



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**GRADO DE MICROFILTRACIÓN DE DIENTES
OBTURADOS CON RESINA CON Y SIN BASE DE
IONÓMERO DE VIDRIO.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

KARINA ARELLANO AYALA

TUTOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D. F.

2008

AGRADECIMIENTOS



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

A DIOS: Por darme la vida, por permitirme llegar hasta este momento y sobre todo por todas las bendiciones que me ha dado.

A MI PAPA: Por ser mi padre, mi amigo y sobre todo mi héroe, gracias por apoyarme en todo momento y nunca dejarme sola te amo que dios te bendiga .

A MI MAMÁ : Por ser la mejor madre del mundo , apoyarme siempre con tu alegría y tu optimismo y por estar a mi lado cuando más lo he necesitado , que dios te bendiga mami..

A TI BRENDA: Por simplemente ser mi hermana y mi mejor amiga gracias por todos tus consejos y tu apoyo incondicional .

A MIS HIJOS: Gerardo por ser la luz en mi camino, por llenarme de alegría cada momento y por soportar esta etapa, y a mi angelito que esta próximo a nacer gracias por llegar a mi vida, los amare siempre.

A JESUS: Mi esposo por estar a mi lado estos años por tu gran apoyo en general y por quererme de la misma manera que yo. Te Amo.

A MI FAMILIA: Tíos,tias, primas y sobrinos por confiar y creer en mi sobre todo por estar juntos siempre.

A TI FILI; Por enseñarme la verdadera amistad, por todo el apoyo que me has brindado y por ayudarme en este momento , gracias.

AL GRUPO 11: Josué, Sabdy, Glory, Tere, Paula, Alfredo etc.. por haber iniciado una bonita etapa con migo gracias amigos.

AL MAESTRO JORGE GUERRERO IBARRA : Por sus gran apoyo y dedicación al realizar este trabajo , por ser de mis primeros profesores en la universidad y por compartir un poco conmigo su gran conocimiento .

A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO : Por abrirme sus puertas y permitirme ser parte de ella.

POR ÚLTIMO : A todas las personas que me han apoyado en cada momento de mi vida .

GRACIAS

ÍNDICE

1.-INTRODUCCIÓN.....	7
2.-ANTECEDENTES.....	8
3.-RESINASCOMPUESTAS.....	9
3.1.Definición.....	9
3.1.1.-Usos.....	9
3.1.2.-Norma y Clasificación.....	9
3.2.-Propiedades Químicas.....	10
3.2.1.- Matriz Orgánica	11
3.2.2.-Partícula de Relleno.....	12
3.2.3.-Agentes de Acoplamiento.....	13
3.2.4.-Coadyuvantes.....	14
3.3.-Sistemas Iniciadores.....	14
3.3.1.-Inhibidores	15
3.3.2.-Modificadores ópticos	16
3.4.- Propiedades Físico Mecánicas.....	16
3.4.1.-Dureza.....	16
3.4.2.-Sorción acuosa y Solubilidad.....	17
3.5.-Resina compuesta utilizada en el estudio.....	18
4.-IONOMERO DE VIDRIO.....	19
4.1.-Definición.....	19
4.1.1 Norma y Clasificación.....	19
4.1.2.-Composición.....	20
4.1.3.-Características.....	21
4.2.-Propiedades Físicas y mecánicas.....	21
4.2.1.-Propiedades térmicas.....	22
4.2.2.-.-Adhesión a tejidos dentarios.....	22
4.2.3.-Solubilidad.....	23
4.2.4.- Biocompatibilidad.....	23

4.2.5.- Liberación de flúor.....	23
4.3.- Ionómero de vidrio para bases.....	24
4.3.1.- Descripción.....	24
4.3.2.- Indicaciones de uso del ionómero de vidrio para base.....	24
4.3.3.- Ventajas.....	25
4.3.4.- Desventajas.....	25
4.3.5.- Presentación.....	25
5.-CARACTERÍSTICAS DE FUENTES LUMÍNICAS.....	26
5.1.-Lámparas Halógenas.....	27
5.2.-Lámparas de arco de plasma.....	28
5.3.-Lámparas láser.....	29
5.4.-Lámparas LED.....	30
6.-MICROFILTRACIÓN.....	32
6.1.-Consecuencias de la Microfiltración.....	33
7.-PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	35
8.-JUSTIFICACIÓN.....	36
9.-OBJETIVO.....	37
9.1.-Objetivo general.....	37
9.2.-Objetivos específicos.....	37
10.-HIPÓTESIS.....	38
11.-RECURSOS.....	39
11.1.-Humanos.....	39
11.2.-Físicos.....	39
11.3.-Material y Equipo.....	39
11.3.1.-Equipo.....	39
11.3.2.-Material.....	40
12.-METODOLOGÍA.....	41
12.1.-Criterios de inclusión.....	41
12.2.-Criterios de exclusión.....	41
12.3.-Variables de estudio (independiente, dependiente).....	41

12.4.-Muestreo.....	42
12.5.-Método.....	42
13.-RESULTADOS.....	50
14.-CONCLUSIONES.....	53
15.-REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54

1.- INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas se introdujeron en el mercado en los años 60 y desde entonces se han utilizado con gran éxito para la restauración de dientes del sector anterior. A partir de los años 80 aparecieron resinas específicamente diseñadas para dientes posteriores pero su aceptación ha sido más reticente y polémica. Ello se debe a que los problemas y limitaciones que presentan las resinas compuestas se manifiestan de forma mucho más acusada cuando se utilizan en el sector posterior. En un principio los principales problemas eran: el desgaste por insuficiente resistencia a la abrasión , la insuficiente resistencia a la fractura, la contracción de polimerización , la micro-filtración , la sensibilidad postoperatoria , la caries secundaria y la dificultad en su manipulación clínica debido a su viscosidad que impide su condensación. Algunos de estos problemas han sido prácticamente solucionados en los últimos años gracias a la gran mejora que han experimentado las resinas compuestas en sus propiedades físicas. Así, en algunas de ellas se ha reducido el desgaste hasta niveles comparables a los de la amalgama: sus propiedades mecánicas también han mejorado sensiblemente. Sin embargo la contracción de polimerización, con sus secuelas de sellado, microfiltración y caries secundaria, sigue siendo la gran dificultad sin resolver.

Por otra parte, la microfiltración puede verse agravada por los cambios de temperatura que se producen en la boca, debido a los diferentes coeficientes de expansión térmica de los tejidos dentales y de las resinas compuestas.

2.- ANTECEDENTES

A comienzos del año 1905 hasta los años 60 se usaron los cementos de silicato como material de obturación. A partir de los años 50, se comienzan a utilizarse los plásticos basándose en metacrilato y dimetacrilato, con el objeto de buscar un material más resistente y evitar la irritación pulpar generalmente producido por los cementos de silicato. La acidez tan alta de los cementos de silicato y la inestabilidad volumétrica tan grande de las resinas acrílicas fue la principal razón para buscar materiales sustitutos.

La historia de las resinas compuestas comienza con los llamados materiales de obturación de resinas acrílicas reforzadas con vidrio, sílice, alúmina, diamante y hasta aleaciones de plata.

Los nuevos compuestos comienzan con R.L Bowen en el año de 1965 quien mezcló polvo de silicato con resina epóxica, mezcla que usó como material restaurador. A comienzo de los años 1970 combinó polvos vítreos de sílice con un monómero viscoso conocido como Bis-GMA (bisfenol A glicidil dimetacrilato) y que con el agregado de partículas inorgánicas reduce aún más el cambio dimensional aumentando su resistencia.

