

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

Hurtado L, Ortiz C, Querales S.

ASESORES:

**DR. JUAN PABLO PLATIN
ASESOR CIENTÍFICO**

**DRA. DIANA YECED PARRA
ASESOR METODOLÓGICO**

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

BOGOTA

2016



1. ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS

1.1 Planteamiento del problema

1.2 Justificación

1.3 Propósito

1.4 Marco teórico

1.4.1 Evolución De Las Cerámicas

1.4.2 Clasificación De Las Cerámicas Dentales.

1.4.2.1 Clasificación de las cerámicas por uso.

1.4.2.2 Clasificación de las cerámicas por su método de procesado.

1.4.2.3 Clasificación por el material subestructura.

1.4.2.4 Clasificación de las cerámicas por opacidad.

1.4.2.5 Clasificación por microestructura.

1.4.3 Cerámica De Disilicato De Litio

1.4.3.1 Propiedades de la cerámica de Disilicato de litio.

1.4.3.2 Usos de la cerámica de Disilicato de litio.

1.4.3.3 Estado actual de revisión del Disilicato de litio.

1.4.3.4 Supervivencia de las restauraciones en Disilicato de litio.

1.4.3.5 Fallas mecánicas que presentan las restauraciones realizadas en cerámicas de Disilicato de litio.

1.4.4 Cementos

1.4.4.1 Evolución de los cementos dentales

1.4.4.2 Clasificación de los cementos

1.4.4.3 Cementos resinosos convencionales

1.4.4.4 Sistemas Adhesivos

1.4.4.5 Cementos resinosos auto-adhesivos

1.4.4.6 Cementos ionómero de vidrio convencional

1.4.4.7 Cemento ionómero de vidrio modificado con resina

1.4.5 Flujo Crevicular

1.4.6 Reacciones Pulpares de los cementos

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

1.5.2 Objetivo específicas

1.5.3 Hipótesis Nula

1.5.4 Hipótesis alterna

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

- 2.1 Tipo de estudio**
- 2.2 Objeto de estudio**
- 2.3 Unidad de observación**
- 2.4 Unidad de medición**
- 2.5 Criterios de selección de los dientes**
- 2.6 Criterios de inclusión**
- 2.7 Criterios de exclusión**
- 2.8 Muestra**
- 2.9 Variable dependiente**
- 2.10 Variable independiente**
- 2.11 Tabla de operacionalización de variables**
- 2.12 Plan de análisis.**
- 2.13 Materiales y métodos**
 - 2.13.1 Diseño del estudio**
 - 2.13.2 Secuencia del estudio**

3. RESULTADOS

4. DISCUSIÓN

5. CONCLUSIÓN

6. ANEXOS

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

1. ASPECTOS TEÓRICOS – CIENTÍFICOS:

1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La alta demanda de las restauraciones estéticas ha llevado a un acelerado desarrollo en las restauraciones totalmente-cerámicas, entre ellas las realizadas en Disilicato de Litio, esto debido a sus propiedades, mecánicas y estéticas.

Estas restauraciones cerámicas se cementan con técnica adhesiva, utilizando cementos resinosos debido a que esta cerámica es susceptible de “grabarse” al igual que el sustrato dental para lograr su fijación. La cementación de restauraciones indirectas realizadas con algunos tipos de cerámicas libre de metal, implica unión tanto al sustrato de los tejidos dentales como al interior de la restauración.

Para lograr un óptimo resultado, es necesario tratar la cara interna de la restauración, este procedimiento tiene por finalidad crear porosidades que servirán como micro retenciones mecánicas, para el sistema adhesivo de cementación, y además cambia la tensión superficial de la superficie restaurativa (1)

El ácido fluorhídrico, se utiliza en las cerámicas vítreas y los reforzados con Disilicato de litio para realizar el grabado de su superficie interna. Cada una de las cerámicas tiene un protocolo específico para lograr la mayor retención mecánica para su cementación efectiva (2).

A su vez por la misma demanda estética y muchas veces por su localización en el sector anterior la terminación del margen para la restauración debe realizarse a nivel subgingival, sitio donde se cuestiona la efectividad de la cementación adhesiva convencional, por la presencia del flujo crevicular, y otras complicaciones clínicas como la sensibilidad dental, que algunos dientes presentan al momento de

cementar la restauración, sobre todo si se utilizan cementos resinoso que implican procedimientos más agresivos en el sustrato dental, como lo es el grabado ácido, total o selectivo o con el uso de los cementos autograbadores y autoimprimidores que inicialmente presentan un Ph muy ácido (2).

Una opción reportada en la literatura para manejar esta situación clínica y a pesar de no ser la técnica recomendada de la casa comercial que desarrolló este tipo de cerámicas, es la cementación con ionómeros de vidrio modificados con resina, ya que se adhiere mejor al sustrato dental y por sus propiedades biológicas y fisicoquímicas provee mayor biocompatibilidad con el mismo.

1.2. JUSTIFICACIÓN

En la evolución de las cerámicas reforzadas con Disilicato de litio se ha reportado en la literatura varios estudios acerca de la supervivencia y el rendimiento clínico de esta cerámica,(2) encontrándose en ella aparte de la técnica de cementación adhesiva con cementos resinosos, una técnica de cementación con ionómero de vidrio modificado con resina, esto con base a las situaciones clínicas descritas anteriormente, la literatura no hace claridad si la variación en la técnica de cementación termina afectando la supervivencia o el rendimiento clínico de las restauraciones en Disilicato de litio, ya que el cemento ionómero de vidrio modificado con resina es usado como alternativa ante más situaciones clínicas, es pertinente adelantar una investigación *In vitro*, inicialmente en vía de establecer si hay diferencia en la resistencia mecánica a la fractura de las restauraciones en Disilicato de litio con las técnicas de cementación anteriormente descritas.

1.3. PROPÓSITO

Aportar evidencia científica a la literatura acerca del mejor tipo de cemento y técnica de cementación para las restauraciones realizadas en Disilicato de litio de acuerdo a las situaciones clínicas antes mencionadas, brindando información

pertinente en un estudio *In vitro* y abriendo la posibilidad al lector de nuevas investigaciones futuras.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿SE AFECTARÁ LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS CORONAS EN DISILICATO DE LITIO CEMENTADAS CON IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADOS CON RESINA EN COMPARACIÓN A LAS CEMENTADAS CON CEMENTOS RESINOSOS?

1.4. MARCO TEÓRICO

1.4.1 EVOLUCION DE LAS CERÁMICAS

El término cerámica proviene del griego KERAMOS (tierra quemada), hecho de tierra, material quemado. Es un material inorgánico y no metálico, utilizado en la elaboración de objetos sólidos confeccionados por el hombre mediante horneado de minerales básicos a temperaturas elevadas en un horno o directamente al fuego. Hace referencia al elemento más importante en la evolución de la cultura más antigua en la época neolítica. (3)

Durante la edad de piedra, hace más de 10.000 años las porcelanas eran consideradas materiales importantes o los más sofisticados (4), los artesanos de entonces usaban rocas que podían ser talladas para obtener herramientas y objetos mediante un proceso llamado tallado, Los antiguos babilonios, asirios y egipcios 4500 a. c. ya conocían y manipulaban materiales como el oro, la plata, el cobre y el plomo que dentro de la evolución fueron usados en la odontología.

Hace más de 3000 años el termino porcelana se refiere a un tipo específico de porcelana que entre sus componentes principales se encontraba el cuarzo, tiza y feldespato, que una vez pulverizados y mezclados entre sí y sometidos a altas temperaturas forman un material de color blanco con propiedades como la resistencia a la fractura y translucidez manteniendo el concepto de esa época (3).

Aproximadamente en el año 700 A C los etruscos implantaron la técnica de reemplazo de dientes perdidos, utilizando materiales que encontraban en el medio como lo era el mármol y hueso, a estos materiales se le tallaba hasta lograr la forma deseada y posterior a esto se amarraban a hilos que por lo general eran usados hilos de oro o estructuras firmes y duras que les permitía ferulizar, también dentro de la práctica de reemplazo de dientes perdidos estaba el retirarle las estructuras dentales a los esclavos o gente de escasos recursos que los vendían y se usó también dientes de animales (3).

La primera verdadera cerámica se atribuye a la dinastía Han en china cien años antes de Cristo; esta cerámica se utilizó para la elaboración de materiales glaseados, en una variedad de colores (3). En las siguientes dinastías se perfecciona el material dándole propiedades que mejoraran con la adición del caolín y piedra china (3).

Fue hasta el año 400 D C, donde se desarrollaron las primeras inlays implementadas por los mayas, Pierre fauchard (1678-1723), reconoce por primera vez la gran cualidad que tiene la cerámica en la elaboración de dentaduras dando inicio a un gran auge investigativo por perfeccionar dichas técnicas él hace mención de estas características en una publicación que hizo en su libro “el cirujano dentista” y reconoce las bondades de la porcelana en la elaboración de las prótesis dentales (3).

En 1720 aparece en Europa la cerámica feldespática a base de tiza, cuarzo, y feldespató (3).

Alexis Duchateau en 1774 impulso la técnica para la elaboración de las dentaduras cerámicas cocinadas (3), en 1789 donde fue patentada por primera vez la porcelana con un fin de uso dental por el francés Nicolas Dubois de chemantrecibe, en 1873 se desarrolló la técnica para la elaboración de las dentaduras cerámicas cocinadas, en 1882 Hesbet introduce las inlays de vidrio.

Las primeras coronas cerámicas puras fueron realizadas por Land en 1886 al idear y patentar un sistema de cocción de los dientes de porcelana sobre una hoja de platino esta técnica tuvo gran reconocimiento por presentar cualidades ópticas y fue más popular mediante la adición de alúmina como refuerzo (5,3), Murphy fabrico y describió las Inlays usando una matriz de platino.

En 1950 weinstein le agrega a la cerámica feldespática cristales de leucita mejorando su coeficiente de expansión térmica.

El avance más sobresaliente no se produjo hasta 1965 en que McLean y Hugues introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso (6). MacCulloch 1968 Reportó por primera vez colar vidrio con fines odontológicos.

En 1979 Mc lean publicó el porcentaje de fracturas a 5 años de la coronas reforzadas con alúmina en el sector anterior, siendo este del 2%, Adair y Grossman en 1984 demostraron mejoras en todos los sistemas cerámicos a partir de la cristalización controlada del cristal (DICOR) con la compañía Dentsplay, con un contenido cerámico de flúor-mica tetrasilica. (3)

En la década de los 90, la compañía Ivoclar se introduce una cerámica vítrea libre de metal, con cristales- cerámico comprimidos como refuerzo, siendo cristales de Leucita, fué conocida como IPS Empress I, con indicaciones para coronas individuales en el sector anterior, en 1997 Nobel Biocare introdujo en el mercado el sistema PROCERA, una cerámica con núcleo de alúmina. La compañía Ivoclar en 1998 evoluciona al empress II cambiando los cristales de refuerzo por los de Disilicato de litio, esto otorgaba al material importantes características mecánicas con indicaciones para restauraciones inlays, onlays, coronas completas anteriores y posteriores, y prótesis fija de hasta tres unidades, ivoclar vivadent introdujo desarrollo el sistema e- max en el 2005 (3, 4).

Hoy en día todas las investigaciones están orientadas en el desarrollo de materiales con propiedades mecánicas, biológicas y estéticas; con características como alta resistencia a la fractura, alta resistencia compresiva, buscando predictibilidad a largo plazo (3).

1.4.2 CLASIFICACIÓN DE LA CERÁMICAS

La Literatura menciona numerosas formas de clasificar las cerámicas dentales, algunos autores han desarrollado varias y las describen en sus reportes (3,4). Estas se pueden clasificar de acuerdo a su tipo, uso, método de procesamiento, por el material de sub-estructura y de acuerdo a su microestructura.

A continuación brevemente se describirán cada una de estas clasificaciones.

1.4.2.1 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS POR USO.

