes⁴⁹. Permitiría la prueba de áreas pequeñas, permitiendo así un mapeo regional o un perfil de profundidad de diferentes sustratos, y la preparación de múltiples muestras de un mismo diente, como en las pruebas de microtensión, pero sin procedimientos de seccionamiento para obtener barras o recortarlas⁵⁰.

Una ventaja significativa sobre los métodos de resistencia a la microtensión (μ TBS) es que la muestra μ SBS se somete a una tensión previa antes de la prueba solo mediante la eliminación del molde. Sin embargo, el uso del molde para la colocación de materiales compuestos puede conducir a la introducción de fallas y diferentes concentraciones de tensión en la carga de corte⁴⁹.

Los hallazgos generales basados en el análisis de elementos finitos y el análisis del modo de falla de las pruebas de SBS también son válidos para las pruebas de μ SBS, e incluyen: 1) las tensiones de tracción producidas por el momento flector en la aplicación de la carga son responsables del inicio de la fractura, 2) la tensión altamente no uniforme distribución concentrada en el sustrato aún más pronunciada

con la prueba μ SBS en comparación con la prueba SBS, y 3) una fuerza de unión nominalmente medida que subestima severamente el verdadero estrés que resistió la muestra en la fractura⁴⁷.

La técnica de delimitación de área hace que las pruebas de μ SBS sean menos cuestionables y deben considerarse como un paso importante durante la aplicación del método, los métodos de prueba del microcizallamiento siguen siendo una prueba extremadamente útil para aquellos sustratos con propiedades como cerámicas o el esmalte que los hacen particularmente susceptibles a los efectos de preparación de muestras y las condiciones de prueba de las pruebas de μ TBS⁴⁹.

Placido y cols 2007⁵⁰. En un análisis de elementos finitos llegó a la conclusión de que los resultados de SBS en realidad pueden representar peor resistencia al cizallamiento que la prueba convencional macro SBS. Se mostró una mayor concentración de esfuerzo y fuerzas de tensión durante la aplicación de la carga de corte al factorizar la capa adhesiva relativamente más gruesa, la aplicación de carga adicional desde la unión adhesiva y el uso de un módulo de flujo más bajo (para evitar la introducción de fallas en los moldes pequeños requeridos) común a las pruebas de SBS.

1.3.15 Termociclado

El termociclado se ha empleado comúnmente en la investigación dental desde 1952, cuando se observó que los dientes restaurados y enfriados producían un "exudado" de los márgenes de restauración cuando se calentaban. Por lo tanto, este sistema se usa convencionalmente para simular el envejecimiento in vivo de materiales restauradores ya que estos están sujetos a cambios térmicos al someterlos a

exposiciones cíclicas repetidas a temperaturas calientes y frías, en baños de agua en un intento por reproducir los cambios térmicos que ocurren en la cavidad oral⁵¹.

El ciclo térmico enfatiza la unión entre la resina y el diente y, dependiendo del sistema adhesivo, puede afectar la resistencia adhesiva⁵². Además, puede afectar la integridad marginal de la restauración, causando el fenómeno de microfiltración que puede conducir a manchas, ruptura marginal, hipersensibilidad y desarrollo de patología pulpar⁵¹.

A lo largo de los años, varios estudios han utilizado este procedimiento para probar una gran cantidad de materiales dentales como sistemas adhesivos, sistemas de unión de dos pasos, agentes de fijación, nanocompuestos y cerámica de zirconio⁵³. Sin embargo, los efectos de los procedimientos de termociclado podrían estar relacionados con la variedad de materiales probados, el diseño de la cavidad, los diferentes métodos de prueba y las propiedades de los tejidos duros. Debemos tener en cuenta tres factores importantes para analizar y comprender mejor la verdadera validez y los límites eventuales presentados por el termociclado son: temperatura, tiempo de permanencia y número de ciclos⁵¹.

Temperatura

La medición de la temperatura en sitios específicos dentro de la cavidad oral humana se ha informado durante más de un siglo. La temperatura sublingual se usa rutinariamente como un indicador de la temperatura oral, y cuando se mide en condiciones específicas se aproxima a los 37 °C para la mayoría de las personas⁵¹. Los cambios de temperatura en la cavidad oral son de naturaleza dinámica, por lo que es muy difícil definir el rango de temperatura más cercano a la fisiología de la boca. Es esencial considerar tantas variables como sea posible que puedan influir en

la temperatura de los dientes. Las principales fuentes que equilibran la temperatura en la boca son las mejillas, la lengua y el tejido periodontal que rodea los dientes, que actúan como barreras físicas, regulando la distribución de la temperatura⁵⁴.

Mair y cols 2010⁵⁵ descubrieron que la temperatura de la boca cambia entre 0°C cuando se come helado y 60-65 ° C cuando se come un sándwich de queso caliente. Otro factor externo importante para tener en cuenta es la respiración. Autores sugieren que la temperatura del aire, la humedad y la velocidad del aire al respirar también pueden alterar la temperatura de la boca en reposo, aunque parece que esto tiene un ligero efecto y afecta principalmente los dientes vestibulares del maxilar superior ^{54, 56}.

