

**MICROFILTRACION EN INCRUSTACIONES INLAY EN DISILICATO DE LITIO
TECNICA INYECTADA CON DOS TIPOS DE CEMENTOS RESINOSOS**

AUTORES:

**ANGELA BARBOSA GOMEZ
CAROLINA ESPINOSA RODRIGUEZ
YURANI ORTIZ VANEGAS**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA – UNICOC
POSGRADO PROSTODONCIA
BOGOTÁ D.C.**

2015.

**MICROFILTRACION EN INCRUSTACIONES INLAY EN DISILICATO DE LITIO
TECNICA INYECTADA CON DOS TIPOS DE CEMENTOS RESINOSOS**

AUTORES:

ANGELA BARBOSA GOMEZ

CAROLINA ESPINOSA RODRIGUEZ

YURANI ORTIZ VANEGAS

Asesor Científico

DRA. MÓNICA ALEXANDRA CUÉLLAR MONTES

Asesor Metodológico

DRA. DIANA PARRA GALVIS

Asesor Estadístico

DR. JAIME CUBIDES

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC

POSGRADO PROSTODONCIA

BOGOTÁ D.C.

2015

El trabajo de grado “**MICROFILTRACION EN INCRUSTACIONES INLAY EN DISILICATO DE LITIO TECNICA INYECTADA CON DOS TIPOS DE CEMENTOS RESINOSOS** “, fue elaborado por **Ángela Barbosa Gómez** , **Carolina Espinosa Rodríguez** , **Yurani Ortiz Vanegas** y a sido aprobado como requisito para optar el título de Especialista en Prostodoncia.

Dra. Mónica Alexandra Cuellar M.

Dra. Diana Parra Galvis

Dra. Sandra Aguilera

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“MICROFILTRACION EN INCRUSTACIONES INLAY EN DISILICATO DE LITIO TECNICA INYECTADA CON DOS TIPOS DE CEMENTOS RESINOSOS”** Autores: Los Dres. Ángela Barbosa Gómez , Carolina Espinosa Rodríguez , Yurani Ortiz Vanegas. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

Dra. Mónica Alexandra Cuellar

Dra. Ángela Barbosa Gómez

Dra. Carolina Espinosa Rodríguez

Dra. Yurani Ortiz Vanegas

Dra. Diana Parra Galvis

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo: Ángela Barbosa Gómez , Carolina Espinosa Rodríguez , Yurani Ortiz Vanegas. Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **“MICROFILTRACION EN INCRUSTACIONES INLAY EN DISILICATO DE LITIO TECNICA INYECTADA CON DOS TIPOS DE CEMENTOS RESINOSOS”**. Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prosthodontia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

Dra. Ángela Barbosa Gómez

cc. 1020732441

Dra. Carolina Espinosa Rodríguez

c.c. 1070004757

Dra. Yurani Ortiz Vanegas

cc. 53.122747

Bogotá, Noviembre de 2015

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“MICROFILTRACION EN INCRUSTACIONES INLAY EN DISILICATO DE LITIO TECNICA INYECTADA CON DOS TIPOS DE CEMENTOS RESINOSOS”**. presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar a el título de Especialista en Prosthodontia; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

Dra. Ángela Barbosa Gómez

cc. 1020732441

Dra. Carolina Espinosa Rodríguez

c.c. 1070004757

Dra. Yurani Ortiz Vanegas

cc. 53.122747

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “MICROFILTRACION EN INCRUSTACIONES INLAY EN DISILICATO DE LITIO TECNICA INYECTADA CON DOS TIPOS DE CEMENTOS RESINOSOS”.

AUTORES: Ángela Barbosa Gómez , Carolina Espinosa Rodríguez, Yurani Ortiz Vanegas

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Mónica Cuellar Montes

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Diana Parra Galvis.

MATERIAL ANEXO: 2 CD´s, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TITULO OBTENIDO: Especialista en Prostodoncia

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Microfiltracion, Inlay, Cemento de grabado total, Cemento Autoadhesivo

CONTENIDO

	Página
1 ASPECTO TEORICO CIENTÍFICO_____	13
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA_____	13
1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION_____	14
1.3 JUSTIFICACIÓN_____	14
1.4 IMPACTO_____	16
2. MARCO TEÓRICO_____	16
2.1. Historia de las cerámicas ._____	16
2.1.2 Generalidades_____	16
2.1.3 Clasificación de las cerámicas _____	19
2.1.3.1 Feldespáticas _____	21
2.1.3.2 Alúmina_____	22
2.1.3.3 Zirconio_____	23
2.1.3.4. Empress_____	25
2.1.3.5 Disilicato de litio _____	26

2.1.3.5.1 Tratamiento de superficie	35
2.2. Métodos de fabricación	38
2.2.1 Polvo convencional	38
2.2.2 Prensados o inyectados	34
2.2.3 Maquinado cad cam	41
2.3 Incrustaciones	42
2.3.1 incrustaciones onlay	44
2.3.2 incrustaciones inlay	42
2.3.2.1 Preparación para incrustaciones inlay	43
2.4. Adhesión	45
2.4.1 Adhesivos	49
2.5 Cementos de uso odontológico	55
2.5.1 Clasificación	56
2.5.2 Cementos de resina	57
2.5.2.1 Cementos de grabado total	63
2.5.2.2 Cementos autograbado	64

2.5.2.3 cementos autoadhesivos	64
2.6.3 Protocolo de cementación	67
2.7 Adaptacion marginal	70
2.8 Microfiltración	75
2.8.1.Medicion de microfiltración	75
2.8.2.Factores que causan la microfiltración	77
2.8.3 Reduccion de la microfiltración	83
2.9 Termociclado	85
2.10 Criopreservacion de dientes para estudio	89
3. Objetivos	91
3.1 Objetivo general	91
3.2 Objetivos específicos	91
4. Aspectos metodológicos	91
4.1 Tipo de estudio	92
4.2 Objeto de estudio	92
4.3 Material objeto de estudio	92

4.4 Unidad de análisis	92
4.5 Unidad de observación	92
4.6 Muestra	92
4.7 Criterios de inclusion	92
4.8 Criterios de exclusion	92
4.9 Aspectos éticos	92
5. PROCEDIMIENTO	93
6. RESULTADOS	118
7. DISCUSION.	122
8. CONCLUSIONES	125
9. RECOMENDACIONES	125
10. REFERENCIAS	125

INTRODUCCIÓN

La utilización de materiales estéticos ha tenido un gran auge en la odontología moderna, debido al interés de obtener una estética dental. Esto ha ocasionado un avance y optimización de los procedimientos restauradores en el desarrollo de nuevos materiales.

Los materiales cerámicos, han venido mejorando de forma rápida tanto en los requisitos estéticos, dando gran naturalidad en los aspectos de translucidez y transmisión de luz, como en sus propiedades mecánicas, donde modificaciones en su composición son constantemente ejecutadas. Hoy están disponibles en el mercado varios sistemas totalmente cerámicos debido a la facilidad de imitar las propiedades ópticas de los dientes naturales, indicados para coronas anteriores y posteriores, prótesis parciales fijas, inlays y onlays, un ejemplo de esta cerámica es la Disilicato de Litio que combina excelentes propiedades de resistencia y traslucidez dando como resultado restauraciones altamente estéticas y funcionales.

El Disilicato de Litio se puede procesar tanto en técnica maquinada o inyectada. El sistema de inyectado consiste en el uso de la técnica de cera perdida, donde la cerámica en forma de pastilla, se calienta hasta obtener plasticidad, para ser prensada en el interior del molde de revestimiento especial aglutinado por fosfatos. (1,2)

Teniendo como ventaja los avances de la industria, y partiendo del hecho que los materiales dentales cada día mejoran sus propiedades ópticas como físicas, es indispensable saber elegir bien el agente cementante para cada situación clínica, esta elección dependerá del tipo de restauración, material restaurador y técnica de elaboración. Adicional a esto es un procedimiento clínico en el cual obtener un buen rendimiento dependerá del profesional, lo cual incluye seguir las indicaciones de la ficha técnica, la mezcla, y la carga del cemento. Los cementos de resina han mejorado considerablemente sus aplicaciones, en este caso tratándose de una restauración no retentiva como es la incrustación se convierte en dependientes de

la adhesión al sustrato dental. La cementación es considerada un requisito importante para el éxito y la durabilidad de las restauraciones.

Para las incrustaciones cerámicas inlay, una de las fallas más representativas de fracaso es la microfiltración, ya que la boca es un medio húmedo, sometido a varios cambios térmicos donde a nivel del cemento tenemos la mayor susceptibilidad a producir cambios dimensionales, facilitando el paso de fluidos orales al interior del diente por la interface cemento-incrustación, diente- cemento que no se encuentra selladas adecuadamente.

1. ASPECTO TEÓRICO CIENTÍFICO

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La microfiltración en incrustaciones cerámicas inlay es un factor importante a considerar para obtener una adecuada adaptación marginal, con el fin de lograr una longevidad de la restauración por medio de un adecuado diseño de la preparación, restauración y la continua integridad del agente cementante, que permita soportar las diferentes situaciones físicas, químicas, bioquímicas y mecánicas en el medio oral. Existe mucha confusión entre los clínicos con el auge actual de los diferentes materiales restauradores y agentes cementantes se deben utilizar para disminuir la microfiltración. (3,4).

La rehabilitación de piezas dentarias posteriores mediante restauraciones tipo inlay, no sólo satisfacen los requerimientos estéticos de los pacientes, sino que la mayoría de las veces permiten preparaciones dentarias más conservadoras. Las restauraciones totalmente cerámicas constituyen un modelo estético difícil de imitar por otros medios restauradores, la cerámica de disilicato de litio ofrece excelentes propiedades físicas de resistencia con espesores mínimos, su translucidez es superior lo que la convierte en un material de elección mucho más estético con una apariencia más armónica y natural, en comparación con otras cerámicas.

Al evaluar la longevidad de cualquier restauración dental, es prudente analizar los avances tecnológicos que se producen a lo largo del período de evaluación. La supervivencia de las incrustaciones inlays indirectas en cerámica están influenciadas por las propiedades físico-mecánicas de la restauración, las dimensiones de la cavidad, el ajuste interno, el agente de cementación, y la más importante por la efectividad de la adhesión en el diente / complejo de restauración indirecta. (5,6,7).

Un número de variables son impredecibles e incontrolables dentro de ellas , la calidad de la estructura del diente, la adhesión de la restauración, la carga aplicada, y la higiene bucal, la microfiltración, todos afectan la longevidad clínica. Entre las variables que el clínico puede controlar son el diseño de la preparación dental, el tipo de material restaurador seleccionado, y la técnica de unión utilizada.

La vinculación indirecta a la estructura dental es un reto desafiante, ya que el procedimiento de restauración indirecta duplica las interfaces adhesivas. Una interfaz es en el sustrato del diente y el otro en la superficie de ajuste de la restauración. Con el fin de establecer un vínculo fuerte y duradero, el tratamiento adecuado de las respectivas superficies es crucial (2)

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN:

¿Cuál de los cementos resinosos de grabado total y autoadhesivos, tienen menor microfiltración en incrustaciones cerámicas de Disilicato de Litio tipo Inlay?

1.2 JUSTIFICACIÓN

En la actualidad la odontología restauradora se caracteriza por usar materiales cada vez más estéticos, sin dejar las propiedades mecánicas del material, puesto que parte de estas depende la longevidad del tratamiento. Un factor determinante en la falla de restauraciones dentales a largo mediano o corto plazo es la

microfiltración, la cual se define como el paso de los fluidos, bacterias, moléculas, o iones y del aire entre un material restaurativo y una pared cavitaria preparada, esto puede llevar a un deterioro de los márgenes de la restauración dando como resultado caries recurrente en la interface diente-restauración, hipersensibilidad del diente restaurado y el desarrollo de patologías pulpares (38). Así mismo ésta se puede desencadenar por diferentes factores como: las dimensiones en el momento de realizar la preparación de la cavidad que va a recibir la futura restauración, la selección de fresas de preparación, el manejo de la técnica adhesiva cementante y el tipo de agente cementante, el cual debe reunir una serie de propiedades como la adhesión a la estructura dental y a los materiales restaurativos, insoluble ante fluidos orales, elevada resistencia tensional y compresiva, biocompatible con los tejidos orales entre otros. (8)

La microfiltración se evalúa generalmente por medio de estudios invitro, que arrojan parámetros confiables de rendimiento clínico, midiendo las propiedades de sellado dentinal con diferentes agentes adhesivos (9,10).

Por esta razón la presente investigación se realizara con el fin de aportar conocimientos en cuanto a que diferencia de microfiltración se puede presentar en incrustaciones de disilicato de litio inlay cementadas con dos tipos de cemento resinoso dual el primer grupo usando un agente cementante de grabado total y el segundo grupo un agente cementante autoadhesivo, y sometiéndolas a diferentes temperaturas por medio de diferentes ciclos de termociclado, procedimiento que simula las diferentes temperaturas en boca y de esta manera el profesional podrá conocer la diferencia de comportamientos y manejo de los dos agentes cementantes y que grado de microfiltración se presenta respectivamente, para seleccionar el material cementante de elección para este tipo de procedimientos restauradores, beneficiando la calidad del tratamiento, longevidad y satisfacción por parte de los pacientes.

1.3 IMPACTO

Esta investigación se realizara con el fin de aportar conocimientos en cuanto a que diferencia se puede presentar en microfiltración de incrustaciones de cerámica en disilicato de litio inlay cementada con cemento resinoso dual de grabado total y cemento resinoso dual autoadhesivo, así el profesional podrá tomar la decisión de que agente cementante utilizar con este tipo de restauración, beneficiando así la calidad del tratamiento, puesto que lo que se busca es lograr longevidad en este tratamiento con comportamientos mecánicos, biológicos y estéticos que garanticen el éxito, logrando minimizar uno de los factores que influyen en la inadecuada adaptación de los materiales restauradores a la estructura dentaria. Esta inadecuada adaptación también puede darse, por contracción del material por cambios físicos y químicos, desintegración y corrosión de algunos materiales cementantes, la deformación elástica del diente por las fuerzas masticatorias y otros factores lo cual puede aumentar el espacio entre el diente y la restauración , dando lugar a la difusión de productos bacterianos lo que se conoce como microfiltración y caries secundaria (11,9,10)

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Historia de la cerámica

El término cerámica se deriva de la palabra griega "keramos" que se define como un material inorgánico no metálico usado para la fabricación de objetos hechos en arcilla cocida.

El término porcelana se refiere a un tipo específico de cerámica utilizada hace más de 3.000 años y cuyos componentes principales son el cuarzo, la tiza y el feldespato que una vez pulverizados, mezclados y sometidos a altas temperaturas

forman un material de color blanco, con resistencia a la fractura. Utilizado actualmente para la elaboración de diferentes elementos de uso cotidiano incluyendo su uso odontológico en restauraciones dentales.(12)

La primera cerámica se atribuye a la dinastía Han en China cien años antes de Cristo; esta cerámica se utilizó para la elaboración de recipientes glaseados y de varios colores. En las siguientes seis dinastías se perfeccionó la cerámica con la adición de caolín y piedra de China y para el periodo Tang (618-906) se descubrió la cerámica translúcida.

La cerámica dental llegó a Europa en la edad media traída por los mercaderes que viajaban a Asia. En el siglo XVII, fue descubierta la fórmula por Johan Friedrich Bottger, un químico alemán en 1709. La llegada de la cerámica a América se produjo con la llegada de los españoles al continente americano, donde los ceramistas buscaban nuevos materiales para mejorar las propiedades de la cerámica y empezaron a trabajar cada vez más en buscar nuevas aplicaciones de éste a través del tiempo, gracias al cual se dio inicio a la aplicación de este material en el campo de la odontología, que condujo al advenimiento del uso de este material en múltiples condiciones clínicas, para la rehabilitación de pacientes que habían perdido sus condiciones estéticas y funcionales óptimas (11,13 14).

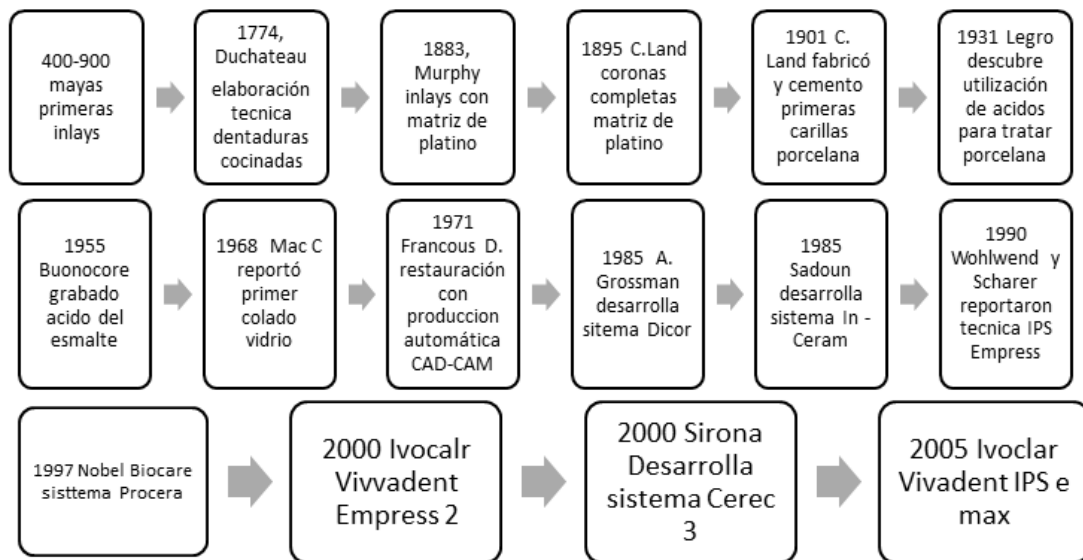
En 1774, el farmacéutico parisino de Saint Germain Alexis Duchateau, con la ayuda de un dentista Nicolas Dubois, fabricó la primera prótesis de porcelana con el fin de sustituir las prótesis de marfil. Posteriormente en 1808, el dentista italiano Guiseppangelo Fonzi fabricó dientes en porcelana con pines de platino como elemento retentivo para ser utilizados en segmento posterior.

Hacia 1880, Cludis Ash perfeccionó la técnica para la elaboración de dichos dientes dándoles una apariencia más estética. Herbst, en 1882, introdujo las restauraciones inlays de vidrio (no porcelana). En 1885, Logan resuelve el problema de la unión entre la cerámica y los postes mediante la utilización de postes en platino, que llamó coronas Richmond. Charles Land en 1886, introduce

la primera porcelana feldespática para la elaboración de coronas e incrustaciones mediante la utilización de un horno a temperatura controlada.

En 1950, se dan los primeros reportes de unión de porcelana a aleaciones de oro. En 1962 Weinstein, mediante la cocción al vacío y adición de leucita permite la fusión con el oro controlando el coeficiente de expansión térmica, lo que llevó a la realización de tratamientos de coronas y prótesis parciales fijas. En 1980 se introducen al mercado sistemas de porcelana libres de metal de contracción controlada y los vidrios cerámicos colables como un gran avance tecnológico. (15, 14)

Evolución cronológica de sistemas cerámicos



ROSOS componentes, incluyendo óxidos de metales, carburos, nitruros entre otros. Su estructura es cristalina la cual muestra un arreglo periódico de los átomos que lo componen formando enlaces iónicos o covalentes. Se caracterizan por ser biocompatibles, resistentes a la corrosión, no reaccionan con líquidos, ni ácidos y presentan buena resistencia a la flexión y a la fractura permitiendo su utilización como material restaurador dental.(15,13,14)

Las cerámicas se componen de una matriz vítrea o red de sílice, feldespato potásico, feldespatos sódicos o ambos de las cuales dependen sus propiedades ópticas y por ende sus propiedades estéticas. (13)

Aunque la cerámica es fuerte, también puede llegar a ser extremadamente frágil y fallar después de la flexión. Estos materiales son resistentes a la compresión, pero débiles en tensión. (16, 14).

En la odontología los materiales cerámicos libres de metal se usan, con el fin de realizar tratamientos restaurativos de dientes afectados por causas patológicas y/o traumatismos, puesto que brindan adecuados resultados estéticos similares al diente natural satisfaciendo las demandas estéticas de los pacientes. Durante los últimos cuarenta años, la evolución tecnológica de la cerámica dental ha sido notable, dando como resultado el mejoramiento del material tanto en resistencia, tenacidad y estética, haciendo posible ampliar la gama de indicaciones. (16, 17, 14).

2.1.3 Clasificación de las cerámicas

Hoy en día se encuentran diferentes clasificaciones de las cerámicas dentales; de acuerdo con la composición química, método de fabricación, temperatura de fusión, microestructura, indicaciones, translucidez, resistencia y abrasividad. (14, 18,19,20)

A. Clasificación de acuerdo con su punto de fusión:

Alta fusión 1.300°C

Media fusión 1.101-1.300°C

Baja fusión 850-1.100°C

Ultra Baja fusión menor de 850°C

En principio, las porcelanas de baja fusión se emplean para la elaboración de restauraciones metal cerámicas, las de media fusión para la elaboración de coronas y las de alta fusión para la elaboración de dientes artificiales. (14,20,21)

B. Clasificación de acuerdo con el tipo de cocción y horno empleado:

1. Porcelanas para cocción al vacío
2. Porcelanas para cocción al aire

C. Clasificación de acuerdo con el nivel microestructural: define la cerámica por la naturaleza de su relación de composición de vidrio-cristalina.

Categoría 1 - Sistemas basados en vidrio (principalmente sílice).

Categoría 2 - Sistemas basados en vidrio (principalmente sílice) con cargas, generalmente cristalino (leucita o disilicato de litio).

Categoría 3 - Sistemas basados en cristalinidad con rellenos de vidrio (principalmente de alúmina).

Categoría 4 - sólidos poli cristalinos (alúmina y óxido de circonio).

D. Clasificación de acuerdo al recubrimiento:

- Porcelana feldespática
- Porcelana reforzada con leucita
- Porcelana aluminosa
- Porcelana de Fluorapatita

E. Clasificación de acuerdo con su uso

- Dientes para dentadura completa
- Metal cerámicas (coronas y prótesis fija)
- Veneers
- Incrustaciones
- Coronas y prótesis fijas sin metales anteriores y posteriores

F. Clasificación de acuerdo con el método de procesamiento

- Compactación
- Vaciado
- Transformación
- Prensadas
- Termo inyectadas
- Infiltradas
- Maquinadas asistidas por computador (CAD-CAM)

G. Clasificación de acuerdo con el material de subestructura

- Metal colado (metalocerámica)
- Cerámica de vidrio (vidrio-cerámica)
- Núcleo de leucita
- Núcleo de disilicato de litio
- Núcleo de óxido de aluminio con infusión de vidrio
- Núcleo de óxido de magnesio con infusión de vidrio
- Núcleo de óxido de zirconia con infusión de vidrio

2.1.3.1 Cerámica Feldespática:

Las primeras porcelanas de uso dental tenían la misma composición que las porcelanas utilizadas en la elaboración de piezas artísticas. Contenían exclusivamente los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato 78-85%, cuarzo 12-22% y caolín 3-4%. Con el paso del tiempo, la composición de estas porcelanas se fue modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas, que constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y en menor proporción caolín. El feldespato al descomponerse en vidrio, es el responsable de la translucidez de la porcelana. El cuarzo constituye la fase cristalina, el caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida.(13,14,18)

CARACTERISTICAS

Fase vítrea: Feldespato.

Fase cristalina: Cuarzo, leucita, pigmentos.