- **Dientes para dentaduras completas:**

Se refieren a los dientes que irán unidos directamente a la base de la dentadura o de la prótesis por una retención mecánica; como principal ventaja de este tipo cerámica muestra adecuada estética y se encuentran comercialmente en diferentes presentaciones en cuanto a forma, tamaño y color (3)

- **Metal cerámicas (coronas y prótesis fija):**

Es una cerámica fundida a una estructura metálica, este tipo de restauraciones es la de mayor uso y evolución durante los últimos 50 años, con este tipo de material se pueden realizar restauraciones múltiples o unitarias, mostrando gran predictibilidad y longevidad a largo plazo, demuestran buenas propiedades, pero presentan un compromiso estético, por su poca capacidad de transmisión de luz (3).

- **Veneers:**

Compuesta 100% de material cerámico vítreo que se utilizan en los dientes anteriores para favorecer la estética, necesitan ser grabado y cementado con una técnica de cementación adhesiva; sus propiedades estéticas son óptimas.

- **Incrustaciones:**

Compuesta 100% de material cerámico vítreo y centran su uso en los segmentos posteriores y de igual manera que en los veneers requieren de una cementación con cementos resinosos.

- **Coronas y prótesis fijas sin metal anteriores y posteriores**

La necesidad de utilizar en odontología un material libre de metal, hizo de estas las más actuales y se utilizan como cerámica de recubrimiento para estructuras policristalinas y cerámicas vítreas, presentan resultados bastante favorables en cuantos a sus propiedades mecánicas y estéticas.

1.4.2.2 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS POR SU MÉTODO DE PROCESADO.

- **CONDENSACIÓN MANUAL O COMPACTACIÓN:**

La porcelana se aplica directamente sobre una estructura metales, zirconio, troqueles, o yesos prefabricados, previamente mezclando las dos sustancias el polvo (cerámica) y el líquido (agua destilada) (3).

- **PRENSADAS**

Estas cerámicas se procesan a través de la técnica de cera perdida en la cual, la restauración se realiza con un encerado y se trabaja en un anillo con revestimiento que es sometido al calor para la evaporación de la cera, luego se pasa a otro horno donde se introduce el lingote de cerámica y por medio de presión se inyecta dentro del espacio dejado por el encerado previamente evaporado (3).

- **INFILTRADAS**

Se realiza utilizando inicialmente una técnica de condensación manual de polvo-cerámico sobre un modelo refractario que posteriormente es sinterizado en un horno dejando una superficie porosa, luego dicha estructura es infiltrada con vidrio especialmente el vidrio de lantano a altas temperaturas. Esta estructura posteriormente se recubre con cerámica feldespática para proveer de las características óptimas estéticas (3).

- **MAQUINADAS ASISTIDAS POR COMPUTADOR (CAD-CAM)**

El fresado se ha convertido en una opción viable como un método de fabricación de restauraciones cerámicas libres de metal.

Se pueden realizar restauraciones en el sector anterior y posterior mediante programas de computador que es lo que se conoce como los sistemas CAD/CAM.

Este sistema se basa en la utilización de un software para todo el proceso restaurativo, el proceso está dado por la toma de una impresión ya sea de forma convencional en el consultorio odontológico o por medio de un escáner óptico intraoral que transporta información al software.

Si el proceso se realiza de manera convencional se requiere de realizar un vaciado en yeso y posterior a esto llevarlo al escáner o sensor para tener toda la información digitalizada, luego sobre esta información se diseña virtualmente encerados de diagnóstico y también definitivos, luego esta información se envía a una fresadora que se encarga de ejecutar el proceso en diferentes materiales a elección del odontólogo como feldespato, Disilicato de litio zirconio, alúmina (3).

1.4.2.3 CLASIFICACIÓN POR EL MATERIAL SUBESTRUCTURA.

- **Subestructura metálica:** conocidas generalmente como metal-cerámicas, son cerámicas feldespáticas generalmente que recubren estructuras metálicas (3).
- **Subestructura de vidrio:** recubren .subestructuras vítreas o feldespáticas
- **Subestructura de Núcleo en cerámica vítrea con refuerzo cristalino:** Se refiere aquellas cerámicas que han sido reforzadas con leucita y/ o disilicato de litio para ser recubiertas por cerámicas vítreas principalmente de fluorapatita.
- **Subestructura de Núcleo de óxido de aluminio infiltrado de vidrio:** cerámica feldespática que blindan estas estructuras altamente resistentes requiere del recubrimiento de cerámica feldespática convencional.
- **Subestructura de materiales Policristalinos Zirconio y Alúmina:** son cerámicas para blindaje de estructuras altamente sinterizadas y de zirconio

1.4.2.4 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS POR OPACIDAD.

- **Opacas:** cerámicas que no permiten el paso de luz debido a su baja refracción a través de su estructura allí encontramos las cerámicas opacadores del metal, alúmina, zirconio.
- **Traslucidas:** son cerámicas que permiten medianamente que se refracte la luz a través de ellas, por lo que proveen la estética allí se encuentra las feldespáticas y las cerámicas vítreas con relleno cristalino

- **Transparentes:** son cerámicas que se utilizan para proporcionar alta estética y se utilizan generalmente para carillas, para blindaje veneres o glaseado

1.4.2.4 CLASIFICACIÓN POR MICROESTRUCTURA

- **Cerámicas vítreas:** sistemas basados en vidrios principalmente el sílice. Su composición principal está dada básicamente por el dióxido de silicio que contiene diversas cantidades de alúmina, también son conocidos aluminosilicatos, que se puede presentar como cuarzo dentro de la cerámica.

Los aluminosilicatos que tienen sodio y potasio son conocidos como feldespatos, estos conforman la matriz vítrea y otorgan propiedades ópticas. En la fase cristalina encontramos el cuarzo y alúmina (resistencia mecánica), caolín que se presenta como un silicato de aluminio hidratado (permite el moldeo y actúa como opacante) y pigmentos u óxidos metálicos (proporciona los efectos de color y fluorescencia).

- **Cerámicas vítreas con rellenos cristalinos:** sistema basados en vidrio (principalmente sílice) con materiales de carga por lo general cristalina (normalmente o más recientemente el disilicato de litio). Este tipo de cerámicas tiene una matriz vítrea similar a la mencionada anteriormente.

La primera cerámica con estas características fue la *Empress I*, se le realizó un agregado de cristales de leucita, inicialmente Ivoclar fue quien mencionó su técnica de cera perdida, el cual induce a la dispersión de los cristales de leucita en una fase cristalina tetragonal, después de esta creación la misma compañía lanza a finales de los 90 una cerámica con modificación en su

material cristalino utilizando en este caso el disilicato de litio en la fase vítrea mejorando las características en cuanto a la resistencia a la fractura desventaja que tenía la leucita, tanto así que sus indicaciones dejaron de ser dientes anteriores únicamente a pasar a ser restauraciones en dientes posteriores, incrustaciones inlay- onlay y PPF hasta 3 unidades como último pónico premolares (3).

- **Cerámica cristalina con núcleo de alúmina infiltrada en vidrio:**

Sistemas basados en cristales (principalmente de alúmina).

En 1988 se introdujo el sistema de cerámica de alúmina parcialmente sinterizada, esta fue comercializada bajo el nombre de In-ceram, su indicación estaba dada para coronas individuales y prótesis fija en el sector anterior hasta de tres unidades.

La técnica consiste en la “barbutina” que es un polvo de refuerzo de alúmina que con un líquido se compacta sobre un troquel poroso y refractario que luego se sinteriza a 1120°C por un tiempo de 10 horas de esto resulta una cofia porosa que se infiltra con vidrio de lantano a 1100°C por 6 horas de esto resulta una cerámica que es bastante opaca a pesar del recubrimiento con la cerámica feldespática. Por eso a la compañía le surge la idea de introducir dos nuevos productos que mejoraran las características de este, en uno se reemplaza parte de la alúmina por magnesio y tiene el nombre In-Ceram Spinell donde baja su resistencia en gran parte pero se mejora la translucidez y la otra modifica su núcleo de alúmina y se le agrega cristales de zirconio para aumentar la resistencia.

- **Cerámicas policristalinas solidas:**

Sistema basado en cerámicas que no poseen ninguna fase vítrea, conforman una malla cristalina altamente densa y resistente a la propagación de líneas de fractura por su comportamiento físico mecánico, son las cerámicas de mayor resistencia en usos odontológicos.

En el caso de las alúmina existe un sistema empleado por la casa nobel biocare conocido como PROCERA, donde, sobre un troquel escaneado se diseña a través de un programa digital una cofia dimensionada al 20%, luego se talla y se lleva a altas temperaturas para sinterizarla tomando su tamaño definitivo para que luego sea revestida por el técnico con la cerámica correspondiente para que el clínico la pruebe

El zirconio es un mineral natural, no es totalmente puro en el uso odontológico ya que se le agregan componentes como el dióxido de silicio (SiO₂), Dióxido de titanio (TiO₂), trióxido de hierro (Fe₂O₃) e Ytrio.

La fase monoclinica se presenta normalmente a temperatura ambiente, en ella el zirconio pudiera ser inestable en cuanto a la capacidad de limitar la propagación de las fracturas, la fase tetragonal se presenta por encima de los 1200°C es la más estable de las fases y la fase cúbica se presenta por encima de los 2.370°C.

El zirconio tiene tres presentaciones comerciales: 1. Altamente sinterizado (después de salir de la unidad de fresado no requiere de llevar al horno), 2. Parcialmente sinterizado (la estructura se sobredimensiona en la unidad de fresado), 3. No sinterizado permite un fácil tallado y posterior se lleva a un horno a 1350°C (3).

1.4.3. DISILICATO DE LITIO

La cerámica de disilicato de litio, es una vitro-cerámica con material de relleno cuya base está compuesta por cristales de disilicato de litio, que fue introducida en el año 1998 (EMPRESS I) por la compañía IVOCLAR VIVADENT (Schaan Liechtenstein), fue lanzado al mercado en el 2001 (IPS EMPRESS 2) con óptimas propiedades ópticas y mecánicas, alta traslucidez y caracterización para coronas monolíticas, más recientemente se introdujeron las técnicas CAD-CAM (7).

Se clasifica según su microestructura como una cerámica vítrea con refuerzo de fase cristalina o de acuerdo a la teoría de diversos autores como una cerámica feldespática con relleno cristalino, ésta cerámica ha optimizado su transparencia,

durabilidad y resistencia en restauraciones altamente estéticas debido al uso de nuevas tecnologías y parámetros optimizados de procesamiento (2).

De acuerdo a la técnica de procesamiento se encuentra disponible en sistemas de cerámica prensada-inyectada o para tecnología CAD-CAM. Las pastillas para inyección conocidas comercialmente como **IPS e.max Press** están disponibles en 4 niveles de translucidez (HT, LT, MO y HO). Este sistema ofrece una amplia gama de pastillas para escoger en función a la técnica que queramos utilizar bien sea (monolíticas o blindadas) y de acuerdo al caso clínico a ser tratado (ej. Preparaciones de dientes con decoloración o dientes tratados endodónticamente), a su vez las restauraciones pueden ser caracterizadas o estratificadas, estas pastillas exhiben una resistencia a la flexión 360 a 400 MPa, sus propiedades fueron diseñadas para replicar la estructura del diente natural logrando restauraciones estéticas e imperceptibles (2).

Su composición se basa en dos fases:

- Fase I de cristales de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{O-Si}_2\text{O}$)
- Fase II Ortofosfato de litio la cual crea un choque térmico de cerámica vítrea resistente a la expansión durante el procesamiento.

Debe sus propiedades mecánicas al cuarzo, dióxido de litio, óxido de fosfato, alúmina, óxido de potasio (8).

La microestructura del disilicato de litio consta de 70 % de cristales de disilicato de litio que se incrustan en una matriz vítrea con una longitud aproximada entre 6 y 8 micras, los iones polivalentes se encargan de eliminar las imperfecciones de color durante el procesamiento.