El factor principal que conduce al cambio de temperatura es la ingesta de alimentos y líquidos a varias temperaturas⁵⁴. En términos del efecto del termociclado, es importante recordar que el cambio de temperatura en la boca es relativamente lento por eso el termociclado al sumergir las piezas de prueba entre baños de agua a 0 °C y 60 °C provoca un choque térmico a medida que la capa superficial se expande o contrae sobre la mayor parte del material no afectado⁵⁵.

Los líquidos se pueden beber dentro de un rango de 0 a 100 °C, pero los alimentos cocinados y los sólidos congelados podrían proporcionar temperaturas a la cavidad oral fuera de este rango. Es probable que el rango de temperaturas que un individuo puede tolerar varíe entre la población y que se vea afectado por variables como la cantidad de dientes, la cantidad de dentina expuesta presente, el grado de queratinización de la mucosa oral, la edad y el sexo del paciente⁵⁷.

Cualquiera que sea el principal factor contribuyente, se puede acordar que cada vez que cambia la temperatura, los dientes sufren estrés térmico. Del mismo modo, los

restauradores dentales también están sujetos a cambios constantes y extremos en el entorno oral provocados por fluctuaciones de temperatura y Ph⁵⁸. El ciclo térmico, a través del parámetro de temperatura, simula la entrada de sustancias calientes y frías en la cavidad oral, y muestra la relación del coeficiente lineal de expansión térmica entre el diente y el material restaurador⁵⁹.

El efecto de envejecimiento artificial inducido por el ciclo térmico puede ser doble. En primer lugar, el agua caliente puede acelerar la hidrólisis del colágeno no protegido y extraer oligómeros de resina mal polimerizados, en segundo lugar, debido al mayor coeficiente de contracción / expansión térmica del material restaurador (en comparación con el del tejido dental), se generan tensiones de contracción / expansiones repetitivas en la interfaz del biomaterial llegando a provocar grietas a lo largo de las interfaces unidas. En contraste con el régimen de temperatura de 5–55 °C propuesto en las recomendaciones ISO 11405 (Organización de Normas Internacionales, 1994), a través de una extensa revisión de los datos disponibles, concluyeron que las temperaturas comúnmente elegidas por los investigadores eran demasiado extremas para proporcionar una simulación representativa de las fluctuaciones de temperatura in vivo. En su lugar, optaron por temperaturas de 15 °C y 45 °C como sus valores extremos, y como la temperatura de reposo de referencia, optaron por 35°C⁵¹.

Tiempos de permanencia

El tiempo de permanencia es el período de tiempo que la muestra se sumerge en un baño a una temperatura particular⁶⁰. Corresponde a un período de latencia, que es requerido por la capacidad oral para alcanzar su temperatura normal nuevamente, después de consumir alimentos y bebidas calientes o frías⁵¹.

Amaral y cols 2007⁶¹. Sugirieron que los pacientes no tolerarían el contacto directo de un diente vital con sustancias extremadamente calientes o frías durante un período prolongado de tiempo. Por esta razón, se propuso usar tiempos de permanencia más cortos (10 s o 15 s), que pueden simular con mayor fidelidad los cambios bruscos de temperatura que ocurren en la cavidad oral, recientemente sugirieron que el tiempo máximo de exposición in vivo de un diente a una temperatura extremadamente alta o baja, respectivamente, podría considerarse de 2 a 5 s, después de lo cual el diente vuelve a la temperatura oral⁶⁰.

Ciclos

El mayor problema siempre ha sido cómo estimar el número de ciclos que corresponden a un año de envejecimiento fisiológico en la cavidad oral. Por eso, el número de ciclos utilizados en estudios experimentales publicados en los últimos 15 años ha oscilado entre 100 ciclos y 100.000 ciclos⁵¹. Algunos autores han seguido el principio de que 10.000 ciclos corresponden a un año de envejecimiento fisiológico en la cavidad oral como lo afirman Stewardson y cols. 2010⁶², Xie y cols. 2010⁶³, Özel Bektas y cols. 2012⁶⁴.

1.4 objetivos generales y específicos

- **Objetivo General**

Evaluar la resistencia adhesiva entre un cemento resinoso y cerámicas reforzadas con óxidos de zirconio, tratadas con dos protocolos de tratamiento de superficie: convencional con ácido fluorhídrico versus alternativo con *primer* autograbadador.

- **Objetivos Específicos**

1. Determinar la resistencia adhesiva al cizallamiento de un cemento resinoso en los tres tipos de cerámica, con el protocolo convencional y alternativo.

2. Comparar la resistencia entre cerámicas de disilicato de litio y cerámicas reforzadas con óxidos de zirconio.
3. Identificar la resistencia adhesiva entre un protocolo convencional con ácido fluorhídrico y con primer autograbadador en diferentes tiempos de envejecimiento.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 Tipo de estudio

Experimental IN-VITRO

2.2 Objeto de estudio

Resistencia adhesiva entre un cemento resinoso y cerámicas reforzadas con óxido de zirconio, tratadas con dos protocolos de tratamiento de superficie: convencional con ácido fluorhídrico versus alternativo con *primer* autograbador.