Se han desarrollado varios mecanismos o sistemas para lograr mayor sellado y permanencia en los dientes con este material, entre estos mecanismos se encuentran el grabado ácido, el uso de adhesivos específicos y los procesos de polimerización.

Siendo el material orgánico el que sufre contracción y cambios dimensionales, se sabe que cuanto mayor cantidad de material de relleno tenga una resina, menor es serán su contracción y sus cambios dimensionales.

3.- RESINAS COMPUESTAS

3.1.- Definición

Un compuesto es una pasta de material restaurador basado en resinas que actúan como un aglutinador orgánico monomérico que contienen al menos 60% de relleno inorgánico, junto a un sistema que produce la polimerización.

(1)

3.1.1.- Usos

Las resinas compuestas se utilizan como material de obturación en dientes anteriores y posteriores temporales o permanentes, dientes fracturados, erosiones, recubrimiento de dientes moteados o pigmentados, cementación de "brackets" de ortodoncia, incrustaciones onlay, sellantes de puntos y fisuras, reconstrucción de muñones, elaboración de coronas y puentes fijos, carillas de dientes anteriores, base de obturaciones, base de prótesis.

3.1.2.- Norma y clasificación

La norma correspondiente para este grupo de materiales es la No 27 de la A.D.A. La norma define los requerimientos base que toda resina debe cumplir, además de dar la pauta para distinguir distintos tipos de resina por tanto una mejor forma de trabajar con ellos. (2)

Clasificación de acuerdo con la norma

- Clase A .- Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones de dientes posteriores en su cara oclusal.
- Clase B.- Material recomendado por el fabricante para todos los demás usos:

Estas clases pueden ser:

Tipo I.- Materiales de curado por reacción química, quimiopolimerizables o autopolimerizables

Tipo II.- Materiales de activación por energía externa de la luz o foto polimerizables. Aquí se incluyen también las que se activan de las dos formas (quimiopolimerizables y foto polimerización), llamadas de curado dual.⁽³⁾

Propiedades físicas

Resistencia a la flexión	Mínimo 50 MPa
sorción acuosa	Máximo 50 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Solubilidad	Máximo 5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$

3.2.- Propiedades químicas

Las resinas compuestas incluyen cuatro componentes fundamentales

1.- Matriz orgánica

2.- Partículas de relleno

3.- Agentes de acoplamiento

4.- Coadyuvantes: - iniciadores
- inhibidores
- modificadores ópticos

(1, 4, 3, 5)

3.2.1.- Matriz orgánica

Es una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos como lo son el bis-GMA, el trietilenglicol dimetacrilato (TEDGMA) y el dimetacrilato de uretano (UDMA). El bis-GMA como macro molécula se constituye a partir del bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico a partir de una reacción química de dos tiempos. ⁽⁵⁾

Alcohol glicídico + ácido metacrílico \longrightarrow metacrilato de glicidilo
(policondensación)

Metacrilato de glicidilo + bisfenol A \longrightarrow Bis-GMA (poliadición)

Esta matriz orgánica se obtiene de una resina epóxica la cual posee buenas propiedades adhesivas y endurece con la mínima contracción, pero debido a que no es posible utilizarse sola como material de obturación por su deficiente adhesión a la dentina después de un contacto prolongado con el agua por la dificultad de obtener una reacción ideal de polimerización.

Esta macromolécula se forma debido a que la molécula posee a cada extremo una cadena de dobles enlaces que permitirá la polimerización de las moléculas de bis-GMA entre ellas. El trietilenglicol dimetacrilato (TEDGMA) y el dimetacrilato de uretano (UDMA), que se emplean par la formación de estructuras de polímero entrecruzado

3.2.2.- Partículas de relleno

Se han empleado para este fin vidrios, sílice coloidal, silicato y cuarzo molido y en menor medida silicato precipitado. Se incorpora a la resina con el fin de aumentar la resistencia y dureza, reducir el coeficiente de expansión térmica, reducir la contracción de polimerización y la absorción acuosa, facilitar la manipulación y dar radiopacidad se le agrega un vidrio de fluoruro de bario, trifloruro de iterbio. ^(3,5)

Sabiendo el tamaño de la partículas de la resina se podrá seleccionar la zona donde colocarla, puesto que resinas con partícula grande o convencionales (15-30 micras) tienen buena resistencia ante cargas, pero la superficie que forman, aunque tersa en un principio, con el uso pronto se

vuelve áspera, por lo que en los dientes anteriores no son las idóneas; resina con partícula pequeña o de micro relleno (0.04 – 4 micras) logran una mejor tersura que se mantienen por mayor tiempo, aunque su resistencia a carga no es ideal para dientes posteriores; y resinas híbridas (0.4- 1 micras), permiten obtener y mantener tersura por un tiempo aceptable, y alta resistencia y baja abrasión, por lo que se justifica su uso en dientes anteriores como posteriores.

Clasificación de las Resinas según el tamaño de la partícula de relleno:

Se establece en función al tamaño de la partícula de relleno, la cual modifica las propiedades e intervienen directamente en los criterios de elección.

GENERALIDADES	TAMAÑO DE PARTICULA	RELLENO	% INORGANICO	MATRIZ	POLIMERIZACIÓN	DUREZA (KNOOP)
Resina de macro relleno	8-12 μm	Bario Estroncio Cuarzo Sílice	0	Bis-GMA	Auto	55
Resina de partícula pequeña	0.5-3 μm	Sílice amorfo	80-90% peso 65-77% volumen	Bis- GMA	Foto	50-60
Resina de micro relleno	0.04-0.4 μm	Sílice pirogénica	35-67% peso 20-59% volumen	Bis- GMA	Foto	25-35
Resinas Híbridas	0.4-1.0 μm	Oxido de silicio Bario Titrofluoruro de iterbio	75-80% peso 60-65% volumen	Bis- GMA	Foto	50-60
Resinas de Nano relleno	25-75 nanómetro	Bario Trifluoruro de iterbio	75-85 % de peso 60% volumen	Bis-GMA Bis-EMA UDMA	Foto	50

3.2.3.- Agentes de acoplamiento

El relleno se trata con agentes de enlace debido a que no forman cuerpo con la matriz y en consecuencia, no se adhieren a ella. Este tratamiento mejora la resistencia a la tracción y a la compresión, evitando que las partículas se desprendan debido a fuerzas masticatorias. El agente adhesivo más empleado es el vinilsilano o gama metacriloxipropilsilano.

3.2.4.- Coadyuvantes

Son sustancias que influyen en la reacción de la polimerización (sistemas iniciadores, e inhibidores) o bien que intervienen en la estética del material (estabilizadores y pigmentos)

COADYUVANTES - SISTEMAS INICIADORES
- INHIBIDORES
- MODIFICADORES OPTICOS

3.3.- Sistemas iniciadores

Los sistemas iniciadores son mecanismos empleados para inducir el proceso de polimerización por medio de la apertura de los dobles enlaces del oligomero por medio de radicales libres, existen dos tipos. ⁽⁵⁾

Activación Química

Activadores químicos peróxido inestable (0.3 a 2%) + aminas terciarias (0.75%) presente en la resina auto polimerizable, mediante una reacción de óxido reducción

Activación Fotoquímica

Activadores fotoquímicos: benzinas y cetonas para resinas curadas por luz ultravioleta; dicetonas para resinas curadas por luz visible.