En la técnica CAD-CAM, el disilicato de litio presenta una fase azul o intermedia donde se forman durante el procesamiento del material y la alta resistencia marginal. Su cristalización y resistencia deseada se alcanza después del procesamiento de fresado y cocción (9) a una temperatura de 840° que toma aproximadamente 25 minutos, después de esto las coronas adquieren una resistencia flexural de 360

Mpa y una resistencia a la fractura de 2.0 a 2,5 Mpa, tomando también su tono natural seleccionado (10).

1.4.3.1 PROPIEDADES

- Resistencia flexural 300 - 400 MPa
- Modulo elástico 110 GPa
- Resistencia a la fractura 3.0 MPa.

1.4.3.2. USOS DEL DISILICATO DE LITIO

Este material puede ser utilizado con éxito, y gracias a su resistencia, se puede aplicar en varias situaciones clínicas: En casos de Inlays, Onlays, Carillas, Coronas anteriores, Coronas Posteriores y en prótesis fija limitada a la zona anterior y premolar con un máximo de un pónico y dos retenedores (11).

Los resultados clínicos a corto plazo nos muestran un nuevo enfoque de prótesis mínimamente invasiva que utiliza coronas monolíticas completas de disilicato de litio unidos a las preparaciones dentales, puede ser considerado como una opción adicional para el tratamiento de restauración conservadora de elementos individuales donde se requiere una corona completa (12).

1.4.3.3. ESTADO ACTUAL DEL DISILICATO DE LITIO

En los últimos años las restauraciones cerámicas libres de metal reforzadas con Disilicato de litio han incrementado su uso debido a las propiedades físicas de esta cerámica (13 - 14).

La Importancia clínica del ajuste marginal e interno de las restauraciones de disilicato de litio-prensado principalmente de coronas parciales depende de la técnica de impresión empleada, debido a que las impresiones de un solo paso se prefieren antes que técnicas de dos pasos en muchas situaciones clínicas del día

a día, sobre todo para la fabricación de restauraciones de coronas con cobertura parcial. (15)

En cuanto a las preparaciones adecuadas, según el artículo de Stawarczyk et al 2012 se recomienda realizar una reducción axial de 1,5 mm y 2, mm de reducción oclusal (por ejemplo, una preparación para full Crown) sobre todo si se necesitan más materiales opacos (por ejemplo, HO, MO), debido a que la restauración resultante tendrá una ligera opacidad y se necesita efecto de profundidad en combinación de diferentes situaciones clínicas y múltiples opciones del material.

La evolución de métodos de fabricación actuales, puede ser un reto para el clínico a cargo de la restauración dental que se encarga de entregar alta resistencia mecánica sin comprometer los resultados estéticos, por esto se adoptan soluciones alternativas comprobadas (15).

1.4.3.4. FALLAS MECÁNICAS QUE PRESENTAN LAS RESTAURACIONES DE DISILICATO DE LITIO

Aunque la cerámica de disilicato de litio y Zirconia también pertenece a los materiales frágiles, el módulo flexural de estos materiales es suficiente para el rendimiento clínico.

La cementación con cementos de resina adhesiva pueden aumentar aún más su resistencia a la fractura.

Lawn et al. 2002 Refiere que “Se encuentran diferentes patrones de iniciación de fractura cuando las preparaciones dentales en coronas monolíticas en disilicato de litio se dan con una preparación axial menor a 1 mm , describe iniciación de grietas como cracks y grietas radiales siendo en primer lugar de aparición las grietas radiales en un espesor de menos de 0,5 mm, para un espesor más grueso, la grieta que se presentó fue de tipo cónico; por lo tanto se debe mantener un espesor mayor a 1mm de reducción axial para prevenir la aparición de este tipo de grietas.”

Bado 2014, demuestra que la fuerza de masticación oscila entre 382 N y 778 N en el sector posterior, sin embargo se distribuye en todos los dientes y no en un solo contacto, por lo tanto la fuerza la fuerza será mayor en un solo contacto en condiciones no fisiológicas, ya que se ejercen fuerzas catastróficas (16).

No se reportan complicaciones mecánicas a menos que haya 50% de sustrato en esmalte (17).

Las complicaciones técnicas según el artículo de Fabbri en 2014 en un estudio realizado con 428 coronas con una reducción de 1 mm de paredes axiales y 1,5 de reducción oclusal se observó en un 63% después de 10 años (fractura y chipping con porcelana como dentición opuesta y el 33% de éstas ocurrieron en pacientes con parafunción, el 37% restante de las complicaciones fue notificada en pacientes con dentición natural oponente y que no fueron afectados por bruxismo (17).

Fabbri en 2014 en un estudio prospectivo con 428 coronas (299 en el maxilar superior y 129 en mandíbula) con una preparación axial de 0.3 a 1 mm y preparación oclusal de 1,5 mm, fueron observadas 5 complicaciones técnicas (5,3%), 3 coronas (3.3%) sufrieron de chipping menores del material, después de 31 meses de servicio, 2 en el reborde marginal palatino, estos chipping aparecieron luego de 6 y 92,6 meses, 2 coronas fracturadas (2,1) una de ellas fue en el borde incisal, una línea de crack fue notada después de 92,6 meses que progreso al margen palatino aproximadamente en los dos tercios de la altura coronal la otra fractura fue observada en un molar luego de 101 meses la línea de fractura fue observada en el reborde marginal palatino, extendida a los rebordes marginales separando las cúspides y terminando en la superficie oclusal (17).

Gehrt et al 2013 en un estudio prospectivo con 104 coronas (82 coronas anteriores y 22 coronas posteriores), todas recibieron una preparación en chamfer con hombro de 1mm y una preparación oclusal de 1,5 mm a 2 mm, las coronas se cementaron con cementos adhesivos (69,2%) y con cementos de ionómero de vidrio (30,8%) con un seguimiento a 6 meses, se encontraron complicaciones biológicas fueron observadas en el (4,3%) de los casos dos

coronas anteriores (2,1) tuvieron que ser tratados endodónticamente 94,7 meses después de la colocación; Un incisivo presentó caries secundaria (1.1%), localizada en el margen de la restauración. Durante el tiempo de observación no se presentaron complicaciones periodontales (18).

1.4.3.4. SUPERVIVENCIA DE LAS RESTAURACIONES DE DISILICATO DE LITIO.

En un estudio realizado con 103 coronas con una reducción oclusal de 1,5 y 2mm para coronas tanto anteriores como posteriores resultó en 10 coronas fracturadas, arrojando una tasa de supervivencia de 87,1% después de 104 meses mostrando una mayor tasa de fracaso en dientes tratados endodónticamente.

En un estudio de Gehrt en el 2003 con 104 coronas mostró una tasa de supervivencia a los 8 años de 94,8%.(17).

Fabbri en 2104 con 428 coronas encontró (95,39%) a 100% a 72 meses en coronas preparadas con una profundidad axial de 1 mm y oclusal de 1,5 mm con variable de correctas técnicas adhesivas (17).

1.4.3.4.1. ZIRCONIA VS DISILICATO DE LITIO

La comparación de restauraciones en disilicato de litio con zirconio como una opción válida para combinar resistencia con excelentes resultados estéticos.

Para el zirconio, Fabbri 2014 reporta complicaciones como delaminación y el chipping de la cerámica de recubrimiento como las más frecuente complicaciones, con un porcentaje de 8 a 25% después de 24 a 38 meses (17).

1.4.4 CEMENTOS

Un cemento dental, según el glosario de términos de Prostodoncia 2005, se define como cualquier material utilizado para adherir, fijar o cementar

restauraciones indirectas (provisionales o definitivas) a la superficie del diente, cuyo objetivo es mantener la restauración en su posición para evitar el desalajo en la vía de inserción durante la función. Los cementos dentales deben poseer requisitos ideales de acuerdo a principios biológicos, mecánicos y de manipulación como: biocompatibilidad con el diente y los tejidos adyacentes, amplio tiempo de trabajo, fluidez, alta resistencia a la compresión, mínima microfiltración, baja solubilidad en fluidos orales, adhesividad, estética, fácil remoción de excesos, entre otras (19).

1.4.4.1 EVOLUCIÓN DE LOS CEMENTOS

En la evolución cronológica de los cementos dentales tenemos como primer agente de cementación el óxido de zinc con eugenol que fue introducido alrededor del año 1850, posteriormente a mediados de los años 1880's, se empezó a hablar acerca de los cementos a base de fosfatos de zinc que en su momento, la literatura refiere está considerado como el "GOLD ESTÁNDAR" por sus propiedades físico-químicas, alrededor del año 1940 se introdujo el cemento a base de silicato el cual solo se utilizaba en restauraciones estéticas clase III y clase IV y fue sustituido en 1968 por el cemento de policarboxilato de zinc, cuyo uso actual solo se aplica como agente cementante de aparatología fija en ortodoncia. Ya para el año de 1972 aparece el ionómero de vidrio en el cual el fraguado se da por una reacción ácido-base, en ella se realiza un proceso químico de quelación promoviendo la adhesión directa al tejido dentinal (20).

En el transcurso de la evolución, aparecen en 1975 los cementos resinosos que actualmente se utilizan para la cementación de restauraciones cerámicas, bien sea de autocurado, curado dual o fotopolimerización, alrededor del año 1992 se introduce una modificación de los cementos de ionómero de vidrio al cual se le añade en su composición un refuerzo de resina para mejorar sus propiedades, no obstante desde inicios del año 2004 hasta la actualidad se han venido estudiando los cementos resinosos autoadhesivos que simplifican la técnica y reducen el tiempo de trabajo clínico (20).

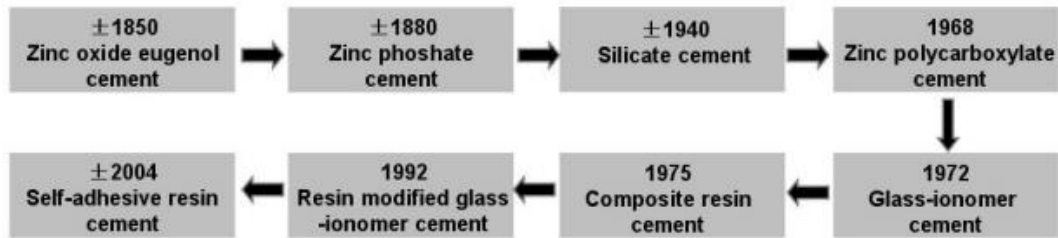


Fig. 1 Evolución de los cementos (tomado de : Yu H, Zheng M, Chen R, Cheng H. Proper selection of contemporary dental cements. Oral Health And Dental Management, 2014,13(1)⁵⁴⁻⁵⁹

1.4.4.2 CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS Y PROPIEDADES DE LOS CEMENTOS

Los agentes cementantes se clasifican según su interacción, en cementos de unión química, de unión micromecánica y no adhesivos o según su uso en bases y Liners, cementos provisionales y cementos permanentes (21).

- Bases y Liners: cementos de ionómero de vidrio convencionales, hidróxido de calcio, ionómero de vidrio reforzado con resina, fosfato de zinc.
- Cementos temporales: cementos de óxido de zinc y eugenol, cementos de óxido de zinc sin eugenol cementos de policarboxilato de zinc.
- Cementos permanentes: cemento de fosfato de zinc, cementos de ionómero de vidrio convencional, cemento de ionómero de vidrio modificado con resina, cemento de ionómero de vidrio reforzado con aluminato de calcio, cementos resinosos y cementos resinosos autoadhesivos (21).