Ventajas: buenas propiedades ópticas (color, textura, translucidez)

Desventajas: muy frágil, abrasión de dientes antagonistas.

Resistencia a la compresión de 170Mpa, Flexión 60-95Mpa, Tensil 25Mpa.

Usos: Coronas, prótesis fija, carillas de porcelana, incrustaciones. (13,15)

Ejemplo: Optec, IPS classic, Mirage, entre otros.

La cerámica feldespática de alta resistencia, presenta mayor resistencia a la fractura que la convencional, por la incorporación de otros elementos, que elevan su resistencia mecánica entre 100-300 Mpa. Estos sistemas cerámicos son llamados libres de metal, indicadas para la confección de restauraciones (coronas, incrustaciones y carillas).(14,18)

2.1.3.2 Ceramica Aluminica

A la porcelana feldespática se le agregó óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo. El resultado fue un material con una microestructura mixta en la que la alúmina al tener una temperatura de fusión elevada, permanecía en suspensión en la matriz.

Estos cristales mejoraron las propiedades mecánicas de la cerámica, pero se observó que este incremento de óxido de aluminio provocaba una reducción de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar estética, estas se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural. Presenta una resistencia a la flexión de 140 Mpa.(14,18)

Los sistemas más representativos son:

- **In – ceram alúmina:** cerámica compuesta por un 85 a 99% de óxido de aluminio, sin fase vítrea solo cristalina. Sistema de alta resistencia y opacidad, infiltrada con vidrio oxido de lantano La_2O_3 , resistencia a la flexión de 687 MPa y ajustes marginales entre 38-120 μm .
- **In-Ceram Spinell:** incorpora magnesio a la fórmula anterior, resultando de esta mezcla estética, pues son más translucidos que las alúminas. Sin embargo aunque también se infiltran con vidrio tienen un 25% menos de resistencia a la fractura por lo que solo están indicados en dientes vitales anteriores, resistencia a la flexión de 105-108 MPa.
- **In- ceram zirconia:** compuesto por alúmina reforzada con zirconia e infiltrada con vidrio. Se caracterizan por su elevada resistencia hasta el punto de permitir su uso en puentes posteriores, resistencia de 750-800 Mpa. (13,15) La ventaja de esta cerámica es que mejoró las propiedades mecánicas siendo el doble de resistente que la cerámica feldespática.

2.1.3.3 Ceramica Zirconio

El término zirconio proviene de la palabra árabe: Zargon (oro en color). La zirconia es una cerámica poli cristalina, es un elemento del grupo de los metales de transición con numero atómico 40 y su peso es de 91.22, resistente a la corrosión. (15,14)

Existe zirconio puro en forma cristalina blanco y dúctil, también se encuentra en forma amorfa como un polvo negro azul. Tiene densidad de 6,49 gm / cm, punto de fusión de 1855 ° C o 3371 ° F y su punto de ebullición es de 4409 ° C o 7968 ° F. Se produce en la naturaleza en combinación con óxidos de silicato ($ZrO_2 \cdot xSiO_2$) y óxido libre (ZrO_2).

En la actualidad encontramos tres tipos de zirconio, el primero totalmente sinterizado a alta temperatura y presión para aumentar la densidad, el segundo hace referencia a zirconio parcialmente sinterizado usando polvo de zirconia que es prensado y sinterizado de forma incompleta y el tercero no es sinterizado. Los tres tipos de zirconio que se utilizan en la odontología moderna encontramos zirconio poli cristalino tetragonal estabilizado con itrio (Y-TZP), que presenta alta biocompatibilidad y mejora las propiedades mecánicas evitando la fractura y mejorando su tenacidad, Magnesio - zirconio parcialmente estabilizada (Mg-PSZ) y Zirconio- Alúmina (ZTA). (22)

El zirconio es un metal blanco-grisáceo, brillante y muy resistente a los ácidos y a la corrosión. Es más liviano que el acero y reacciona fácilmente con el oxígeno formando dióxido de zirconio (ZrO_2) o zirconia. La zirconia es un material inestable y polimórfico que puede estar organizado en tres diferentes patrones cristalográficos dependiendo de la temperatura: fase monoclinica es estable a temperaturas inferiores a entre 1170-1200°C , la fase tetragonal es estable en temperaturas que oscilan entre 1170 -1200°C a 2370°C, la fase cúbica es una fase estable a una temperatura comprendida entre 2370°C hasta la temperatura de fusión que es aproximadamente a 2680°C. Las transformaciones de una fase tetragonal a una monoclinica por enfriamiento, arenado, impacto o por estrés sobre la superficie está acompañada del aumento localizado del volumen que puede variar entre el 3 y el 5%.

A medida que el material aumenta de volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando en última instancia la integridad del material, fenómeno conocido como transformación de endurecimiento. (6,22)

Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de zirconio (ZrO_2) también se conoce químicamente con el nombre de zirconia. La principal característica de este material es su elevada tenacidad, debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo siendo muy usada por los clínicos, debido a las propiedades mecánicas. El zirconio parcialmente estabilizado introducido al mercado dental, hace casi una década, expandió considerablemente el rango de aplicaciones de la cerámica en la odontología, por sus propiedades ópticas permitiendo excelente estética y resistencia.

Este es uno de los sistemas cerámicos con el mejor comportamiento mecánico, siendo capaz de soportar entre 1000 a 1500 Mpa. Sus características físicas hacen de estos sistemas, candidatos para elaborar prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico. Estas cerámicas son muy opacas (no tienen fase vítrea) por esto generalmente se utiliza para fabricar el núcleo de la restauración y debe ser recubierta con porcelana convencional para lograr una buena estética.(13,15)

2.1.3.4 Empress

- **IPS Empress I** (Ivoclar): 1990. Su composición es un 63% de SiO_2 (óxido de silicio) y un 18% de Al_2O_3 (óxido de aluminio). La resistencia a la fractura de esta porcelana es 160-300 MPa, presenta incorporación de leucita en la fase cristalina, tratamiento térmico en la inyección por presión. Se utilizó para la confección de incrustaciones y coronas anteriores.

- **IPS Empress II (1999).** Este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio. La presencia de estos cristales mejora la resistencia pero también aumenta la opacidad de la masa cerámica. Por ello, con este material solamente se realiza la estructura interna de la restauración. Para conseguir un buen resultado estético, es necesario recubrir este núcleo con una porcelana feldespática convencional.

Su composición química es de 57-80% de óxido de sílice (Si_2O_3), 11-19% de óxido de litio (Li_2O), 0-5% de óxido de alúmina (Al_2O_3) y óxidos de P, K, Na, Ca y F. Tras el tratamiento térmico se obtiene una porcelana con un 60% de su volumen cristalizado (cristales entre 0.1 y 0.3 μm) que le confiere una resistencia mecánica a la flexión de 450 Mpa. Por otro lado consta de una cerámica feldespática de muy baja temperatura de sinterización 800°C con incorporación de fluorapatita, que se sinteriza por técnica de capas, cubriendo a la anterior, para la conformación morfológica y estética. Su resistencia a la flexión oscila entre 80-120 MPa y se puede obtener según la literatura un ajuste marginal entre 59 y 99 μm . (13,14,18)

E-MAX press

- **IPS e. max Press.** (Ivoclar Vivadent): 2005. Es una porcelana que en su técnica bicapa es utilizada para la confección de la estructura interna de las restauraciones (con la técnica de inyección por presión) y que es recubierta con porcelana IPS e. max Ceram (cerámica de fluorapatita) dando un resultado final estético. Sus indicaciones son coronas anteriores y posteriores, fijas anteriores de 3 unidades, presenta una resistencia a la flexión de 400Mpa. (13,15)

2.1.3.5 Disilicato de litio. Propiedades

En el año 2000 se introduce el Disilicato De Litio (LDGC); el cual es un material vitrocerámico que hacia parte de. Empress 2 de Ivoclar Vivadent.

Luego fue la composición principal de E-max donde esta innovadora cerámica proporciona altos resultados estéticos y demuestra una alta resistencia con diferencias entre 2,5 a 3 veces más superior en comparación de otras. Estas restauraciones son fabricadas especialmente para dientes únicos que a su vez pueden tener grandes fortalezas si llegan a tener soporte de óxido de circonio, indicándolas para prótesis parciales fijas en donde se necesitara una mayor resistencia flexural. (23)

Las restauraciones de disilicato de litio combinan excelente resistencia de 360 – 400 MPa y siendo su mayor cualidad la estética dental. Este material puede ser utilizado con éxito y se puede aplicar en varias situaciones clínicas: en casos de Inlays, Onlays, coronas anteriores y también carillas (23).

Su Composición:

1. Cuarzo
2. Dióxido de litio
3. Oxido fosfórico
4. Oxido de aluminio
5. Potasio oxido

La adición de cristales de dióxido de litio a la cerámica de vidrio, dio lugar a una gran mejora en sus propiedades mecánicas y proporciona un material que tiene múltiples aplicaciones clínicas. Tienen dos componentes: sílice que sirve como matriz vítrea y cristales de óxido de litio (Li_2O), que sirven como cambio continuo fundente para bajar la temperatura de procesamiento de la matriz vítrea a partir de aproximadamente 2.000°C a 1.100°C . (24)

El Disilicato de litio tienen una microestructura inusual, que consiste en pequeños enclavamientos, cristales como placas o agujas que son aleatoriamente orientados, estos actúan como tapones de crack y proporcionan un aumento sustancial de resistencia a la flexión en comparación con la cerámica de vidrio convencionales. Este proceso contrarresta tensiones antes de que comiencen a aparecer grietas y que como resultado ofrece una alta resistencia a la flexión (350 - 400 MPa). La cerámica de disilicato de litio, puede ser utilizado en una forma monolítica debido a su amplia gama de propiedades ópticas. (24,25)

La Fabricación del Disilicato de Litio (LDCs) comienza con la formación de la matriz de vidrio. Las materias primas ($\text{Li}_2\text{CO}_3 + \text{SiO}_2$) se combinan y se calienta a una temperatura por encima de la línea de líquidos entre (1100°C a 1400°C) liberando CO_2 , un proceso conocido como homogeneización. El vidrio fundido se vierte en un molde y se recocina a 400°C para relajar tensiones internas y evitar que se agriete. Para obtener la resistencia requerida, el vidrio se calienta en un proceso conocido como la nucleación logrando la cantidad núcleos deseados (70% del volumen total) y los cristales de Disilicato de litio alcanzan el tamaño de la madurez en un estado conocido como cristalinidad parcial. El recalentamiento de LDC resultó en un aumento de su resistencia a la flexión debido al denso empaquetamiento de los cristales.

La primera generación de vitro-cerámica de disilicato de litio (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) se fabricó únicamente usando la técnica de prensado, donde bolitas de vidrio fundido se inyecta bajo presión para llenar la cavidad del molde. Hoy en día, el diseño asistido por ordenador y tecnología de fresado (CAD / CAM) se utiliza para molar bloques de la forma y translucidez requerida. El volumen de empaque (porcentaje de cristales en relación a la matriz de volumen) de la primera generación fue 60% de cristales de disilicato de litio (de 5 a 6 μm de longitud y 1 μm de diámetro), adicionalmente los cristales de ortofosfato de litio de secundarios son mucho más pequeños (0,1 a 0,3 micras). (24)

La segunda generación de LDC (IPSe.max, Ivoclar Vivadent) se basa en controlar el proceso de cristalización, dando lugar a cristales más homogéneos y finos aumentando la resistencia a la flexión de 330 MPa a 440 MPa a través de un proceso conocido como doble nucleación, en el cual los cristales finos de meta-silicato de litio (40% Li₂O₃, tamaño medio de 0,5 micras) se precipitan en una primera etapa. La cerámica de vidrio resultante demostró excelentes propiedades de procesamiento que son ideales para CAD / CAM. Un segundo tratamiento térmico (840 ° C a 850° C), donde se lleva a cabo la fase de meta-silicato donde está completamente disuelta en el vidrio y el disilicato de litio maduro (Li₂Si₂O₅) comienza a cristalizar, produciendo un volumen de cristal de 70% (1,5 micras de tamaño promedio). Hoy en día, el material está disponible en dos bloques de prensado y bloques CAD / CAM de varios colores y grados de translucidez descritos a continuación: (24)

1. (HO) alta opacidad: técnica de estratificación y su indicación para coronas y /o prótesis de 3 unidades en el segmento anterior y posterior.
2. (MO) medio de opacidad: técnica de estratificación y su indicación es para coronas y /o prótesis de 3 unidades en el segmento anterior y posterior.
3. LT) baja translucidez: se puede utilizar como un material de la estructura anatómica modelada parcial o totalmente. Especialmente en zona de anteriores, puede ser empleado como técnica de cut-back en incrustaciones, carillas, coronas individuales y prótesis fija de 3 unidades.
(26)
4. (HT) alta translucidez: se emplea con técnica de maquillaje en incrustaciones, carillas, coronas individuales y prótesis fija de 3 unidades.
(26)

Moustafa N y col 2014, mencionan la nueva generación de los LCD (Celtra, Degudent; Hanau, Alemania) la cual incorpora partículas de óxido de circonio

como cargas de refuerzo con la intención de mejorar la resistencia a la fractura a través de la interrupción de crack. El éxito de LCD depende de establecer un fuerte vínculo entre el material cerámico y la estructura de los dientes, especialmente para restauraciones no remanentes como carillas de cerámica. El establecimiento de una unión fuerte, resistente al Disilicato de Litio depende de comprensión de la estructura interna del material con el fin de seleccionar adecuadamente un tratamiento de superficie adecuado y adhesivo de resina de elección. Por el momento, se sabe poco acerca de la estructura interna y el tratamiento superficial adecuado de óxido de circonio reforzado con cerámica de disilicato de litio.(23,24,26)

Indicaciones

- ⦿ Incrustaciones INLAY
- ⦿ Incrustaciones ONLAY
- ⦿ Carillas
- ⦿ Coronas zona anterior
- ⦿ Coronas en zona posterior
- ⦿ PPF de 3 unidades en zona anterior o en zona de de premolares
- ⦿ Coronas telescópicas primarias
- ⦿ Supra estructura en implantes para prótesis fijas de 3 unidades hasta el 2 premolares como pilar distal.

Para restauraciones hasta con un espesor de 0,3 a 0,5mm ofrece resistencia flexural de 330 a 440 MPa.(24)

Contraindicaciones

- Prótesis fijas en zona de molares
- Prótesis fija, de más de 4 unidades
- Prótesis retenidas con Inlays
- Bruxismo
- Prótesis parcial fija en cantiléver
- Prótesis Maryland

Ventajas:

El disilicato de litio es altamente estético para restauraciones individuales, y también se usan para puentes sobre un núcleo de óxido de circonio. Permite realizar estratificación para resultados cromáticos. es potencialmente resistente y evita fracasos de la cerámica como el astillamiento de la restauración (23)

- Resistencia a la compresión
- Suavidad de la superficie
- Resistencia a la abrasión
- Resistencia química
- Brillo
- Bajas tasas de fractura
- Baja acumulación de placa. (27)
- Cementación adhesiva-autoadhesiva o convencional

La adición de cristales de óxido:

- ✓ Aumenta la estética
- ✓ Cerámica más delgada
- ✓ Más resistente
- ✓ Conservación de dientes
- ✓ Tasa de fracaso de solo el 0% de a 5 % de 1 a 5 años .(28)

Desventajas

- Astillamiento
- Fractura de material de recubrimiento
- Craqueo
- Restauraciones monocromáticas

Para lograr una adecuada cementación debemos prestarle máxima atención a la cara interna de la restauración, ya que debemos eliminar residuos y crear irregularidades o porosidades que servirán como micro retenciones mecánicas, para la cementación adhesiva. (29)

En el Disilicato de litio para crear estas micro retenciones debemos grabar la superficie con ácido fluorhídrico 9,5% durante 20 seg, logrando con esto eliminar partículas microscópicas de la superficie interna de la restauración, posterior a esto se realiza la silanización, aplicación del sistema adhesivo y cemento resinoso.

De esta forma se logra el efecto de unión entre el cemento de resina y la superficie de la cerámica logrando una mayor retención mecánica. (29)

El 65% del volumen del Disilicato de Litio son cristales entrelazados en una matriz vítrea, y este a su vez tiene una resistencia del a la flexión del 300 a 400 MPa (24).

La literatura reporta un fuerza de adhesión mayor de 23 MPa entre el disilicato de litio grabado de acuerdo a las especificaciones del fabricante y los cementos adhesivos. También se encontró que tanto la falta como el exceso de grabado causan superficies más planas y menos retentivas, dando como resultado una falla en la retención de las restauraciones cementadas. (24)

Lee Culp en el 2010 y Soares en el 2014 mencionan IPS e.max Press - e.max CAD, tiene un tratamiento de superficie específico en el cual no se debe arenar ya que muestra que junto con el grabado con ácido fluorhídrico al 9,5% por 20 segundos forma una pobre retención y causan problemas de adhesión en las restauraciones (26,28)

Posterior al grabado con ácido Fluorhidrico por 20 segundos en una concentración al 9,5%, se lava y se neutraliza con bicarbonato de Na. Luego se coloca en ultrasonido por un minuto, seca y se silaniza por 60 segundos aireándolo y cementándolo con el cemento elegido según las recomendaciones del fabricante. (26,27,28)

Las restauraciones cerámicas cementadas a base de resina, se conocen por reducir el riesgo de fractura durante la función. Un fuerte vínculo entre la restauración de cerámica y la estructura del diente proporciona un buen soporte el cual es generado a través de las cargas funcionales. La resistencia a la fractura va

depender del tratamiento de superficie del sustrato cerámico y de la adhesión química seleccionada. (24)

Hay varios factores que interactúan en el proceso de establecer un fuerte vínculo entre dos materiales diferentes. El primer factor son las **propiedades mecánicas del material y el sustrato**. Moustafa N. y col. en el 2014, establecieron en estudios anteriores una correlación directa entre el módulo elástico del sustrato y la fuerza de unión establecida, reportando un valor promedio de resistencia al cizallamiento entre 13 y 15 MPa para IPS Empress 2.

El segundo factor es la **rugosidad de la superficie del sustrato de unión**. La abrasión de partículas de aire es un paso de rutina utilizado para eliminar la capa de reacción con la técnica de prensado del Disilicato De Litio. Por otro lado, el ácido Fluorhídrico realiza un ataque químico, el cual produce irregularidades características de una superficie microporosa mediante la disolución parcial de la fase de vítrea, dejando atrás una superficie activa rica en sílice.(24)

El tercer factor es el establecimiento de un **fuerte enlace químico entre el sustrato y del adhesivo** de resina de elección el cual es función de la imprimación del silano. El enlace protege la superficie del efecto hidrolítico del agua y aumenta la resistencia de la unión de adhesivo de resina.

Moustafa N. y col. en el 2014, en su estudio mencionan que el tipo de adhesivo de resina, influye en la fuerza de adhesión en la cerámica de disilicato de litio pero el verdadero indicador de durabilidad y rendimiento de las restauraciones es la resistencia que se crea con la unión del grabado acido en el Disilicato de Litio en combinación con la imprimación del silano. Así de esta manera sigue siendo el Gold estándar para la unión de la cerámica de vidrio de disilicato de litio. (24)

2.1.3.5.1 Tratamiento de superficie cerámica

El éxito de estas restauraciones depende principalmente de la adhesión; una unión duradera entre la restauración y la estructura dental.

El Aumento de la unión mediante la modificación de la superficie interna de la cerámica, optimiza la retención micro mecánica por medio de micro- rugosidades de la cerámica. Por ende este pre tratamiento aumenta el área superficial y promueve micro-porosidades en la superficie.

Tratamiento mecánico

Diferentes métodos de tratamiento de superficie, incluyendo la abrasión de aire con partículas con Al_2O_3 , grabado con ácido fluorhídrico (HF), o combinaciones de estos métodos, se han propuesto para proporcionar rugosidad y promover retención micromecánica con partículas de alúmina y la aplicación de un revestimiento de sílice triboquímico que permitir un enlace químico de acoplamiento del agente de silano y la resina.(24)

Acido Fluorhidrico

El ácido Fluorhídrico (HF) ataca la fase de vidrio, produciendo una superficie retentiva para una unión micro mecánica aumentando el contenido cristalino y disminuyendo el contenido del vidrio.

Los resultados de estos estudios han demostrado que los tratamientos de superficie afectan significativamente la resistencia de unión y la rugosidad de las cerámicas. Por ende se presentan diferencias en las propiedades ópticas de estas restauraciones estéticas, que dependerán de la textura de la superficie, el color o el espesor de la cerámica. (24,30)

Sedanur, Turgut y col en 2014, en un estudio de tratamiento de superficie observaron si el grabado con HF afectaba las propiedades ópticas de carillas de cerámica encontrando que después de los procedimientos de grabado HF, la matriz vítrea de la cerámica era selectivamente eliminada y la superficie de la cerámica grabada mostraba una microestructura amorfa con numerosas porosidades. Sin embargo, estos cambios no afectaron las propiedades ópticas de la cerámica. (30)

Varios factores, como el tiempo de grabado, la concentración del líquido de ataque químico, y el tipo de porcelana, determina la micro morfología del patrón de grabado. Posterior a esto la superficie de la cerámica debe ser lavada con ultrasonido con abundante agua y también toman en recomendación usar agua destilada para eliminar todo el ácido residual de la superficie, que se presenta de aspecto blanco y pueda afectar el color de la cerámica. (24,30)

El éxito clínico de las restauraciones cerámicas parece ser dependiente en la calidad de unión sobre toda el esmalte y la dentina preparada.

Los cementos que presenten baja solubilidad y buena adhesión a la estructura dental ayudan a constituir un vínculo primario teniendo en cuenta la interacción entre la restauración y la estructura dental. Las retenciones micro mecánicas que se crean en el interior de la superficie de las restauraciones indirectas son esenciales para el proceso de unión al cemento. (31)

Según Delia Bona y col. en el 2004, la resistencia de la unión del cemento incrementa con el aumento de rugosidad de la superficie de la cerámica causada por grabado ácido.

Las cerámicas reforzadas con leucita, disilicato de litio, alúmina, y zirconio han sido en gran parte utilizados como materiales de restauración y el tratamiento superficial se ha considerado un factor directamente relacionado con el éxito clínico de las restauraciones. (31)

Borges y col. reportan que el grabado con ácido fluorhídrico al 9.5% durante 20 segundos, es suficiente para eliminar la segunda fase cristalina y la matriz vítrea, creando así una superficie adhesión favorable.

La abrasión de partículas en el aire por sí solo ofrece resistencias de unión insuficientes. El exceso de abrasión con partículas de aire, ha inducido al astillado o una alta pérdida de cerámica por lo tanto no se recomienda para la cementación de restauraciones de cerámica a base sílice. (31)

Tratamiento Químico

Silano

Es un agente de unión que tiene como principal característica formar una capa química, que sea compatible entre las cerámicas y todos los cementos resinosos o agentes de unión de resinas compuestas.