2.3 Material objeto de estudio

Coronas Monolíticas en Disilicato de Litio y Silicato de Litio Reforzado con Zirconio.

2.4 Unidad de observación

Bloques de cerámica Disilicato de Litio (IPS e-max – ivoclar vivadent)

Bloques de cerámica de silicato de litio reforzado con zirconio (vita- suprinity -Vita)

Bloques de cerámica de silicato de litio reforzado con zirconio (celtra dúo- Dentsply)

2.5 Muestra

6 bloques de cerámica IPS e.max Disilicato de Litio

6 bloques de cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio (vita suprinity)

6 bloques de cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio (celtra dúo)

2.6 Criterios de selección

2.6.1 Criterios de inclusión

Bloques de cerámica para maquinado de medida 12 x 12 x 6 mm.

2.6.2 Criterios de exclusión

Bloques de cerámica para maquinado, que presenten alteraciones o defectos macroscópicos que alteren los resultados al momento de realizar las pruebas.

2.7 Material Y Métodos

2.7.1 Preparación de espécimen

Se seleccionarán 3 materiales CAD / CAM: 1) disilicato de litio (EMX, IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein), 2) silicato de litio reforzada con dióxido de zirconio Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany), 3) silicato de litio reforzado con óxido de zirconio (celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany). Se utilizarán 6 bloques CAD / CAM de cada material. Los bloques (12 x 12 x 6 mm) se cortarán en 4 secciones (6 x 6 x 6 mm) (n = 24 por cerámica) usando un disco de diamante a baja velocidad (Isomet, Buehler; Lake Bluff, IL, EE. UU.) bajo irrigación con agua. Después de limpiar ultrasónicamente con agua destilada durante 15 minutos, las muestras EMX se colocaron en un horno (Programat P300, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) siguiendo el programa de cristalización a 840–850°C durante 20–31 min, las muestras vita suprinity se colocaron en un horno (Vita vacumat 6000, Vita Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany), siguiendo el programa de cristalización a 400–840°C durante 8 min, las muestras de celtra duo no necesitan cristalización adicional en el horno ya que vienen totalmente cristalizadas. (Figura 5)

2.7.2 Diseño experimental

Para cada material indirecto, las muestras se asignarán aleatoriamente (<http://www.sealedenvelope.com>) en 2 grupos (n = 12), según el tratamiento de superficie utilizado: AFSI grupo control, ácido fluorhídrico 5% + silano; MEP monobond etch and prime. Serán utilizadas 6 muestras para la evaluación de la resistencia adhesiva inmediata y 6 muestras para el termociclado. (Figura 5)

2.7.3 Proceso de cementación

En el grupo de control (AFSI) se aplicará 5% AF (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) + agente de acoplamiento de silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) de acuerdo con las recomendaciones del fabricante para cada superficie cerámica. Para MEP, se aplicará activamente Monobond Etch and Prime (MEP; Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) durante 20 segundos dejándolo reaccionar durante 40 segundos. (Tabla 1)

Tabla 1: Superficie cerámica y modo de aplicación de grupos experimentales.

Superficie de cerámica	Agente de grabado	Grupos experimentales	Modo aplicación	Cemento de resina
Disilicato de Litio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Acido fluorhidrico (AF) 5%, (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent)	1. Grupo control: AF + silano (AF + SI)	1. Grabado de ácido fluorhídrico al 5% durante 20 s 2. Enjuague con agua durante 30 s. 3. Limpiar ultrasónicamente con agua destilada durante 180 s. 4. Aplique solución de silano monobond N con un pincel y deje reaccionar durante 60 s. Posteriormente, disperse el exceso con una fuerte corriente de aire para asegurar la evaporación del solvente *	Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
	Monobond Etch and Prime (MEP; Ivoclar Vivadent)	2. Grupo Monobond Etch and Prime	1. Rotar en la superficie de la cerámica durante 20 segundos usando una presión ligera. 2. Dejar actuar durante otros 40 segundos.	Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)	Acido fluorhidrico (AF) 5%, (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent)	1. Grupo control: AF + silano (AF + SI)	1. Grabado de ácido fluorhídrico al 5% durante 20 s 2. Enjuague con agua durante 30 s. 3. Limpiar ultrasónicamente con agua destilada durante 180 s. 4. Aplique solución de silano y monobond plus con un pincel y deje reaccionar durante 60 s. Posteriormente, disperse el exceso con una fuerte corriente de aire para asegurar la evaporación del solvente *	Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
	Monobond Etch and Prime (MEP; Ivoclar Vivadent)	2. Grupo Monobond Etch and Prime	1. Rotar en la superficie de la cerámica durante 20 segundos usando una presión ligera. 2. Dejar actuar durante otros 40 segundos.	Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany)	Acido fluorhidrico (AF) 5%, (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent)	1. Grupo control: AF + silano (AF + SI)	1. Grabado de ácido fluorhídrico al 5% durante 20 s 2. Enjuague con agua durante 30 s. 3. Limpiar ultrasónicamente con agua destilada durante 180 s. 4. Aplique solución de silano y monobond plus con un pincel y deje reaccionar durante 60 s. Posteriormente, disperse el exceso con una fuerte corriente de aire para asegurar la evaporación del solvente *	Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
	Monobond Etch and Prime (MEP; Ivoclar Vivadent)	2. Grupo Monobond Etch and Prime	1. Rotar en la superficie de la cerámica durante 20 segundos usando una presión ligera. 2. Dejar actuar durante otros 40 segundos.	Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