PROPIEDADES DE LOS CEMENTOS

	IDEAL	IONOMERO DE VIDRIO	RESINA Y IONOMERO	RESINA	RESINA ADHESIVA
GROSOR DE CAPA	BAJA	<25	>25	>25	>25
TIEMPO DE TRABAJO(min)	EXTENSO	2-3.5	2-4	3-10	0.5-5
TIEMPO DE POLIMERIZACION	CORTO	6-9	2	3-7	1-15
FUERZA DE COMPRESION(Mpa)	ALTA	122-162	40-141	194-200	179-255
MODULO ELASTICO(GPa) ²⁴⁹	dentina:13,7 Esmalte:84-130(250)	11.2	No calificada	17	4.5-9.8
IRRITACION PULPAR	Baja	alta	alta	Alta	alta
SOLUBILIDAD	Muy baja	baja	baja	Muy baja	Muy baja
MICROFILTRACION	Muy baja	Baja a muy alta	Baja a muy alta	Alta a muy alta	Muy baja a baja
REMOCION DE EXCESOS	fácil	medio	medio	medio	Difícil
RETENCION	alta	Moderado -alta	Medio a alto	moderado	alta

Fig. 2 cuadro de propiedades de los cementos (Tomado de :Stephen F. Dental luting agents: A review of the current literatura. J Prosthet Dent 1998;80:280-301)²²

1.4.4.3 CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO CONVENCIONALES

Los cementos de ionómero de vidrio fueron creados por los ingleses A.D. Wilson y B.E. Kent en (1971), en su composición destaca un vidrio especial de fluoruro-aluminio-silicato y un poliácido que endurece mediante reacción ácido-base; también consta de vidrio pulverizado que por acción del poliácido libera iones como Ca, Al, Sr Y Zn. El poliácido es esencialmente ácido poliacrílico y copolímeros ácidos acrílicos, itacónico maleico vinil-fosfórico. Estos grupos son solubles en agua y polielectrolitos. Dentro de las características generales, se encuentra que dicha reacción conduce a una sustancia firme y dura; así como también baja reacción exotérmica, no experimenta contracción de polimerización, interacción entre la matriz y la carga, características adhesivas a la dentina y al esmalte, liberación de fluoruros y sensibilidad a la humedad en los primeros minutos (3).

Aunque dentro de sus usos inicialmente se utilizaban en operatoria como obturaciones a finales de 1990, éste se convirtió en el agente de cementación definitiva de uso más frecuente debido a propiedades como: facilidad de la mezcla, fluidez, adhesión a la estructura dental y a los metales básicos , el potencial cariostático debido a liberación de flúor, buena translucidez , resistencia adecuada y relativamente bajo costo; producen adhesión a través del efecto de quelación como resultado la reacción acido-base y están indicados principalmente para la cementación de restauraciones metálicas, metal-cerámicas y total cerámicas (19)

Su principal inconveniente es la sensibilidad a la humedad postcementación, así como también la absorción de agua, por lo que se recomienda la colocación de un sellador a base de resina después de la cementación que puede reducir la posibilidad de solubilidad (19).

1.4.4.4 CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADOS CON RESINA

Los cementos de ionómeros de vidrio modificados con resina, están indicados como agentes de cementación, para recubrimientos cavitarios, selladores de fisura, bases, reconstrucción de muñones, material restaurador, adhesivos para brackets de ortodoncia, material de reparación en amalgamas dañadas en su zona central o en zonas cuspídeas, y materiales de obturación radicular retrógrada dependiendo de la formulación y la proporción polvo- líquido del fabricante. Son esencialmente formulaciones híbridas de componentes de resina y de ionómero de vidrio.

Dentro de los componentes del polvo se encuentran partículas de vidrio de fluoraluminosilicato que son liberadoras de iones e iniciadores para el fraguado por luz y/o reacciones químicas. El líquido se compone por agua y ácido poli acrílico o ácido poli acrílico modificado con monómeros de metacrilato e hidroximetilmetacrilato (HEMA), que son responsable de la polimerización.

La inclusión de monómeros hace que el índice de refracción del líquido sea similar al de las partículas, por lo que mejora la translucidez en comparación con los ionómeros de vidrio convencionales, dentro de sus propiedades también cabe destacar su bajo módulo de elasticidad y la mayor capacidad de deformación plástica, lo que aumenta la resistencia a la tracción (23).

El mecanismo para la adhesión a la estructura del diente es el mismo que para los ionómeros de vidrios convencionales, sin embargo la fuerza adhesiva es mayor. La capacidad de estos cementos de adherirse al sustrato dental específicamente a la dentina, es de principal elección cuando las necesidades complejas de pulpa-dentina requieren ser protegidas. Los ionómeros de vidrio se adhieren a las estructuras dentales a través de enlaces químicos entre grupos carboxílicos y el calcio de la hidroxiapatita en dentina y el esmalte. Debido a que son moléculas polares, también son capaces de intercambiar iones con la estructura del sustrato dental. Por lo tanto, el esmalte incorpora iones fluoruro lo cual le confiere una propiedad remineralizante ayudando a prevenir caries.

Sin embargo, a pesar de estas ventajas, varios autores han señalado que cementos de ionómero de vidrio modificados con resina pueden ser citotóxicos cuyos efectos están asociados a los monómeros de HEMA, aunque la citotoxicidad se ha relacionado directamente con la presencia de pequeñas partículas de aluminio e iones de zinc, ya que se encuentran en altas concentraciones en su composición (23).

1.4.4.5 CEMENTOS RESINOSOS CONVENCIONALES

Los cementos resinosos convencionales surgen como alternativa a los cementos de reacción ácido-base en la década de 1980, son polímeros a los cuales se le añade un material de carga como el fluoruro, estos materiales tienen una reacción de fraguado basada en la polimerización, la literatura reporta capas de espesores que van desde 9-100 micras, requiere el uso de adhesivos o agente de unión a dentina, son frecuentemente utilizados para la cementación de restauraciones

cerámicas y su principal desventaja es producto de la hidrólisis que presenta la degradación de polímeros así como también la irritación pulpar que se da como consecuencia a la polimerización incompleta de monómeros sin reaccionar y la preparación del sustrato (8).

Dentro de su composición se encuentra una matriz de resina con un relleno inorgánico silanizado, son polímeros de metacrilato de metilo con relleno como cuarzo, mica, carbonato de bario, entre otros. El relleno emplea partículas de sílice, vidrio o sílice coloidal; el monómero adhesivo que se incluye dentro del adhesivo dentinario y del cemento puede estar compuesto de HEMA, 4-META y un órgano fosfato como el ácido fosfórico 1^o-metacril oxidecametileno (MDP). La polimerización se puede dar a través de un sistema de fraguado químico convencional o mediante foto polimerización, sin embargo algunos sistemas emplean ambos mecanismos lo que se denomina sistema de fraguado dual. Con respecto a la adhesión de la dentina, los cementos resinosos de fraguado dual tienen un comportamiento similar a las resinas compuestas. Cuando el grosor de la dentina remanente no es suficiente para evitar la filtración de irritantes (p. ej., <0.5mm), es importante colocar un protector pulpar a base de hidróxido de calcio o ionómero de vidrio (8).

Los cementos de resina de activación química se suministran en dos componentes, ya sea en presentación polvo- líquido o dos pastas. Estos componentes se mezclan en papel por espacio de 20-30 segundos, aunque debemos tener precaución para retirar los excesos antes de su fraguado ya que podría resultar difícil, por lo que se aconseja retirarlos una vez que la restauración sea asentada. Si hablamos de cementos fotopolimerizables, es importante recalcar que al ser sistemas de un solo componente tienen un amplio campo de aplicación, sin embargo no debemos olvidar que el grosor de la restauración y su opacidad, no debe exceder 1.5mm para que permita una adecuada transmisión de luz y que el tiempo de exposición gira alrededor de los 40 segundos, la literatura reporta realizar una fotoactivación inicial por 10 segundos, retirar excesos y continuar el proceso de foto polimerización (8).

Los cementos de fraguado dual son sistemas de dos componentes que requieren preparar una mezcla, tal y como ocurre en los sistemas de activación química, su reacción es más lenta, lo que proporciona un tiempo de trabajo más amplio hasta que el cemento se expone a la luz y solidifica con rapidez. Debido a que el proceso químico aún continúa, este cemento va obteniendo una mayor resistencia a través del tiempo. Estos cementos no se deben emplear en restauraciones que transmitan la luz con un grosor mayor a 2.5mm (8).

1.4.4.6 CEMENTOS RESINOSOS AUTOGRABADORES- AUTOADHESIVOS

Estos cementos no requieren acondicionamiento del sustrato, ni el uso de adhesivos para maximizar su rendimiento, fueron creados con nuevos monómeros de relleno como Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA, 4-MET Y GPDM Y tecnología del iniciador, también incluye un componente de ácido fosfórico dentro de la resina. Ejemplos de estos materiales son: Maxcem (Kerr), RelyX Unicem (3 M / ESPE), Brisa (Pentron), Embrace Wet Bond (Pulpdent Corporation) entre otros. Se diseñaron para unir la restauración y al diente, estabilizando el sistema entero. Los cementos autoadhesivos se pueden conseguir en presentación pasta-pasta o cápsulas, éstos enlazan a todos los componentes restaurativos a la vez que llenan la brecha entre la restauración y el diente, creando un solo cuerpo o lo que se conoce como monoblok. Además, los cementos adhesivos se requieren ser funcionales, de un color adecuado, y biocompatibles (8).

Al igual que en los cementos resinosos convencionales la degradación del polímero sigue siendo un problema debido a las metaloproteinasas de la matriz (MMPs), las cuales son fosilizadas dentro de la dentina mineralizada y pueden ser activadas durante la adhesión. Estas enzimas endógenas colagenolíticas necesitan tratamiento previo de la dentina con gluconato de clorhexidina al 2% para inhibir su acción, según recomendación de la literatura (8).

1.4.4.7 SISTEMA ADHESIVOS PARA LOS CEMENTOS RESINOSOS

El adhesivo tiene como función reducir la viscosidad y mejorar la humectación del sustrato y de la restauración, estas sustancias no tenían potencial de adhesión, pero mejoraban la adhesión mecánica gracias a la formación óptima de prolongaciones de resina dentro del esmalte. (4).

De forma ideal el adhesivo dentinario debería ser hidrófilo para adherirse al sustrato dentinario con la superficie húmeda de la dentina y una parte hidrofóbico para adherirse a la superficie de resina del cemento (4).

- **Sistema adhesivo de grabado y lavado:** en este sistema la dentina y el esmalte son tratados con ácido fosfórico para remover el Smear Layer y desmineralizar la superficie de la dentina, después del grabado ácido, se aplica una mezcla de monómeros de resina y un solvente orgánico. incluye por separado el grabado, lavado y aplicación de adhesivos. (24).
- **Adhesivos de primera generación:** Se basaron en el modelo de agentes de conexión a base de silano, el silano se utiliza para fijar el relleno inorgánico con la matriz de resina compuesta, para luego para unir las carillas de porcelana al esmalte grabado a través de cementos de resina y reparación de fracturas de porcelana con resina compuesta. Este material tuvo un éxito clínico reducido por la misma razón que limitaban las aplicaciones del grabado del esmalte. (4)
- **Adhesivos de segunda generación:** Los adhesivos más característicos NPG-GMA. A partir de los años 60's y 70's se empleó la técnica de adhesión dentinal para restaurar abrasiones cervicales, sin necesidad de realizar cavidades adicionales para favorecer la retención.

- **Adhesivos de tercera generación** : Los adhesivos de primera y segunda generación obtuvieron bajas fuerzas de adhesión debido a los defectos del barrillo dentinario o entre este la dentina subyacente, los adhesivos de tercera generación realizan un acondicionamiento de la dentina en dos fases :

- 1.) modificar el barrillo dentinario para mejorar sus propiedades

- 2.) eliminar el barrillo dentinario sin alterar el material que tapaba los túbulos dentinales.

Los agentes acondicionadores más representativos pueden ser el hidroximetilmetacrilato (HEMA) una solución con ácido maleico (4).

- **Adhesivos de cuarta generación:**

Los sistemas de adhesivos dentinarios de cuarta generación, Graban el esmalte y dentina de forma simultánea empleando un acondicionador (generalmente ácido fosfórico) favoreciendo la remoción del barrillo dentinario y exposición de malla colágena.