El silano mejora la humectabilidad superficial, dando como resultado un mejor contacto entre el cemento y las micro rugosidades causadas en el tratamiento de la superficie de cerámica. Los agentes de unión del silano fomentan la adhesión en la fase inorgánica (sílice SiO_2) de la cerámica y la fase orgánica (polimérica) de los cementos. Por medio de esta unión siloxano se adhieren químicamente a las moléculas en el adhesivo. (31)

El silano es una molécula bifuncional que actúa como un agente de unión entre las partículas inorgánicas de cerámica y el composite adhesivo de la matriz de resina. Este agente de unión tiene una química general $\text{R}'\text{-Si(OR)}_3$ donde R 'es el grupo órgano funcional, típicamente un metacrilato que reacciona en el sistema adhesivo o en el cemento, creando un enlace covalente después de la polimerización. La creación de un enlace covalente con las partículas de sílice inorgánico (Si-O-Si) completa la unión. (31)

Cuando el silano entra en contacto con la cerámica forma 3 capas estructurales en el agente de unión. Cuando hablamos de capas externas, es cuando están conformadas por oligómeros que son absorbidos hacia el vidrio y estos pueden ser lavados por agua o solventes orgánicos. Las capas intermedias son compuestas por siloxano que une los oligómeros. Y las capas más internas, forman una red entre las tres capas y son hidrolíticamente estables siendo la capa interna la que forma mejor adhesión.

Delia Bona y col. en el 2004, menciona que la la unión adhesiva es dependiente de la energía superficial, y la humectabilidad del producto adherente por el adhesivo; La adhesión entre la cerámica dental y materiales compuestos a base de resina, es el resultado de una interacción fisicoquímica a través de la interfaz entre el adhesivo y el sustrato. La contribución física para el proceso de adhesión se depende de la topografía de la superficie del sustrato y se puede caracterizar por su energía superficial. La alteración topográfica de la superficie como, por ejemplo, la aplicación de agua fuertemente sobre el área, puede dar lugar a cambios en la superficie y en la capacidad de humectación del sustrato y posteriormente en la energía superficial del sustrato. (24,32)

2.2 Métodos de fabricación de la cerámica

Todo material cerámico puede ser procesado por diferentes técnicas, estas se clasifican en:

- a. Polvo / líquido
- b. Inyectada / Prensada
- c. Bloques mecanizables: CAD / CAM. (33)

2.2.1 Polvo/Líquido

Este es un método tradicional de elaboración de la cerámica de uso odontológico que consiste en aplicar un polvo de cerámica húmeda con un pincel y eliminar el exceso de humedad para compactar las partículas de polvo. La cerámica se compacta adicionalmente por flujo viscoso del componente vítreo durante la cocción, este método tiene como desventaja la formación de porosidad. Las partículas cristalinas que fortalecen el material en una escala microscópica no están conectados entre sí, pero son separadas por regiones vítreas. La porosidad y la fase cristalina conducen a una resistencia relativamente baja y una amplia variación en la fuerza. La cerámica utilizada en esta técnica tiene una mayor translucidez que otros métodos, por lo que estos materiales se pueden utilizar en diferentes caracterizaciones. (33,34)

Hay modificaciones como la técnica de barbotina en la cual se mezclan partículas de polvo de cerámica en una suspensión (generalmente agua) implica la formación de un molde o réplica negativa de la geometría deseada de la estructura la cual es vertida en un molde. El molde está hecho de un material (por lo general yeso) que extrae un poco de agua de la paredes, algunas de las partículas en el proceso pueden compactarse contra las paredes de la estructura formando una capa delgada de cerámica verde, la estructura puede ser retirada del molde después de la sinterización parcial para mejorar la resistencia a un punto donde la estructura puede soportar su propio peso. Estas cerámicas pueden tener mayor resistencia a la fractura que los producidos por la técnica de condensación de polvo anteriormente descrita debido a que sus partículas cristalinas forman una red continua en toda la estructura fortaleciéndola. El uso de este método en la odontología se ha limitado a In Ceram, Vita Zahnfabrik por lo tanto si aplicación es limitada porque el método requiere una serie de pasos, que hacen sensible esta técnica donde puede presentarse un mal ajuste y defectos internos que debilitan el material. [33,34]

2.2.2 Sistema cerámicos prensados o inyectados

El método de la cera perdida se utiliza para la fabricación de moldes para cerámica prensable, esta tipo de cerámica está disponible como lingotes prefabricados los cuales vienen en varias tonalidades hechos de partículas cristalinas distribuidos por todo un material vítreo. La microestructura es similar que la de porcelanas de polvo, sin embargo, esta cerámica prensada no es porosa y puede tener un mayor contenido cristalino debido a que se fabrican a partir de lingotes de vidrio no porosos por la aplicación de un tratamiento térmico que transforma algunos de los cristales de vidrio. En el laboratorio los lingotes se presan por medio del calor a una temperatura a la que se convierten en un líquido altamente viscoso y que se presionan lentamente en el molde a la cera perdida. (33,35)

El procedimiento consiste en realizar un encerado en el modelo de trabajo con ceras inorgánicas que al volatilizarse no dejan residuos, sellando por completo el margen de la restauración. Los moldes de cera son incluidos en un molde de revestimiento de 100 mg en el cual se vierte el revestimiento aglutinado por fosfato esperando un fraguado de 60 minutos, puestos en el horno eléctrico precalentado a una temperatura que va de los 3°C/min hasta 910°C y mantenida por 20 minutos, posteriormente se pone el molde en un horno de inyección junto con las con pastillas y el pistón (embolo de alúmina), el horno es programado automáticamente para completar el ciclo de inyección. En este proceso el espacio de la cera es ocupado por la cerámica a inyectar que es fundida mediante la compresión del embolo de alúmina. Al enfriarse, el cilindro de revestimiento es cortado con discos de diamante y las restauraciones son removidas con arenador de partículas de vidrio de 50 µm (presión de 2 bar), se pulen y se le dan acabados finales.

Dos técnicas son utilizadas para la confección de las restauraciones:

1. Una de las restauraciones puede ser obtenida hasta su contorno final con los colores de las pastillas definidas, seguida de la aplicación de glaze.

2. Se obtiene una infraestructura con 0.7mm de espesor, sobre el cual la cerámica de estratificación es aplicada hasta obtener la forma final de la restauración, seguida de la aplicación del glaze.(36,37)

Las cerámicas que se pueden procesar por este sistema de inyección son: Empress I y II: IPS e.max Press, *IPS* e.max ZirPress (ivoclar vivadent), OPC(optimal pressable ceramic), Vitapress (vita) entre otros, y se puede realizar coronas unitarias anteriores y posteriores, prótesis fija de 3 unidades , incrustaciones inlays, onlays y carillas laminadas. (37)

2.2.3 Sistemas cerámicos fresados/ maquinados CAD/CAM

La palabra CAD/CAM es el acrónimo de computer Aid Desin/COmputer Aid Manufacturing: esto significa diseño asistido por ordenador/ fabricación asistida por ordenador. (18)

Los sistemas CAD-CAM son usados en odontología desde su desarrollo en la década de los 70 por Duret en Francia, en 1989 se desarrolló el sistema CEREC CAD-CAM donde se realiza la lectura óptica del preparado del diente y un ordenador diseña la restauración la cual es fresada. (38,39).

A partir de entonces se empezaron a desarrollar gran cantidad de sistema cada vez más sofisticados que buscan ofrecer al profesional, la posibilidad de obtener restauraciones precisas simplificando los pasos de laboratorio y pudiendo emplear materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales.

La digitalización puede ser de tipo: mecánica, como el sistema procera o digitalización óptica, la cual permiten el escaneo del objeto. (18).

Características:

1. Diseño por ordenador mediante un software específico en donde el sistema diseña la restauración.

2. Mecanizado: en el caso de la cerámica se realiza el fresado de un bloque presinterizado o sinterizado. El uso de bloque presinterizado con lleva a un menor desgaste de las fresas del sistema y menor tiempo de fresado.

Estos sistemas presentan múltiples ventajas entre las que encontramos el menor tiempo de trabajo al eliminar algunos de los pasos de la técnica de laboratorio aun necesarios con los métodos convencionales.

Los sistemas CAD/CAM permiten el empleo de distintos materiales según el sistema: cerámica, resina compuesta, titanio comercialmente puro. .(17)

Entre los sistemas fresados disponibles se encuentra Cerec I, II y III (sirona), Celay (vita), Procera (nobel Biocare), Cercon (Dentsply) y lava all-ceram system (3M ESPE).

3.3 Incrustaciones

Una incrustación es definida como una restauración indirecta realizada en diferentes materiales como oro, porcelana o resina la cual es cementada en una cavidad previamente elaborada. (7)

2.3.1 Incrustaciones Onlay

Es una restauración fija que restaura una o más cúspides, superficies oclusales o toda la superficie oclusal y es retenida por medios mecánicos o adhesivos. (7)

2.3.2 Incrustaciones Inlay

Es una restauración fija intracoronal elaborada en cerámica que se utiliza en lesiones dentales que abarcan caras oclusales /proximales en dientes posteriores. (7)

Basado en la literatura las incrustaciones inlay están indicadas en premolares y molares con caries o restauraciones mínimas en donde un material de resina no brinda suficiente resistencia y longevidad del diente, también en situaciones donde el diente ha sido tratado endodónticamente y cuenta con suficiente remanente dentario para soportar este tipo de restauraciones. (5,7,40).

Este tipo de restauraciones se pueden realizar por medio de dos técnicas en forma directa e indirecta. La técnica directa es lograda por medio de materiales como compuestos de resina siempre y cuando la cavidad sea de un tamaño pequeño, supragingival y no cause lesiones en tejidos adyacentes.

En la técnica indirecta se pueden utilizar materiales metálicos y cerámicos, esta se prefiere ya que restaura defectos dentales grandes debido a varias ventajas, tales como una mejor adaptación marginal, anatomía, mayor resistencia al desgaste, mejores propiedades físicas, acabado, pulido y un mayor control de contracción de polimerización. (41)

Las incrustaciones de cerámica son ampliamente utilizadas en la práctica dental ya que logran condiciones funcionales y estéticas óptimas. Ofrecen transmisión de luz dando mejor reproducción del color y translucidez sin dejar de lado la función donde refuerzan el tejido dentario y lo preservan realizando una preparación conservadora, presentan baja conductividad térmica y eléctrica, elimina el galvanismo. En las desventajas de esta restauración se observan que no se permiten espesores muy delgados, requieren dos o más sesiones clínicas. (5,18,42).

2.3.2.1 Preparación de incrustaciones inlay

El diseño de la preparación está influenciado por factores como: el material restaurativo, el método de fabricación, la capacidad para unir la restauración frente a diferentes tejidos dentales, la estética, la resistencia a la fractura y capacidades de resistencia del material de restauración seleccionado. (23) Así mismo influyen

en la longevidad de la restauración: la profundidad de la cavidad, el ancho del istmo, grado de expulsividad y la morfología de la ángulos internos los cuales deben seguir ciertos parámetros estandarizados, en general hay que conservar al máximo el remanente dentario, de tal manera que el diseño proteja y refuerce a la dentina así mismo al esmalte para tener una mayor adhesión.

El diseño de las preparaciones inlay debe ceñirse a ciertos principios de lo contrario la restauración se desalojará o se fractura la cerámica o el diente. Estas preparaciones están formadas por un Istmo, cajuela y flanco proximal.

El Istmo y la cajuela proximal proveen retención, estabilidad y resistencia, dándole a restauración la cualidad de prevenir que sea desalojada ante diferentes fuerzas y el flanco proximal provee integridad al margen. (3,4,43).

Hopp y Land en el 2013, sugieren las siguientes consideraciones en el diseño de la preparación para la cerámicas como disilicato de litio y cerámicas reforzadas con leucita

- 1,5 a 2 mm de profundidad.
- 2 mm de Istmo.
- Ángulos internos redondeados.
- 10 a 12 grados de convergencia en la pared axial.
- Mayor o igual a 10 grados de divergencia en las paredes bucal y lingual.
- 1 a 1,5 mm de reducción pared axial

La siguiente figura muestra el diseño de la preparación. (44)

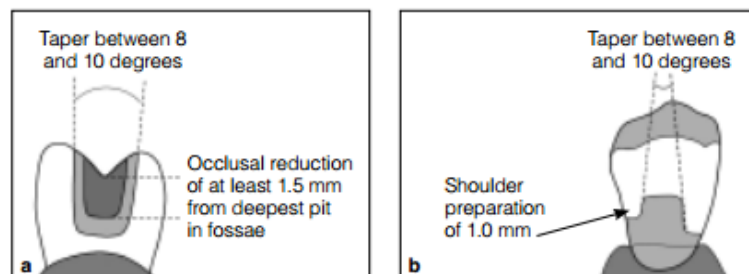


Fig 1: Diseño de la preparación. (a) Vista proximal; (b) Vista lingual.

La rehabilitación de piezas dentarias posteriores mediante restauraciones tipo inlay, no sólo satisfacen los requerimientos estéticos de los pacientes, sino que la mayoría de las veces permiten preparaciones dentarias más conservadoras. La evaluación clínica longitudinal de estos procedimientos restauradores demuestra resultados muy satisfactorios. El éxito clínico dependerá de una preparación dentaria con márgenes perfectamente delimitados y en conjunto con los fundamentos biológicos, mecánicos, funcionales y estéticos por parte del clínico y del laboratorio.

El principio de toda cavidad es proteger y conservar al máximo el remanente dentario. Dependiendo del material con que se vaya a restaurar la cantidad de preparación puede ser mayor o en menor, esto beneficia a las incrustaciones en cerámica las cuales conducen menor pérdida de esmalte si se comparan con preparaciones para incrustaciones en oro.

2.4 Adhesión

La Sociedad Americana de materiales define la adhesión desde dos puntos de vista, como fenómeno y como material. Como fenómeno, se trata del estado en que dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, como material se define como una sustancia capaz de mantener materiales juntos mediante la unión superficial.(45),

El Glosario de términos de prostodoncia define la adhesión como la propiedad de permanecer en estrecha proximidad resultante de la atracción física de moléculas a una sustancia o atracción molecular existente en las superficies de los cuerpos en contacto. (7)

La adhesión dental se ha considerado favorable desde el punto de vista conservador en los diferentes tratamientos, los métodos tradicionales de retención que anteriormente se utilizaban han sido reemplazados por procedimientos

adhesivos ya que estos conservan y preservan el tejido dentario. Los antiguos conceptos de Black de 1917, que consistían en grandes preparaciones y extensión por prevención, han sido gradualmente reemplazados por preparaciones pequeñas y técnicas más conservadoras. (46,47)

Los primeros reportes de adhesión al diente, en los cuales se debía partir de un conocimiento exhaustivo de la estructura del esmalte y la dentina. De éstos se sabía que la dentina presentaba un comportamiento diferente al del esmalte, el esmalte dentario presenta hidroxapatita de calcio corresponde casi al 96-97% de la composición adamantina por consiguiente altamente mineralizado, la dentina por el contrario, es un tejido orgánico de 19 a 21% en peso más que el esmalte, contiene además una proporción considerable de fibras colágenas que constituyen el 18% de su peso total con un 0,9 % de ácido cítrico y 0.2% de proteína insoluble, mucopolisacáridos y lípidos. Nakabayashi 1982, la describe como un compuesto biológico de una matriz de colágeno cargada con cristales de apatita de tamaño submicrónico y manométrico. El cemento radicular por su parte recubre la raíz del diente iniciándose en la parte cervical posee alrededor de 45-50% de sustancias inorgánicas y el 50% restante de material orgánico y agua. (46,47)

Uno de los avances de gran importancia para obtener adhesión ha sido la modificación del substrato dentinario mediante soluciones acidas. Las primeras investigaciones en adhesión fueron descritas por Buonocore en 1955, el cual fue el primero en describir el efecto sobre el esmalte dental después de la aplicación de una solución ácida, esto como un intento por limpiar el esmalte y aumentar el área superficial microscópica para la unión e infiltrar resinas sin relleno en las porosidades del esmalte.(46)

Buonocore en 1955, utiliza el ácido fosfórico al 85% para la técnica de grabado ácido en el esmalte. Silverstone en 1965, comprueba que las altas concentraciones de ácido están en relación inversa a la formación de microporos. Posteriormente Gwinnett y Buonocore, describen el efecto del ácido en la

estructura del esmalte visto al microscopio electrónico de barrido en un estudio realizado en 1972. De acuerdo con los trabajos de Silverstone en 1972, reporta que una solución de ácido al 30% aplicada sobre el esmalte por 60 segundos produce pérdida superficial de 10 micrómetros y penetra hasta una profundidad de 20 micrómetros. En 1975 este autor clasifica el grabado ácido en estructura histológica del tejido esmalte en tres patrones o formas diferentes:

Patron I de grabado: El efecto desmineralizante con remoción de sales de Ca se efectúa primordialmente en el centro de cada varilla, dejando la periferia intacta.

Patron II de grabado: El efecto ácido tiene predilección en los contornos de la varilla adamantina.

Patron III de grabado: Efecto combinado de los dos descritos.

El patrón de grabado más frecuente es el I, es decir ataque preferencial en el centro de cada varilla adamantina.

El agua está presente durante los procedimientos de unión los cuales proviene de varias fuentes, tales como el fluido dentinal, agua atmosférica (por ejemplo, humedad relativa), procedimientos de lavado y soluciones adhesivas.

En el pasado, el agua se ha considerado como un contaminante, la cual desfavorece la unión a la resina, a través del tiempo y con los avances de los materiales dentales se ha demostrado que el agua está estrechamente involucrada a la adhesión. Este concepto se originó debido a que los primeros agentes adhesivos dentinales eran altamente hidrofóbicos y por tanto no eran efectivos en presencia de agua. (48)

Kanca 1992, demostró que la unión a la dentina bajo condiciones húmedas podría dar como resultado resistencias adhesivas más altas en comparación a la unión a la dentina seca. Esa observación enfocó una nueva atención sobre el aspecto de la humedad superficial y estimuló una investigación adicional que mostraba mejoría de las resistencias adhesivas a la dentina húmeda en comparación a la

dentina seca. Incluso cuando la dentina tiene que ser secada con aire, la re-humectación con agua ha demostrado que puede restablecer altas resistencias adhesivas. Tay y colaboradores en el 1995, reportaron acerca de lo que denominaron el fenómeno de la sobre-humectación. De acuerdo a estos autores, la humedad de la dentina es recomendable para la unión. Sin embargo, grandes cantidades de agua (por ejemplo, 20 μ l) sobre las superficies dentinales podría dar como resultado una mala unión. El agua también puede diluir la concentración de los monómeros hidrofílicos. Estos problemas de humedad superficial pueden ser evitados usando los sistemas de unión de autograbado/autoadhesivo aplicados directamente a capas de barrillo relativamente secas. (48,49)

Según Van Meerbeek y col. en 1998, reportan que el fenómeno de adhesión es esencialmente un proceso de remoción de minerales (calcio, fosfatos) e infiltración de monómeros resinosos in situ, con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental, sellando los túbulos dentinales y manteniendo la homeostasis del medio interno del complejo dentino – pulpar. (47)

Dentro de las características que deben poseer las superficies adherentes son estar libres de impurezas y provistas de alta energía superficial apta para la adhesión. La adhesión a esmalte es bien conocida y reproducible con relativa facilidad, y se produce cuando se realiza un pretratamiento en la superficie en el cual aplica una solución ácida (ácido fosfórico, láctico, cítrico) sobre la superficie del esmalte y esta es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas (unidad estructural del esmalte) creando poros, surcos y/o grietas micrométricas. Además la sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial facilitando que los microporos o surcos generados puedan ser mojados y penetrados por una resina de enlace (Tags de resina), la cual quedará retenida físico – mecánicamente en el interior de los mismos. Se explica mediante la creación o establecimiento de una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental (Macrotags o Tags), mientras

que la adhesión a dentina, es un proceso dinámico, el cual es discutido y ha sido objeto de estudio.(47,48)

2.4.1 Adhesivos

El significado clínico principal de la acción de un buen adhesivo es lograr un sellado impermeable, tanto en esmalte como en dentina, que impida la percolación o microfiltrado de fluidos o toxinas indeseables. Los primeros adhesivos eran hidrofóbicos, pero teniendo en cuenta las características morfológicas y funcionales diferentes entre el esmalte y la dentina actualmente son hidrofílicos, propiedad imprescindible para penetrar en las porosidades del substrato dentinario el cual es inherentemente húmedo. Otro factor que dificulta la interacción de los sistemas adhesivos con la dentina es la presencia de smear layer, el cual es el resultante de procedimientos de corte, junto con remanentes del substrato, sangre, saliva, bacterias, el espesor de esta puede variar de 1 y 5 micras reportado por Pashley en 1984. Los primeros adhesivos intentaron unirse a la dentina estableciendo una unión con la capa de smear layer, pero fracasaron por la baja resistencia cohesiva y adhesiva a la dentina subyacente. (50,51,52)

Los adhesivos se clasifican de acuerdo a las siguientes generaciones:

Primera generación: existe remoción del barrillo dentinario para obtener radicales de fosfato libres y túbulos dentinarios libres para la utilización del NPG-GMA, estos adhesivos tuvieron una fuerza adhesiva de 2 Mpa.

Segunda generación: Los agentes de adhesión a la dentina requirieron la presencia de la capa de barrillo. Para difundir sobre el adhesivo y conseguir la unión del ester fosfato de los agentes de adhesión, los valores de unión de estos se lograban por debajo de 10 Mpa.

Tercera generación: En este caso se realizaba el tratamiento del barrillo dentinario con un ácido débil (ácido nítrico) para mejorar la adhesión, utilizándose

acondicionadores de dentina como el NPG y después el agente de adhesión para la resina como el HEMA y el BIS- GM logrando una fuerza de unión de 15 Mpa.

Cuarta generación: Su innovación fue incorporar un tercer compuesto denominado “primer” que es agente promotor de la adhesión sumando a él acondicionador y el adhesivo, esta generación es caracterizada como el de los 3 compuestos, se desarrollaron a partir de los años 90 en estos adhesivos presentaban una fuerza de unión entre 17 y 25 Mpa.(53,54).

Los imprimadores o “primers” son usados para aumentar la energía superficial de la dentina grabada y unir mediante la tensión superficial del primer y del adhesivo a la energía superficial de la red colágena, bien sea húmeda o seca según sea la técnica empleada. En su composición poseen monómeros con propiedades hidrofílicas e hidrofóbicas. Los hidrófilos interactúan con la red colágena de la dentina y los hidrófobos con las resinas adhesivas. Estos promotores de adhesión se basan químicamente en los grupos:

HEMA : 2 hidroxietilmetacrilato.

BPDM: bifeníldimetacrilato.

4-META: 4 metacrilato de etiltrimelita anhídrido.

PENTA: dipentaeritritolpenta. (65)

Estos monómeros como el HEMA y 4-META (clásicamente descritos como promotores de la adhesión) se encuentran disueltos en solventes orgánicos, tales como acetona, agua o etanol.(65)

Quinta generación: A diferencia de 3 pasos este consta de solo 2, empezando con el acondicionador y el primer-adhesivo en un solo frasco. La fuerza de adhesión de estos es de 20 a 25 Mpa la cual fue reportada por Van Meerbeek y col. en el 2001.

Durante más de dos décadas se desarrollaron sistemas adhesivos conocidos como adhesivos contemporáneos, que no necesitan un acondicionamiento previo o por separado de los tejidos dentales con ácidos fuertes (ácido fosfórico). Estos por su mecanismo de acción se conocen como autograbadores o autoacondicionadores y corresponden a la sexta y séptima generación de acuerdo a su desarrollo histórico.

Sexta generación: Powers y col en el 2003, clasificaron los sistemas adhesivos autoacondicionadores en los siguientes grupos:

Tipo I: Primer/ Adhesivo Auto acondicionador

Su presentación es en dos botellas. Primero se aplica el primer luego el adhesivo, no requieren grabado con ácido fosfórico, ni lavado posterior a su aplicación, puede venir de foto polimerización o dual.

Tipo II: Adhesivo Auto acondicionador:

Su presentación es en dos botellas que requieren mezclarse, no requieren ácido fosfórico, ni lavado posterior y es de foto polimerización.