Los activadores deben alcanzar ciertos criterios como son la formación rápida de radicales libres a bajas temperaturas, la alta reactividad de los radicales formados, vida útil larga, baja tendencia a la decoloración y baja toxicidad.

Los composites llevan un fotoiniciador que iniciará la cadena de reacciones que dan lugar a la polimerización. Éste suele ser la canforoquinona, que se activa preferente con luz de una longitud de onda entre los 450 y los 490 nm con un pico en los 468nm.

Recientemente se introdujo la fenilpropandiona, cuyo espectro de absorción va de los 400 a los 450 nm con un pico en los 410nm.

Los composites suelen presentar un contenido de canforoquinona de 0.15-0.20% . La fenilpropandiona consigue por sí sola un grado de conversión similar al conseguido por la canforoquinona y, cuando se utilizan juntos, actúan sinérgicamente dando lugar a una reacción de fotoactivación más eficaz.

3.3.1.- Inhibidores

Los inhibidores son sustancias para evitar la polimerización espontánea y aumentar la vida útil del material. Las sustancias que se emplean para ello son las quinonas como por ejemplo: hidroquinona, éter monometílico de la hidroquinona.

Los monómeros son líquidos altamente viscosos a los cuales se les adicionan diluyentes para reducir la viscosidad según su implicación clínica. Los que se emplean con mayor frecuencia son el dimetacrilato de trietilenglicol y el metacrilato de metilo, que ayudan a formar cadenas cruzadas y polimerizan por adición.

3.3.2.- Modificadores ópticos

Para ofrecer una apariencia natural de las estructuras del diente, los materiales deben tener coloración visual (matizado) y translucidez está prevista para simular la dentina y el esmalte.

El matizarlo se logra agregando varios pigmentos, que por lo general son óxidos metálicos en diferentes proporciones. Para aumentar la opacidad, los fabricantes adicionan dióxido de titanio y óxido de aluminio en pequeñas cantidades (0.01 a 0.07% en peso).

Todos los modificadores ópticos disminuyen la capacidad de transmisión de la luz de los materiales, por lo cual se recomienda que los matices oscuros y los opacificadores sean colocados en capas delgadas para optimizar el polimerizado. ^(4,6)

3.4.- Propiedades físico mecánicas

3.4.1.- Dureza

La dureza es una propiedad mecánica que presentan los materiales y se define como la resistencia a la penetración indentado, desgaste, deformación plástica y rayado de un cuerpo en sus superficie. La dureza que presentan las resinas con relleno de partícula fina, oscila entre 50 a 60 KHN y en el caso de las resinas con relleno de partícula micro fina, presentan durezas entre 25 a 35 KHN. ⁽⁶⁾

La dureza nos indica la facilidad que presenta la resina para su terminado, el cual es de gran importancia ya que incrementa la resistencia al rayado durante el servicio de la restauración, por lo que evitaremos que se presente con facilidad fallas prematuras. ⁽⁵⁾

Diferentes factores como la foto polimerización, un porcentaje elevado de el relleno de la resina y una matriz orgánica a base de Bis – GMA mejoran esta propiedad, la cual es esencial para la restauración de dientes posteriores. ⁽⁵⁾

3.4.2.- Sorción acuosa y solubilidad

La sorción acuosa de una material representa la cantidad de agua absorbida por la superficie y por la masa del material durante la fabricación o el servicio de la restauración. Este fenómeno se ve influenciado por el material de relleno.

La solubilidad y la solubilidad se manifiestan de dos maneras;

- El por ciento de peso del material soluble o sorbido
- El peso del material disuelto o sorbido por unidad de área de superficie.

La sorción acuosa de las resinas de micro relleno es de entre 1.2 – 2.2 mg/cm².

Es conveniente conocer la solubilidad o desintegración de los materiales dentales en agua, saliva u otros líquidos. Además dicha solubilidad debe ser lo más reducida posible para garantizar que los materiales no se desintegren a corto plazo en boca.

3.5.- Resina compuesta utilizada en el estudio

FILTEK TM Z350

Los rellenos son una combinación de aglomeraciones agrupadas de zirconia /sílice con un tamaño promedio de partícula de 0.6 a 1.4 micras, un tamaño de partícula primaria de 5 a 20 nm y un relleno de sílice no aglomerado /no agregado de 20 nm. La carga de relleno inorgánico es de alrededor de 78.5% del peso (59.5% de volumen). El restaurador universal Filtek TM Z350 contiene resinas Bis-GMA, UDMA, TEDGMA Y Bis-EMA. ⁽⁷⁾

Indicaciones:

- Restauraciones anteriores y posteriores directas (incluyendo superficies oclusales)
- Reconstrucción de muñones
- Ferulización
- Restauraciones directas incluyendo inlay, onlay, y carillas.

4.- IONÓMERO DE VIDRIO

4.1.- Definición

Son materiales de obturación basados en sílice, polvos de aluminio – silicato de calcio y soluciones de homopolímeros y copolímeros del ácido acrílico.

Etimológicamente se deriva de la palabra IONÓMERO (del griego ión, “partícula con carga” y meros “miembro de una clase específica”, designa un polímero que forma enlaces covalentes dentro de las cadenas largas, y enlaces iónicos entre ellas. Son esas características las que confieren a este material su gran poder de adhesión. La palabra VITREO proviene del polvo que es una estructura cerámica amorfa conocida como vidrio que puede ser transparente o traslúcida. Con la unión del polvo y el líquido se combina para formar el IONOMERO DE VIDRIO que también se le conoce como cemento de POLIALQUENOATO DE VIDRIO debido a que el líquido del cemento es una solución electrolítica de copolímeros con radicales carboxilos por lo que químicamente se conoce como ácido polialquenoico. ⁽⁸⁾

4.1.1.- Norma y clasificación

Anteriormente se clasificaba al Inómero de Vidrio de acuerdo a la Asociación Dental Americana (A. D. A) en la especificación No. 66 para su uso en;

⁽⁹⁾

TIPO I. Agente cementante

TIPO II. Material restaurativo

En la actualidad la norma No. 66 esta en desuso y ahora lo rige la especificación No, 96 de la Asociación Dental Americana (A. D .A) y de acuerdo a su aplicación este material se clasifica para su uso en; ⁽¹⁰⁾

- Agente Cementante
- Material Restaurativo
- Bases, Forros Cavitarios

4.1.2.- Composición

La composición del ionómero de vidrio está dada por la combinación de polvo de vidrios de aluminosilicato y homopolímero acrílico.