En resumen las novedades principales en los adhesivos de cuarta generación son la técnica de grabado total y el proceso de adhesión húmeda (4).

- **Adhesivos de quinta generación:** Los adhesivos de quinta generación surgieron cuando se dieron cuenta de que el éxito clínico era mucho mayor si se reducía el número de pasos, la adhesión se basa en los siguientes procesos:

- 1.) La penetración dentro de los túbulos dentinales.

- 2.) La formación de una capa híbrida en la que los monómeros hidrofílicos penetran y se polimerizan para dar lugar a una red de conexión con el entramado de fibra colágeno desmineralizado.

3.) Interacción que promueve una adhesión en primer y segundo orden, tanto química como micromecánica (4).

- **Adhesivos de sexta y séptima generación:** Los sistemas adhesivos de autograbado son aquellos que disuelven parcialmente el barrillo dentinario, aunque éste permanece, es acondicionado. Utilizan monómeros ácidos hidrofílicos los cuales son capaces de desmineralizar y penetrar simultáneamente esmalte y dentina, sin embargo estos sistemas no disuelven o remueven completamente el barrillo dentinal, pero sí lo incorporan a la capa híbrida (27).
- **Sistema de autograbado:** No requiere un paso separado para el grabado, ya que contienen un ácido funcional que graba y simultáneamente donde también actúa el primer para la unión. Pretende ser fácil de usar y menos sensible a la técnica resultando un rendimiento clínico fiable en dentina (25).

A continuación se presenta una enumeración de los cementos resinosos de acuerdo a su esquema adhesivo:

- 1) Cemento resinoso de grabado total: se inicia con la desmineralización con ácido fosfórico durante 15s, posteriormente lavado con agua por un periodo de 20s, secado y por último aplicación del adhesivo.
- 2) Características: Excelente fuerza adhesiva cemento a diente, Microfiltración reducida, Predictibilidad a largo plazo, técnica de aplicación multipasos.
- 3) Cemento resinoso autoadhesivo: Utilizan un primer autograbante, luego se mezcla el cemento y se procede a la aplicación clínica. Características: Facilidad de uso, Menor sensibilidad de técnica, Buena fuerza adhesiva.
- 4) Cemento resinoso auto grabado: contienen un componente de ácido fosfórico dentro de la resina. Características: se adhiere a la superficie dental no tratada, el "Grabado selectivo" puede ser incorporado para mejorar fuerza adhesiva (3).

1.4.5 FLUJO CREVICULAR

Es un líquido que se produce en pequeñas cantidades a nivel del surco gingival, este fluido contiene proteínas plasmáticas pegajosas que mejoran la adhesión epitelial, presenta propiedades antimicrobianas y ejerce actividad como anticuerpo. En individuos sanos se describe un flujo de 0,05-0,2 μ l/min; 0,5-2,4 ml/día, dicha medida se obtuvo mediante el periotron, el cual mide la cantidad de fluido recogido en tiras de papel de filtro especiales que se pueden insertar en la hendidura del surco (26).

La cantidad aumenta cuando:

- Hay presencia de inflamación en tejidos periodontales
- Se realiza la masticación de alimentos
- Cuando se realiza el cepillado de dientes
- Cuando está presente el período de ovulación
- Y bajo el uso de anticonceptivos hormonales (26).

1.4.5.1 COMPOSICIÓN DEL FLUJO CREVICULAR

En individuos sanos o con mínimos procesos inflamatorios, la composición del fluido crevicular es similar a la composición del fluido intersticial. Ante una intensa estimulación, la permeabilidad de la pared de los capilares sanguíneos que subyacen en el epitelio del surco aumenta y la composición del fluido crevicular pasa a ser más similar a la del plasma. Este resulta en un filtrado sérico, rico en proteínas como la albúmina, alfa-globulinas, heminas, Inmunoglobulinas como IgG, IgM e IgA, proteínas del complemento, interleucinas, lactoferrina (26).

CÉLULAS:

1. Células epiteliales descamadas: provenientes tanto del epitelio de unión como del epitelio del surco. Se cree que la inflamación incrementa el recambio de estos epitelios, aportando por lo tanto mayor número de células muertas.
2. Leucocitos: Polimorfonucleares neutrófilos, linfocitos y monocitos (5% del total de las células blancas del Fluido Crevicular.
3. Bacterias: similares a las de la placa dental adyacente pero el número no correlaciona con la cantidad de placa supragingival presente (26).

1.4.6 REACCIONES PULPARES

Los adhesivos son materiales de amplio uso en procedimientos de odontología restauradora que han tenido una gran evolución en los últimos años, su función principal es unir la estructura dentaria previamente grabada al material restaurativo con el fin de crear una unión micromecánica y química fuerte, que a su vez sea duradera. Debido a su composición y a las complejas reacciones químicas que originan el fenómeno adhesivo, éstas tienen influencia en el comportamiento biológico del sustrato. El grado de respuesta celular a la exposición de agentes adhesivos varía de leves a severas dependiendo de muchos factores como: la composición química del adhesivo, tipo de test utilizado, línea celular expuesta al material, presencia de bacterias en la interfase diente-restauración y en especial el espesor de tejido remanente, pues la dentina es una barrera natural eficaz que evita el paso de agentes nocivos hacia el tejido pulpar (3-25).

La unión a esmalte previamente grabado es uno de los procedimientos más usados, y cuenta con una alta tasa de éxito en la odontología restauradora. Este tratamiento de superficie remueve selectivamente los cristales de hidroxiapatita, transforma el área lisa de esmalte en irregular y duplica la energía superficial. Dicho fenómeno, permite la difusión de monómeros hidrofílicos de una resina de baja viscosidad, la cual por capilaridad, se ve atraída hacia las microporosidades,

la penetración de resina dentro de los poros micrométricos, crea una traba micromecánica con altos valores de retención (27).

En contraste con la adhesión a esmalte, la de la dentina es un proceso más complejo y dinámico, debido principalmente a las características heterogéneas de este tejido, como: Su baja energía libre, la presencia de los túbulos dentinales y el barrillo dentinario producto de la preparación cavitaria. Así, al disminuir la permeabilidad en aproximadamente un 86%, se impide el contacto íntimo entre el adhesivo y el sustrato. La unión a dentina resulta de la formación de la denominada “capa híbrida”, la cual consta de monómeros polimerizados dentro de un enmallado colágeno de la dentina, formando así una traba micromecánica. Esta adhesión representa un gran desafío, no sólo por ser un tejido orgánico húmedo, sino también por la presencia de los procesos odontoblásticos que se comunican con la pulpa, produciendo movimiento de fluidos entre la cámara pulpar y la superficie externa (3-27).

Hasta el momento, el mecanismo de adhesión entre la dentina y el material restaurador, no se ha aclarado completamente. Pero, esta unión se puede dar mediante los siguientes mecanismos: el grabado ácido, la unión química a los componentes orgánico e inorgánico de la dentina y los fenómenos de precipitación de superficie (1-3).

Cualquier sustancia aplicada a los túbulos recién cortados produce algún tipo de reacción; si la lesión es leve, se produce un aumento de la permeabilidad tubular, si por el contrario, la lesión es más severa, puede producir vacuolización y atrofia de la capa odontoblástica. Los efectos pueden extenderse a la capa subodontoblástica y pueden generar: migración de células de defensa, cambios en la sustancia fundamental, trombosis y hemorragias. Por esto, es indispensable el uso de materiales biológicamente apropiados. El grado de respuesta pulpar a los procedimientos restaurativos depende principalmente de dos factores: la preparación cavitaria y los materiales de obturación empleados (3).

Es importante recalcar que las reacciones observadas en el tejido pulpar a causa de los agentes adhesivos son atribuidas a varias causas: permeabilidad dental;

grosor de dentina remanente; técnica de grabado ácido y efectos del mismo; aplicación o no de bases intermedias, infección residual, rupturas por contracción; y raramente, debido a efectos tóxicos del material. Si las resinas adhesivas son manipuladas y aplicadas de forma apropiada, se espera que sean bien toleradas por el tejido pulpar. Se considera que las reacciones pulpares se deben fundamentalmente, al efecto de bacterias en la interface diente-restauración (3).

Las respuestas de la pulpa a éstos materiales incluyen: una marcada contracción celular, pérdida de microtúbulos y microfilamentos, alterando la motilidad y produciendo alteraciones morfológicas, así como también un aumento del espacio intercelular al exponer células pulpares a resinas cementantes. Otro aspecto importante que determina el grado de citotoxicidad de un agente adhesivo, es el tipo de solvente utilizado, aunque se sabe que los solventes a base de etanol se comportan mejor frente a los que en su composición contengan acetona. Algunos componentes de los materiales de adhesión como el Bis-GMA (Bisfenol A Glicidil Metacrilato), los monómeros alifáticos como el dimetacrilato de uretano UDMA, el TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol) y el HEMA (hidroxietilmetacrilato), pueden producir daños celulares potenciales, induciendo la señalización del factor de necrosis tumoral o produciendo modificación de lípidos en la membrana celular (28).

Por otro lado, la literatura reporta que los monómeros a base de HEMA, constituyente básico de la mayoría de los adhesivos, por su bajo peso molecular, tiene la capacidad de difundirse hacia los túbulos dentinarios, llegar a la pulpa y causa efectos tóxicos debido a que los macrófagos no lo pueden fagocitar, esto ocasiona respuesta inflamatoria y reabsorción interna. La aplicación de adhesivos en dentina profunda desencadena reacciones desfavorables, producto de la absorción del monómero libre, como: retracción del margen gingival, reacción inflamatoria de la pulpa y muerte celular (3-27-28).

1.5. OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

- Comparar la resistencia a la fractura de las coronas completas de disilicato de litio cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina en contraste con coronas de disilicato de litio cementadas con cementos resinosos.

1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer la resistencia a la fractura de las restauraciones realizadas en disilicato de litio cementada con técnica adhesiva de grabado convencional.
- Establecer la resistencia a la fractura de restauraciones realizadas en disilicato de litio cementada con ionómero de vidrio modificado con resina.
- Identificar el tipo de falla macroscópica (chipping, línea de fractura, fractura catastrófica o total) en las coronas de disilicato de litio con las dos técnicas de cementación.

1.5.3. HIPÓTESIS NULA

No hay diferencia significativa de la resistencia a la fractura de las coronas completas individuales de disilicato de litio cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina y de la resistencia de las coronas de disilicato de litio cementadas con cementos resinosos.

1.5.4 HIPÓTESIS ALTERNA

Hay diferencia significativa de la resistencia a la fractura de las coronas completas de disilicato de litio cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina y de la resistencia de las coronas de disilicato de litio cementadas con cementos resinosos.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1. TIPO DE ESTUDIO:

Estudio experimental *in vitro*.

2.2. OBJETO DE ESTUDIO:

Resultado a la fractura

2.3. UNIDAD DE OBSERVACION:

Corona de disilicato de litio

2.4. UNIDAD DE MEDICIÓN:

Newton

2.5. CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LOS DIENTES:

- Dientes sanos
- Dientes con formas radicular y coronal completa
- De exodoncia indicada por ortodoncia y/o periodoncia

2.6. CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Premolares sanos
- Premolares con restauraciones pequeñas limitadas a esmalte
- Premolares con formas radicular y coronal completa
- De exodoncia indicada por ortodoncia y/o periodoncia

2.7. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Premolares con alteraciones de estructura en esmalte y dentina.

2.8. MUESTRA

- 20 Premolares sanos

2.9. VARIABLE DEPENDIENTE CUANTITATIVA CONTINUA

- Resistencia a la fractura

2.10. VARIABLE INDEPENDIENTE CUALITATIVA NOMINAL

- Tipo de cementos
- Tipo de fallas: Macroscópicas (chipping, línea de fractura, fractura catastrófica o total).