Séptima generación: (All in one). Acondicionador/ primer/ adhesivo. Su presentación es en una botella que no requiere mezcla, no requieren grabado ácido, ni lavado posterior a la aplicación del este, es de foto polimerización.

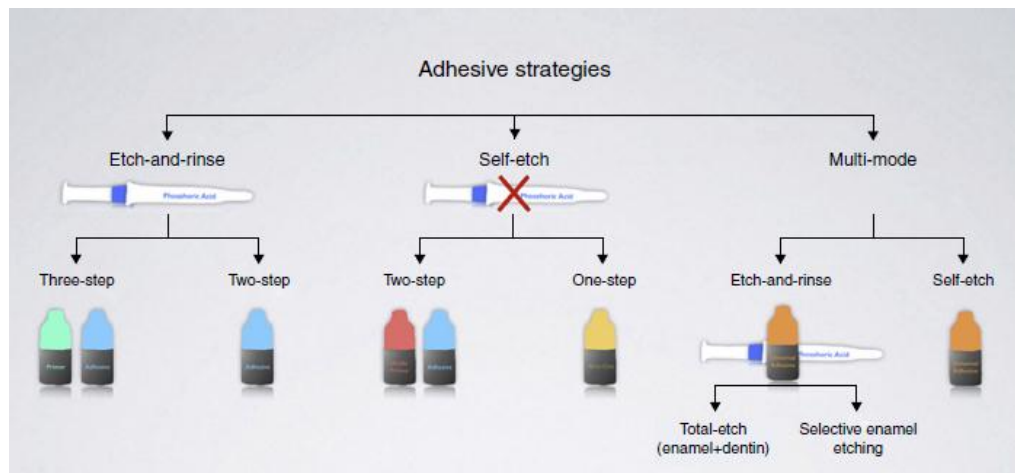


Fig.2 La evolución y los componentes de los de los sistemas disponibles.(50)

En la actualidad, todos los adhesivos se clasifican ya sea como grabado total y adhesivos de autograbado o auto acondicionadores. El mecanismo de acción de estos materiales debe analizarse teniendo en cuenta factores importantes tales como la acidez, la capacidad de grabar el sustrato a adherir y el vehículo o solvente que utilizan.

Pashley y Tay clasifican los Adhesivos dependiendo el grado de acidez:

- **Ultra-suaves** los cuales proporcionan una profundidad nano-metrica con un $\text{pH} > 2,5$ poseen menor capacidad de grabado.
- **Leves** con un $\text{pH} = 2.0$, permiten una profundidad de 1 micra.
- **Fuertes** con un $\text{pH} \leq 1,0$ permitiendo la interacción de cierta profundidad de micrómetros en la dentina y el esmalte que se produce típicamente por medio de adhesivos de grabado total, con la formación de abundantes tags de resina.(3,9,16,51)

Los sistemas adhesivos de grabado total tienen una aplicación en múltiples etapas, en las cuales requieren de tiempo y deben ser manejadas con pericia del operador, este sistema actúa sobre la dentina y desmineralizan la superficie hasta 5 micras. Al usar ácido fosfórico trasforma la superficie del esmalte a una mayor energía superficial, disuelve y desmineraliza la hidroxiapatita inorgánica, creando microporos que mejoran la retención mecánica. El grabado ácido del esmalte tiene una gran aceptación clínica debido a su capacidad para crear una unión estable, aumentando la longevidad de las restauraciones, disminuyendo la microfiltración marginal, sin embargo los efectos del grabado sobre la dentina varían ampliamente, dependiendo de varios factores como el tipo de dentina, la profundidad y la orientación túbulo. Después de grabar con ácido fosfórico, el acceso al túbulo se convierte en forma de tags creando microretenciones. La duración de grabado con ácido fosfórico al 35% no debe exceder los 15 sg, porque puede dar lugar a modificación estructural debilitando la malla colágena. (55)

Los adhesivos autograbadores utilizan monómeros hidrófilos, los cuales son capaces de penetrar simultáneamente al esmalte y dentina, a diferencia de los anteriores desmineralizan parcialmente la dentina hasta una profundidad menor de 1 micra. Estos sistemas no remueven completamente el barillo dentinal, pero si lo incorporan a la capa híbrida, dejando algunos cristales de hidroxiapatita alrededor del colágeno dentro de una delgada capa de esta. La hidroxiapatita puede servir para dar estabilidad a largo plazo ya que realiza una interacción química adicional con el monómero funcional del adhesivo. (56)

Los monómeros funcionales que se encuentran hoy en día en los sistemas adhesivos autograbadores son: 10- metacrilatoxidecil dihidrogeno fosfato (10-MDP), ácido 4-metacriloxietil trimelítico (4-MET) y 2-metacriloxetil fenil fosfato de hidrogeno (Phenyl-P). En estudios publicados por Yoshida y col en el 2011 y 2014 el 10- MDP actúa químicamente con la hidroxiapatita en un tiempo razonable, sin evidenciar signos de degradación de fuerza de adhesión ni en la interfase estructural. (57)

Los adhesivos utilizan actualmente solventes como la acetona, el agua o una combinación entre alcohol y agua. Es muy importante tener en cuenta que tipo de estos solventes utilizan, analizando ventajas y desventajas con el fin de obtener rendimiento en la práctica clínica.

Los solventes son importantes para asegurar la difusión de los monómeros en la dentina desmineralizada. Después de la difusión de los solventes deben ser eliminados , de lo contrario el solvente restante en el adhesivo de polimerización puede poner en peligro debido a la dilución de monómeros y pueden dar lugar a huecos y aumentar la permeabilidad de la capa adhesiva. La evaporación completa es difícil de lograr debido a los tiempos clínicos, y esta relacionada con la presión, a mayor presión del solvente implica una evaporación más rápida. Mientras se evapora el solvente, la relación de solvente-monómero disminuye, así como la presión de vapor. Por lo tanto, dentro del tiempo clínico,

solvente residual puede permanecer en el adhesivo y las consecuencias están directamente relacionadas con su cantidad.

El agua es un componente esencial de los adhesivos autograbadores porque permite la ionización de los monómeros ácidos y la desmineralización de los tejidos dentales, ya que sin esta solución el adhesivo no alcanza el pH necesario para reaccionar con el barrillo dentinal. Este solvente se evapora lentamente y no es sensible a la dentina desecada, así mismo necesita airearse muy bien y puede interferir con la adhesión si esta no es removida. Su presencia puede ocasionar degradación rápida del adhesivo y la posibilidad de dejar gotas embebidas en la inter fase adhesiva que pueden interferir con las fuerzas de Van der Waals establecidas en el momento de la adhesión. (57)

La acetona se evapora rápidamente lo que disminuye el tiempo de aireado después de su aplicación, es más sensible en la dentina desecada y puede requerir de más capas de adhesivo. (57)

La combinación entre el alcohol y el agua, este tipo de solvente se evapora menos rápido que la acetona y es menos sensible a la dentina desecada, sin embargo, necesita más tiempo de aireado que para uno de solo agua. (58)

Los adhesivos de última generación pueden ser utilizados en lugar de agentes de acoplamiento de silano cuando se va a realizar adhesión a cerámicas a base de sílice (feldespato, disilicato de litio, etc). Gary Alex en el 2015 afirma, que algunos adhesivos universales han incorporado silano directamente en sus formulaciones, esto tiene sentido siempre y cuando la química de los adhesivos universales no interfiera con estabilidad y rendimiento clínico del silano. Los fabricantes de otros adhesivos universales han optado por no añadir silano en sus formulaciones debido a que cuestionan la estabilidad de silano en el medio ácido de un adhesivo universal y / o creen que la interacción química de silano con la cerámica a base de sílice se inhibe significativamente cuando se combina con todos los monómeros encontrados en los adhesivos universales. (57)

Chen L, y col en el 2013 y Suh BI, en el 2014 reportaron estudios del ángulo de contacto y han encontrado que la incorporación de la resina de Bis-GMA o MDP (ambos de los cuales se utilizan en los adhesivos universales) en soluciones de silano reduce sustancialmente la eficiencia de adhesión y la interacción química del silano con disilicato de litio. (57)

La incorporación de silano en adhesivos universales es un área que requiere de mayor estudio. Cuando se va a realizar adhesión a las cerámicas a base de sílice, las recomendaciones de Gary Alex en el 2015 son: grabar la porcelana con ácido fluorhídrico seguido por el uso de silano pre-hidrolizado que está libre de cualquier monómero de resinas (Silano Puro). (57)

2.5 Cementos de uso odontológico

Un cemento es un elemento o agente de unión que se emplea para hacer que los objetos se adhieran entre sí firmemente. (7) Los Agentes cementantes proporcionan el paso final en una secuencia de procedimientos precisos que culminan en la entrega de la prótesis definitiva. El éxito a largo plazo depende de la adecuada selección y la manipulación apropiada del agente de cementación.

Un material ideal de cementación debe reunir una serie de propiedades como son adhesión a la estructura dental y a los materiales restaurativos, insoluble ante fluidos orales, elevada resistencia compresiva y a la tensión, un espesor bajo de película, biocompatible ante tejidos orales, deben tener propiedades anti cariogénicas, ser radiopacos, estéticos, fáciles de manipular y con suficiente tiempo de trabajo. La elección del agente de cementación, requiere de un enfoque prudente y esta selección debe basarse en el conocimiento de estos requisitos y otros atributos tanto de los materiales restauradores y agentes de cementación. (8)

2.5.1 Clasificación de los cementos de uso odontológico

Actualmente, una gran cantidad de agentes de cementación con diferentes propiedades están disponible en odontología y a través de tiempo han surgido varias clasificaciones, conocidas como convencionales (fosfato de zinc, policarboxilato, ionómero de vidrio) y contemporáneos (ionómeros de vidrio modificados con resina y cementos de resina). (36,59)

La función principal de un agente cementante es llenar el espacio en la interfaz de la restauración-diente y evitar su desprendimiento durante la masticación.

a. Dependiendo de la duración prevista de la restauración, un agente de cementación puede ser considerado como:

1. Temporal (Provisionales).
2. Permanente (Definitivos).

b. Según su presentación:

1. Polvo / Líquido;
2. Pasta / Pasta

c. Según su reacción de endurecimiento :

1. Cementos de reacción ácido base:

- 1.1 Fosfato de zinc
- 1.2 Policarboxilato de zinc
- 1.3 Ionómero de vidrio
- 1.4 El óxido de zinc y eugenol
- 1.5 Ionómero modificado con resina

2. Cementos de Polimerización:

- 2.1. Cementos de resina

2.2. Cementos de resina modificados con Ionómero de Vidrio.

Dentro de estas divisiones también pueden ser reconocidas sobre la base de unión:

(1) Grabado total

(2) Autograbado

(3) Autoadhesivos

d. Según su modo de activación:

1. Autocurado

2. Fotocurado,

3. Dual.

2.5.2. Cementos de resina

Como alternativa a la reacción de cemento ácido-base, los cementos de resina se introdujeron a mediados de la década de 1970. En su composición presentan menor porcentaje de carga inorgánica (material de Relleno) y carga orgánica tales como metacrilato de bisfenol-A-glicidilo (Bis-GMA) o UDMA (uretano dimetacrilato) y monómeros de bajo peso molecular, como el TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato) y otros metacrilatos, que están modificados de la resina compuesta.

Esta clase de cementos tienen una reacción de endurecimiento basada en la polimerización, baja solubilidad, estética, fuerza compresiva de 180-265 Mpa, fuerza tensil de 34-37 Mpa, Solubilidad 0.05 (% en peso a las 24 horas) y un módulo de elasticidad de 4-6 Gpa. (60)

La unión entre la cerámica dental y materiales a base de resina se ha investigado extensivamente en la literatura dental. Para una adhesión eficaz y prolongada, el procedimiento para el acondicionamiento de las superficies es de suma importancia para las cerámicas, estas implican un grabado con ácido fluorhídrico (Gel), creando un patrón topográfico que favorece la unión micro mecánica, una capa de silano que es un agente de unión y tiene como fin formar una capa químicamente compatible promoviendo humectabilidad en la superficie para el cemento de resina. Estos son compuestos orgánicos que contienen grupos polimerizables, tales como metacrilatos, y grupos alcoxi. El metacrilato se puede polimerizar con una matriz orgánica de resina (por ejemplo; cementos de resina, materiales compuestos, adhesivos). El silano grupo alcoxi que puede reaccionar con una superficie hidroxilada, como la cerámica a través de una sustancia química 3- metacriloxipropiltrimetoxisilano.(11,60)

Los cementos de resina pueden desarrollar retenciones micro mecánicas a los materiales restaurativos menores de 2 micras creadas por el grabado ácido, abrasión por aire, y por lo general, en combinación con un agente de adhesión al esmalte y a la dentina mediante la formación de la capa híbrida de (0.5 a 10 micras). (11)

En combinación con las denominadas técnicas de fijación adhesiva, las propiedades de los cementos de resina han mejorado, incrementando así el uso de las incrustaciones en cerámicas clase I y clase II. (18,40,61)

Los cementos de resina pueden conferir propiedades adhesivas tanto a los tejidos de los dientes y al material de restauración, presentan solubilidad insignificante y propiedades ópticas mejoradas. La polimerización de cementos adhesivos para materiales de restauración translúcidos, tales como vitro-cerámica o restauraciones de polímeros reforzados permite un resultado estético excelente y al mismo tiempo reduce la necesidad de macro retención. Esto puede ser considerado como un alto impacto en la preservación de los tejidos dentarios. Son

considerados en general como una alternativa ya que mejora la retención, así como la adhesión.

Las propiedades ideales de los cementos de resina son viscosidad, biocompatibilidad, alta resistencia a la fractura, baja solubilidad, estabilidad de color, resistencia al desgaste, radiopacidad, alta resistencia a la compresión y flexión. (62)

En la cementación de restauraciones de cerámica con cementos de resina han demostrado buenos resultados. Dan-Krister en 2010 y Tabassom en el 2012, en estudios in vitro establecieron que la resistencia de estos cementos depende de la elasticidad y la creación de una capa híbrida que es influenciada por la textura de la superficie de la cerámica. Una buena adhesión en la cementación junto con sus propiedades son cruciales para la longevidad de las restauraciones dentales. (42,61)

El espesor de la película de un cemento de resina podría afectar significativamente a las restauraciones a corto y largo plazo (11). Manso y col. en el 2009, reporta que una capa gruesa de cemento se relaciona con la disminución de la resistencia de la unión de los sistemas cerámicos, por lo tanto recomienda mantener un espesor de película máximo de 50 micras, para minimizar los efectos de la absorción de agua, alteración en las propiedades de los cementos y el soporte para la restauración. Kious y col. en el 2011 mostró que todos los cementos dentales recientemente introducidos cumplen con la norma ISO de espesor de la película (25 micras) para un máximo de 2 minutos después de la mezcla.(60)

Los cementos de resina varían también de acuerdo mecanismo de curado: autocurado, fotocurado y curado dual). La principal diferencia entre los modos de polimerización es el sistema de iniciación.

Los cementos de autopolimerización son aquellos que no necesitan una fuente de luz para efectuar su polimerización, por lo cual tienen mayor tiempo de trabajo. Los cementos de fotopolimerización son sistemas de pasta única donde la luz debe alcanzar cada parte del material, tienen como ventaja un mayor tiempo de trabajo, ya que sólo polimerizarán al ser expuestos a la luz, por lo tanto deben limitarse a algunos materiales restauradores que permitan el paso de la luz para completar su proceso final de cementación. Los cementos de curado dual son agentes de cementación que tiene la finalidad de unir las características favorables de los cementos resinosos foto polimerización y de auto polimerización. Se indican cuando las características del material restaurador inhiben el paso de luz suficiente que se necesita que llegue al cemento para lograr su endurecimiento. En estas situaciones, la intensidad de luz que llega al cemento puede ser suficiente para desencadenar el proceso de polimerización activado por la luz, pero se necesita un catalizador auto-polimerizado para asegurar la curación máxima. Su presentación viene en forma de dos pastas en donde una pasta contiene una amina terciaria y un fotoiniciador. La otra pasta contiene peróxido, que generalmente es peróxido de benzoilo. En una interesante variación del sistema de iniciación, la polimerización anaeróbica que empieza sólo cuando el suministro de oxígeno se corta después de la colocación del dispositivo protésico. Esta característica proporciona trabajo prolongado y tiempos de fraguado y ofrece un fácil retiro del exceso del material.(63,64)

Aunque el concepto de curado dual parece ser llamativo, varias cuestiones han sido consideradas en la literatura en cuanto a su rendimiento. Varias publicaciones como las de Hasegawa y col y Guarda GB, y col en el 2010 sugieren que solo el autocurado no es suficiente para lograr el máximo endurecimiento del cemento, así mismo se indica que la cinética de curado dual en cementos de resina es más compleja de lo que se pensaba. Los estudios como los de Pegoraro y col en el 2007 y 2010 indican que la activación por luz de algunos cementos de curado dual parece interferir con el mecanismo de autocurado y restringe que el cemento alcance sus propiedades mecánicas máximas.(64)

Esta información es de gran importancia para la práctica clínica, ya que la activación de la luz siempre es recomendada por el fabricante. Queda por demostrar si el mismo fenómeno ocurre con todos los sistemas de cemento a base de resina. Si bien esta información no está disponible, es recomendable como lo sugiere Pegoraro en el 2011 retrasar el procedimiento de fotocurado de polimerización dual al tiempo máximo clínicamente posible. (60)

El tiempo ideal entre la mezcla y la activación de la luz aún no ha sido determinada, pero algunos estudios han demostrado que la luz de curado de 5 a 10 minutos después de la mezcla no parece interferir con la polimerización y las propiedades finales. Es interesante observar que no existe una correlación directa entre las alteraciones en el grado de conversión causada por los diferentes modos de curado y los cambios en las propiedades mecánicas de los cementos de resina. Sin embargo, los cementos que no curan adecuadamente con la activación de la luz o con una reacción de autocurado pueden experimentar reacciones químicas adversas y problemas de permeabilidad cuando se asocia con sistemas adhesivos simplificados. (69)

El mecanismo de doble curado generalmente se basa en la reacción de peróxido de benzoilo con aminas terciarias aromáticas (representados por catalizador y base, respectivamente). La pasta contiene un compuesto sensible a la luz denominado canforoquinona responsable de iniciar el mecanismo curado. Después de que las pastas se mezclan y hasta que se proporcione la luz, el tiempo de trabajo se controla por la relación entre los inhibidores de la reacción de autocurado y la cantidad de peróxido y aminas terciarias aromáticas. Tanto los inhibidores y peróxidos son compuestos químicos orgánicos susceptibles a la degradación durante el almacenamiento.(63)

Por lo tanto, los cementos de curado dual tienen una vida útil limitada y el mecanismo de ajuste de esos cementos puede fluctuar durante ese tiempo, dependiendo de las condiciones de almacenamiento que podrían alterar el potencial reactivo de tales componentes. Estudios In vitro indican que tanto el

tiempo de trabajo y el tiempo de endurecimiento se pueden alterar significativamente durante el almacenamiento, sobre todo si la temperatura de almacenamiento es muy superior a la recomendada ($> 18^{\circ}\text{-}22^{\circ}\text{ C}$). (63,64)

Existen mecanismos de unión así como problemas de incompatibilidad de los cementos de curado dual dependiendo del adhesivo que se utilice, ya que ambos son ácidos y de naturaleza hidrófila. Durante la cementación, los grupos ácidos en la capa sin curar compiten con peróxidos y aminas terciarias aromáticas, lo que resulta en una reacción ácido-base entre el adhesivo y el cemento de resina, además las características hidrófilas de tales sistemas adhesivos funcionan como membranas permeables. Este comportamiento hidrófilo permite el flujo de agua a través del adhesivo después de la polimerización. La presencia de agua en la interfase entre el adhesivo y el cemento compromete el área unida total y la polimerización adecuada del cemento, esta agua puede acumularse en la interfase lo que lleva al fracaso de la unión adhesivo de cemento. Se sugiere en publicaciones realizadas Manso y col utilizar sistemas adhesivos menos permeables como grabado-lavado y de auto-grabado cuando la unión es de cementos es de curado dual. La principal ventaja de estos sistemas es que incluyen una capa de una resina relativamente más hidrófoba y no ácida, esta capa adicional no causará reacción adversa con las aminas básicas del cemento y reducirá la permeabilidad de la capa de adhesivo. (63,64)

La polimerización de un sistema adhesivo produce propiedades mecánicas y físicas adecuadas. El éxito de la polimerización de un adhesivo dado es dependiente de su composición y la distancia desde la punta de la luz. Sin embargo, especialmente para restauraciones indirectas, el uso de un autoadhesivo o de doble curado puede ser considerado cuando la polimerización de luz efectiva es incierta. Además, la auto-polimerización por sí sola no se recomienda ya que el grado de conversión es significativamente menor que cuando se utiliza el mismo adhesivo de curado dual. (63)

La mayoría de los cementos de resina requieren pretratamiento del sustrato dental para promover la unión a los tejidos dentales. Este pretratamiento se puede obtener por la aplicación de un sistema adhesivo como se mencionó antes y se puede dividir en tres tipos (grabado total, autograbado, autoadhesivos).

2.5.2.1 Cementos de grabado total:

Este sistema tiene 3 pasos principales: 1) grabado ácido, enjuague, secado. 2) aplicación de agentes de unión, curado. 3) cemento de resina aplicado, curado.

Los cementos de grabado total combinan un sistema adhesivo de dentina con cemento de resina a base de metacrilato. Están compuestos por Dimetacrilatos, bis-GMA, dimetacrilato de trietilenglicol, dimetacrilato de uretano, peróxido de benzoilo, cargas inorgánicas, trifluoruro de iterbio, iniciadores, estabilizadores y pigmentos.(65)

Necesita imprimación para unirse a los sustratos de los dientes es decir, se aplica ácido para crear microporosidades en el esmalte, eliminar el barro dentinario y abre los túbulos de la dentina, permitiendo micro porosidades del esmalte dejando el colágeno y la porción más externa de los túbulos dentinarios expuesta sirviendo de retención al cemento adhesivo. Los monómeros hidrófilos impregnan los espacios creados dentro de la red de colágeno de la dentina, resultando en fibrillas de colágeno envuelto con resina y la formación de una zona de interdifusión de resina y dentina, asegurando el sellado de los túbulos y los márgenes de la obturación. Necesita un agente de acoplamiento de silano para la cerámica a base de sílice. (63)

Este procedimiento obliga al clínico a usar diferentes componentes y seguir un procedimiento de varias etapas para preparar el esmalte y la dentina a fin de lograr una adhesión eficaz. Los adhesivos de grabado total deben ser utilizados en dentina húmeda para evitar el colapso de la red de colágeno, sin embargo el exceso de agua en los espacios interfibrilares competirá con los monómeros adhesivos, lo cual causa disolución de su concentración y perjudica la

polimerización óptima. Además, una aplicación de forma de “fricción” mejora la retención clínica y resistencia de unión así mismo una vez aplicado, se debe realizar la evaporación del solvente, si este es incompleto aumenta la permeabilidad y disminuye la resistencia a la unión. El agua residual atrapada dentro de la red de colágeno dará lugar a la polimerización incompleta de los monómeros adhesivos.(65,66)

HEMA (metacrilato de 2-hidroximetil) es un monómero muy popular, que es de uso generalizado . Se emplea mucho ya sea en tres y dos pasos los sistemas de grabado-y-lavado una de las razones de esta preferencia está relacionada con su carácter hidrófilo que lo convierte en un excelente promotor de adhesión mejorar la fuerza de unión. Por otro lado, la característica hidrófila puede, en estados no curados y curados, absorber fácilmente el agua . En el estado sin curar la absorción de agua puede dar lugar a la dilución del monómero en la medida en que la polimerización se inhibe, comprometiendo la resistencia inicial de unión, lo que puede causar fracaso en la adhesión.