- 1) POLVO; Consiste en un vidrio de flúor aluminio silicato preparado con fundente a base de fluoruro , con partículas de 20 a 50 micrones de tamaño , cuando el material es preparado para obturaciones, y menor de 25 micrones cuando se usa como cemento. Se obtiene fundiendo partículas de cuarzo, fluoruros de aluminio y fosfatos metálicos, se enfría bruscamente obteniéndose un vidrio de color blanco lechoso. ⁽¹⁾
- 2) LIQUIDO; Usualmente es ácido poliacrílico al 50%, pero puede contener polímeros copolímeros del ácido itacónico, maleíco y fumárico, estos poliácidos son de alto peso molecular y muestran buena afinidad el órgano dentino pulpar, y ayudan a reducir la tendencia de gelificación y aumentar la viscosidad del líquido. ⁽⁸⁾

4.1.3.- Características

Las características del Ionómero de vidrio se pueden sintetizar en;

- Alta Biocompatibilidad
- Buenas propiedades físicas y químicas
- Baja reacción exotérmica
- Presentan baja contracción de polimerización
- Estabilidad dimensional en humedad relativamente alta
- Interacción relleno matriz
- Buena adhesión al esmalte y a la dentina
- Liberación del flúor (anticariogénico)
- Propiedades aislantes, térmicas y eléctricas
- Difícil pulimiento
- Limitaciones estéticas

(11)

4.2.- Propiedades físicas y mecánicas

La fuerza compresiva del cemento de Ionómero de vidrio tipo I, es similar a la del cemento de fosfato de zinc y su fuerza tensional es casi igual a la del cemento de policarboxilato. Sin embargo, la resistencia a la compresión y la dureza del material tipo II son menores que las de otros cementos, por lo tanto no soportan concentraciones altas de tensión, ni presentan una buena resistencia al desgaste. Su resistencia a la fractura únicamente es suficiente para soportar fuerzas oclusales moderadas como restauración temporal y siempre que se le mantenga rodeado de estructura dental circundante.

4.2.1.- Propiedades térmicas

Además de ser un excelente aislante térmico y eléctrico, tiene un coeficiente de expansión térmica similar a la dentina que lo hace idóneo por sus cambios dimensionales. Se ha demostrado que el ionómero de vidrio llega a reducir la microfiltración en su interfase, una de las razones que justifique la ausencia de esta microfiltración es que el ionómero de vidrio tiene un coeficiente expansión térmica similar al diente.

Además lograr que un material restaurador se adhiera a la estructura del diente, se obtiene una adaptación marginal un sellado eficiente que permite que no exista microfiltración.

4.2.2.- Adhesión a tejidos dentarios

El cemento se puede adherir al esmalte, dentina, siendo necesario e importante el acondicionamiento de la superficie dentaria para ello el ácido poliacrílico el más recomendable.

Algunos autores atribuyen el éxito de la adhesión de las restauraciones del Ionómero de Vidrio a;

- El buen acondicionamiento de la estructura dental
- La manipulación apropiada del material
- La compresión adecuada del material

(12,13)

Existen 4 factores por los que se pueden ver afectada las propiedades físicas del Ionómero de vidrio;

- Variaciones en el polvo de Ionómero de Vidrio
- Variación en la relación polvo- líquido
- Hidratación del cemento
- Porosidad

4.2.3.- Solubilidad

El ionómero de vidrio ha demostrado ser un buen agente cementante, que presenta la menor desintegración que todos los cementos, tiene una gran sensibilidad al agua durante las primeras 24 horas, por lo que es necesario protegerlos para mantener el equilibrio híbrido, esto se logra colocando barnices especiales para proteger a los cementos durante las primeras horas de endurecimiento. ⁽¹⁴⁾

4.2.4.- Biocompatibilidad

La buena compatibilidad del Ionómero de vidrio con el tejido pulpar se debe a la nula irritabilidad de los componentes del polvo, como a la escasa acidez del líquido. Se han observado escasas reacciones inflamatorias de los tejidos pulpares al ácido y negativas en cuanto al polvo. Actualmente algunos autores lo consideran totalmente biocompatible. ⁽¹⁵⁾

4.2.5.- Liberación de flúor

Al igual que con el cemento de silicato, el fluoruro se usa como un fundente durante la fabricación del vidrio, en el que queda incorporado en forma de

gotitas extremadamente finas. Algunos fluoruros se obtienen de las mismas partículas de polvo, pero hay considerable liberación después de la mezcla con ácido polialquenoico, creándose un flujo continuo a partir de la matriz durante largos periodos de tiempo, después de su colocación.⁽¹¹⁾

4.3.- Ionómero de vidrio para bases

4.3.1.- Descripción

Son capas protectoras más gruesas de cemento colocadas antes de la restauración y que su función es recubrir la pulpa lesionada y protegerla de los cambios térmicos y eléctricos. Esta base también sirve como reemplazo de la dentina, destruida por la caries; la relación utilizada de polvo-líquido en las bases es de 1:1. Debe tener resistencia para soportar las fuerzas de condensación y la base no se fracture durante la colocación de la restauración.⁽¹⁶⁾

4.3.2.- Indicadores de uso del ionómero de vidrio para base

- Base intermedia para restauraciones metálicas.
- Forro cavitario en combinación con restauraciones de resina compuesta, restauraciones indirectas cerámicas, poliméricas o metálicas.
- Selladores de fosetas y fisuras.

4.3.3.- Ventajas

- Adhesivos a dentina.
- Liberación de fluoruro y radiopacidad.
- Al igual que todos los ionómeros son gravables con ácido fosfórico.
- Se pueden utilizar bajo restauraciones estéticas.
- Color dentinal.
- Efecto cariogénico.
- Biocompatibilidad

4.3.4.- Desventajas

- Si la cavidad es muy profunda es necesario poner Hidróxido de Calcio.

4.3.5.- Presentación

- Ionómero de vidrio Convencional polvo-líquido.
- Ionómero de vidrio Fotocurable.
- Ionómero de vidrio Cápsulas. Sellador de Fosetas y Fisuras.

5.- CLASIFICACION DE LAS FUENTES LUMÍNICAS

Desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de luz utilizada ha sido la lámpara halógena, la cual ha sufrido pocas modificaciones durante ese período, ya que los esfuerzos científicos se centraron en mejorar la polimerización mediante el desarrollo y evolución de la composición química de los materiales fotocurables. La industria actualmente ha incrementado sus esfuerzos para el desarrollo y la aplicación en odontología de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces.

Así se pueden clasificar de diferentes formas o considerando diferentes modos, según la rapidez con que son capaces de fotopolimerizar adecuadamente un material en:

Lámparas de velocidad de fotopolimerización convencional: grupo constituido por las lámparas halógenas convencionales y las lámparas de diodos (20-40 seg. por capa de 2 mm de composite).

Lámparas de velocidad de fotopolimerización rápida: en este grupo se incluye la lámpara de plasma (3-6 seg. por capa de 2 mm. de composite), la lámpara láser (7-14seg. por capa de 2 mm. de composite), y la lámpara halógena de alta intensidad (5-10seg. por capa de 2 mm de composite).

Las lámparas de fotoactivación existentes en el mercado también pueden ser Clasificadas en función del tipo de fuente lumínica que posean en cuatro grupos:

- Grupo 1: lámparas halógenas que pueden ser: convencionales o de alta intensidad de potencia.

- Grupo 2: lámparas de arco plasma,
- Grupo 3: lámparas láser
- Grupo 4: lámparas de diodos

5.1.- Lámparas halógenas

Son lámparas donde su luz es emitida por un filamento de tungsteno, éste conocido también como wolframio (W), wolframio puesto en incandescencia por el paso de la corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera de gas halógeno (grupo VII de la tabla periódica) cuya función es equivalente al filamento incandescente. Generan una luz blanca intensa que debe ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita la obtención de una luz azul, con un rango de longitud de onda eficiente para la activación de todos los fotoiniciadores presentes en diversos materiales dentales como las canforoquinonas, lucerina, fenilpropanodiona, etc. El espectro de emisión de estas lámparas es de 360-500 nm, con un pico energético en los 460 nm.⁴⁹.