2.11. TABLA DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

CUADRO DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES								
RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS CORONAS DE DILICATO DE LITO SEGÚN TÉCNICA DE CEMENTACIÓN								
VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADOR	ESCALA DE MEDICIÓN	TIPO DE VARIABLE	RELACIÓN	INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN	PLAN DE ANÁLISIS
TIPOS DE CEMENTOS	<p>Cemento Dental: cualquier material utilizado para unir restauraciones indirectas a los dientes preparados. (glossary of prosthodontics term)</p> <p>Cementos duales resinosos: son polímeros a los que un material de carga son añadidos como el fluoruro, indicados para la cementación de coronas y puentes (cornelis,2012)</p> <p>Ionómero de vidrio modificados con resina: son formulaciones híbridas de componentes de resina e ionómero de vidrio que se adhieren a estructuras dentales por medio de grupos carboxilos y el calcio (cornelis, 2012)</p>	TIPOS DE CEMENTOS APLICADOS A LA CORONA PARA LA CEMENTACIÓN DE LA RESTAURACIÓN	1) DESEMENTACION DE LA RESTAURACION 2) SOLUBILIDAD DEL CEMENTO	CEMENTOS DUALES RESINOSOS CEMENTOS DE IONOMERO DE VIDRIO MODIFICADO CON RESINA	CUALITATIVA NOMINAL	INDEPENDIENTE	TABLA DE RECOLECCIÓN DE DATOS	PORCENTAJES, PORPORCIONES E INTERVALOS DE CONFIANZA AL 95%
TIPOS DE FALLAS MACROSCÓPICAS	<p>Falla: fractura de cualquier material físico debido a la carga y descarga cíclica, caracterizada por fractura por debajo de sus resistencia a la ultima fracción.</p> <p>Chipping: pérdida de una porción de la estructura del material con el cual se fabrica la restauración.</p> <p>Línea de fractura: grieta que aparece en el material de la restauración ante fuerzas de cargas y descargas.</p> <p>Fractura catastrófica o total: ruptura del material de la restauración por fatiga ante fuerzas de carga y descarga. (glossary of prosthodontics term)</p>	TIPOS DE FALLAS QUE PUEDE PRESENTAR LA RESTAURACION EN FUNCIÓN ANTES CARGAS CICLICAS Y COMPRESIVAS	CHIPING LINEA DE FRACTURA FRACTURA CATASTRÓFICA O TOTAL	CHIPING LINEA DE FRACTURA FRACTURA CATASTRÓFICA O TOTAL	CUALITATIVA NOMINAL	INDEPENDIENTE	TABLA DE RECOLECCIÓN DE DATOS	PORCENTAJES, PORPORCIONES E INTERVALOS DE CONFIANZA AL 95%
RESISTENCIA A LA FRACTURA	Es capacidad que tiene el material para oponerse a las fuerzas antes de que se produzca la falla.	capacidad de los sólidos para soportar tensiones sin alterarse.	FRACTURA DE LA RESTAURACION	NEWTON	CUANTITATIVA CONTINUA	DEPENDIENTE	TABLA DE RECOLECCIÓN DE DATOS	Medidas de dispersión o tendencia central, diferencia de medias, T student, anova.

FIG 3. CUADRO DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

2.12. PLAN DE ANÁLISIS

- Una vez recolectados los datos se procederá a realizar el análisis de los resultados, para esto se mirará cada variable por individual y se determinará:
 - a) Porcentajes, proporciones e intervalos de confianza al 95% para las variables cualitativas nominales de tipos de cementos y tipos de fallas
 - b) Medidas de dispersión o tendencia central, diferencias de medidas, T de student, promedios y análisis de varianza ANOVA.

2.13 MATERIALES Y MÉTODOS

2.13.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

La muestra total del presente estudio correspondió a 20 dientes premolares sanos, los cuales fueron recolectados, desinfectados y colocados en solución de cloramina T 0.5%. El uso de dientes humanos, fue aprobado por el comité de ética de la unidad de investigación del Instituto Universitario Colegios de Colombia **UNICOC**.

Los especímenes Se dividieron en dos grupos:

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

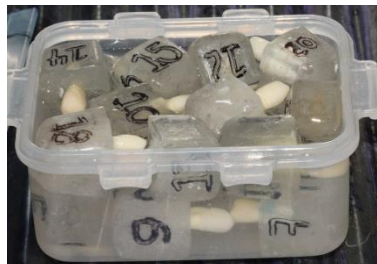
Una vez cementadas las coronas se llevaron a incubadora (hygro bath) a 37°C de temperatura con una humedad relativa del 60-70% por un periodo de 24

horas, consecutivamente fueron sumergidas en una máquina de termociclaje a 5000 ciclos para simular el envejecimiento de éstas en cavidad oral.

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

2.13.2 SECUENCIA DEL ESTUDIO

1. Según el artículo (8430 de 1993 art 11), el paciente debe firmar un consentimiento informado en el cual conste que dona el diente a la investigación y los investigadores declaran no tener conflicto de interés.
2. Se recolectaran dientes premolares sanos con indicación de extracción por razones periodontales u ortodónticas (muestra total de 20 dientes).
3. Antes del almacenamiento de los dientes, se deben lavar por completo con agua corriente para remover la sangre y tejido adherido. Los dientes se colocan inmediatamente en una solución de Cloramina T bacteriostática/bactericida al 0.5% durante un periodo de tiempo máximo de 1 semana.
4. Luego serán almacenados en agua destilada en un refrigerador a una temperatura de 4 grados centígrados a fin de minimizar el deterioro, esta solución debe cambiarse periódicamente (1 vez por semana) hasta un periodo máximo de 4 meses de reserva.



5. Se hará el montaje de la muestra en un soporte de resina de autocurado (veracryl transparente) utilizando un molde de cubeta, controlando la inclinación y la profundidad del diente previniendo la contaminación de las superficies a trabajar con el material de soporte, manteniendo las medidas de 2 cm x 2 cm, a 3 mm de la línea de terminación.
6. Para la calibración cada investigador realizara la preparación en 5 muestras, una vez realizadas la preparaciones, las muestras se entregaran al asesor científico quien será el responsable de calibrar las 15 preparaciones mediante los ítems establecidos en la literatura para el disilicato de litio, los resultados se tabularan y los datos serán entregados al asesor estadístico quien los procesara y determinara cual será el clínico a cargo de realizar todas las preparaciones del estudio. Esta calibración se realiza con el fin de evitar sesgos en la investigación



7. Las preparaciones las realizara la residente seleccionada, teniendo en cuenta los criterios de preparación dentaria para coronas en Disilicato de Litio, con líneas de terminación establecidas y fresas previamente estandarizadas, como se describe a continuación:
 - a. Profundidad de la línea de terminación para coronas en Disilicato de Litio: 1.0 mm (Chamfer).
 - b. Reducción axial: 1.5mm
 - c. Reducción oclusal: 2.0 mm
 - d. Angulo de línea de terminación Redondeados
 - e. Se realiza la preparación con fresas Jota referencia

8. Se realizará la provisionalización de las preparaciones con resina acrílica de autocurado (Alike color 62) con una matriz hecha previamente con silicona de adición en masilla (silicona de adición elite HD de Zhermack) y cementación provisional (Relyx® Temp NE).
9. Se Tomaran las impresiones definitivas con Polivinil Siloxano en presentación de masilla y liviana (silicona de adición elite HD de Zhermack) en cubeta individual personalizada para el tipo de muestra.



10. Después de la Temporalización e impresiones los dientes son llevados a una incubadora a una temperatura de 37° centígrados a una humedad del 60-70 % para simular el medio oral mientras se confeccionan las restauraciones en el laboratorio.
11. Se Elaboran los modelos de trabajo en yeso tipo IV de la casa whip mix para la elaboración de las coronas de Disilicato de litio



12. Se hará la realización de un encerado diagnóstico (cera Bredent REF 51000800) con una matriz previamente tomada al diente completo y de igual dimensión a la de los provisionales elaborándoles una meseta a la cúspides palatinas y linguales para el posicionamiento en la maquina instrone de 1.5 – 2mm.
13. Se hará la elaboración de las coronas en disilicato de litio prensadas (ips E.max- press) según indicaciones de la casa comercial en el laboratorio de un técnico experto en este material y técnica.



- los objetos encerados son colocados lateralmente en la base del anillo de inyección, sellar la abertura del encerado con un poco de cera de modelado de tal manera que no se produzca un “ensanchamiento” de la zona. Se debe prestar atención a los márgenes de la restauración, para no dañarlos.
- Preparación para el revestimiento El IPS Multi Investment Ring Base 200 g puede ser usado para revestimiento, Sellar las aberturas no utilizadas en la base del cilindro del revestimiento con abundante cera. Si se usa poca cera pueden aparecer grietas cuando se retire el cilindro del material del revestimiento.
- La puesta en revestimiento se lleva a cabo con IPS PressVEST (convencional) o IPS PressVest Speed, para ello se utiliza IPS Silicone Rings con la

correspondiente guía IPS Ring Gauge 200 g, junto con el IPS Multi Investment Ring Base 200 g

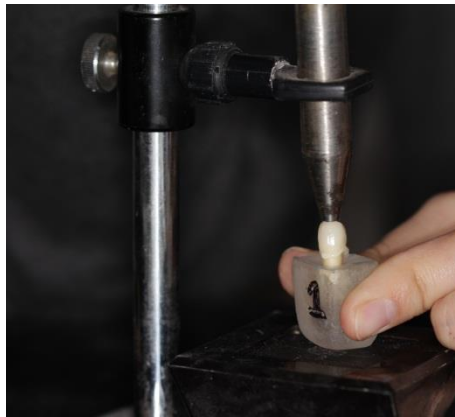
- Una vez transcurrido el tiempo de fraguado estipulado del correspondiente revestimiento (IPS PressVEST min. 60 min., máx. 24 h o IPS PressVEST Speed mín. 60 min., máx 45 min.), el cilindro para el precalentamiento se prepara; Colocar el cilindro del revestimiento en el horno de precalentamiento con el canal de inyección hacia abajo – Encender el horno de inyección con la suficiente antelación para que el auto-test y la fase de precalentamiento hayan acabado en el momento de realizar la inyección.
- Antes de que finalice el ciclo de precalentamiento del cilindro de revestimiento, es necesario realizar los siguientes pasos preparativos para la inyección:
 - Preparar un IPS Multi One-Way Plunger frío, un IPS Alox Plunger frío y una pastilla IPS e.max Press fría en el color deseado (mirar IPS e.max Shade Selection Wheel).
 - Encender el horno de inyección (por ejemplo: EP 5010) con la suficiente antelación para que el auto-test y la fase de calentamiento estén completadas.
 - Seleccionar el programa de inyección para IPS e.max Press Multi.
 - Extraer el cilindro de revestimiento del horno de precalentamiento, inmediatamente después de que haya finalizado el ciclo de precalentamiento y proceder como sigue: Este procedimiento debe ser de aprox. 30 segundos para que el cilindro no se enfríe demasiado.
 - Introducir la pastilla IPS e.max Press Multi fría en el cilindro de revestimiento caliente con la cara impresa hacia arriba. La cara impresa hacia arriba para poder revisar el color de la pastilla. Después colocar el IPS Multi One-Way Plunger frío y finalmente el IPS Alox Plunger en el cilindro de revestimiento.
 - Colocar el cilindro de revestimiento completo en el centro del horno de inyección caliente.
 - Pulsar la tecla START para que se inicie el programa IPS e.max Press Multi elegido.

- Después de la finalización del ciclo de inyección (señal óptica y/o acústica) proceder como sigue:
 - Retirar el cilindro de revestimiento del horno de inyección utilizando las pinzas de cilindro inmediatamente después de la inyección
 - Colocar el cilindro de revestimiento en una rejilla de enfriamiento para enfriar en un lugar protegido de corrientes de aire
 - No acelerar el enfriamiento por ej. soplando con aire comprimido.
- Tras el enfriamiento a temperatura ambiente (aproximadamente 60 minutos), el cilindro de revestimiento puede presentar fisuras, que se forman durante el enfriamiento (justo alrededor del IPS Alox Plunger).
- La eliminación fina del revestimiento, se realiza con perlas de pulido a 2 bares (29 psi) de presión.
- Piezas IPS e.max Press completamente sin revestimiento.