La presencia de agua dentro de la capa híbrida puede causar hidrólisis, lo cual es un proceso químico que rompe enlaces covalentes entre los polímeros por adición de agua sobre los enlaces éster, dando lugar a degradación de la resina afectando la resistencia de unión.

La capa hidrofóbica del sistema de grabado total puede superar en parte el movimiento del agua a lo largo de la interfaz conjunto acelerando el paso de fluidos durante los cambios de temperatura y de la masticación. Este paso puede ocurrir en diferentes direcciones, desde y hacia la pulpa, y desde y hacia el medio ambiente oral. Por lo tanto sería factible en presencia de una capa hidrofóbica, una reducción de este movimiento, preservando la interfase adhesiva de hidrolisis y también disminución de la sensibilidad.

2.5.2.2 Cementos autograbadores

Con la aparición de los nuevos sistemas adhesivos, los cementos autograbadores los cuales no requieren de pasos previos de desmineralización mediante el uso de ácido fosfórico ni de la aplicación de sistemas adhesivos. Están compuestos por dimetacrilatos y monómeros ácidos. Los rellenos inorgánicos son vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, co-polímeros y dióxido de silicio, catalizadores, estabilizadores y pigmentos cromáticos.(65,66)

En los autograbadores, la capa de barrillo no se quita, pero queda impregnada por los monómeros ácidos. El colágeno intertubular es entonces expuesto y los minerales eliminados son sustituidos por monómeros de resina, creando traba micro mecánica dentro de los intersticios de colágeno. Las fibrillas de colágeno no están completamente con hidroxiapatita, en comparación con los adhesivos de grabado total. Por esa razón, también se observa interacción química entre monómeros funcionales (10-fosfato de dihidrógeno metacriloiloxidecilo [MDP]) o algunos ácidos (ácido polialquenoico) y la hidroxiapatita la cual puede mejorar la durabilidad de adhesión. A pesar de la unión química limitada, la traba micromecánica sigue siendo la principal fuente de unión de los adhesivos de autograbado. La eficacia de estos sistemas adhesivos varía considerablemente y se ven afectado por la composición, la vida útil y el envejecimiento.

Los cementos de resina autoadhesivos se introdujeron en el año 2002, no requieren agentes de pretratamiento de la superficie para maximizar su rendimiento. Por lo tanto, la sensibilidad de la técnica de cemento de resina autoadhesivo se ha reducido considerablemente en comparación con los cementos de resina convencionales. (60)

Estos cementos son tolerantes a la humedad y tienen la capacidad de liberar fluoruro de una manera similar a los cementos de ionómero de vidrio según lo reportado por Gerth et al en el 2006. Sin embargo, El-Guindy et al. En el 2010 un informó que la superficie de la dentina idealmente debe ser tratada antes de aplicar un sistema de auto-adhesivo, para mejorar la resistencia de la unión

dentina. Por otra parte, el grabado del esmalte con ácido fosfórico ya sea solo (De Munck et al., 2004, Duarte et al., 2008 y Hikita et al., 2007) o seguido de un agente de unión (Lin et al., 2010), puede mejorar significativamente la resistencia de la unión del cemento auto-adhesivo a la estructura del diente.

A pesar del bajo pH inicial de <2,0, la desmineralización del esmalte y la dentina es sólo superficial. Un aumento en el pH hasta 7,0 se observa como consecuencia de la reacción entre los grupos fosfato, cargas alcalinas y la hidroxiapatita del esmalte y la dentina dando así la neutralización de las resinas de acidez inherente. Su mecanismo de unión se basan también en la unión química de retención micro mecánica. Los grupos de ácido quelato, los iones de calcio de la hidroxiapatita, promueven la adhesión química. Además, los grupos carboxílicos de ácido polialquenoico forman enlaces iónicos con calcio presentes en la hidroxiapatita, influyendo positivamente. Así mismo son capaces de disolver parcialmente la capa de barrillo sin quitar el tapón dentro de los túbulos de la dentina. La aplicación de una capa gruesa puede influir negativamente en la resistencia de unión de los cementos autoadhesivos, ya que el enlace químico se consigue con hidroxiapatita.

Durante la cementación, deben estar sentados bajo presión para asegurar el máximo contacto del cemento con la dentina. La presión si es insuficiente conduce a la falta de contacto íntimo entre el sustrato y el cemento, lo que resulta en una mala adaptación y fuerza adhesiva disminuida. La degradación del agua sigue siendo un problema para estos cementos por la permeabilidad durante el periodo inicial que deteriora la calidad de unión del cemento. (67)

La mayoría de los datos disponibles en la actualidad para los cementos autoadhesivos están basados en investigaciones in vitro, con muy pocos estudios sobre el rendimiento clínico. (67)

La selección del cemento o la inadecuada manipulación afecta significativamente la longevidad de una restauración. Es fundamental que el clínico seleccione el

cemento teniendo en cuenta sus características físicas, mecánicas, estéticas y propiedades de manejo, así como los costos y la técnica necesarias. Las restauraciones indirectas constituyen una parte importante en la odontología contemporánea, el uso exitoso de cementos de resina depende de varios aspectos relacionados con los mecanismos de unión de ambos tejidos dentales y restauraciones. El conocimiento científico de los materiales disponibles en la actualidad, así como el reconocimiento de sus limitaciones y de las indicaciones son factores clave para restauraciones duraderas. (60,64,65,66)

Sin embargo, los puntos más débiles en las restauraciones cerámicas son la microfiltración y la adaptación marginal. La adaptación marginal debe ser lograda ya que si no se proporcionan puede conducir al acumulo de placa, enfermedad periodontal, caries recurrente, y, en última instancia, el fracaso de la restauración. (11,15,17).

2.6.3 Protocolo de cementacion para restauraciones de disilicato de litio

Cementación para Grabado Total

- 1.** Se realiza limpieza de la cavidad con cepillo de profilaxis y solución de agua con bicarbonato de Na con un cepillo suave y a baja velocidad.
- 2.** Se lava con agua secando ligeramente, evitando el resecado con tiras absorbentes.
- 3.** Se prueba asentamiento y adaptación marginal por método visual con lupa de 4X y táctil con explorador Hy-Friedy número 5.
- 4.** Se realiza TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DE CERÁMICA de la siguiente manera:
 - a:** Grabado ácido con Ac. fluorhídrico al 5% durante 20 segundos
 - b.** Lavado con chorro de agua.

c. Se neutraliza superficie incorporando la incrustación en una solución de bicarbonato de Na por 60 segundos.

d. Colocación en ultrasonido por 60 segundos.

e. Secado y aplicación de silano con microbrush en superficie tratada y se deja actuar 60 segundos.

f. Aplicación de aire.

5. Se realizó TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DENTAL de la siguiente manera:

a. Aplicación de ácido fosfórico al 37%: sobre el esmalte por 15 segundos y pasando a dentina a 10 segundos con un tiempo total de 15 segundos.

b. Lavado por 5 minutos con agua.

c. Secado sin resecar con tirillas de papel absorbente.

d. Aplicando el adhesivo sobre esmalte y dentina por 10 segundos, frotando hasta que quede una fina capa eliminando los excesos. Es importante que se observe un brillo de la superficie del diente, el cual indica que este completamente sellado.

e. Finalmente se aplica base +catalizador, con una proporción 1:1 por 10 segundos, realizando una mezcla uniforme y así mismo eliminando burbujas. El tiempo de trabajo no se excederá más de 3,5 minutos y en temperatura que no excederá de 37°C.

f. Se lleva la restauración con un ultrastick aplicando el cemento variolink a la restauración y luego al diente ejerciendo leve y uniforme presión.

g. Se eliminó excesos con microbush y se prepolimerizo por 2 segundos

h. Fotopolimerización con lámpara Elipar TM 3M ESPE 800 mW/cm² por 20 segundos, con distancia de 2 mm. Donde se usó un calibrador en la punta de la lámpara para lograr la misma distancia en el proceso de fotopolimerización.

i. Pulido de los bordes de la incrustación cementada con Variolink N. (68)

Cementación con Autoadhesivo

1 .Se realiza limpieza de la cavidad con cepillo de profilaxis y solución de agua con bicarbonato de Na con un cepillo suave y a baja velocidad.

2. Se lava con agua secando ligeramente, evitando el resecado con tiras absorbentes.

3. Se prueba asentamiento y adaptación marginal por método visual con lupa de 4X y táctil con explorador Hy-Friedy número 5.

4. se realizó TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DE CERÁMICA de la siguiente manera:

a. Grabado ácido con Ac. Fluorhídrico al 5% durante 20 segundos

b. Lavado con chorro de agua.

c. Se neutraliza superficie incorporando la incrustación en una solución de bicarbonato de Na por 60segundos.

d. Colocación en ultrasonido por 60 segundos.

e. Secado y aplicación de Monobond S con microbrush en superficie tratada y se deja actuar 60 segundos.

f. Aplicación de aire.

Tratamiento de superficie dental: No requiere.

5. Aplicación de cemento autoadhesivo en la restauración con ayuda de punta mezcladora.
6. Se lleva restauración con ultrastick al diente ejerciendo leve y uniforme presión.
7. Se pre-polimeriza por 2 segundos para eliminar excesos con un microbrush inmediatamente. Donde se usó un calibrador en la punta de la lámpara para lograr la misma distancia en el proceso de fotopolimerización
8. Fotopolimerización con lámpara Elipar TM 3M ESPE 800 mW/cm² por 20 segundos, con una distancia de 2 mm previamente estandarizada
9. Pulido de los bordes de la incrustación cementada con multilink Speed (24)

2.7 Adaptación marginal

La adaptación marginal se define como la distancia entre la línea de preparación del diente al margen de la restauración o también se conoce como el grado de proximidad del material restaurador a un diente preparado. (7)

Las preparaciones en incrustaciones cuando son demasiado expulsivas presentan una pobre adaptación marginal, afectando la resistencia a la fractura y la longevidad de la restauración. Lo cual lleva a mayor riesgo de lesiones cariosas y de enfermedad periodontal a causa de fractura del cemento en su interior, donde pueden ingresar fluidos y microorganismos, conocido como ciclo de microfiltración. Los resultados de la microfiltración son una decoloración marginal, irritación pulpar, fracasos con el cemento y lesión cariosa finalmente. (61)

Las investigaciones de estudios in-vivo entre adaptación marginal y salud del tejido periodontal nos demuestran que cuando existe una discrepancia marginal, va dar como resultado inflamación gingival. Estos cambios son dados por acumulación de placa, causada por una inadecuada adaptación marginal. (61)

En las restauraciones, varias son las condiciones en las que se puede presentar la desadaptación marginal. Esta muchas veces es deficiente, debido a las propiedades los materiales utilizados. Por ende la adaptación marginal tiene gran importancia clínica, ya que los desajustes a este nivel son los responsables de una serie de alteraciones, que van a desembocar con el paso del tiempo en el fracaso del tratamiento y de la restauración definitiva. Estas condiciones desfavorables causaran un cuadro clínico de inflamación gingival en las partes interproximales, microfiltración en el total de la restauración y recidiva de caries comprometiendo no solo el soporte dental, sino también a la pulpa. (41,69).

En la actualidad no hay un consenso en cuanto al término de adaptación y son muchos los puntos tomados como referencia para definirlo encontrados en la literatura, por lo cual Holmes y Col en 1989 tratan de dar una definición más detallada de los tipos de desadaptaciones que se pueden presentar midiendo varios puntos entre la restauración y el diente:

- Adaptación marginal, es la distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen.
- Adaptación interna, la cual es la medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación
- Discrepancia marginal vertical; desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de la inserción de la restauración.
- Discrepancia marginal horizontal; es el desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobrecontorneado; distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir, distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.

- Margen infracontorneado; es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavo superficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- Discrepancia marginal absoluta; combinación angular del desajuste marginal y el sobrecontorneado o infracontorneado.(56)

Petra C. Guess y col 2014, afirman que las dimensiones de la interface del adhesivo, las propiedades físicas del material de cementación y el sustrato del diente disponible para la unión adhesiva a largo plazo, determinan el éxito clínico de la restauración. El aumento de discrepancia marginal, está relacionado cuando existe una mayor exposición del material al medio ambiente oral, lo que conducirá a una mayor tasa de disolución de cemento ,causado por los fluidos orales y químicos como consecuencia, la longevidad de la diente restaurado puede verse comprometida. (70)

Reich y col, en sus estudios in vitro reportaron que el promedio aceptable clínicamente de la adaptación marginal oscila entre 50 a 100 micras. McLean y Von Fraunhofer, nos describen que la restauración será exitosa a nivel marginal si existe un espacio para el cemento entre 50 a 120 micras. Estos valores parecen ser favorables para los agentes cementantes ya que logran una adhesión resistente. Por otro lado INTERNATIONAL STANDARD (E) ISO 4049:1988 menciona que la capa de los materiales cementantes resinoso deben ser no más de 50 micras. (34)

Por otro lado, Heintze SD en el 2007, reporta en una revisión sistemática que hay de 5 a 10 veces mayor pérdida de material de cemento de resina en los gaps marginales más amplios ($> 150 \mu\text{m}$) que en los más pequeños ($50 \mu\text{m}$) y se llegó a la conclusión que una suficiente adaptación marginal puede reducir significativamente la disolución de los materiales de cementación de resina en circunstancias clínicas.(70)

Petra C. Guess y col. 2014, nos aclaran que el ajuste interno es otro factor clave para la estabilidad a largo plazo de las restauraciones cerámica sin metal. El espesor de la capa de cemento, que se refleja por el ajuste interno, así como la composición química y el módulo elástico del cemento, son parámetros importantes que afectan el fracaso de la restauración monolítica totalmente cerámica. En teoría el fracaso de cerámica se presenta en la interface cemento-cerámica, descrito como un área de iniciación de grietas. Cuando la capa de cerámica está soportada y unida uniformemente al material menos rígido, existen altas tensiones de tracción que se desarrollan con la carga masticatoria dando como resultado comportamientos catastróficos en la restauración. (29)

Las Grietas producto de la flexión, se originan en la cementación en la superficie interna, donde se propagan hacia arriba de la superficie oclusal y en última instancia conduce a la fractura de la restauración. (29)

Dentro de las distintas técnicas de fabricación de restauraciones En el estudio de Petra C. y col 2014, se encontró valores de ajuste interno más favorables para la técnica prensada a calor en diferencia a las técnicas de fabricación CAD/CAM. (29)

Petra C. Guess y col. en su estudio reporta que el ajuste marginal de incrustaciones Onlays fue afectado por la técnica de fabricación CAD / CAM donde la técnica de fabricación de prensada de onlay totalmente cerámicas resultó significativamente con mejor el ajuste interno, en comparación con la técnica de CAD / CAM. La interacción de ajuste interno y las necesidades de iniciación de grietas superficiales cementación que se abordarán en futuras investigaciones. (29)

Métodos para medir la adaptación marginal

El método más usado es la ayuda de microscopios, pero este presenta inconveniente en el momento de ubicar los puntos de medición, ya que se torna difícil y presenta errores en su proyección. Esta técnica es usada realizando replicas en resina Epoxica del área marginal, esta es seccionada y luego observada al microscopio. También se usa la réplica con silicona de cuerpo liviano entre la corona y el diente. (50)

Otro método usado son la videografía laser, la cuales se usan sacando un replica con silicona de cuerpo liviano y digitalizada conjuntamente en un troquel. Este método se usa para medir adaptación interna pero no es el método más exacto. (29)

También existe la perfilometria, el cual es un aparato diseñado para medir rugosidad de la superficie, permite dar medidas indirectas de discrepancia marginal absoluta. Y por último existe la técnica de microtomografía con rayos X la cuál es una técnica innovadora que reproduce imágenes Bi y tridimensionales del espacio, donde queremos medir la adaptación marginal. Puede producir secciones próximas del área marginal, dando como gran ventaja numerosos sitios de medición y distintas medidas de áreas críticas. (27,29)

Burçin Akoğlu V. y Col. en el 2012, realizaron un estudio en incrustaciones en disilicato de litio, reportando que las discrepancias marginales de las restauraciones IPS emax CAD fueron significativamente más grandes en comparación a IPS emax Press sobre el esmalte pero la diferencia no fue estadísticamente significativa sobre la dentina. (44)

Guess P y Col. en el 2014, evaluaron la adaptación marginal de restauraciones Onlays total-cerámicas (Inyectadas y CAD/CAM) y los valores de discrepancia fueron de 35-50 μm antes de la cementación, 49-63 μm después de la cementación, y 51-59 μm después de la fatiga termo mecánica. Estos valores están todos dentro de un rango clínicamente aceptable (.29)

2.8. Microfiltración

El paso de los fluidos, bacterias, moléculas, o iones y del aire entre un material restaurativo y una pared cavitaria preparada de un diente se ha definido como "microfiltración" esto puede llevar a un deterioro de los márgenes de la restauración dando como resultado caries recurrente en la interface diente-restauración, hipersensibilidad del diente restaurado y el desarrollo de patologías pulpares. (10)

La microfiltración generalmente se evalúa con estudios invitro, evaluando las propiedades de sellado dentinal con diferentes agentes adhesivos. Por esta razón se han usado pruebas de tinte que son las más empleadas y proporcionan cierta información sobre el posible resultado de estos materiales.(9,10).

2.8.1. Medición de la microfiltración

La microfiltración es evaluada con estudios invitro. Existen técnicas que incluyen la microfiltración de moléculas bacterianas, químicas o trazadores radioactivos. Los estudios de penetración de tintes de color son las técnicas más comúnmente empleadas.

Debido a que los nuevos materiales están siendo constantemente introducidos al mercado, requieren de análisis de laboratorio a corto plazo debido a que las evaluaciones clínicas son costosas, demandan tiempo y requieren de aprobación ética. Contrariamente, los estudios in vitro tales como las pruebas de microfiltración pueden proporcionar información importante acerca del posible rendimiento clínica de los nuevos materiales restaurativos. (72)

Las pruebas de microfiltración son métodos de investigación muy comunes, aunque estos estudios con frecuencia han demostrado ser contradictorios y han sido realizados con diferentes procedimientos y sin estandarización. No obstante

se reporta que las pruebas sobre la microfiltración pueden ser parámetros confiables para predecir el rendimiento in vivo. (71,72)

La información basada en la etiología de la caries conduce a la conclusión que cada sitio retentivo de placa tiene el potencial de caries secundaria. Un problema común con los estudios in vitro es que frecuentemente el tamaño de la muestra es muy limitado.

Hasta cierto punto, el ambiente oral puede ser replicado por la conservación en agua y el termociclado de las muestras. El uso del termociclado simula el envejecimiento artificial. Existe desacuerdo en las opiniones acerca de la influencia del termociclado sobre la microfiltración. Algunos autores demuestran un aumento de microfiltración en la interfaz cemento-dentina-restauración después del estrés térmico.

En estas situaciones, es empleado el azul de metileno como trazador para evaluar el grado de filtración. El pequeño tamaño de las partículas y la permeabilidad de los túbulos dentinales pueden conducir a una sobre estimación de la relevancia de esta infiltración. El área de azul de metileno es calculada en aproximadamente 0.25nm^2 , más pequeña que el tamaño promedio de las bacterias. (72)

Debido a que las bacterias tiene un diámetro entre 0.3-1.5 micrones, esta técnica no puede distinguir entre brechas estrechas y suficientemente anchas para permitir el paso de las bacterias. Un resultado interesante fue el uso del trazador de azul de metileno, conducía a puntajes más altos de microfiltración, en comparación a otras evaluaciones microscópicas. Cooley y Barkmeier encontraron grietas de 10 micrones alrededor de las restauraciones Vitrebond. Además, el tiempo de permanencia del espécimen en el azul de metileno parece no tener influencia, sobre los puntajes de la microfiltración. (72)

Este método de evaluación puede ser menos sensible que la evaluación tridimensional. Sin embargo, se reporta que el uso de varias secciones de un

diente, pueden evitar la subestimación de la microfiltración in vitro. Esta técnica es principalmente cualitativa y hasta cierto punto un método cuantitativo de evaluación.

Bulent Uludaga y col en el 2014, utilizaron fuchsine básica para determinar el grado de microfiltración. La técnica de corte múltiple utilizado ofrece una ventaja sobre el procedimiento más simple de las muestras una vez seccionados y computarizado el análisis de imágenes permitiendo la medición cuantitativa de la longitud de tinte penetración. (45) Este método es totalmente cuantitativa y los especímenes se pueden seguir longitudinalmente debido a su naturaleza no destructiva. (73)

Basados en la anteriores tecnologías, se concluyó que hasta ahora ninguna técnica restaurativa adhesiva existente, garantiza una adaptación marginal confiable, cuando los márgenes están localizados en el cemento-dentina.

Un estudio in vitro que no muestre microfiltración de un material o microfiltración significativa de otro, podría indicar un rendimiento clínico satisfactorio del primer material. Sin embargo este segundo material puede funcionar adecuadamente también en una situación clínica.

2.8.2. Factores que causan de la microfiltración.

Cagidiaco y col. en un ensayo clínico aleatorizado que examinó el rendimiento clínico de los 56 materiales de resina compuesta usados para obturados (rellenos) y 48 inlays indirectos reportó dos fracasos (4%) para los obturados y cuatro fracasos (5%) para los inlays debido a caries secundarias en un seguimiento de 11 años. (71,72)

La microfiltración usualmente está asociada a la invasión desde el ambiente externo por medio de los márgenes de la restauración, pero la microfiltración puede también ocurrir internamente. En los últimos estudios, ha sido descrita una

nueva forma de filtración (la nanofiltración). La palabra nanofiltración es un tipo específico de filtración dentro de los márgenes dentinales de las restauraciones, con transporte de fluido a través de algunas de las capas de adhesión de la resina y es detectable solamente por medio de técnicas de microscopía electrónica.(72)

La nanofiltración es menos costosa que la microfiltración y probablemente no tiene relevancia clínica inmediata. Sin embargo, la estabilidad a largo plazo de la unión adhesiva entre la dentina y el material restaurativo pueden estar adversamente afectados por el fenómeno de la degradación. Independientemente de la terminología usada para la filtración. La propiedad más deseable que un material restaurativo debe tener es un sellamiento adecuado, completo y duradero de los márgenes de la restauración. La mayoría de la literatura actual sobre los materiales restaurativos adhesivos y las técnicas se enfocan en la eliminación de la filtración, la cual es considerada como uno de los factores principales para determinar el éxito a largo plazo de las restauraciones. (72)

Las pigmentaciones marginales pueden conducir a deterioro marginal, mal estética, y en consecuencia la necesidad de reemplazar la restauración. La penetración de las bacterias y la presencia de una brecha también pueden provocar sensibilidad cuando se mastica o se expone a estímulos térmicos y puede conducir a caries secundarias. Cada sitio de retención de placa es un posible sitio para que ocurran caries secundarias. Las bacterias orales pueden multiplicarse en la grieta alrededor de la restauración en un corto periodo de tiempo desde el ambiente oral, la superficie dental o la capa de barrillo. Seguidamente, las bacterias y sus productos tóxicos están en capacidad de difundirse a través de los túbulos dentinales y provocar inflamación pulpar. Los fluidos a lo largo de la interfaz pueden provocar deterioro hidrolítico en material adhesivo y del colágeno dentro de la capa híbrida, comprometiendo así la estabilidad de la interfaz adhesiva entre el material obturador y la dentina (71,72)

La microfiltración está relacionada con varios factores tales como los cambios dimensionales de los materiales debido a la contracción producto de la polimerización, la contracción térmica, la absorción de agua, el estrés mecánico y los cambios dimensionales en la estructura dental.(72)

La contracción debido a la polimerización de una resina compuesta crea fuerzas de contracción que pueden interrumpir la adhesión a las paredes de la cavidad, conduciendo a fracaso marginal y consiguiente microfiltración.