Estas lámparas presentan como principal ventaja el hecho de ser la tecnología lumínica clásica, por lo tanto, existe mayor experiencia en cuanto a modo de empleo y seguridad clínica. También constituyen la opción más económica. Sus inconvenientes derivan de la pérdida progresiva de eficiencia lumínica producto del envejecimiento de la bombilla y el filtro óptico, así como el amplio rango de longitud de onda que implica la existencia de una importante cantidad de energía lumínica fuera del espectro útil, la cual es desperdiciada y transformada en incremento de calor.

Según su potencia lumínica pueden subdividirse en dos tipos:

- Halógenas convencionales: se mantiene como “lámpara tipo”, pues los fabricantes de composites los han diseñado en función de estas lámparas que eran el estándar en su momento. Presentan una intensidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) de 350- 700mW/cm². Ejemplos de lámparas halógenas convencionales: Spectrun® 201RE- Dentsplay, Astralis®7, Astralis®5- - Ivoclar Vivadent , Optilux®308- Demetro Kerr, Spectrun®800- Dentsplay/Caulk.

- Halógenas de alta intensidad de potencia: con una intensidad de potencia mayor entre 700 y 1700 mW/cm², esta se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas “turbo” capaces de recoger una mayor cantidad de luz procedente de la bombilla para enfocarla en un área más pequeña (incremento de hasta un 49% de intensidad frente a una guía de luz estándar). Ejemplo de lámparas halógenas de alta intensidad: Bluelight® Pro-Mectron, Optilux501®-Demetron/Kerr, Hilux250TA®-First Medica, Hilux601®-First Medica, Kreativ Kuring Light® I y II - Welch Allyn, Virtuoso®Phase II- DentMat, Elipar®, HighLigh® y Trilight®-Espe, VIP®-Bisco, Spectrum800®- Dentsply/Caulk, Astralis®10- Ivoclar Vivadent.

5.2.- Lámparas de arco de plasma

Su aplicación en odontología es reciente (1997-1998). Son lámparas que emiten luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe gas xenón a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos.

La luz generada con este tipo de lámpara es de elevada intensidad de potencia 1400-2700 mW/cm², es de color blanco, por lo que requiere de la

interposición de un filtro óptico para la obtención de la longitud de onda deseada. Sin embargo, el espectro luminoso de estas lámparas, al contrario de lo que sucede con las halógenas, carece prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente se trata de un tipo de luz con menor poder calórico, por lo tanto con menor riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización.

El filtrado óptico de estas lámparas logra un estrecho espectro de emisión mucho más aproximado al de las canforoquinonas, presentando un pico de longitud de onda de elevada intensidad, de 460-480nm, esto conlleva el inconveniente de que estas lámparas no podrían fotopolimerizar de manera adecuada algunos materiales, que posean otro tipo de fotoactivador. Ejemplo de lámparas de arco de plasma: Apollo95E®- DMD, Arc Light I y II M-Air® Technique, PowerPac®-ADT, Wavelight®-Schein, Rembrandt Sapphire®-DentMat60.

5.3.- Lámparas láser

De todos los sistemas láser con aplicación terapéutico-quirúrgica en odontología, solo existen dos tipos que, a su vez, pueden ser usados como fotoactivadores de materiales odontológicos fotopolimerizables.

- Láser de argón: Es un láser con un medio activo de tipo gaseoso (gas argón), emite una luz de 488 nm o luz verde de 488-514 nm y una intensidad de potencia entre 750-1300 mW/cm². No requiere filtro óptico, ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la de las canforoquinonas. Posee una importante capacidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento pulpar. Sin embargo como presentan por lo general un espectro de longitud de onda, de una sola y determinada medida de 476nm puede existir un número considerable de materiales fotopolimerizables no compatibles con

este sistema, lo que unido a su elevado precio, explica su escasa difusión. Ejemplo de lámparas de láser de argón: Accucure Elite®- LaserMed, Britesmile®-ILT, Arago®- Premier Laser Systems.

- Láser de Diodos: Es un láser con medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Constituye una de las formas más recientes de producción de láser en medicina. Emite una luz roja con longitud de onda entre 830-904 nm (espectro infrarrojo). Sus principales aplicaciones en odontología son las terapéuticas quirúrgicas y el blanqueamiento dental, pero con geles específicos. Según su fabricante, en el blanqueamiento dental aporta las ventajas de ser una fuente de fotoactivación exenta de radiación ultravioleta, que no provocará sobrecalentamiento pulpar, con resultados eficaces en una sola sección de 20-60min. Ejemplo de lámpara de láser de diodos: Opus 5®-Opus Dent48.

5.4.- Lámpara de emisión de diodos (LED)

Constituyen la tecnología más reciente. Utilizan como fuente de iluminación los LED (diodos emisores de luz), su tecnología está basada en la utilización de determinados materiales semiconductores, que posee la propiedad de polimerizarse al ser atravesados por una corriente eléctrica, emitiendo energía óptica en forma de luz visible.

El color de la luz emitida dependerá del tipo de semiconductor utilizado en la fabricación del LED. En estas lámparas se utilizan varios LED de forma simultánea (7 a 21 diodos), ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul de 450-480 nm, con un pico en los 470nm y una potencia lumínica de 400 mW/cm^2 . Estas lámparas tienen algunas ventajas, como son: su pequeño tamaño y por lo tanto son ergonómicas debido al reducido diámetro de la fuente

luminosa; son silenciosas, ya que no requiere refrigeración mediante ventilador y poseen bajo consumo eléctrico. Utilizan bombillas de larga duración y no presentan pérdida de intensidad luminosa por envejecimiento. Emiten luz azul con una longitud de onda adecuada para la fotoactivación sin necesidad de interposición de filtro óptico.

El principal inconveniente de estas lámparas, es que no permiten tiempos cortos de fotopolimerización debido a su baja densidad de potencia lumínica, por lo que deben ser utilizadas con el mismo protocolo que una lámpara halógena convencional.

Ejemplo de lámparas de emisión de diodos: Elipar Freeliht-3MEspe, e-Light-GC, Cool

Blu 2® - Dental Systems, The Cure® - Spring Health, Ultra- Lume LED 2® -
Ultradent456^(3,11,17,18)

6.- MICROFILTRACIÓN

La microfiltración marginal se define como el ingreso de fluidos orales en el espacio entre la estructura dentaria y el material restaurador. La microfiltración es un proceso dinámico que puede o no, disminuir con el tiempo, como un resultado a la exposición a la saliva, película y placa bacteriana, con cambios que pueden alterar el espacio entre el diente y la restauración. Por ejemplo las amalgamas presentan una microfiltración inicial, que tiende a disminuir con el tiempo, por productos de corrosión que contribuyen a su reducción. También la deposición de sales minerales puede influenciar la obturación, alrededor de las restauraciones (Brannstrom) y en el caso de las resinas acrílicas, se puede compensar por la absorción de agua que provoca su expansión.

La causa principal de la microfiltración es la pobre adaptación de los materiales restauradores a la estructura dentaria, por la condición misma del material o a la aplicación incorrecta por parte del operador

Otra razón es la contracción del material por cambios químicos o físicos, luego de colocados, como la contracción inicial en las amalgamas o la contracción por fluctuaciones térmicas. También la desintegración y la corrosión de algunos materiales o su incorrecta manipulación.

También se ha demostrado que aún, la deformación elástica del diente por las fuerzas masticatorias puede aumentar el espacio entre el diente y material restaurador. En 1983 Quist en un estudio "in vitro", sobre el efecto de la masticación en dientes restaurados con resinas compuestas, demostró un aumento de la microfiltración en dientes con oclusión funcional, al compararlos con dientes similares, sin antagonistas.