2.7.4 Prueba de resistencia adhesiva (μ SBS)

Para cada tipo de cerámica las muestras ($n = 12$) se montarán en un tubo de cloruro de polivinilo (PVC) lleno de resina acrílica (Alike, GC, Japón), donde la superficie de la muestra se expondrá en la parte superior del cilindro con una altura de 3 mm. Las muestras se grabarán de acuerdo con los diferentes protocolos experimentales y se enjuagarán completamente. Se aplicará Monobond N o MEP (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) de acuerdo con las instrucciones del fabricante respectivo y los grupos experimentales. Un solo operador realizara todos los procedimientos de unión. Luego, se colocarán seis tubos transparentes de polietileno Tygon (Tygon Medical Tubing Formulations 54-HL, Saint Gobain Performance Plastics; Akron, OH, EE. UU.) Con un diámetro interno de 0,8 mm y una altura de 0,5 mm sobre cada muestra de cerámica. El cemento resinoso Variolink® Esthetic LC (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) se empaquetará cuidadosamente dentro de cada tubo, y se colocará una tira de mylar transparente sobre el tubo Tygon y se presionará suavemente. Las muestras de cemento se fotopolimerizaran durante 20 segundos utilizando una unidad de fotocurado LED configurada a 1200 mW / cm² (Valo, Ultradent, Usa) en contacto cercano con la tira de Mylar. Un radiómetro (radiómetro LED Demetron, Kerr Sybron Dental, USA) será usado para monitorear la intensidad de la luz cada 6 muestras. Todos los procedimientos serán realizados bajo lupas de magnificación.

Las muestras serán almacenadas por 24 horas a 37° C ($n=6$) o envejecidas 10.000 ciclos con termociclado ($n=6$) respectivamente. Posteriormente los tubos tygon serán retirados con una lámina de bisturí numero 11 exponiendo los cilindros de cemento. Este procedimiento será realizado bajo microscopio estereoscópico a 10X de

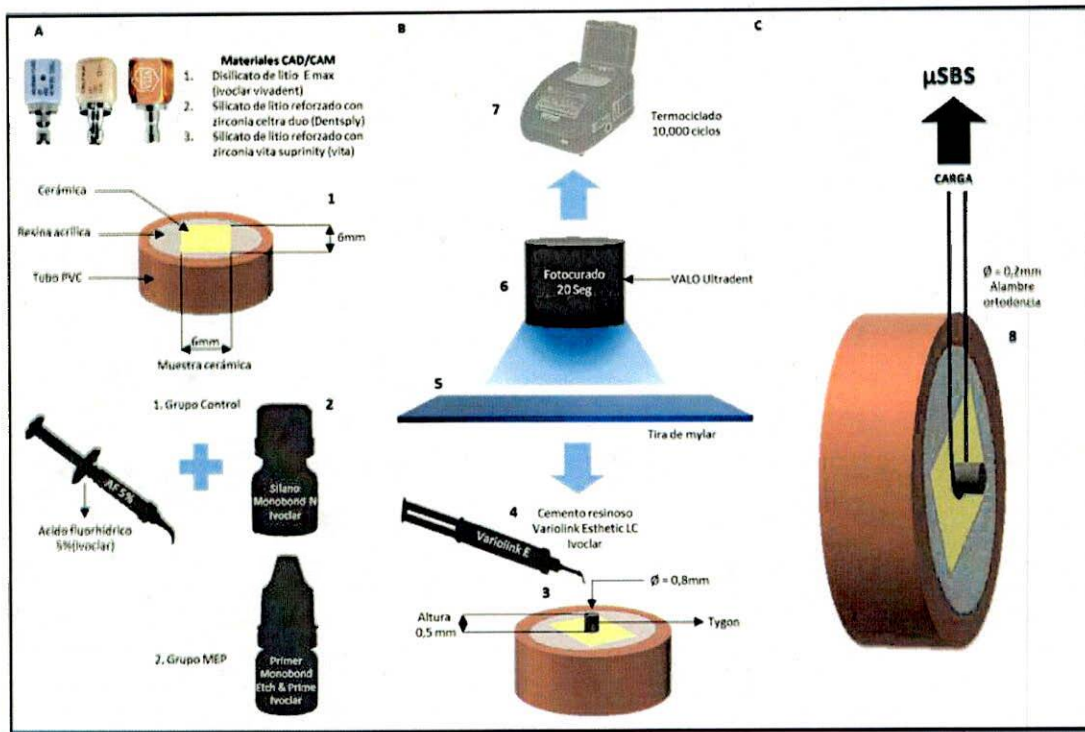
magnificación. Las muestras serán posicionadas en el aditamento de microcizallamiento de una máquina de ensayos universales (SM95, ODEME, Brasil). Un alambre ortodóntico delgado (0.2 mm diámetro) será posicionado alrededor de la base de cada cilindro de cemento contactando con la mitad de su circunferencia. Las muestras serán evaluadas a 1 mm/min hasta la falla.