La forma de la cavidad puede también ser una dificultad para la adaptación del material restaurativo a los márgenes. De hecho el factor-C de las cavidades está estrechamente relacionado con la presencia de microfiltración, especialmente cuando es restaurada con una resina compuesta y adhesivo dental. Uno de los aspectos más débiles de las restauraciones de resina compuesta clase II es la microfiltración en el margen gingival de los aspectos proximales. Esto está relacionado con la ausencia de esmalte en los márgenes gingivales, dando como resultado un sustrato cemento-dentina menos estable para la unión. Brannstrom 1984, demostró que la causa de la inflamación pulpar, es por la ocurrencia de filtración microbiana alrededor de las restauraciones dentales, y que su prevención podría eliminarse. Cox y cols 1987, demostraron que los factores químicos tóxicos como lo son los ácidos y componentes de los materiales restaurativos tiene una menor significancia como agentes causales del daño pulpar que la filtración de bacterias alrededor de los márgenes.

Berlolotti 1991 y Fusayama 1992, afirman que el uso de los adhesivos con una técnica de grabado total y con la aplicación de imprimadores que contengan acetona o alcohol, facilitarían la conformación de capa híbrida, y como resultado un incremento significativo en la fuerza de unión, y reducción de la microfiltración, para dar como resultado restauraciones libres de gaps. Pero a pesar de esto persiste la sensibilidad post-operatoria, siendo una manifestación de microfiltración en la mayoría de los casos. (56)

Fusayama 1992, Feilzer y col 1987. en numerosos estudios in vitro evaluaron las propiedades del sellado dentinal con la aplicación de agentes adhesivos. Este atributo se da por la presencia de gaps marginales por la contracción polimérica de las resinas y una pobre adhesión al barro dentinario.

Swift y col 1995. Reportaron que todos los materiales restaurativos influyen en las causas de microfiltración, las diferencias que existen en el coeficiente de expansión térmica entre el diente y el material. Al expandirse y luego contraerse bajo a variaciones de temperatura, dará como resultado espacios entre el material restaurador y las paredes de la cavidad. (34)

Chapell P. Robert 1994, Frabchy. M Bieseh 1996. concluyen que el tipo de adhesivo es un factor influyente en la integridad marginal del diente. Ya que las propiedades físicas interactúan entre sí en la cavidad oral, como por ejemplo el grado de adaptación de un material para la obturación, teniendo en cuenta las siguientes características:

- Coeficiente de expansión térmica
- Cambios dimensionales en el proceso de endurecimiento de la cavidad
- Viscosidad
- Tipo de monómeros
- Porcentaje de relleno modulo elástico

Cagidiaco y colaboradores 1992, en un estudio de microfiltración en restauraciones indirectas cementadas, encontraron una capa externa formada parcialmente por el cemento y localizado por debajo de la unión cemento esmalte no permite la retención micromecánica por parte de los materiales adhesivos. Además, reportaron que la orientación de los túbulos dentinales puede afectar negativamente la calidad de la hibridación, y por tanto favorecer la microfiltración en las restauraciones onlay. Lo cual pueden generar microfracturas del esmalte a lo largo de los márgenes de las restauraciones, inmediatamente después de la polimerización.(71)

El coeficiente lineal de expansión térmica de un material, ha sido considerado como un importante factor que contribuye a la microfiltración. Este se define como el cambio de la longitud por unidad de un material cuando su temperatura aumenta o desciende 1°. La relación entre la expansión térmica y la duración de la exposición a la temperatura es un factor importante para evaluar el potencial de microfiltración de un material restaurativo. (10)

El coeficiente de expansión térmica de materiales restauradores (25 a 60 ppm°C -1) es varias veces mayor que la del esmalte (11.4 ppm°C -1) y la dentina (8 ppm°C -1). Siendo esta propiedad física la responsable de la microfiltración en las restauraciones. Además, los micromovimientos de la restauración a lo largo de las paredes de la cavidad como resultado de los diferentes módulos de elasticidad que no coinciden pueden contribuir al fracaso de la adhesión mecánica, conduciendo a microfiltración. (72)

La profundidad de la cavidad. El diámetro de los túbulos dentinarios y el número por unidad de superficie aumenta a medida que el túbulo está más cerca de la pulpa, por lo tanto en cavidades profundas la proporción de túbulos dentinales por superficie es mayor que en una de menor superficie. Igualmente la localización de las paredes especialmente si se encuentran en cemento aumenta la microfiltración marginal (3).

Las propiedades de los materiales restaurativos: La diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre el diente y el material restaurativo; lo cual hace que la restauración tienda a expandirse y luego a contraerse cuando es sujeto a las variaciones de la temperatura, acentuando así la presencia de espacios de material restaurativo y las paredes de la cavidad. (3,71)

La interfase entre la restauración y el tejido duro dental es un área de preocupación clínica debido a que el sellamiento insuficiente puede dar como resultado decoloración marginal, caries secundarias, y pulpitis. Por esa razón, es esencial un selle adecuado para un rendimiento clínico óptimo. Sin embargo, la

literatura no siempre es consistente en relación a la terminología sobre la filtración. Son discutidos diferentes niveles de filtración, tal como filtración claramente detectable y filtración no detectable clínicamente pero con ausencia de adaptación segura. Esta filtración "oculta" usualmente es denotada con el término microfiltración. La microfiltración puede ser definida como el paso clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre una pared cavitaria y el material restaurativo. (72)

La microfiltración es uno de los principales factores que afectan la incidencia de la odontología post operatoria. Si existe discontinuidad en el cubrimiento de la pared de la cavidad por parte del sistema adhesivo o una zona microporosa por debajo de la capa híbrida, entonces el fluido hidrodinámico se desplaza o puede ocurrir penetración de toxinas bacterianas a los túbulos pulpares. Se ha encontrado que ocurre aproximadamente 1.6 micrones/día de invasión bacteriana a través de un espacio existente entre la restauración y la pared de la cavidad. Las bacterias pueden infiltrar los túbulos en un periodo de tiempo relativamente corto (hasta 4 días). El proceso odontoblástico, las fibras de colágeno, la cinética del fluido tubular, y el funcionamiento inmunológico no parecen ser suficientes para inhibir este proceso. (72)

Se ha reportado el fracaso de las restauraciones debido a caries secundarias en varios ensayos clínicos de restauraciones directas e indirectas. Esra U y col. en el 2011, en un estudio prospectivo clínico que evaluó 64 inlays/onlays indirectos durante un período de 48 a 75 meses con un promedio de tiempo de 59 meses reportó un fracaso del 2% debido a caries.(34)

Bulent Uludaga y col en el 2014, encontraron en su estudio in vitro que existe una correlación entre la microfiltración y el método de fabricación de incrustaciones cerámicas cementadas con cemento de resina autoadhesivo. El presente estudio incluyó el uso de una alta resolución método para el análisis cuantitativo de la microfiltración de incrustaciones cerámicas cementadas, con tres de resina

autoadhesivo cementos. El uso de dientes extraídos de pruebas de penetración de tinte tiene algunas ventajas.

Por esta razón, el mismo operador evaluó las muestras En el presente estudio la Adaptación Marginal está influenciado por diferentes parámetros tales como: la contracción del agente de cementación, el factor C, técnica de inserción, y el protocolo de polimerización. (3)

Independientemente del sistema de cerámica y cementos de resina autoadhesivos, los márgenes de dentina siempre presentaron mayor penetración del colorante de márgenes del esmalte en el presente estudiar. Este es un hallazgo común en los estudios de microfiltración. La dentina muestra una variabilidad biológica más amplia que el esmalte, lo que hace más difícil crear un enlace fuerte que resista la tensión interfacial generada por cemento de resina contracción de polimerización y también posteriores esfuerzos térmicos y mecánicos. (73)

2.8.3. Reducción de la microfiltración.

Los métodos para reducir la microfiltración durante los procedimientos restaurativos implican la aplicación de combinaciones de materiales, técnicas directas o indirectas y diferentes estrategias de curado. Varias técnicas para reducir o evitar la microfiltración continúan siendo cuestionables. Muchos autores sostienen que la colocación y el curado mediante incrementos puede generar menos microfiltración, mientras que otros investigadores han encontrado que tanto las técnicas en volumen como mediante incrementos conducen a la misma cantidad de microfiltración en el margen gingival. Se ha propuesto que el uso de una capa relativamente gruesa de agente de adhesión viscoso, cementos de recubrimiento resilentes y materiales restaurativos con bajo módulo de elasticidad absorbe los cambios volumétricos asociados a la polimerización. Los

recubrimientos flexibles de resina fluida fueron propuestos en 1996 para minimizar la contracción debido a la polimerización en las cavidades clase V. Estos materiales restaurativos son resinas microhíbrido las cuales están rellenas con un 60 - 70% según el peso con partículas de relleno con un rango de tamaño entre 0.7 - 1.0 micrones. Estas resinas compuestas muestran un módulo de elasticidad sustancialmente menor lo cual permite el aumento de la deformación elástica para flexibilizar y absorber los estreses de la contracción debido a la polimerización. Además, las resinas fluidas tienen un coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura dental. Este procedimiento puede reducir la microfiltración y reducir el estrés en alrededor del 18 al 50%. Sin embargo esta técnica no puede evitar completamente la microfiltración. (72)

Otro método para reducir la microfiltración en las restauraciones clase II es la adaptación de una resina compuesta de autocurado lento en el margen gingival localizado inicialmente en el cemento, seguido de la colocación de una capa de resina compuesta híbrida fotocurado. Otro método es aplicar restauraciones indirectas donde la contracción debido a la polimerización del volumen puede ser parcialmente superada. Sin embargo, el cemento tiene que polimerizarse in situ y puede comprometer el sellamiento marginal. El espesor del cemento puede tener un rol en el desarrollo de estrés. (72).

Obtener una adecuada adaptación marginal usando una restauración indirecta puede ser difícil. Fabianellit. A. reporta que los márgenes clínicamente aceptables en las restauraciones metálicas son entre 50 y 70 micrones, mientras que para las restauraciones de cerámica, la brecha marginal tiene un rango entre 50 y 300 micrones. Ciertas técnicas restaurativas indirectas con aleaciones blandas o restauraciones directas con lámina de oro pueden mejorar la adaptación marginal bruñendo los márgenes hacia el tejido blando, y por tanto reduciendo la filtración. (72)

Existe necesidad de obtener un adecuado selle mediante el uso del agente de cementación. En el caso de brechas marginales anchas entre los Inlays y las cavidades, una capa espesa de cemento de resina viscoso puede crear un óptimo selle marginal. Las incrustaciones Inlays cementadas adhesivamente tienen un pequeño volumen de resina que puede reducir la formación del estrés causada debido a la contracción de la polimerización, y mostrar menos microfractura marginal sobre el esmalte en comparación a las restauraciones directas, pero contrariamente, entre más estrecho sea el espacio de cementación, puede ocurrir más estrés. Además, este estrés es aumentado por medio de un factor-C desfavorable, el cual puede ser muy alto en cavidades preparadas para Inlays. (72)

2.9 Termociclado

El termociclado es el proceso in vitro que somete la restauración y el diente a temperaturas extremas compatibles con la cavidad oral. Esto simula los extremos de calor y frío en cavidad oral y muestra la relación del coeficiente lineal de expansión térmica entre el diente y la restauración. Es un método completamente probado y establecido para simular la situación clínica. La ventaja particular de este método es que, para todos los especímenes, el estrés es estandarizado y reproducible. (73,74)

S Rajbaran, M Dannheimer en el 2009, reportan que la metodología de los estudios in vitro de microfiltración, a menudo se caracterizan por el proceso de termociclado, con gran dificultad debido a sus variaciones en las personas, ocasiones y lugares dentro de la cavidad oral. La temperatura intraoral se aproxima a 35°C. Estas simulaciones de temperatura de calor y el frío en boca que se logra con el termociclado, se han propuesto cambios de temperatura para agravar la adaptación marginal inadecuada de dos maneras:

- En primer lugar los cambios de temperatura intraorales pueden causar tensiones mecánicas que inducen a la propagación de las grietas a lo largo de la interface.
- En segundo lugar hay cambios en las dimensiones de la cavidad, que producen variaciones del volumen de la cavidad.

Se sugiere que el efecto del termociclado en la microfiltración puede ser de mayor importancia en el cemento con respecto a sus márgenes del esmalte(74)

Estudios de filtración marginal tiene incluido el termociclado en el método experimental. El termociclado se realiza con el fin de reproducir el estrés térmico al que son sometidas las restauraciones a cavidad oral, pasando de frío a caliente en periodo de corto tiempo. Tanto si se trata de una simulación de fuerzas masticatorias, tensiones térmicas, ataque químico o combinación entre estos. (75)

Antoniades y Kubia en su estudio del 2004, explican que durante el ciclado térmico, las muestras se someten a cambios térmicos y también a exposición adicional de agua. Las tensiones térmicas también pueden ser patógenos de dos maneras. En primer lugar, las tensiones mecánicas generadas por las diferencias de expansión térmica pueden dar lugar al fallo de la unión en la interfase diente-restauración. En segundo lugar, debido al cambio de dimensiones que se presentan en la microfiltración, ocurre a través de gaps entre la restauración y el diente. (75)

Por otro lado, las extremas temperaturas del termociclado in vitro han tenido un rango desde 0 °C hasta 68 °C. Se ha asumido que estas concuerdan con las temperaturas mínimas y máximas encontradas en la cavidad oral. Los tiempos comunes de permanencia para cada temperatura extrema han tenido un rango entre 15 segundos, 30 segundos, 60 segundos, y 120 segundos. Wendt y colaboradores en 1992, justificó la duración de 15 segundos para el tiempo de permanencia para cada baño. Este procedimiento puede estar influenciado por varios factores que incluyen:

1. La fuerza aplicada.
2. El perfil de la fuerza.
3. El tiempo de contacto.
4. El movimiento de deslizamiento.

Estos factores pueden ser no son controlados en toda simulación. Debido a esto, no es sencilla la aplicación de la información in vitro a la situación clínica. (4,10).

Rendimiento de Termociclado

Se almacenan durante un periodo de 2^o a 24 horas a 37^o C. de ahí en adelante, se deben colocar los especímenes en un aparato de termociclado con un baño de agua destilada a (5±2) °C. Se deben ciclar los especímenes con 500 exposiciones a cada baño, es decir, por lo menos 2^o segundos en cada baño. El tiempo de transferencia de un baño al otro debería ser de entre 5 segundos y 10 segundos. (52)

Retief ,Mandras y col. (1988,1991) demostraron que la diferencia de la microfiltración de los composites en el termociclados con 250 y 1000 ciclos no era significativa.(21). Pero si el número de ciclos de temperatura tiene un rango de 1 a 2.500, en estudios se ha reportado que la microfiltración aumenta según el número de ciclos, esto puede afectar verdaderamente los estudios de microfiltración, ya que el grado de penetración de tinte es aplicado en 30 segundos o menos.

Gokhan, Begum y col en su estudio del 2005, sugieren que el proceso de termo ciclado, se manejando de la siguiente manera: ellos mantiene almacenado los especímenes durante al menos 10 horas y dos horas después del ciclo térmico. Y durante el termociclado someten la muestra a 1000 ciclos, entre 5°C y 55°C con baños de agua en un tiempo de permanencia de 30 segundos. Completando un tiempo total de exposición de 8 horas 19 minutos y 8 segundos, siendo el equivalente en tiempo total. (68)

Davidson et al. examinó la durabilidad en cuanto a resistencia de cizallamiento en sistema adhesivos a la dentina humana por medio de termociclado a especímenes con 300 ciclos . Ellos observaron una disminución significativa en la fuerza de unión después del ciclado térmico, en función del sistema adhesivo probado. Price et al. También informó que el ciclo térmico a 5000 ciclos, tuvieron un efecto negativo muy significativo en fuerza de adhesión en dentina humana, cuando existe un alto factor de C.

Antoniades y Kubia en su estudio del 2004 explican que Durante el termociclado , las muestras se someten a cambios térmicos y también a exposición adicional de agua. Las tensiones térmicas también pueden ser patógenos de dos maneras. En primer lugar, las tensiones mecánicas generadas por las diferencias de expansión térmica pueden dar lugar al fallo de la unión en la interfase diente- restauración. En segundo lugar, debido al cambio de dimensiones de gap, ocurren microfiltraciones a través de los gaps entre la restauración y el diente. (75)

Antoniades y col en el 2004 encontraron que los efectos ciclo térmicos en la resistencia de la unión de sistemas adhesivos, examinaron la estabilidad de la dentina almacenada en agua a largo plazo. Otros investigadores más recientes informan de que la fuerza de adhesión en la dentina disminuyó drásticamente y que la nanofiltración incremento gradualmente en la interface de dentina. Los estudios in vivo de seres humanos también reportaron la degeneración de la resina en la dentina n un periodo de 1 a 3 años. (75)

Harper y colaboradores (1980) enuncian hay que tener en cuenta que los tiempos de permanencia entre más largos sean, significaran una mayor duración de la injuria térmica, deterioro de las propiedades aislantes de los materiales restaurativos y entonces se presentara un aumenta el potencial de microfiltración (3,10).

2.10 Criopreservación de dientes para estudio

La crioconservación tiene como objetivo el mantenimiento, la preservación y funcionalidad de tejido anatómico a temperaturas bajas. El uso de crioprotectores evita la descomposición de estructuras internas de los tejidos y, por lo tanto permite que los materiales biológicos recuperen la función después de la descongelación (Lundqvist, 1974; Kristersonnet al, 1976; Schwartz and Andreasen, 1983; Schwartz, 1986). En un estudio refirieron dientes y los almacenaron durante un período de 18 meses en un estado de congelación y se autotransplantaron con éxito, así mismo otros tejidos anatómicos como el cartílago o hueso se pueden congelarse para autotrasplante. Por lo tanto, la criopreservación tiene el potencial de ser un método no destructivo de almacenamiento de los dientes para diferentes tipos de experimentos. (21)

Diferentes estudios han propuesto muchas soluciones de almacenamiento. En estos estudios de haber probado los efectos de las condiciones de almacenamiento de los dientes extraídos en la microfiltración o de adhesión han producido resultados muy controvertidos.

El proceso de crioconservación, comienza con la inmersión crioprotectora de 4% de albumina y 10% de agua y a 4 °C de congelación. También se programa la velocidad controlada de 2°C/min entre 4°C y -40°C. Los dientes se deben retirar antes de las pruebas de vapor de nitrógeno y colocarlos en horno de 40°C por 4 minutos y luego enjuagarlos con solución salina con fosfato y finalmente almacenarlos en temperatura de 10 °C. (21)

Camps J. en el 2004 dice que la crioconservación de 13 semanas, no produce cambios en los resultados de microfiltración. Pero la crioconservación de 48 o más si aumenta la microfiltración. Pudiendo así mostramos resultados negativos en los estudios in vitro (21)

La refrigeración a 4° en 0,5% de Cloramina T en más de 48 días o más, causa aumento en la microfiltración. La prevención de la microfiltración es el objetivo deseable, esta se asocia con presencia de bacterias y conlleva al fracaso clínico. (21)

Los resultados de los estudios son muy interesantes, por ejemplo, Marshallet y col. (1994) concluyeron que no hay cambios importantes en los dientes almacenados durante 4 meses, (Goodis y col, 1991;. 1993). Demostraron que las condiciones de almacenamiento pueden resultar en la pérdida de parte de la dentina peritubular y puede modificar la permeabilidad de la dentina. Puesto que existe una relación entre la permeabilidad de la dentina y la adhesión de esta, se puede suponer que dependiendo de las condiciones de almacenamiento pueden alterar la adhesión y / o microfiltración. Con el fin de utilizar dientes crioconservados en estudios de laboratorio, la crioconservación no debe modificar las propiedades funcionales de los dientes, en particular la permeabilidad de la dentina. (21)

Por otro lado la falta de efecto en la crioconservación puede ser debido a un número de factores tales como:

- 1) Bajo porcentaje de agua en la dentina
- 2) Uso de crioprotector con un alto poder de penetración intracelular
- 3) Perdida de concentración de agente criopreservante de efecto de 10% en la dentina (Goodis et.1993)
- 4) Disminución progresiva de la temperatura(74)

Protocolo de Criopreservación Norma ISO

1. Una vez extraído los dientes se tocan de la parte coronal y se eliminaran excesos de sangre. Se lavaran con agua destilada en su parte radicular, sin tocarlos y sin retirar tejidos adherido. Es decir no se realizara debridacion de su superficie radicular.
2. Son introducidos en empaques plasticos con Cloramina T

3. Y son refrigerados en temperaturas de 5 a 8 °C

El tiempo máximo de almacenamiento es de 3 a 4 meses, ya que la concentración de la Cloramina T podría modificar los resultados del estudio. Una vez se realiza la prueba maestra de cementación de las restauraciones, deben permanecer en un ambiente húmedo hasta el momento de la tinción. Una vez se obtenga este paso en la investigación se pierde cuidado ya con la crio-preservación (26).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar el grado de microfiltración en incrustaciones cerámicas de Disilicato de Litio Inlay técnica inyectada con un cemento resinoso dual autoadhesivo y un cemento resinoso dual de grabado total.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Establecer el grado de microfiltración en incrustaciones cerámicas de Disilicato de Litio Inlay con un cemento resinoso dual autoadhesivo.
- Establecer el grado de microfiltración en incrustaciones cerámicas de Disilicato de Litio Inlay con un cemento resinoso dual de grabado total.

4 ASPECTOS METODOLÓGICOS

4.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental In vitro.

4.2 OBJETO DE ESTUDIO

Microfiltración de restauraciones cerámicas de Disilicato de Litio Inlay.

4.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

Cemento Resinoso Dual de Grabado Total

Cemento Resinoso Dual Autoadhesivo

4.4 UNIDAD DE MEDIDA:

Micras

4.5 UNIDAD DE OBSERVACIÓN:

Incrustaciones

4.6 MUESTRA

20 Premolares

4.7 CRITERIOS DE INCLUSION

Dientes sanos, sin caries, ni defectos del esmalte, extraídos en un tiempo menor a 3 meses conservados en Cloramina T

4.8 CRITERIOS DE EXCLUSION

Inadecuada adaptación de la incrustación evaluada microscópicamente

Fractura de la Incrustación en el Momento del corte.

Sobrecontornos de incrustaciones.

4.9 ASPECTOS ÉTICOS:

Esta investigación se clasifica sin riesgo, los investigadores declaran no tener conflicto de interés.

5. PROCEDIMIENTO

ESTANDARIZACION DE EXAMINADORES

1. Materiales:



2. Preparación

Cada preparación se realizó con 3 fresas de forma diferente las cuales fueron suministrada por la casa comercial Jota.