La profundidad de la cavidad es otro factor importante; 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 túmulos dentinarios por superficie, es mayor, que en una superficial. Igualmente, la localización de las paredes, especialmente si se encuentran en el cemento aumenta la microfiltración marginal.

6.1.- Consecuencias de la microfiltración

La manifestación biológica más importante de la microfiltración es el reinicio de caries y la patología pulpar, además de la sensibilidad post-operatoria. Hace algún tiempo se creyó que los ingredientes tóxicos de los materiales era la razón principal de los problemas pulpares post-restauraciones. Hoy se mantiene que la difusión de productos bacterianos a la pulpa es la causa principal de los problemas pulpares, asociados a la microfiltración.

El origen de las colonias bacterianas debajo de las restauraciones todavía no está claro, Brannstrom cree que las bacterias en la capa de desechos dentinarios tienen capacidad de proliferar, pero Bergenholtz y colaboradores mantienen que los organismos que contaminan la cavidad al momento de la preparación tienen poca oportunidad de sobrevivir en la ausencia de microfiltración.

Triadan ha descrito cuatro situaciones en las cuales la microfiltración es un problema clínico, las cuales son: estética, sensibilidad, percolación y caries secundaria.

Las decoloraciones en los márgenes ocurren en el área de una microfisura, entre la resina compuesta y el esmalte originalmente grabado; estas decoloraciones son de origen exógeno y generalmente ocurre en denticiones de bocas negligentes, con alta incidencia de caries y gingivitis. Estas restauraciones deben remplazarse completamente.

La sensibilidad ocurre principalmente en restauraciones clase V, donde hay filtración entre el diente y la restauración. Las soluciones de bajo peso molecular, por acción capilar, causan una irritación osmótica dolorosa. Estas restauraciones no deben repararse sino reemplazarse.

Las deformaciones en las restauraciones pueden ocurrir, causando la separación de la restauración de la cavidad; los cambios dimensionales están determinados por la geometría de la restauración, por el módulo de elasticidad y el coeficiente de expansión térmica; por lo tanto el diseño cavitario debe tomar en cuenta su localización y esfuerzos oclusales, para evitar crear fuerzas en la periferia de la restauración.⁽¹⁹⁾

7.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Para tener un buen éxito en la restauración hecha con resina un aspecto que se debe controlar o erradicar es la microfiltración y por tal, uno de los pasos importantes a seguir es la colocación de una base de ionómero de vidrio ya que en la practica diaria actual es una incógnita el utilizar una base por debajo de la restauración hecha con resina o simplemente colocar la resina, aunque también debemos tener en cuenta la influencia que tiene la composición del material, manipulación y las indicaciones del fabricante.

¿Para reducir la microfiltración en una restauración hecha con resina es indispensable la colocación de una base de ionómero?

8.- JUSTIFICACIÓN

Por lo anterior se realizo un estudio para comprobar el grado de microfiltración que se obtiene utilizando una base de ionómero de vidrio y sin ella en una restauración con resina.

9.- OBJETIVOS

9.1.- Objetivos generales

Determinar el grado de microfiltración que se presenta restaurando con resina usando una base de ionómero de vidrio y sin base.

9.2.- Objetivos específicos

- Determinar el grado de microfiltración que se presenta restaurando con resina Filtek TM Z350 3M ESPE USA® y usando como base ionómero de vidrio Fuji II GC CORPORATION TOKIO, JAPAN.
- Determinar el grado de microfiltración que se presenta restaurando directamente con resina Filtek **TM** Z350 3M ESPE USA®.
- Comparar los resultados obtenidos entre si y determinar si la colocación de una base de ionómero de vidrio influye en el grado de microfiltración que se presentan en las restauraciones con resina.

10.- HIPÓTESIS

La colocación de bases de ionómero de vidrio reduce la microfiltración en restauraciones realizadas con resina.

11.- RECURSOS

11.1.- Humanos:

- Alumno
- Director

11.2.- Físicos:

- Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la DEPEl.

11.3.- Material y equipo

11.3.1.- Equipo

1. Lámpara de Resinas 3M ESPE Iijar Free Light 2 de 1100 mw. (USA)®
2. Cronómetro digital Sper Scientific (CHINA) ®
3. Loseta de vidrio
4. Espátula Tarno Hu-Friedy CS 324 K9 MADE IN GERMANY ®
5. Radiómetro Curado 27.1 AMADE IN USA ®
6. Trimodular
7. Pieza de alta velocidad KAVO ®
8. Pieza de baja velocidad y contrángulo KAVO ®
9. Fresas de diamante y carburo.
10. Torundas de algodón
11. Discos Soflex
12. Gradillas de plástico
13. Reglas de plástico

14. Cortadora de disco , Hamco, Machines INC NY
15. Microscopio Estereoscopico Carl Zerss Germany lente 10x con gradilla
16. Jeringa de plastico
- 17.- Pararelizador Leite Wetzlar Germany

11.3.2.- Material

1. 10 dientes anteriores de humano
2. 10 dientes posteriores de humano
3. Resina Filtek **TM** Z350 3M ESPE USA®
4. Fuji II GC CORPORATION TOKIO, JAPAN ®
5. Acido Fosfòrico 3M ESPE USA ®
6. Acrilico autopolimerizable nic-tone
7. Azul de Metileno al 2%
8. Barniz de uñas color guinda

12.- METODOLOGÍA

12.1.- Criterios de inclusión

Muestras de dientes humanos anteriores y posteriores con base de ionómero y resina.

12.2.- Criterios de exclusión

Todos aquellos que no reúnan los criterios de inclusión.

12.3.- Variables de estudio

- **Independiente**

Profundidad y diseño de las cavidades

Tiempo de grabado

Tiempo de fotopolimerización

Manipulación de resina

- **Dependiente**

Composición de la resina

Composición del ionómero de vidrio

Composición del ácido grabador

12.4.- Muestreo

Se emplearon 20 muestras

- Grupo 1: 10 dientes anteriores con cavidades por vestibular restauradas con base de ionómero de vidrio y resina, por cara palatino-lingual restaurados solamente con resina en mismo diente.
- Grupo 2: 10 dientes posteriores con cavidades por ocluso-mesial se utilizo base de ionómero de vidrio y resina, por su cara ocluso-distal solamente resina en mismo diente.

12.5.- Método

Se realizaron cavidades circulares en dientes anteriores por sus caras vestibular y palatino-lingual con una profundidad de 3mm, con diámetro de 3mm y cavidades en dientes posteriores clase II ocluso-distal y ocluso-mesial con 4mm de profundidad nivel oclusal y 3mm de profundidad en prolongación. (Fig 1)



FIGURA 1 Dientes anteriores y posteriores

Se utilizó pieza de alta velocidad KAVO® con fresas no. 2 y 3 de diamante y de carburo cono invertido no. 1 ya hechas las cavidades de todos los dientes se colocaron en un recipiente con agua. (Fig 2-3)



FIGURA 2 preparando cavidad



FIGURA 3 dientes colocados en agua

Se usó ionómero de vidrio Fuji II GC CORPORATION TOKIO, JAPAN® como base en dientes anteriores por cara vestibular y en dientes posteriores por ocluso-mesial (Fig 3)



FIGURA 3 presentación del ionómero de vidrio

Se manipuló el ionómero de vidrio con relación polvo líquido 1:1 como lo indica el fabricante usando el material adecuado loseta de vidrio, espátula para

cementos Tarno Hu-Friedy CS 324 K9 MADE IN USA ®, y un Cronómetro digital Sper Scientific (CHINA) ® para medir el tiempo de trabajo que fue de 20 segundos. (Fig 4-5)