La resistencia adhesiva (MPa) será calculada dividiendo el valor de la fuerza de falla por el área (mm^2) de cada muestra. Después de cada test las muestras serán examinadas bajo un microscopio óptico (SZH-131, Olympus, Japón) con una magnificación de 100X para identificar el patrón de fractura que será clasificado como: adhesivo (AD), cohesivo en cemento (CR), cohesivo en cerámica (CC) y mixto (M).

2.7.5 Análisis estadístico

Los resultados fueron inicialmente analizados mediante la prueba de Shapiro Wilks para verificar la distribución normal de los datos y la prueba de Levene para evaluar la igualdad de varianza entre grupos. Posteriormente fueron analizados utilizando ANOVA de 3 vías y post-test de Tukey para comparación entre grupos con un $\alpha = 0.05$.

Figura 5: Diseño experimental



Diseño experimental: **(A)** Se seleccionaron 3 materiales CAD/CAM; después de realizar el tratamiento de superficie para el grupo control AFSI y grupo experimental MEP; **(B)** se colocó un tubo tygon sobre la muestra cerámica y se empaco con cemento resinoso, se colocó una tira de mylar y se fotopolimerizo por 20 segundos, fueron envejecidas 10,000 ciclos con termociclado; **(C)** Resistencia adhesiva por test de microcizallamiento μ SBS.

3. RESULTADOS

La Tabla 2 muestra los valores y la desviación estándar de las muestras utilizadas en microcizallamiento (MPa), de todos los grupos experimentales. No hubo diferencia estadística significativa en el factor tipo de cerámica ($p=0,672$) y tratamiento de superficie ($p=0,663$). Para todos los materiales, hubo diferencia estadística en el factor envejecimiento ($p<0,001$).

independiente del tratamiento de superficie realizado. Los valores de microcizallamiento en tiempo inmediato y termociclado se presentan en el Gráfico 1 y Gráfico 2, los patrones de fractura de todos los grupos son presentados en el Gráfico 3.

Tabla 2: Valores medios y desviación estándar de microcizallamiento (MPa) de todos los grupos experimentales.

Microcizallamiento				
Tipo de cerámica	Tratamiento de superficie	Envejecimiento	Media	Desviación Est.
IPS e.max	AFSI	Inmediato	33,26 a	1,16
		Termociclado	25,97 b	,60
	MEP	Inmediato	32,63 a	,40
		Termociclado	26,17 b	,45
Suprinity	AFSI	Inmediato	32,17 a	1,15
		Termociclado	26,40 b	1,08
	MEP	Inmediato	31,90 a	,89
		Termociclado	26,33 b	1,12
Celtra Duo	AFSI	Inmediato	32,53 a	1,08
		Termociclado	25,93 b	,80
	MEP	Inmediato	32,33 a	,23
		Termociclado	26,07 b	1,50

*Diferentes letras minúsculas demuestran diferencia estadística entre todos los grupos (ANOVA 3 factores, test de tukey, $P<0.05$).