Fresas para incrustación: Ref:

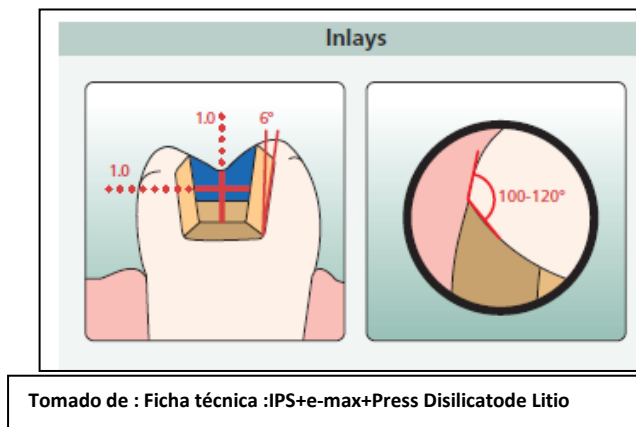
- V108 verde redonda diámetro 1.8
- V548 azul cilíndrica diámetro 2.5
- R548R roja cilíndrica diámetro 2.5



Figura 3. Fresas de preparación de incrustaciones

Cada operador realizo preparaciones bajo magnificación siguiendo los principios de preparación recomendados por IPS E.max para incrustaciones Inlay en Disilicato de Litio

Gráfica Ivoclar Vivadent





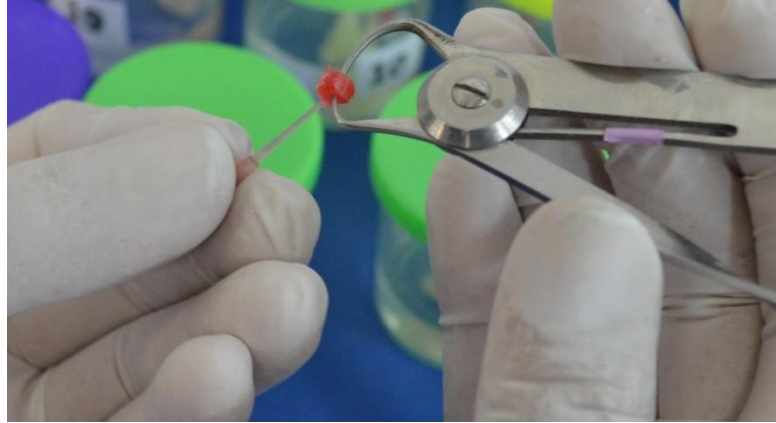
- 1,5 a 2 mm de profundidad.
- 2 mm de Istmo.
- Ángulos internos redondeados.
- 10 a 12 grados de convergencia en la pared axial.
- Mayor o igual a 10 grados de divergencia en las paredes bucal y lingual.
- 1 a 1,5 mm de reducción pared axial

Cada operador aleatoriamente escogió diez dientes premolares naturales, que cumplían con los principios de inclusión del estudio para la realización de la preparación dental para la futura restauración, posteriormente cada operador selecciono cuatro dientes con las preparaciones consideradas que cumplían con los parámetros establecidos anteriormente.

1. Patrones

Una vez realizadas las preparaciones a cada una se le tomo un patron en resina acrilica (Patter Resin), donde el asesor científico verifico que estas medidas fueran

concordantes con los parámetros de preparación ya establecidos logrando de este modo la estandarización de las cavidades.




4. Resultados:


Se tomaron las medidas de cada espécimen las cuales se registraron en la tabla 1, por medio de una prueba estadística BLAND ALTMAN se selecciona el operador calibrado el cual va a realizar las preparaciones del estudio

Operador 1 Ángela	Espécimen 1	Espécimen 2	Espécimen 3	Espécimen 4
Cervico/oclusal	2.8 mm	3.0 mm	2.5 mm	2.5 mm
Vestíbulo/Palatino	2.9 mm	3.0 mm	2.5 mm	2.8 mm
Meso/Distal	5.6 mm	5.3 mm	5.6 mm	5.0 mm

Operador 2 Yurani	Espécimen n 1	Espécimen2	Espécimen 3	Espécimen 4
Cervico/oclusal	2.9 mm	2.5 mm	2.0 mm	2.2 mm
Vestibulo/Palatino	2.8 mm	2.5 mm	2.5 mm	2.8 mm
Meso/Distal	4.5 mm	4.3 mm	4.3 mm	5.0 mm



Operador 2 Carolina	Espécimen 1	Espécimen2	Espécimen 3	Espécimen 4
Cervico/oclusal	2.5 mm	2.9 mm	2.5 mm	2.5 mm
Vestibulo/Palatino	2.5 mm	2.5 mm	2.5 mm	2.5 mm
Meso/Distal	4.0 mm	4.5 mm	3.5 mm	4.5 mm



Se realizó estandarización entre los promedios de dimensiones de las cavidades. Quedando seleccionado el Operador 2 como el calibrador del estudio.

Prueba del estudio

Una vez terminada la recolección de la muestra de veinte dientes premolares naturales sanos recién extraídos y preservados en cloramina T, se rotulan los recipientes y se almacenan en cloramina T. Se realizan las preparaciones de las cavidades siguiendo los parámetros ya establecidos y verificando medidas con el patrón de patten resin.



Se le realizo a cada especimen un patron en resina acrilica verificando las dimensiones establecidas.



El asesor científico evaluó el diseño de la cavidad de cada espécimen comprobando que los parámetros de preparación se cumpla con la estandarización de la matriz guía. Se evaluó cuidadosamente todos los aspectos de la preparación dental, especialmente la expulsividad de las dimensiones, los biseles y la definición de los márgenes, previamente verificados por la asesora metodológica.



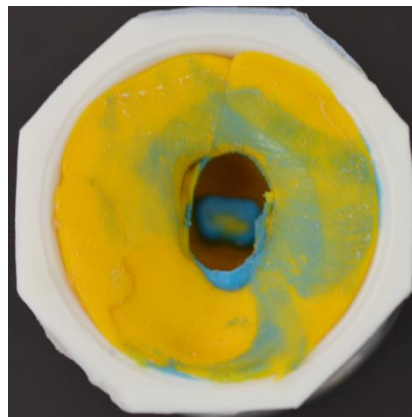
5. Toma de impresión

Se toma impresión a cada preparación con silicona de adición o Polivinilsiloxano, de la casa comercial Zhermack, Elite HD, con técnica de impresión de un solo paso.



La impresión se realiza utilizando tubos de PVC previamente perforados. Se cargó los tubos de PVC con la masilla pesada y se le aplicó con silicona liviana la superficie oclusal de cada preparación tomando de esta forma la impresión definitiva, teniendo en cuenta las indicaciones del fabricante.

Se verifica que no presente alteraciones en la copia de detalle, teniendo en cuenta que la línea de terminación sea copiada con la silicona liviana valorando la calidad de la calidad de la impresión.



2. Vaciado de impresiones

Se realizó el vaciado en yeso tipo V Whip-Mix, siguiendo las proporciones indicadas agua-polvo recomendadas por el fabricante y utilizando vibrador marca Devego.

JADE STONE	Relación Agua Polvo (agua en ml por cada 100 g de polvo)	Tiempo De Mezclado (segundos)		Tiempo De Trabajo (minutos)	Tiempo De Fraguado (minutos)	Expansión (%)	Fuerza Compresiva Mpa (psi)		Color	ISO
	22	Mezclado Mecánico a 350–450 Rpm	Manual (Mezclado a Mano)	60–90	5–7		10	Después De 1 hora (húmedo)		
		20–30				.18	52 (7,500)	97 (14,000)	Verde Azul	5

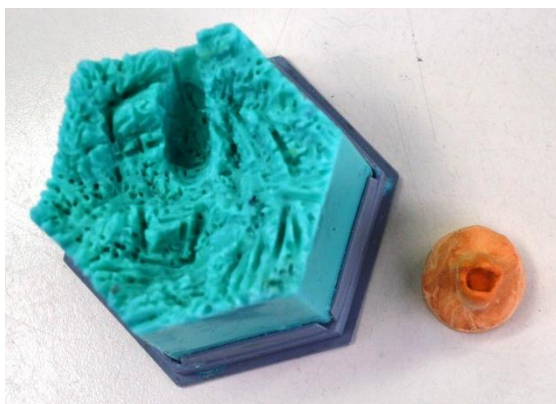


3. Troqueles

Una vez terminado el proceso de fraguado del yeso, el asesor científico verificó la calidad de cada modelo definitivo.



Cada troquel fue modelado, para este proceso se utilizó cera orgánica marca Renfer de microfresado, ya que al realizar la técnica de cera perdida se incineran sin dejar residuos.



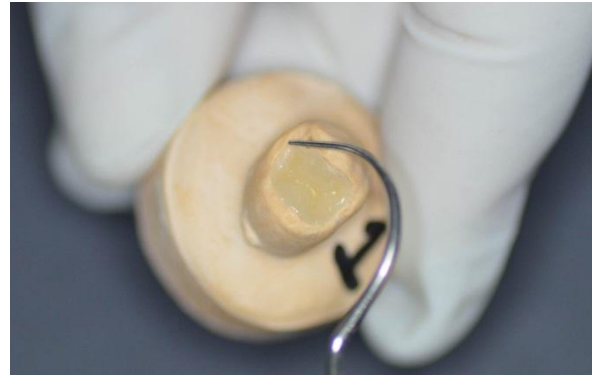
4. Inyeccion

Se usó revestimiento Bellavestsh de la casa vego y se colocaron en el horno de inyección de la casa comercial Ivovlar Vivadent, introduciendo 4 encerados por anillo a 910°C de temperatura por 20 minutos.



Se colocó cada incrustación en su troquel y en el diente preparado verificando su adaptación con un explorador hufried #5 nuevo con una magnificación de 4X.

Cada incrustación se ajustó y se verificó en troquel y en los especímenes rotulados.



5. Materiales y métodos de cementación

El total de la muestra se dividió en 2 grupos donde el primer grupo estaba conformado por 10 incrustaciones cementadas con cemento de resina autoadhesivo Multilink Speed y el segundo grupo con cemento de resina de grabado total Variolink N.



Variolink N

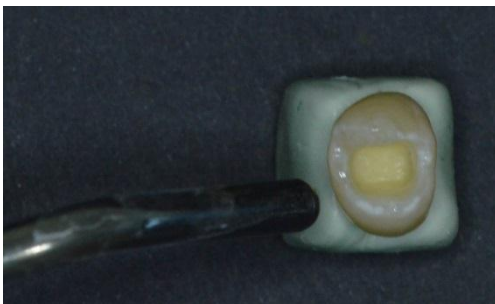
GRUPO 2: GRABADO TOTAL



3. Se realizó limpieza de la cavidad con cepillo de profilaxis y solución de agua con bicarbonato de Na con un cepillo suave y a baja velocidad.



2. Se lavó cada preparación, se seca con papel absorbente



3. Se probó asentamiento y adaptación marginal por método visual con lupa de 4X y táctil con explorador Hy-Friedy número 5.

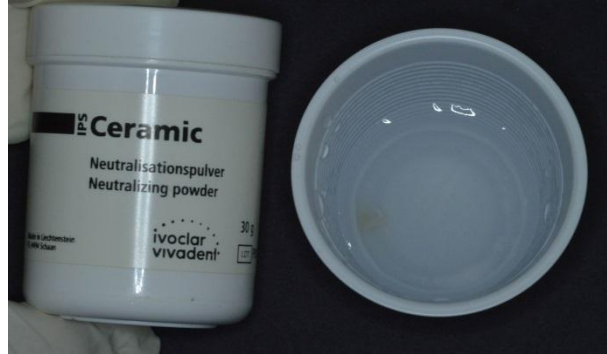


TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DE CERÁMICA:

1. Grabado ácido con Ac. fluorhídrico al 5% durante 20 segundos
2. Lavado con chorro de agua.



3. Neutralización de la superficie incorporando la incrustación en un solución de bicarbonato de Na por 60 segundos.



4. Colocación en ultrasonido por 60 segundos



5. Secado y aplicación de monobond S con microbrush en superficie tratada y se dejó actuar 60 segundos.

6. Aplicación de aire.



TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DENTAL:

1. Aplicación de ácido fosfórico al 37%: sobre el esmalte por 15 segundos y pasando a dentina a 10 segundos con un tiempo total de 15 segundos.



2. Se lavó por 5 minutos con agua
3. Secado sin resecar con papel absorbente.



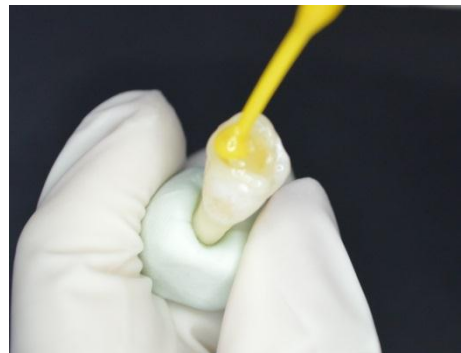
4. Se aplicó Exicete F DSC sobre esmalte y dentina por 10 segundos, frotando hasta quedar una capa fina eliminando los excesos. Es importante que se observe brillo de la superficie del diente, el cual indica que este completamente sellado.



5. Se aplicó base +catalizador Variolink, con una proporción 1:1 por 10 segundos, realizando una mezcla uniforme. El tiempo de trabajo y temperatura no excedió los 3,5 minutos y de 37°C respectivamente.



6. Se llevó la restauración con un ultrastick aplicando el cemento variolink a la restauración y luego al diente ejerciendo leve y presión uniforme.

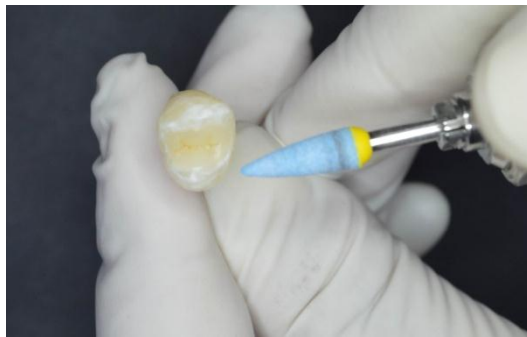


Se eliminó excesos con microbush y se polimerizo por 2 segundos

8. Fotopolimerización con lámpara Elipar TM 3M ESPE 800 mW/cm² por 20 segundos, con distancia de 2 mm previamente estandarizada.

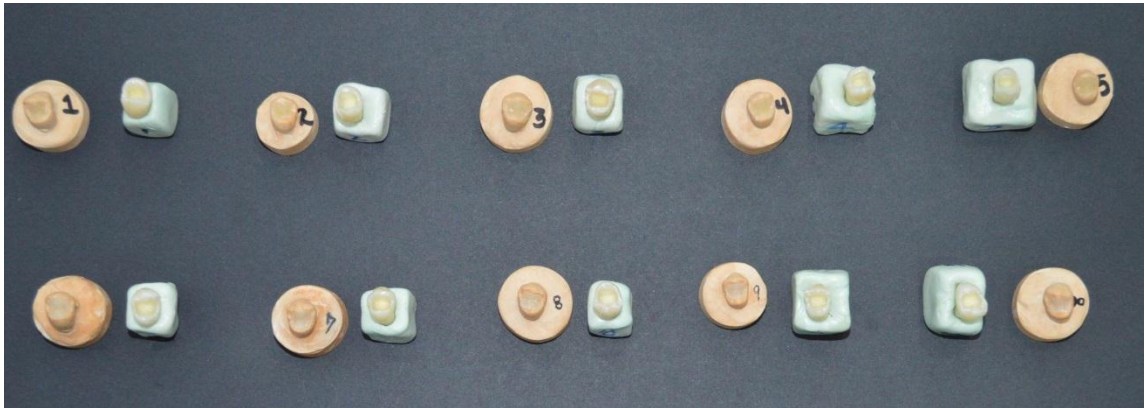


9. Pulido de los bordes de la incrustación cementada con Variolink N, para retirar el cemento con Astropol y Astrobrush.



Multilink Speed

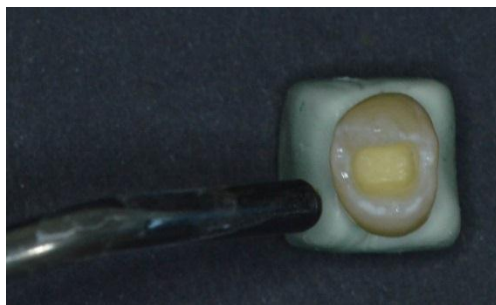
GRUPO 1 AUTOADHESIVO :



1. Se realizó limpieza de la cavidad con cepillo de profilaxis y solución de agua con bicarbonato de Na con un cepillo suave y a baja velocidad.



2. Se lavó cada preparación, se seca con papel absorbente.



3. Se probó asentamiento y adaptación marginal por método visual con lupa de 4X y táctil con explorador Hy-Friedy número 5.

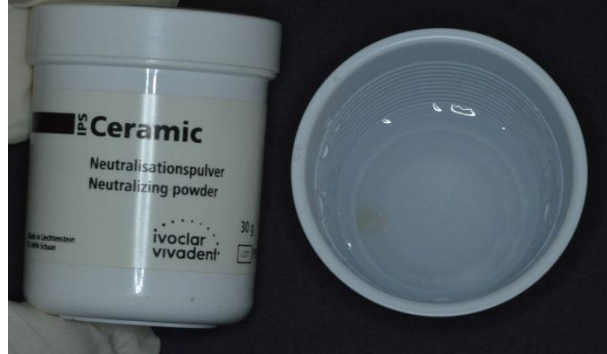


TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DE CERÁMICA:

1. Grabado ácido con Ac. fluorhídrico al 5% durante 20 segundos
- 2 .Lavado con chorro de agua.



3. Neutralización de la superficie incorporando la incrustación en solución de bicarbonato de Na por 60 segundos.



4. Colocación en ultrasonido por 60 segundos



5. Secado y aplicación de Monobond S con microbrush en superficie tratada y se dejó actuar 60 segundos.

6. Aplicación de aire.



TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DENTAL:

No requiere

4. Aplicación de Multilink S en la restauración con ayuda de punta mezcladora.

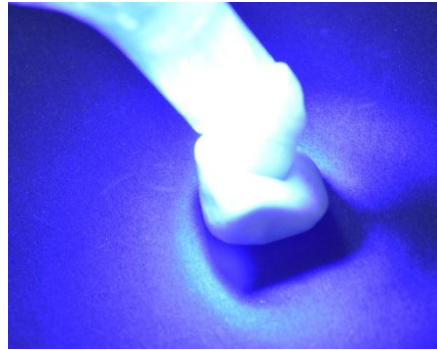


5. Se llevó restauración con ultrastick a el diente ejerciendo leve y uniforme presión.

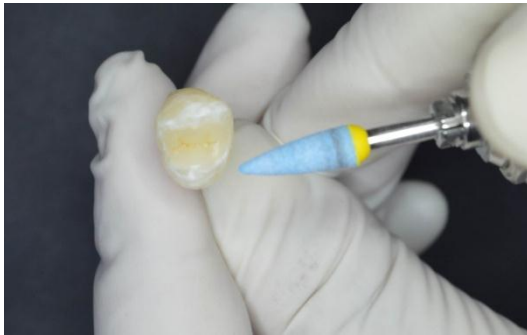


6. Se eliminó excesos con microbush y se polimerizo por 2 segundos

7. Fotopolimerización con lámpara Elipar TM 3M ESPE 800 mW/cm² por 20 segundos, con distancia de 2 mm previamente estandarizada.



8 . Pulido de los bordes de la incrustación cementada con Multilink Speed. Para retirar el cemento con Astropol y Astrobrush.



GRUPO 1



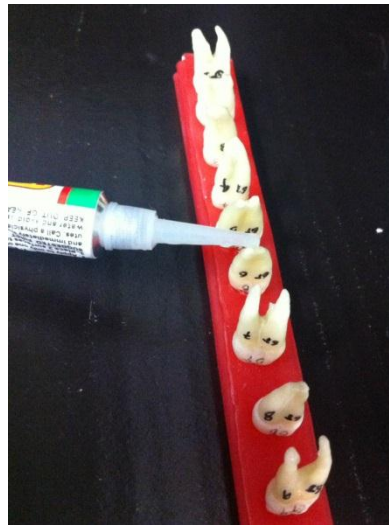
GRUPO 2



Se almacena cada grupo #1 grabado total y # 2 autoadhesivo en recipientes que los mantuvo humedecidos.

6. Selle – Termociclado- Tinción.

Se sellaron con Cianocrilato los ápices y los conductos accesorios de cada premolar.



Se utilizó el barniz (Glem) transparente aplicándolo en todas las superficie diente, excepto a 1mm de la interfase diente-restauración, para evitar la filtración del tinte por un punto diferente a dicha interfase.



Los dientes se termociclaron a 3000 ciclos a una temperatura de 6° y 58° con un tiempo de permanencia de 30 segundos y un tiempo de transferencia de 10 segundos.

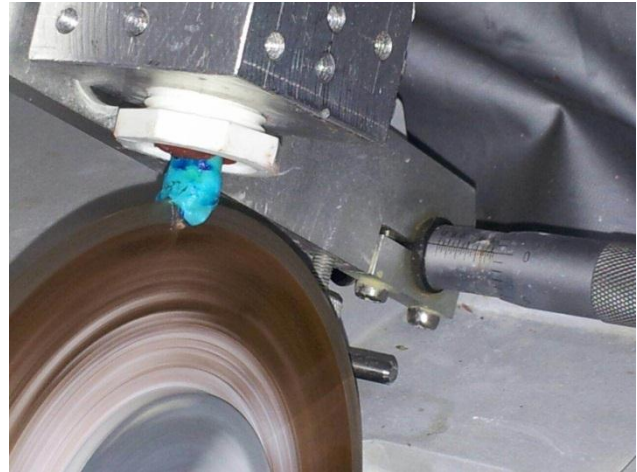
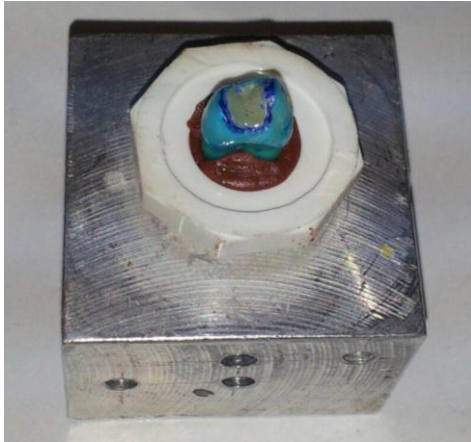


Los dientes fueron sumergidos en azul de metileno durante 8 días a temperatura ambiente.



7. Corte

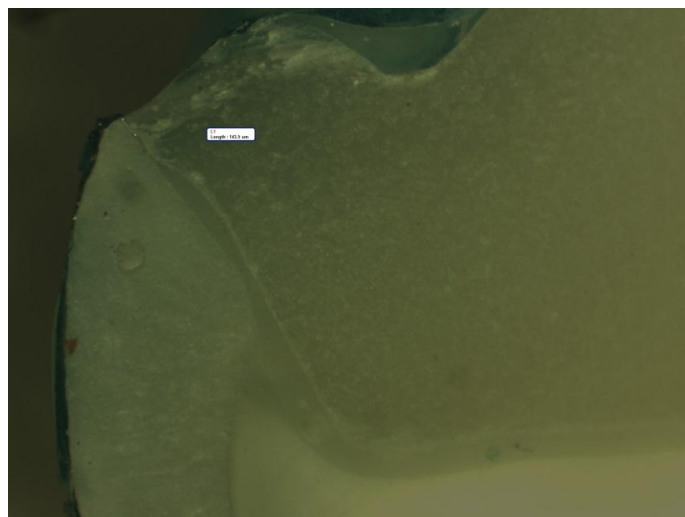
Se sumergieron los dientes en cubos de resina epoxica facilitar el corte de forma transversal (meso-distal) siguiendo el eje longitudinal de diente por medio de ISOMET.