FIGURA 4 material para manipular El ionómero de vidrio

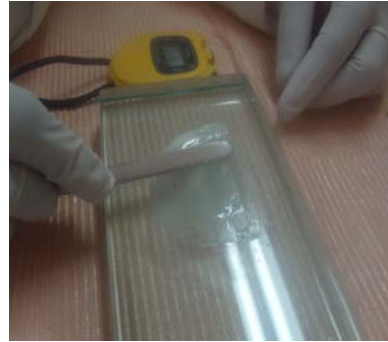


FIGURA 5 manipulación del ionómero de vidrio

Utilizamos Resina Filtek™ Z350 3M ESPE USA® y para fotopolimerizar una Lámpara de Resinas 3M ESPE y lijar Free Light 2 de 1100 mw. (USA)® y para medir la intensidad de la lámpara usamos un Radiómetro Curado 27.1 AMADE IN USA ® el cual nos dio una intensidad de 800 mw. (Fig 5,6,7)



FIGURA 5 presentación de la Resina de lámpara



FIGURA 6 lámpara LED utilizada



FIGURA 7 Radiometro para medir intensidad

Se grabo el diente por 10 segundos con el Acido Fosforico 3M ESPE USA ® secando con algodón, posteriormente se obturaron las cavidades con la técnica de incrementos no mayores a 2 mm de forma oblicua con una espátula para resinas HI.FRIEDY MADE IN GERMANY ® hasta obturar completamente como lo indica la literatura y se polimerizó por 20 segundos cada capa. (Fig 7,8,9)



FIGURA 7 grabado esmalte-dentina



FIGURA 8 colocación de resina



FIGURA 9 fotopolimerizando la resina

Se pulieron todas las restauraciones hechas con la resina utilizando una con .
Pieza de baja velocidad y contrángulo KAVO ® discos soflex (Fig 10)



FIGURA 10

Se cubrieron todos los dientes con barniz de uñas dejando 1 mm de diámetro alrededor de la restauración tanto en dientes anteriores como posteriores, esto con el fin de sellar posibles fracturas o filtraciones que tuvieran los dientes (Fig 11)



FIGURA 11 dientes barnizados

Se colocaron los dientes en las gradillas de plástico, un diente en cada espacio con la corona hacia abajo y se agregó azul de metileno al 2% con una jeringa de plástico, dejándolo durante 24 horas, posteriormente se lavaron con agua corriente. (Fig 12-13)

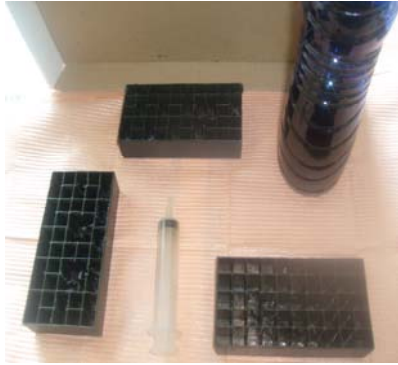


FIGURA 12 material utilizado para
La tinción

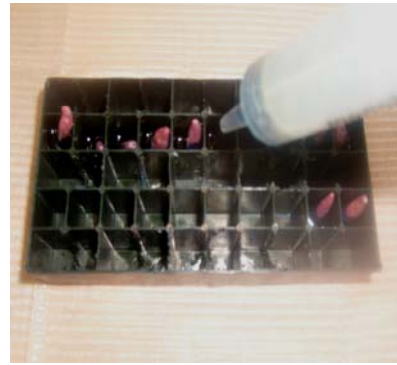


FIGURA 13 colocando azul de metileno
al 2%

Todos los dientes una vez teñidos y limpios listos para seguir el procedimiento.
(Fig 14)



FIGURA 14 dientes teñidos y lavados

Todos los dientes se fueron colocando una a uno sobre una regla de plástico de 13 cm de largo, se fijaron con acrílico nic-tone autopolimizable para poder montarlos en la cortadora. (Fig 15)



FIGURA 15 dientes montados en las reglas

Se fijaron las reglas de plástico con los dientes acomodados en la Cortadora de disco, Hamco, Machines INC NY se realizaron cortes longitudinales al eje del diente de todas las muestras, donde; se mantenía irrigando con agua cada vez que se hacía un corte (Fig 16-17).



FIGURA 16 cortadora utilizada



FIGURA 17 reglas montadas en la recortadora

Una vez realizados los cortes respectivos se desmontan de las reglas los dientes y se preparan para ser medidos. Utilizando el - Pararelizador Leite Wetzlar Germany para acomodar la muestra en el portaobjetos del microscopio. (Fig 18)



FIGURA 18 Paralelizador

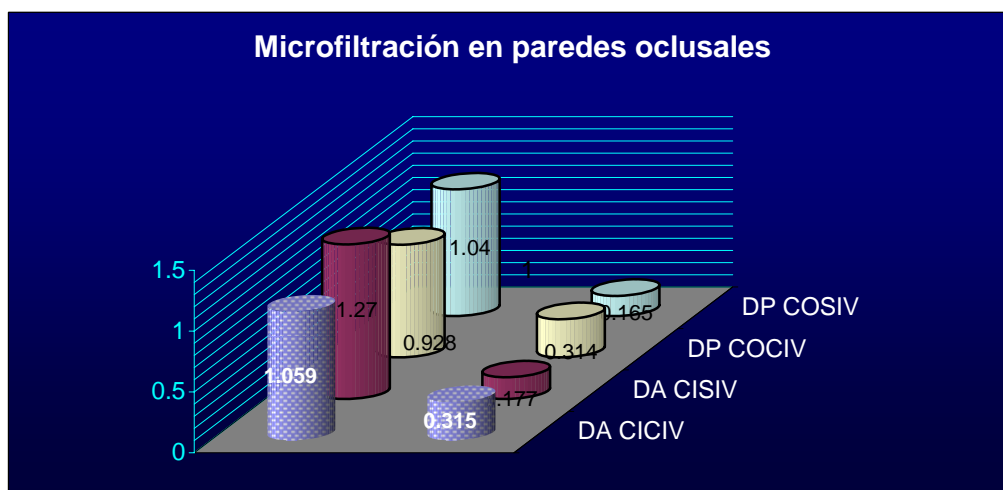
Por ultimo con ayuda del microscopio y un lente de 10x con gradilla medimos el grado de penetración que tuvo la tinción en nuestras restauraciones , registrando medias por caras cervical, pulpar y oclusal o incisal según fuera el caso (Fig 19)