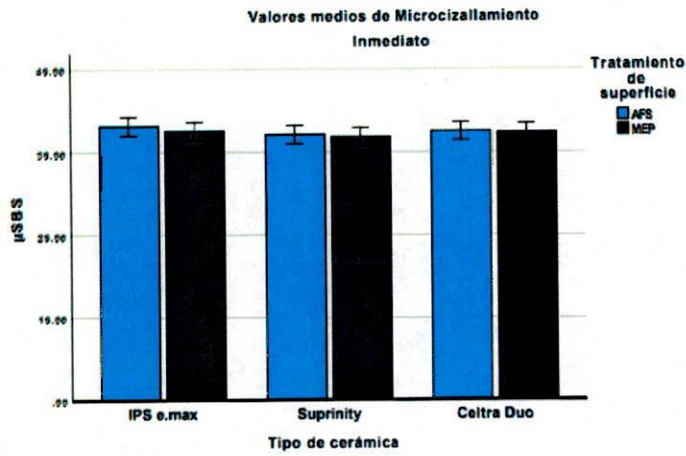


Gráfico 1: Microcizallamiento en tiempo inmediato

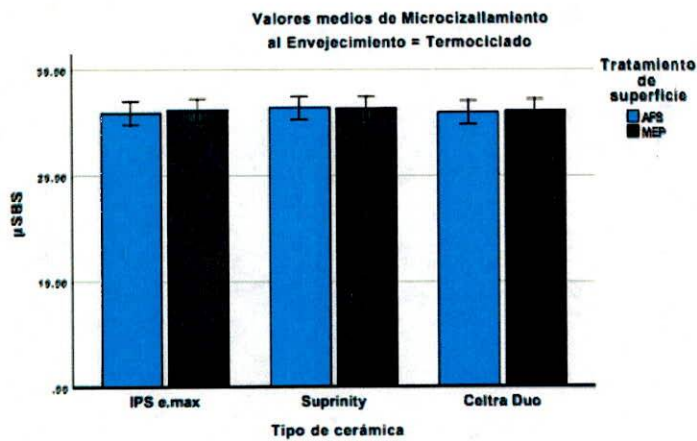


Gráfico 2: Microcizallamiento al envejecimiento

4. DISCUSIÓN

El presente estudio evaluó la resistencia adhesiva entre un cemento resinoso y cerámicas reforzadas con óxidos de zirconio, tratadas con dos protocolos de tratamiento de superficie y sometidas a envejecimiento por termociclado. Los resultados del estudio mostraron propiedades de unión similares en la aplicación de ácido fluorhídrico al 5% seguido de la aplicación de silano y la aplicación de Monobond Etch and prime (Ivoclar, Vivadent); después de la preparación de la muestra en los tres tipos de cerámica IPS e.max, Suprinity, Celtra Duo. Sin embargo, después de un año de envejecimiento artificial por termociclado, se presentaron diferencias en todos los grupos; cuando se envejeció la muestra disminuyeron, los valores comparados con el valor inmediato para todas las cerámicas y tratamientos de superficie.

De acuerdo con los resultados se acepta la primera hipótesis nula ya que no hubo diferencia entre los tres tipos de cerámicas IPS E.max, Suprinity, Celtra Duo, esto se debe a que las vitrocerámicas de silicato de litio con refuerzo de óxido de zirconio ($\text{Li}_2\text{O-ZrO}_2\text{-SiO}_2$), son vitrocerámicas de metasilicato de litio (Li_2SiO_3) y están reforzadas con aproximadamente un 10% de dióxido de zirconio (ZrO_2)⁶⁵. Estas partículas de zirconio se incorporan para reforzar la estructura cerámica mediante la interrupción de grietas. Se ha supuesto que la estructura que se obtiene después de la cristalización presenta propiedades mecánicas mejoradas y cumple los requisitos estéticos más elevados⁴. Esta, es conocido como un material con propiedades químicas y mecánicas comparables con el disilicato de litio. El alto rendimiento mecánico del disilicato de litio se debe, por un lado, a una distribución estratificada y estrechamente entrelazada de los cristales de disilicato alargados, lo que dificulta la propagación de grietas a través de los planos y, por otro lado, a un desajuste entre los coeficientes de expansión térmica de cristales de disilicato y la matriz vítrea, de

modo que esta última induce un esfuerzo compresivo tangencial alrededor de los cristales^{66,67}.

Los tratamientos de superficie (AFSI) y (MEP) actuaron igual en todas las cerámicas, lo que lleva a aceptar la segunda hipótesis. Esto debido a que el grabado con ácido fluorhídrico conduce a la disolución de las fases vítreas de la cerámica que contiene sílice y forma hexafluorosilicatos. Esta matriz de vidrio se elimina selectivamente y la estructura cristalina queda expuesta. Como resultado, la superficie de la cerámica se vuelve porosa para la retención micromecánica de la superficie cerámica, proporcionar más energía superficial antes de combinar con el silano y permitir una óptima penetración del cemento de resina^{11,36}. Posterior, el agente de acoplamiento de silano juega un papel importante en la unión a superficies cerámicas debido a la capacidad de unión bifuncional del silano¹². El silano, mejora la retención micromecánica y / o aumenta las interacciones físicas y la humectabilidad con el cemento resinoso que generalmente es de naturaleza hidrófoba³⁶.

Sin embargo, debido a la toxicidad y volatilidad del AF, su uso ha sido cuestionado debido a su exposición laboral y del paciente a riesgos potenciales y daños biológicos por contacto ácido con el tejido vivo¹¹. Por otro lado, una alternativa evaluada en este estudio es una imprimación cerámica de autograbado MEP de acuerdo a las instrucciones del fabricante, es un compuesto de polifluoruro de amonio, metacrilato de trimetoxipropilo, alcoholes y agua¹¹ que generalmente se usa en el grabado de vidrio y silicatos, puede adherirse a la superficie de la cerámica formando una capa delgada permanente que es estable incluso después de enjuagar y secar¹² provocando una disolución parcial de la matriz vitrocerámica, y produciendo un patrón de grabado similar pronunciado en las cerámicas de matriz de vidrio evaluadas en comparación con AF. Este sistema se introduce para simplificar el procedimiento de

unión al grabar y silanizar la cerámica vítrea en un solo paso, y sin comprometer el rendimiento de unión del material cerámico al cemento resinoso³⁶, es más versátil porque incluye el grabador y el silano en una sola botella¹², y podría reemplazar el tratamiento estándar actual de ácido fluorhídrico y silano, ofreciendo riesgos laborales reducidos, así como una disminución en los pasos clínicos¹¹.