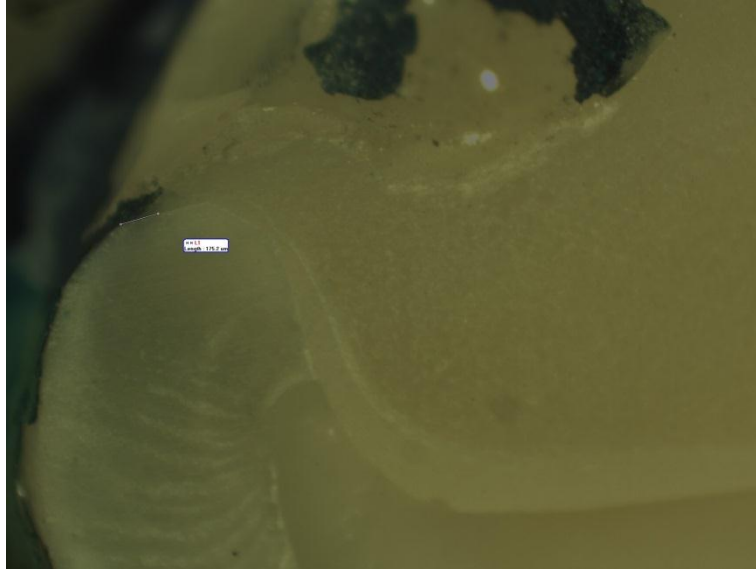
Análisis de microscopia electrónica

Los cortes de los especímenes se observan con microscopia electrónica al 200x; evaluando si hay microfiltración en el 1/3 y 2/3 del esmalte al igual en la dentina.

GRUPO GT: Grabado Total



GRUPO AA : Autoadhesivo



RECOLECCION DE DATOS

GT	MEDICION	PLANO
1	143.5	M
1	102.6	D
2	113.4	M
2	109.2	D
3	97.9	M
3	123.7	D
4	102.3	M
4	182.4	D
5	103.0	M
5	149.0	D
6	102.4	M
6	97.2	D
7	293.0	M
7	181.0	D
8	108.2	M
8	85.9	D
9	132.7	M
9	146.6	D
10	21.2	M
10	312.6	D

AG	MEDICION	PLANO
1	186.0	M
1	176.0	D
2	167.9	M
2	176.8	D
3	178.4	M
3	184.9	D
4	187.3	M
4	179.0	D
5	186.4	M
5	178.3	D
6	198.4	M
6	170.8	D
7	198.2	M
7	170.5	D
8	187.9	M
8	190.9	D
9	173.2	M
9	187.9	D
10	190.0	M
10	199.0	D

RESULTADOS

- Para todos los análisis se usó el software estadístico SPSS 20
- Estadística descriptiva de la variable evaluada

Media		159,54 0
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	142,49 2
	Límite superior	176,58 8
Media recortada al 5%		157,41 4
Mediana		175,60 0
Varianza		2841,5 67
Desv. típ.		53,306

	4
Mínimo	21,2
Máximo	312,6
Rango	291,4

- Prueba de normalidad de la variable:

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MEDICION	,180	40	,002	,902	40	,002

Interpretación: Se evaluó la normalidad de las dos variables encontrándose que el estadístico de prueba Kolmogorov-Smirnov (KS = 0.228 y 0.245 , $p < 0.001$) con la corrección de Lilliefors presenta un nivel de significación igual 0,002. En

consecuencia se rechaza la hipótesis de normalidad. Se opta por hacer las comparaciones con el uso de estadística no paramétrica.

MESIAL

Resumen de prueba de hipótesis

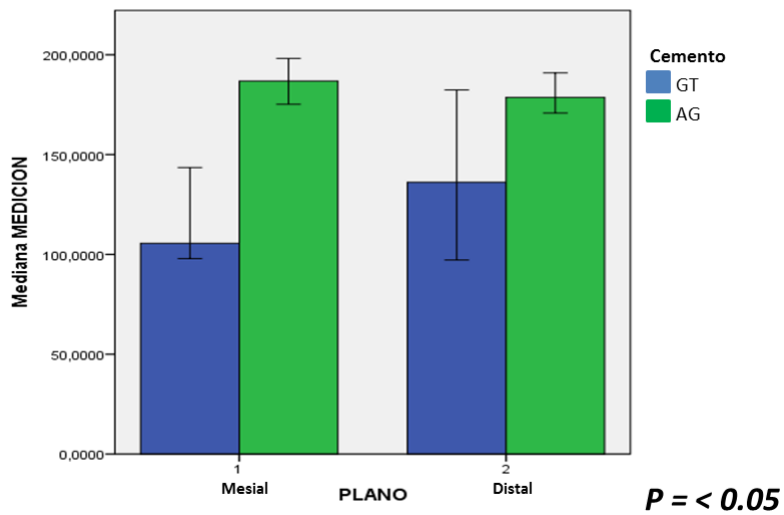
	Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1	La distribución de MEDICION es la misma entre las categorías de CEMENTO.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	,002 ¹	Rechazar la hipótesis nula.

DISTAL

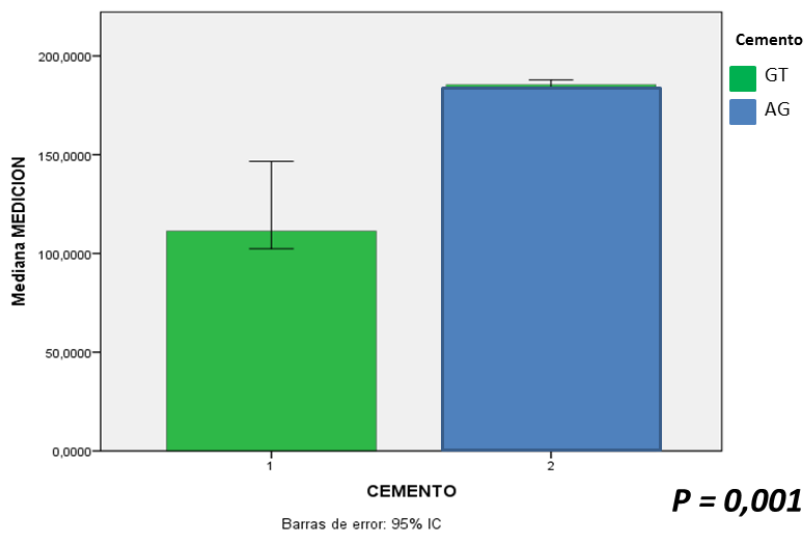
Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1	La distribución de MEDICION es la misma entre las categorías de CEMENTO.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	,035 ¹	Rechazar la hipótesis nula.

Interpretación: Se evaluó la diferencia entre las medianas de los cementos evaluados por medio de la prueba U de Mann-Whitney encontrándose ($p < 0.05$) quiere decir que hay diferencia entre los grupos experimentales tanto en la superficie mesial como distal.



Interpretación: Se denota que el cemento de grado total siempre tuvo una menor medición en comparación al cemento autoadhesivo, para el cemento de grabado total tiene algunos valores atípicos que pueden explicar su distribución no normal.



DISCUSION

Según los hallazgos del presente estudio el cemento de grabado total tuvo menores niveles de microfiltración estadísticamente significativos en márgenes del esmalte que el cemento de autoadhesivo en incrustaciones de Disilicato de litio técnica inyectada.

Lo cual fue mencionado por Berlolotti (1991) Fusayama (1992), Bayne (1997) Stamatacos (2005), donde reportan que los cementos resinosos de grabado total incrementan la fuerza adhesiva estableciendo una mejor adhesión al esmalte disminuyendo significativamente la microfiltración.^(31,32)

Pashley (1997), Carpena (2012) Sonia (2010), afirman que se logra una mejor adhesión en la superficie del esmalte mediante la creación o establecimiento de microporosidades entre el adhesivo y la estructura dental por medio del grabado ácido, igual en la dentina donde este procedimiento elimina el smear layer y abre los túbulos de la dentina, dejando el colágeno y la porción más externa de los túbulos dentinarios expuestos sirviendo de retención al cemento⁽³³⁻³⁶⁾

Sillas (2012), nos dice que la adhesión en grabado total debe ser utilizada en dentina húmeda para evitar el colapso de la red de colágeno, sin embargo para lo cual Stamatacos (2013) y Hattar (2015) asegura que el exceso de agua en los espacios interfibrilares competirá con los monómeros adhesivos, lo cual causa disolución de su concentración y perjudica la polimerización óptima, así mismo, se debe realizar la evaporación del solvente, ya que si es incompleto aumenta la permeabilidad y disminuye la resistencia a la unión.^(19,37,32,38)

Paul (2015), reporta que en los cementos autoadhesivos, el smear layer no se remueve, se modifica y se impregna por los monómeros ácidos. El colágeno intertubular es entonces expuesto y los minerales eliminados son sustituidos por monómeros de resina, creando una traba micro mecánica dentro de los intersticios de colágeno, facilitando la adhesión en dentina.⁽³⁷⁾

Por esa razón, Adriana P y col en el 2011, reportan la interacción química entre monómeros funcionales (10-fosfato de dihidrógeno metacriloiloxidecilo [MDP]) o algunos ácidos (ácido polialquenoico) y la hidroxiapatita la cual puede mejorar la durabilidad de adhesión. A pesar de la unión química limitada, la traba micromecánica sigue siendo la principal fuente de unión de los autoadhesivos. La principal preocupación acerca de los sistemas de autoadhesivos es que no pueden grabar el esmalte con eficacia lo cual pudo influir en los resultados del presente estudio⁽³⁹⁾

La microfiltración en este estudio solo fue evidenciada en los márgenes del esmalte para los dos grupos encontrando mejores resultados que lo que reporta la literatura donde evidencian microfiltración tanto en esmalte como en dentina.

Uludag (2009), (2014) y Soares (2005), en sus estudios de microfiltración en incrustaciones cerámicas, usando cementos de grabado total y autoadhesivos encontraron que la técnica de grabado total la penetración en los márgenes de esmalte fue estadísticamente menor que en dentina. Esto se puede explicar por los diferentes mecanismos de unión. Por esta razón la resistencia del esmalte se ha informado que es típicamente más fuerte y más estable que la adhesión a la dentina. ^(12,49,18).

Un factor que pudo coadyudar a encontrar solo microfiltración en esmalte pudo ser el tratamiento de superficie del disilicato de litio el cual mejora la fuerza de unión de la cerámica y el cemento, reportado en los estudios de Meng (2010) y Isgro (2011). ^(41,42).

Moustafa N. y col. (2014), mencionan que el tipo de adhesivo de resina, incluidos en la cementación influye en la fuerza de adhesión en la cerámica de disilicato de litio. Entre más alta es la fuerza de unión inicial, esta crea un verdadero indicador de durabilidad y rendimiento de las restauraciones, adicionando el grabado y la imprimación del silano ⁽⁹⁾

Por lo tanto, es importante conocer el tratamiento de superficie más favorable para el disilicato de lito. Kiyani y col (2007), al evaluar el tratamiento de superficie de esta cerámica por medio de arenado y grabado con ácido fluorhídrico al 10%, reporto niveles bajos de adhesión alrededor de los 13,65 MPa. ^(33,43).

A su vez Tabassom y col (2012), evaluó el grabado y arenado de la misma cerámica para lo cual concluye que no influye el tratamiento que se realice, ya que no interfiere en la resistencia a la fractura siempre y cuando el cemento empleado sea de grabado total. ⁽⁴⁴⁾

Robert y col (2010), y Guzmán (2014), reportan de igual forma que en el disilicato de litio no se debe arenar ya puede debilitar la estructura creando micro fracturas generando fallas catastróficas en la restauración. ^(3,45).

Moustafa y col (2014), reportan una fuerza de adhesión mayor de 23 MPa tratando esta cerámica con grabado con ácido fluorhídrico ya que ataca la fase vítrea y forma una superficie retentiva para una adhesión micro mecánica. ⁽⁹⁾

En el presente estudio se utilizó el protocolo de cementación dado por Vargas (2011) y la casa fabricante para el disilicato de litio el cual consiste en grabarla antes de su cementación con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos, logrando con esto eliminar partículas microscópicas de la superficie interna de la restauración, posterior silanización y demás pasos de cementación. ^(44,28).

En contraposición a Della Bona (2004), Soares (2005), Uludag (2009) y Moustafa (2014), manejaron protocolos de tratamiento de superficie con un grabado ácido al 9,5% por 20 sg o 1 min donde en sus investigaciones encontraron microfiltración tanto en márgenes de esmalte como dentina. ^(46,18,24,9).

En este estudio se observó mayor grado de microfiltración estadísticamente significativa en la superficie distal del grupo de cemento de grabado total, una explicación a este hallazgo es que existe una superficie anatómica de los especímenes con variabilidad en el número y diámetro de los túbulos dentinarios.

Tamotsu (2008), reporta que la localización y la edad del diente influyen en el número de túbulos siendo menor en la superficie mesial (44000-46000 por milímetro cuadrado) que en el resto de las otras superficies de los dientes posteriores.

El diámetro y números de túbulos en la dentina pueden depender del diseño y profundidad de la preparación cavitaria en clase I y II y su cercanía a la zona distal de la cámara pulpar. ⁽⁴⁷⁾

En Los dientes premolares superiores se encuentra menor cantidad de esmalte y dentina hacia distal haciéndola más susceptible a la permeabilidad ⁽⁴⁷⁾

Son necesarios estudios a largo plazo para evaluar el rendimiento clínico de incrustaciones inlay en cerámica, ya que las pruebas in vitro no pueden reproducir con precisión todos los factores clínicos tales como cambios orales de temperatura, fuerzas oclusales, saliva, pH y el medio ambiente ácido producido por las bacterias tales como Streptococcus mutans y Lactobacillus que pueden afectar la degradación del cemento.

Esra (2011), Fabianellit (2007), afirman que el termociclado es hoy en día un método ampliamente aceptado utilizado en estudios in vitro de microfiltración, sin embargo no hay estandarización en su técnica. ⁽¹³⁾

Soares y *col* (2005), a su vez reportan que técnica de penetración del tinte presenta algunas limitaciones como subjetividad en la lectura, alta penetrabilidad y la difusión de los colorantes empleados, debido al tamaño de la partícula. ⁽¹⁸⁾

El azul de metileno es un indicador para mediciones microscópicas donde Cooley y Barkmeier (1991) nos reportan que el tiempo de permanencia sobre el espécimen, parece no tener influencia sobre los puntajes de la microfiltración. ^(13,48).

Por lo tanto, los resultados de los ensayos in vitro deben aplicarse con precaución a la situación clínica.

CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones del presente estudio in vitro, las conclusiones fueron:

- La microfiltración en incrustaciones en disilicato de litio solo fue evidenciada en los márgenes del esmalte para los dos tipos de cemento.
- El cemento de grabado total (GT) tuvo una menor medición de microfiltración estadísticamente significativa en comparación al cemento de autoadhesivo (AA) con un valor $p < 0.001$.
- La superficie mesial de las incrustaciones de disilicato de litio en el cemento de grabado total presento menor nivel de microfiltración estadísticamente significativa con un valor $p = < 0.05$ frente a la superficie distal.

RECOMENDACIONES:

Se sugiere realizar nuevos estudios que evalúen la microfiltración en disilicato de litio, sometiendo las muestras a carga cíclica. Esto es con el fin de obtener un resultado más próximo a la cavidad oral.

Realizar estudios in vitro de microfiltración en incrustaciones de Disilicato de litio sometiendo las muestras a carga cíclica y comparando técnica de grabado total Vs autograbadores.

REFERENCIAS

1. Oliver Schaefera. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: A three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility dental materials (2012)28: 320–326.
2. Kumbuloglu, O. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005 32; 128–133
3. Soares C. Microleakage in Ceramic Inlays Luted with Different Resin Cements. *Quintessence*.2003;1; 63–70.
4. Masahiro O. Influence of Preparation Design on Failure Risks of Ceramic Inlays: A Finite Element Analysis. *Quintessence*.2011;13;367–373.
5. Kawai K. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. *The Journal of the American Dental Association*.1995;19;1414-1419.
6. Mehmet D. Effects of Six Surface Treatment Methods on the Surface Roughness of a Low-Fusing and an Ultra Low-Fusing Feldspathic Ceramic Material. *Journal of prosthetic dentistry* .2009;18; 217–222.
7. The glossary of prosthodontic terms. *The journal of prosthetic dentistry*. The academy of prosthodontics. 2005;94:10-92.
8. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int oral Heal JIOH [Internet]*. 2014;6(1):116–20.
9. Siegwald D. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation Elsevier.2013: 29; 59–84
10. Kristi J. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. Elsevier.1995;11:47-51
11. Chen L. Bonding of Resin Materials to All-Ceramics: A Review. *Journal Dental Research*.2012; 3: 7-17.
12. Addison, Owen A. Adhesive Luting of All-ceramic Restorations – The Impact of Cementation Variables and Short-term Water Storage on the Strength of a Feldspathic Dental Ceramic. *Quintessence*. 2008 ;10:285-294.
13. J. Robert. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of prosthetic dentistry*.1996; 1: 18-32.
14. Denry I. Ceramics for Dental Applications: A Review. *MDPI Open Access Journals Platform*.2010;3: 351-368.
15. Hamza, T. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *Journal of prosthetic dentistry* 2013;109:83-87.
16. Holberg C. Ceramic inlays: Is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? Elsevier.2013; 41: 628 – 635.
17. Goéran S, A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual cured or chemically cured resin composite luting agent. *The American Orchid Society*.1998 ; 56:263-26

18. Hamza, T. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *Journal of prosthetic dentistry* 2013;109:83-87.
19. Giordano R. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compendiumlive* 2010;31:682-696.
20. Jidige Vamshi Evolution of metal-free ceramics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*.2009; 9:70-75.
21. Camps J. Influence of tooth cryopreservation and storage time on microleakage. *Dental Materials*.2006;12:121-126.
22. Thompson M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 2. Fixed partial denture design: a finite element analysis. *The Journal of the American Dental Association*.2011: 56; 302–311
23. Robert G. Ritter *Journal compilation* © 2010.
24. Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent*. 2014;16(6):547–52
25. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today* 2009;28(3):112-113
26. Lee C. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium* November. 2010;31
27. Isil C. Bonding of Resin Core Materials to Lithium Disilicate Ceramics: The Effect of Resin Cement Film Thickness. *Int J Prosthodont* 2010;23:469–471.
28. Soares P. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. *Quintessence Int* 2014;45:129–133
29. Petra C. Guess. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue.
30. Turgut. S. Do surface treatments affect the optical properties of ceramic veneers? *J Prosthet Dent* 2014;112:618-624.
31. Soares C, Soares P. Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restoration: A Literature Review. *J Esthet* . 2005;224–35
32. Bona A Della, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithium disilicate-based ceramic. *Dent Mater*. 2004;20(4):338–44.
33. Jason A.. Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations *Dent Clin North Am*. 2007 51(3): 713
34. Swinnett, A.J. Panfletos, K.M . Variability in microleakage observed in a dental-etch wet-bonding technique inferior different handling conditions. *Journal dental research*. Vol 74, no .5; May, 1995; p. 1168-1178
35. Denry I. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit rev oral biol med* 1996. (2):134-143
36. Komal L. Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview. *Journal Indian Prosthodont Society* .2010; 10(2):79–88.

37. Ariel J. Raigrodski, DMD, MS Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature, *J Prosthet Dent.* 2004;92:557-62.
38. Pallesen U. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Quintessence.* 2000; 108; 239-246
39. Conrad H. Current ceramic materials and systems with clinical recommendation: a systematic review. *Journal of prosthetic dentistry* 2007;98:389-404
40. Conrad H. Current ceramic materials and systems with clinical recommendation: a systematic review. *Journal of prosthetic dentistry* 2007;98:389-404
41. Peumans M. Two-year Clinical Evaluation of a Self-adhesive Luting Agent for Ceramic Inlays. *Quintessence.* 2010;12;151-16
42. Dan-Krister R. Influence of Different Curing Approaches on Marginal Adaptation of Ceramic Inlays. *Quintessence.* 2010;12; 189-196.
43. Tobias O. Computer-Aided Direct Ceramic Restorations: A 10-Year Prospective Clinical Study of Cerec CAD/CAM Inlays and Onlays. *The International Journal of Prosthodontics.* 2002;2:122-128
44. Beier US, Giesinger JM, Academy T. Clinical Performance of All-Ceramic Inlay and Onlay Restorations in Posterior Teeth. 2012;25(4):395–40
45. Osorio R, Toledano M. Adhesión en Odontología. En: Toledano M, Osorio R, Sánchez F, Osorio E. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos.* Madrid. Ediciones Avances Medico-Dentales, S.L. 2000: 181-216
46. Babu N. Dr. Michael Buonocore - Adhesive Dentistry - 1955. *J Conserv Dent* serial online 2005 cited 2014 May 10;8:43-4.
47. Meerbeek V. State of the art of self-etch adhesives. *Journal Dental Materials.* 2011.27:17-28
48. Pashley D. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Journal Operative Dentistry.* 1992:231-242.
49. Pashley D. Dentine permeability and dentine adhesión. *Journal of Dentistry.* 1997.25:355-372.
50. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac [Internet]. Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária;* 2014;5(4):194–206.
51. Lopes GC. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. 2002;213
52. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008;24(1):90–101.

53. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International* 1995; 26(2): 95-110.
54. Edward J. Swift, Jr, DMD, MSDentin/enamel adhesives: review of the literatura. *Pediatr Dent*. 2002;24:456-461.
55. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt J a. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Oral Sci*. 2014;56(1):1–9 .
56. Hayashi M, Yeung A .considerations for teeth a review (2):134-143. 2013ceramic inlays in posterior
57. Alex G. Universal Adhesives: The Next Evolution in Adhesive Dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 2015;(January):15–26.
58. Davari A, Mousvinasab M, Kazemi AD, Rouzbeh R. Effect of different evaporation periods on microtensile bond strength of an acetone-based adhesive to dentin. *Indian J Dent Res*. 2013;24(3):331–5.
59. H. Cornelis. A Review of Luting Agents. *International Journal of Dentistry*. 2012;1-7
60. Review to Proper Selection. 2015;4(2):659–69
61. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac [Internet]*. Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária; 2014;5(4):194–206
62. Edelhoff D. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clinical . Oral Implant. Res*. 18 (Suppl. 3), 2007; 193–204
63. Pereira SG, Fulgêncio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater*. 2010;26(7):710–8.
64. Manso AP, Silva NRF a, Bonfante E a., Pegoraro T a., Dias R a., Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):311–32.
65. Sillas D. Adhesive Resin Cements for Bonding Esthetic Restorations: A Review *Biomaterials Update*. 2011 42-66
66. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent [Internet]*. 2013;34(1):42–4, 46
67. Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent [Internet]*. 2013;34(1):42–4, 46
68. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent*. 2005;94(3):234–41.

69. Mathieu C. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003; 1-18
70. Stephen J. Chu, *COMPENDIUM 2012*
71. Esra U. Influence of Two Desensitizer Agents on the Microleakage of Adhesively Luted Ceramic Inlays. *European Journal of Dentistry*. 2011;5:77-83.
72. A. Fabianelli. Relevance of micro-leakage studies. *International Dentistry* . 3;64 – 74
73. Uludag B, Yucedag E, Sahin V. Microleakage of inlay ceramic systems luted with self-adhesive resin cements. *J Adhes Dent*. 2014;16(6):523–9.
74. Rajbaran S. The effect of thermocycling on the determination of microleakage in permite amalgam restorations. *The south african dental association*. 2009;64 ;394 -396.
75. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehabil*. 2004;31(9):911–7