14. Para la cementación de las coronas la superficie del diente se limpia con una mezcla de agua y piedra pómez en una consistencia de pasta, posteriormente se lava con abundante agua y se secan con gasas o papel absorbente dejándolo levemente húmedo

15. Se hará el protocolo de cementación con cemento resinoso **RelyX™ Ultimate Clicker™ de 3M** (fig. 4) e ionómero de vidrio modificado con resina **GC Fuji Plus** (fig. 4a), estandarizado por un calibrador a una libra de presión sobre la superficie de la corona para unificar el grosor de capa del cemento.



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



17. Se harán las pruebas de termociclaje (5000 ciclos en agua a 5°/55°C, reflejando el envejecimiento), comenzando después de 20 a 24 horas de almacenamiento en agua a 37 grados centígrados, la exposición a cada baño se realizara de 20 segundos y el tiempo de transferencia entre los baños se

realizara entre 5 y 10 segundos. Dichas pruebas se realizaran en las instalaciones de la universidad Nacional de Colombia.



18. Después del proceso de envejecimiento realizado previamente por el termociclado se llevan las muestras a la máquina de test universal instron, sometiéndose a cargas tangenciales hasta llegar al punto de fatiga o fractura del material.



19. Se hará la tabulación y el análisis de datos obtenidos de las pruebas que se le realizaron a las muestras.

3. RESULTADOS

Después del proceso de laboratorio los datos obtenidos fueron tabulados para el análisis estadístico como se observa en la figura 5.

Nro. Diente	Cemento	Tipo Fractura	Resistencia (N)	Cemento resinoso	Ionómero modificado	Tipo de Falla o Fractura
1	CEMENTO RESINOSO DUAL	fractura tipo chipping de corona	705	1	0	Otro tipo
2		fractura de corona catastrófica y fractura de muñón	1112	1	0	Fractura de corona
3		fractura radicular a nivel cervical	565	1	0	Fractura radicular
4		fractura radicular a nivel cervical	1165	1	0	Fractura radicular
5		fractura radicular a nivel cervical	942	1	0	Fractura radicular
6		fractura radicular a nivel cervical	926	1	0	Fractura radicular
7		fractura radicular a nivel de tercio medio	441	1	0	Fractura radicular
8		fractura de acrílico de soporte	1077	1	0	Otro tipo
9		fractura tipo chipping de corona	1154	1	0	Otro tipo
10		fractura radicular a nivel de tercio medio	847	1	0	Fractura radicular
11	IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO	fractura radicular a nivel de tercio medio	937	0	1	Fractura radicular
12		fractura de corona catastrófica	711	0	1	Fractura de corona
13		fractura radicular a nivel de tercio medio	410	0	1	Fractura radicular
14		fractura de corona en disilicato (catastrófica), fr. muñón y raíz a nivel cervical	1128	0	1	Fractura de corona
15		fractura radicular a nivel de tercio medio	505	0	1	Fractura radicular
16		fractura radicular a nivel cervical	565	0	1	Fractura radicular
17		fractura radicular a nivel de tercio medio	725	0	1	Fractura radicular
18		fractura radicular a nivel cervical	581	0	1	Fractura radicular
19		fractura radicular a nivel de tercio medio	452	0	1	Fractura radicular
20		fractura radicular a nivel de tercio medio	402	0	1	Fractura radicular

Fig. 5 TABLA DE TABULACIÓN DE DATOS

Para el análisis de los datos se realizó una prueba de hipótesis estadística desde un contexto inferencial, estableciéndose las siguientes interrogantes:

- a)** ¿Existe una diferencia significativa en la Resistencias Promedio (N), entre los dos tipos de cemento? (Procesamiento estadístico realizado en Statgraphics XV).

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

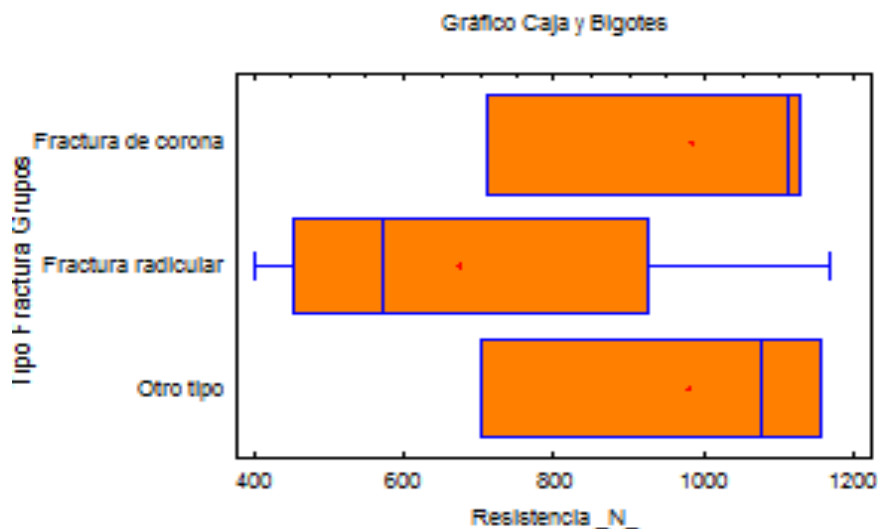
Tabla N°1. Comparación de resultados de agentes cementantes.

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

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

b) Comparar la Resistencia Promedio contra los tipos de fractura (teniendo una agrupación clara de esta condición, y que no se presente excesivas categorías para el tipo de fractura), de ser así entonces se requerirá un Análisis de Varianza (ANOVA) a un solo factor además de las comparaciones múltiples.

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



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

c) ¿Las variables Cemento y tipo de fractura están relacionadas? Prueba de independencia (chi- cuadro).

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

4. DISCUSIÓN

Las restauraciones totalmente cerámicas como aquellas realizadas en Disilicato de litio del sistema IPS E-max Press de la casa comercial Ivoclar Vivadent, se caracterizan por altas propiedades estéticas, alta integración con los tejidos gingivales y mayor biocompatibilidad; sin embargo el material cerámico es frágil, por lo que puede ser quebradizo a pesar de su elevada resistencia tiende a la fractura especialmente si se somete a fuerzas de tensión, sin embargo los estudio Kern y toksavul reflejan mayor prevalencia de fracturas catastróficas en la zona posterior y recomienda de manera segura su uso en la zona anterior y en zona de premolares (29-30)

Según el artículo Reich y col 2012, donde comparan las tasas de supervivencia para el Disilicato de Litio prensado, CAD-CAM, sistema metal cerámica y prodera, encontrando tasas de supervivencia del 95% - 100% a 5 años para el Disilicato de Litio, utilizando preparaciones equivalentes a las de nuestro estudio, preparación en hombro o Chamfer redondeado de 1.0 mm en la línea de terminación, reducción oclusal de 2mm y axial de 1.5 mm y cemento Resinoso Dual (29- 30-31-32-33).

En la cavidad oral se presentan diferentes tipos de fuerzas, como las que se dan en las cargas tangenciales las cuales son las más nocivas en boca, que ocurren ante movimientos excursivos o parafuncionales como el bruxismo o interferencias dentarias en los desplazamientos laterales de la mandíbula. La fuerza masticatoria normal varía en rangos entre 597 N y 847 N para las mujeres y hombres jóvenes, respectivamente, según Waltimo and Kononen (34-35).

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

En contraste con el estudio *In vitro* realizado por schultheis donde se realizaron cargas compresivas, tuvo en cuenta la variabilidad de fuerza de mordida entre diferentes individuos, que comprenden rangos entre 100 y 120N, durante la fuerza de masticación normal siendo el máximo rango de 200- 300N

El estudio pretende evaluar la resistencia a la fractura de las restauraciones realizadas en disilicato de litio, observando las características de adhesión de la cerámica de disilicato

de litio, teniendo en cuenta dos tipos de cementos con diferentes protocolos de cementación para reflejar el rendimiento clínico de la restauración.

Para que un cemento sea adecuado debe cumplir con ciertas características dentro de las cuales están excelentes propiedades mecánicas para resistir fuerzas funcionales durante la vida útil de la restauración. Además, se debe adherir a la dentina subyacente y resistir la degradación en un ambiente cálido y húmedo como lo es la cavidad oral 36. A su vez, debe soportar cargas masticatorias y tensiones parafuncionales durante muchos años. También deben mantener su integridad durante la transferencia de tensiones de las coronas individuales o prótesis fijas, a la estructura del diente (37).

También, es importante asegurar una fuerza de unión óptima entre las diferentes interfaces como: la unión dentina-agente cementante y la de cerámica-agente cementante, debido a que estas dos interfaces determinan la resistencia de la unión total o final de la restauración (38).

Teniendo en cuenta la expansión lineal propia del cemento de ionómero de vidrio modificado con resina la cual varía de 0,4% a 3,1% después del almacenamiento en una solución salina al 0,9% a 37 ° C durante 6 meses; estos cementos además exhiben alta expansión higroscópica y pueden causar la fractura de las coronas de cerámica. Los cementos de resina, por otro lado, presentan expansión higroscópica mínima (0,2%) y se cree que son más adecuados para la fijación de coronas de cerámica, aunque no proporcionan el potencial para la liberación sostenida de iones de flúor (39).

Después de colocar una restauración, las bacterias que se quedan pueden causar caries secundaria en virtud de la restauración y producir daño en el diente. El gluconato de clorhexidina se usa ampliamente como un agente antimicrobiano para la desinfección antes de la cementación de una restauración. El gluconato de clorhexidina, que se une a los aminoácidos en la dentina y es capaz de eliminar las bacterias durante varias horas, hace que sea un agente antimicrobiano eficaz. En un estudio realizado por Zortuk, obtuvo resultados que fueron consistentes con los de estudios anteriores de Castro quien mostró que la aplicación gluconato de clorhexidina antes de grabado ácido no tuvo efectos adversos en ambas interfaces agente cementante-cerámica y agente cementante-dentina. (38).

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

En estudios realizados *in vitro* sobre la interfaz cerámica – agente cementante, realizados por Matsumura y col, 2001; Kim y col 2005, han demostrado que una unión segura podría lograrse con el grabado ácido en la superficie cerámica y la aplicación de un agente de acoplamiento como el silano. En las interfaces de dentina-agente cementante, se ha demostrado que la unión fiable podría lograrse mediante el tratamiento de superficie de la dentina, como se realizó en el protocolo de cementación de las coronas de Disilicato en el presente estudio, además de realizar el procedimiento de grabado ácido que elimina la capa de Smear layer y disminuye los iones de calcio y fosfato desde la superficie de la dentina, lo que permite la formación de una capa híbrida, en la cual los monómeros de resina penetran en los túbulos, formando tags de resina (31-38)

Debido a que por la misma demanda estética del disilicato de litio, muchas veces el sitio de localización en el sector anterior requiere líneas de terminación a nivel subgingival, sitio donde se cuestiona la cementación adhesiva, por la presencia de fluido crevicular y otras complicaciones clínicas como la sensibilidad dental. Para solventar tal situación un opción reportada en la literatura es la cementación con ionómero de vidrio, según el artículo de Makarouna y col 2011, donde evalúan el comportamiento clínico de las prótesis fija en disilicato de litio a 6 años, cuya muestra total correspondía a 20 dientes, de los cuales 8 eran premolares, utilizando una técnica de fabricación prensada y emplean como agente cementante el cemento vivaglass cem de (Ivoclar vivadent), con periodos de observación en intervalo de dos semanas, 3 meses y 6 meses, encontrando una supervivencia del $62.7\% \pm 12.1\%$ a 6 años, en el mismo estudio reportan mayores tasas de supervivencia para las coronas prensada monolíticas (40-41).