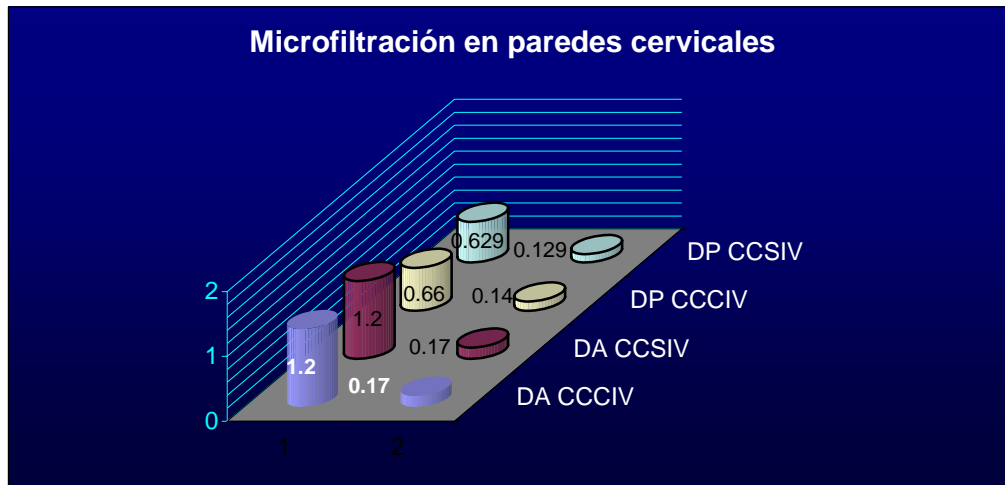
Figura 19 Microscopio para medir muestras

13.-RESULTADOS

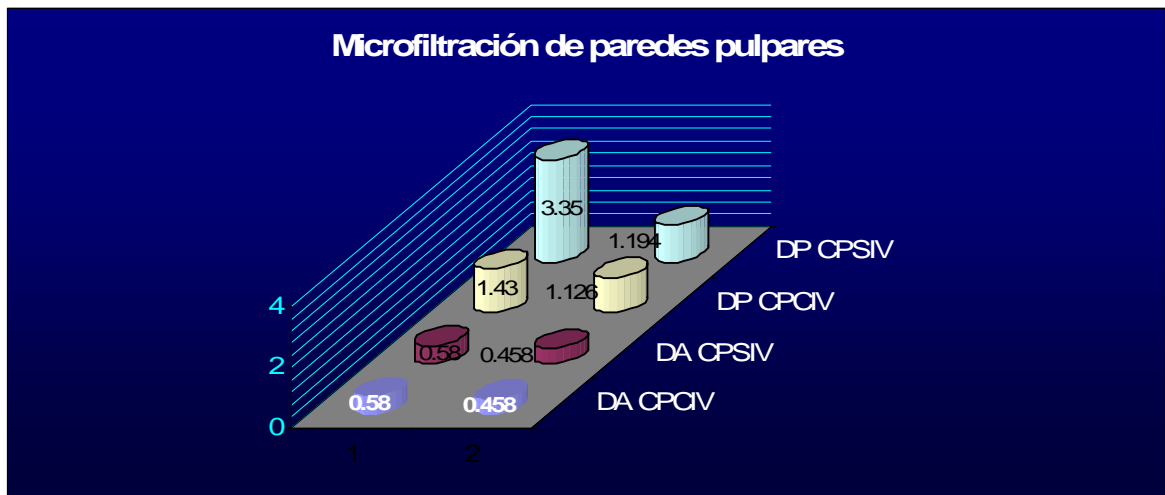
Los resultados fueron analizados utilizando ANOVA de una vía y la prueba de comparación múltiple de Tukey :



Como se muestra en la grafica, la pared oclusal que tubo menor microfiltración fue la de los dientes posteriores y con base de ionómero de vidrio con un promedio de .928 mm y desviación estándar de .314 y no presenta diferencias estadísticamente significativas con ningún grupo a una $P < 0.05$, seguido del que tuvo mayor microfiltración que fue de los dientes anteriores sin base de ionómero con un promedio de 1.270 mm y desviación estándar de .177 presentando diferencia significativa de 4.275 .



En esta otra grafica, nos muestra la pared cervical, que tubo menor microfiltración en los dientes posteriores y sin base de ionómero de vidrio con un promedio de .629 mm y desviación estándar de .129 y no presenta diferencias estadísticamente significativas con ningún grupo a una $P < 0.05$, seguido del que tuvo mayor microfiltración que fue de los dientes anteriores con y sin base de ionómero con un promedio de 1.200 mm y desviación estándar de .170 cada uno presentando diferencia significativa de 11.152.



Por último en esta grafica nos muestra , la pared pulpar, donde se registro menor microfiltración de los dientes anteriores con y sin base de ionómero de vidrio con un promedio de .580 mm y desviación estándar de .458 cada uno y no presenta diferencias estadísticamente significativas con ningún grupo a una $P < 0.05$, seguido del que tuvo mayor microfiltración que fue de los dientes posteriores sin base de ionómero con un promedio de 3.350 mm y desviación estándar de 1.194 presentando diferencia significativa de 9.927.

14.- CONCLUSIONES

Con los resultados obtenidos en este estudio se puede concluir que:

Al realizar las pruebas utilizando el ionómero de vidrio Fuji II GC CORPORATION TOKIO, JAPAN ® como base en las restauraciones donde se colocó resina Resina Filtek **TM** Z350 3M ESPE USA® se encontró que hubo una reducción significativa de la microfiltración en comparación con las restauraciones donde no se colocó ionómero de vidrio y directamente se hizo la restauración con resina por último se sugiere realizar más estudios sobre el tema.

15.- BIBLIOGRAFIA

- 1.- José Luis Cava Natero. Biomateriales Dentales. 1ª ed. Caracas Venezuela. Editorial AMOLCA. 2004 165-227
- 2.- Asociación Dental Americana (Norma 27)
- 3.- Barceló F. Palma J. Materiales dentales conocimientos básicos. 1ª ed. México. Editorial. Trillas. 2003. 103
- 4.- Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9ª ed. México. Editorial. McGraw-Hill Interamericana. 1993. 21-27,479-530,531-560
- 5.- Roth F. Los composites. 1ª ed. Madrid, España. Editorial Masson. 1994.
- 6.- Anusavice K, Philips' Science of dental material 11 edition, Editorial Saunders, 2003, pp 73, 400 ,428
- 7.- Instructivo de fabricante Filtek™ z350 (3M, ESPE, EU)
- 8.- Macchi R.L. Agentes Cementantes en Materiales Dentales. 3ª ed. Buenos Aires. Editorial Panamericana. 2000. 311-317
- 9.- Asociación Dental Americana (Norma 66)
- 10.- Asociación Dental Americana (Norma 96)
- 11.- Gram. J. Mount Salvat Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Editores, S.A, Barcelona España, 1990 pp. 128
- 12.- Smith D. Composition and characteristics of Glass Ionomer cement, JADA. 1990; 120-122.
- 13.- Mc Comb D. Retention of castings with Glass Ionomer cement, J. Prost. Dent. 1982, 48, 285-288
- 14.- Eisenburger M. Addy m. Acid solubity of luting cements. J Dent 2003, 137-142
- 15.- Mc Cabe JF. Jones PA , Wilson HJ. Some propieties of a glass ionomer and resin composites coated with a dentón adhesive. Dent. Mat . 2000 166-171

16.- Kenneth j. Anusavice, Ciencia de los materiales Dentales ,10a ed, México, Editorial Mc Graw Hill Interamericana, 1998

17- William J. O'Brien. Materiales Dentales y su Selección. 1^aed. Argentina Buenos Aires. Editorial. Panamericana. 1980

18.- Mount JG, An atlas of Glass Ionomer Cements: A clinicals guide 1^a Ed, London 1990

19.- Ramirez LT, Gavito,ManriqueTamayo,Bautista. Evaluación de la microfiltración en cavidades clase II con márgenes en dentina utilizando la técnica de Sándwich abierta con ionómero de vidrio convencional empacable y con ionómero de vidrio modificado con resina, Revista científica, Vol. 12, Num. 1, 2006, pp 35-44.