Con respecto al envejecimiento, los resultados del presente estudio mostraron un efecto negativo por lo que se rechaza la tercera hipótesis nula ya que hubo diferencia en los valores inmediatos y después del termociclado. Esto ocurre cuando una interfaz silanizada se expone al agua, donde se produce una disminución significativa de la fuerza de unión en la interfaz durante un periodo de tiempo, lo que puede deberse a la ruptura hidrolítica de los enlaces de siloxano¹².

Además, los resultados revelaron una asociación entre el modo de falla, el tratamiento de superficie y el tipo de material; las fallas predominantemente fueron adhesivas para la superficie cerámica IPS E.max, Suprinity, Celtra duo entre el cemento de resina y la cerámica.

Los resultados del presente estudio fueron similares a estudios recientes donde concluyeron que la fuerza de unión cuando se usa MEP fue similar a la lograda por el protocolo convencional (AF + SI). Cárdenas y cols 2019⁸. La aplicación activa y prolongada de MEP puede ser una alternativa viable a AF + SI para aumentar la fuerza de unión al disilicato de litio. Tribst y cols 2018¹¹, en su estudio evaluaron la resistencia adhesiva entre cerámicas de disilicato de litio y Feldespato a un cemento de resina mediante grabado con MEP y grabado AF. Donde, MEP resultó en fuerzas de unión similares a las del grupo grabado con ácido convencional. Siqueira y cols 2019¹². observó que el uso exclusivo de MEP dio como resultado propiedades de

unión similares en comparación con grabado AF seguido de silano. Román-Rodríguez y cols 2017⁴⁵. Evaluó la resistencia adhesiva del cemento resinoso al disilicato de litio y no informó diferencias estadísticamente significativas entre el MEP y el grabado AF. El-Damanhoury y cols 2018³⁶. observo que el uso de MEP resulto en una resistencia adhesiva comparable con el grabado AF.

5. CONCLUSIONES

Con las limitaciones del presente estudio podemos concluir que:

1. El tratamiento con Monobond Etch and Prime presento valores de resistencia de unión similares a los obtenidos con el protocolo convencional de ácido fluorhídrico y silano.
2. No hubo diferencia en los valores de resistencia de unión entre las diferentes cerámicas bajo ninguno de los parámetros estudiados.
3. Los valores de resistencia de unión después del envejecimiento de las muestras fueron menores a los obtenidos inmediatamente posterior a la cementación, independiente del tratamiento de superficie realizado.

6. RECOMENDACIONES

Realizar estudios con diferentes tipos de cemento y estudios clínicos que evalúen el comportamiento de los protocolos en ambientes controlados.

7. REFERENCIAS

1. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Oper Dent*. 2016;41(3):284-292.
2. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Oper Dent*. 2015;40(4):372-378.
3. Valandro LF, Monteiro JB, Borges ALS, Riquieri H, Prochnow C, Pereira GKR, y cols. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dent Mater*. 2018;34(6):891-900.
4. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908-914.
5. Schweitzer F, Spintzyk S, Geis-Gerstorfer J, Huettig F. Influence of minimal extended firing on dimensional, optical, and mechanical properties of crystallized zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;104:103644.
6. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):253-259.
7. Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G. Impact of crystallization firing process on

the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater.* 2018;34(10):1483-1491.

8. Cardenas AFM, Quintero-Calderon AS, Siqueira FSF, Campos VS, Wendlinger M, Pulido-Mora CA, y cols. Do Different Application Modes Improve the Bonding Performance of Self-etching Ceramic Primer to Lithium Disilicate and Feldspathic Ceramics? *J Adhes Dent.* 2019;21(4):319-327.

9. Kumagai RY, Hirata R, Romanini-Junior JC, Rodrigues JA, Ortega LF, Cassoni A, y cols. Adhesive/silane application effects on bond strength durability to a lithium disilicate ceramic. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(4):346-351.

10. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998;26(1):53-58.

11. Tribst JPM, Anami LC, Özcan M, Bottino MA, Melo RM, Saavedra GSFA, y cols. Self-etching primers vs acid conditioning: Impact on bond strength between ceramics and resin cement. *Oper Dent.* 2018;43(4):372-379.

12. de Siqueira FSF, Campos VS, Wendlinger M, Muso RAC, Gomes JC, Reis A, y cols. Effect of self-etching primer associated to hydrofluoric acid or silane on bonding to lithium disilicate. *Braz Dent J.* 2019;30(2):171-178.

13. Moshaverinia A. Review of the modern dental ceramic restorative materials for esthetic dentistry in the minimally invasive age. *Dent Clin North Am.* 2020.

14. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical

Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci* 2018;6(9):1742-1755.

15. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2016;28(3):227-235.

16. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2014;35(1):38-43.

17. EA M, TC P. Ceramics in Dentistry—Part I: Classes of Materials. *Inside Dent* 2009;5(9):94-103.

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

19. Montazerian M, Zanotto ED. Bicactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res A*. 2017;105(2):619-639.

20. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass-Ceramics in Dentistry: A Review. *Materials* 2020;13(5).

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

22. da Silva LH, de Lima E, Miranda RBdP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017;31:133-146.

23. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials*. 2010;3(6):3700-3713.
24. Bona AD, Pecho OE, Alessandretti R. Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2015;8(8):4978-4991.
25. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans*. 2016;45(48):19194-19215.
26. Manziuc M, Gasparik C, Negucioiu M, Constantiniuc M, Alexandru B, Vlas I, y cols. Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *EuroBiotech J* 2019;3:45-51.
27. Fu L, Xie L, Fu W, Hu S, Zhang Z, Leifer K, y cols. Ultrastrong Translucent Glass Ceramic with Nanocrystalline, Biomimetic Structure. *Nano Lett*. 2018;18(11):7146-7154.
28. Freitas VdP, Oliveira JPd, Guimarães MCC, França FMG, Turssi CP, Basting RT. The effect of different cementing strategies and adhesive interface aging on microtensile bond strength (μ TBS) of lithium disilicate ceramics to dentin. *J Adhes Sci Technol*. 2018;32(16):1822-1837.
29. Van Den Breemer CRG, Gresnigt MMM, Cune MS. Cementation of glass-ceramic posterior restorations: a systematic review. *Biomed Res Int* 2015;2015(148954.):16 pages.-16 pages.
30. Darvell BW. Chapter 6 - Resin Restorative Materials. In: Darvell BW, editor. *Materials Science for Dentistry (Ninth Edition)*: Woodhead Publishing; 2009. p. 128-162.

31. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Resin elasticity and the strengthening of all-ceramic restorations. *J Dent Res*. 2007;86(6):519-523.
32. Fleming GJP, Addison O. Adhesive cementation and the strengthening of all-ceramic dental restorations. *J Adhes Sci Technol*. 2009;23(7-8):945-959.
33. Matinlinna JP, Lassila LV, Kangasniemi I, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Shear bond strength of Bis-GMA resin and methacrylated dendrimer resins on silanized titanium substrate. *Dent Mater*. 2005;21(3):287-296.
34. Debnath S, Wunder SL, McCool JI, Baran GR. Silane treatment effects on glass/resin interfacial shear strengths. *Dent Mater*. 2003;19(5):441-448.
35. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(4):224-235.
36. El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res*. 2018;62(1):75-83.
37. Martins WF, Decurcio RA, Guimarães HAB, Cardoso PC, Monteiro LJE, de Almeida LN. Simplified surface treatments for ceramic cementation: use of universal adhesive and self-etching ceramic primer. *Int J Biomater*. 2018;2598073:1-7.
38. van Meerbeek B, Yoshihara K, van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *J Adhes Dent*. 2020;22(1):7-34.

39. Murillo-Gómez F, Rueggeberg FA, De Goes MF. Short- and long-term bond strength between resin cement and glass-ceramic using a silane-containing universal adhesive. *Oper Dent*. 2017;42(5):514-525.
40. Maier E, Bordihn V, Belli R, Taschner M, Petschelt A, Lohbauer U. New approaches in bonding to glass-ceramic: Self-etch glass-ceramic primer and universal adhesives. *J Adhes Dent*. 2019;21(3):209-217.
41. Özcan M, Allahbeickaraghi A, DüNDAR M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: A review. *Clin Oral Investig*. 2012;16(1):15-23.
42. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater*. 2018;34(1):13-28.
43. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *Int J Mol Sci*. 2016;17(6).
44. Alrahlah A, Awad MM, Vohra F, y c. Effect of self etching ceramic primer and universal adhesive on bond strength of lithium disilicate ceramic. *J Adhes Sci Technol*. 2017;31(23):2611-2619.
45. Román-Rodríguez JI P-BJAG-AEF-FAB-SJL. Bonding to silicate ceramics: Conventional technique compared with a simplified technique. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(3):e384-e386.
46. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):50-62.

47. El Mourad AM. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *Open Dent J.* 2018;12(1):664-678.
48. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent.* 2014;17(4):305-311.
49. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent.* 2014;17(5):420-426.
50. Placido E, Meira JBC, Lima RG, Muench A, Souza RMD, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007;23(9):1086-1092.
51. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295-308.
52. Sayed HYE, Abdalla AI, Shalby ME, Essa ME, Amin DM. Effect of thermocycling on the micro-shear bond strength of solvent free and solvent containing self-etch adhesives to dentin. *Tanta Dent J.* 2014(12):28-34.
53. Saghiri MA, Asatourian A, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Sheibani N. The impact of thermocycling process on the dislodgement force of different endodontic cements. *Biomed Res Int.* 2013(317185):1-6.
54. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig.* 2004;8(3):130-138.

55. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26(2):17-23.
56. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(1):21-24.
57. Barclay CW, Spence D, Laird WRE. Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil.* 2005;32(12):886-894.
58. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):168-174.
59. Cenci MS, Pereira-Cenci T, Donassollo TA, Sommer L, Strapasson A, Demarco FF. Influence of thermal stress on marginal integrity of restorative materials. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(2):106-110.
60. Schmid-Schwap M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns - A meta-analysis. *Dent Mater.* 2011;27(9):855-869.
61. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(6):340-353.
62. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent.* 2010;38(5):437-442.