Así mismo en el estudio de wolfart y col 2009 menciona que dicha modificación de la técnica, empleando ionómero de vidrio es sugerida exclusivamente cuando la línea de terminación se encuentra a nivel paramarginal o ligeramente subgingival (42).

En cuanto a los cementos el Ionómero de vidrio modificado con resina; con el fin de mejorar las propiedades mecánicas de IV convencional, se introdujo monómeros hidrófilos y polímeros como el HEMA. En estudio de Yli-Urpo, Xie, Ana, mostró que CIV-MR tienen generalmente mucho más alta resistencia a la flexión en comparación con el IV convencional (aproximadamente, 71 MPa vs. 11 MPa) (43).

Además de presentar buena capacidad de sellado a lo largo del pared de la cavidad, así como la reducción de la citotoxicidad. Aranha y col menciona que este tipo de cemento proporciona una reducción mínima del metabolismo celular (43).

Según lo descrito por Rosentiel y col; dentro de las propiedades más relevantes de los cementos resinosos se encuentran: baja viscosidad, fácil manipulación, insolubilidad en fluidos orales y alta resistencia compresiva, sin embargo; pueden presentar inhibición del fraguado por oxígeno o provocar irritación pulpar (35).

Las tasas de éxito de las restauraciones cerámicas están asociadas a la adecuada aplicación del protocolo de cementación, realizando de manera meticulosa el grabado con ácido fluorhídrico al 9% por 10 segundos o al 5 % por 20 segundos y la aplicación del silano por 1 minuto sobre la superficie de la cerámica para mejorar la unión entre el cemento resinoso y la cerámica vítrea, este tratamiento es crucial para la adhesión de la cerámica de disilicato de litio según concluyen Nagai y col, debido a que la literatura demuestra una mayor resistencia de unión²¹. Sin embargo también se ha encontrado bibliografía que muestra una reducción de esa unión tras el termociclado para aquellas restauraciones en las que se omite el paso de silanización (32)

Un estudio realizado por Panah y col., mostró que la fuerza de unión entre el disilicato de litio y resina compuesta mejoró de 4,10 MPa a 14,58 MPa cuando se aplicó silano. Además, la resistencia de la unión mejoró de 14.04 a 24.70 MPa cuando se aplicó después de ser grabado con HF previamente. Este estudio confirma además que disilicato de litio debe ser sometido tanto al grabado como a la silanización antes de la unión con el cemento (44).

Así mismo, el nivel de la fractura radicular depende de muchas circunstancias una de ellas es la diversidad morfológica en los premolares ya que poseen diferentes diámetros, longitudes y número de raíces. Alker 1987 reporta la incidencia de aparición de dos raíces en primeros premolares superiores, Pelisser 2010 evaluó los aspectos anatómicos de premolares superiores con tres raíces, Bolhari en 2013 descubrió variaciones anatómicas en el segundo premolar, Rahimi observó la aparición de surcos meso linguales en la superficie externa de la raíz en segundos premolares, lo que conlleva a la aparición de fracturas a diferente nivel, encontrándose la ubicación de la fractura en la superficie radicular de menor resistencia (45).

Cuando el diente es estructuralmente débil en la zona cervical, el riesgo de fractura aumenta considerablemente. La parte cervical del diente se somete a compresión significativa, a tracción, y fuerzas de torsión durante la función normal y el bruxismo.³²

En el presente estudio de las 20 muestras, 14 presentaron fractura radicular a diferentes niveles en un rango de 400 a 900N aproximadamente, probablemente por la configuración radicular de cada diente (8 para el ionómero de vidrio modificado con resina y 6 para los cementos resinosos); seguido de la fractura catastrófica o chipping de la restauración.²⁴, según los estudios realizados por Valenti y Col 2009, Seydler y Col 2013 respectivamente sugieren que la falla que se presenta en mayor frecuencia a nivel posterior es el chipping de la restauración, concluyendo que se asocia a factores oclusales probablemente causados por errores del operador al ajustar la oclusión ante movimiento excursivos, acorde con el estudio de Guess se encuentran fallas con promedios de 1000- 1200 N, ligeramente mayor que en nuestro estudio. (32, 41, 46)

En contraste con lo reportado por Eatman y Colen el 2010, quienes sugieren en su artículo de evaluación clínica de dos sistemas cerámicos (Ips E-max Press - Procera) la falla para el Disilicato de litio podría comenzar con un crack que se iría propagando hasta producir la fractura, lo que podría ser explicado como un progreso lento de la propagación del crack³³

Para concluir, en comparación con los estudios realizados tanto *In vivo* como *In vitro* entre los cementos resinosos y el ionómero de vidrio modificado con resina, en el presente estudio se encontró en promedio una mayor resistencia para los cementos resinosos lo que concuerda con los datos obtenidos por Esquivel y Col en 2004, quien sugiere que esto podría ser a causa de que el IVMR presenta un fallo de la unión adhesiva, específicamente en la interface cemento - cerámica, lo que lleva a la fractura o pérdida de la prótesis. Además, indica que el ambiente ácido corrosivo creado por los cementos ácido-base como: el fosfato de zinc, policarboxilato de zinc, e ionómeros de vidrio modificados con resina se propagan defectos preexistentes en la porcelana, dando lugar a mayores tasas de fracaso en las prótesis cerámicas (47).

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

5. CONCLUSIONES

En conclusión, a partir de los datos podemos inferir que, el promedio de la resistencia con Cemento Resinoso Dual es mayor que el promedio de la resistencia con Ionómero de Vidrio Modificado.

Se puede concluir que no hay diferencias significativas para las medias de los tipos de fracturas. Luego, basándose en los datos, el tipo de fractura no es una variable significativa para la resistencia.

El Tipo Fractura para un caso en particular, pudiera no tener relación con su valor en Cemento

En cuestión de protocolo de cementación, se considera útil seguir las indicaciones del fabricante del Disilicato de litio

RECOMENDACIONES

- Aumentar el número de la muestra del estudio.
- Hacer ensayos clínicos controlados aleatorizados.
- Hacer pruebas con cementos autograbadores autoimprimidores ya que estos salieron al mercado mucho después que las restauraciones en Disilicato de litio.

REFERENCIAS

1. Honorato M, Silva E, Souza J. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010 May-Jun; Vol. 18 (3), pp. 207-14.
2. Mustafa Z, Kerem K, Aysegul G,. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dental materials journal* 2010; 29(4): 418–424.
3. Guzmán H.2013 Biomateriales odontológicos de uso clínico. quinta edición: 478.
4. Anusavice. McGraw- Hill interamericana. 2004.ciencia de los materiales dentales de Phillips,; undécima edición.
5. Kelly JR, Nishimura I, Campell SD. Ceramics in Dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75:18-32.
6. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent* 1991; 16:149-50.
7. Schulteis. Monolithic and bi-layer CAD-CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparasion of fracture loads and Failure modes after fatigue.*clinc oral invest* 2013; 17:1407-1413.
8. Solá. Survival Rates of a Lithium Disilicate–Based Core Ceramicfor Three-Unit Esthetic Fixed Partial Dentures:A 10-Year Prospective Study. *Int J Prosthodont* 2013;26:175
9. Kelly JR, Nishimura I, Campell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
- 10.Reich.S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside-computer-aided designed/computer-assisted manufacturing-generated posterior Lithium Disilicate crowns.*J.prosthodont* 2010;23:214-126.

11. Sailer J, Gottnerb J. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J prosthodont* 2009; 22:553–560.
12. Rosentritt M, Maidouch R. Fracture resistance of zirconia with adhesive bonding versus conventional cementation. *Int J prosthodont* 2011; 24: 168-171.
13. Gomes J, Heneostroza G. Adhesión en prostodoncia fija: cementación adhesiva. Ed Ripano. 2010. Capítulo 12, 2ª ed.
14. Karsten K, Ineke B. Long-term bond of glass ceramic and resin cement: Evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative etching agent for lithium disilicate ceramics, *J Adhes dent*, 2013-03-18.
15. Stawarczyk B, Ozcan M. The fracture load and failure types of veneered anterior zirconia crowns: An analysis of normal and weibull distribution of complete and censored data. *Dent mater* 2012; 28: 478-487.
16. Bodo S. *In vitro* fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Invest* (2014) 18:1165–1171
17. Fabbri G. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: Retrospective study with a mean follow-up of 3 años a maximum observational period of 6 years. *Int J periodontics restorative Dent*. 2014;34:165-177.
18. Gert M. Clinical results of lithium disilicate crowns after up 9 years of service. *Clin oral invest*. 2013.17;275-284.
19. Hill E., Lott J., A clinically focused discussion of luting materials, *Australian Dental Journal* 2011; 56(1), pp 67-76
20. Yu H, Zheng M, Chen R, Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health And Dental Management*, 2014,13(1): 54-59.
21. Duarte Jr S, Sartori N, Sadan A, Jin-Ho P. Adhesive Resin Cements for Bonding Esthetic Restorations: A Review. *Quintessence of Dental*, 2015; 3440-66.

22. Stawarczyk b. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dental materials journal*, 2013; 32(6): 888–895.
23. Pameijer .C.A. A Review of Lutting Agents. *International Journal of Dentistry*.2012.1-7.
24. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt J. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of Oral*, 2014; 56(1): 1-9.
25. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. D, K.L. V. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 2011; 27(1): 17-28.
26. Latta M, Barkmeier W. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dental Clinics Of North America*, 1998; 42(4): 567-577.
27. Ozer F, Blatz M. Self-Etch and Etch-and-Rinse Adhesive Systems in Clinical Dentistry. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, 2013; 34(1): 12-22.
28. Porto IC, Andrade AK, Guênes GM, Ribeiro AI, Braz R, Castro CM, *In vitro* potential cytotoxicity of an adhesive system to alveolar macrophages. *Braz. Dent. J.* 2009; 20:195-200.
29. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. (cover story). *Journal Of The American Dental Association (JADA)* 2012; 143(3): 234-240
30. Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *International Journal Of Prosthodontics*; 20(2): 168-172.
31. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations* 2013; 17(7): 1765-1772
32. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence International*. 2009; 40(7): 573-579.
33. Etman M, Woolford M. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2010; 10380-90.

34. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations*. 2013, Jan 1, 17(1): 275-28
35. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scandinavian Journal Of Dental Research*, 1993; 101(3): 171-175
36. Al-Wahadni A, Hussey D, Grey N, Hatamleh M. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an *In vitro* study. *The Journal Of Contemporary Dental Practice* 2009; 10(2): 51-58.
37. Li Z, White S. Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 1999, 81(5): 597-609.
38. M Zortuk M, Kilic K, Gurbulak A, Kesim B, Uctasli S. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dental Materials Journal*, 2010 ; 29(4): 418-424
39. Esquivel-Upshaw J, Anusavice K, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2004, July; 17(4): 469-475.
40. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening K. Six-Year Clinical Performance of Lithium Disilicate Fixed Partial Dentures. *International Journal Of Prosthodontics*, 2011,; 24(3): 204-206
41. Seydler B, Rues S, Müller D, Schmitter M. *In vitro* fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clinical Oral Investigations* [serial on the Internet]. (2014, May), [cited July 10, 2016]; 18(4): 1165-1171.
42. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years

results. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* (2009; 25(9): e63-e71

43. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Research Journal*, 2013; 10(4): 411-420

44. Kalavacharla V, Lawson N, Ramp L, Burgess J. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Operative Dentistry* 2015; 40(4): 372-378.

45. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 110 lithium disilicate crowns with feather-edge marginal preparation. *International Journal Of Esthetic Dentistry*. 2015, 10(2): 246-257

46. Guess P, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub J. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* [serial on the Internet]. (2008, Nov), [cited July 10, 2016]; 24(11): 1556-1567

47. Esquivel-Upshaw J, Anusavice K, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2004, July; 17(4): 469-475.