



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE MICROFILTRACIÓN DE
RESINA A BASE DE SILORANO (P90) Y RESINA A BASE
DIACRILATO (Z 350).**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

OMAR BASTIDA AYALA

TUTOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA



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.

AGRADECIMEINTOS

Primero y antes que nada, doy gracias a Dios, por estar conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el periodo de estudio.

A MI MADRE

ROSA MARIA Por todo el apoyo que me haz brindado siempre a lo largo de toda mi carrera de estudiante, por confiar en mi, por todo el sacrificio y esfuerzo que haz hecho para que pueda llegar a la realización de esta meta. Por todo tu cariño y ánimo que me das para seguir adelante, por tus consejos y por todo tu apoyo incondicional.

Gracias infinitamente mama te amo.

A MIS HERMANOS

JAVIER, CELINA, JORGE Y LORENA por el apoyo, cariño y paciencia que me han brindado, cada uno de ustedes para que realice este sueño y no dejarme solo en todo este tiempo, mil gracias los quiero mucho.

Agradecimiento muy sincero y especial al Doctor Jorge Guerrero Ibarra por todo al apoyo, dedicación, conocimiento, paciencia y amistad que me brindo para la realización de esta Tesina. Muchas gracias.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	4
ANTECEDENTES	
1. RESINA.....	5
1.1 Resinas Compuestas.....	6
1.2 Macrorrelleno o Convencionales.....	7
1.3 Microrrelleno.....	8
1.4 Híbridas.....	9
1.5 Partícula Pequeña.....	9
1.6 Nanorrelleno.....	10
2. COMPONENTES DE LA RESINA	
2.1 Matriz Orgánica.....	12
2.2 Relleno Inorgánico.....	12
2.3 Agentes de Enlace o Acople.....	13
2.4 Sistemas de Activación.....	13
2.5 Plastificantes.....	13
2.6 Inhibidores de la Polimerización.....	14
2.7 Estabilizadores de Color.....	14
2.8 Pigmentos.....	14
3. CLASIFICACIÓN CRONOLÓGIA	
3.1 Primera Generación.....	15
3.2 Segunda Generación.....	15
3.3 Tercera Generación.....	16
3.4 Cuarta Generación.....	16
3.5 Quinta Generación.....	17
3.6 Sexta Generación.....	18

9.1.3 Microfiltración de dos técnicas de obturación con resinas empacables en cavidades clase II	40
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	41
JUSTIFICACIÓN.....	42
OBJETIVOS	
General.....	43
Específicos.....	43
HIPÓTESIS.....	44
METODOLOGÍA	
Criterios de Inclusión.....	45
Criterios de Exclusión.....	45
Variable Dependiente.....	45
Variable Independiente.....	45
MATERIAL Y EQUIPO.....	46
MUESTREO.....	47
MÉTODO.....	47
RESULTADOS.....	57
CONCLUSIONES.....	59
BIBLIOGRAFÍA.....	60

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la odontología se ha preocupado por modificar los materiales restauradores como las resinas, así como mejorar las técnicas de obturación para obtener mejores resultados y desde hace ya algunos años se ha incrementado la necesidad de que los materiales utilizados sean mas estéticos para restaurar las cavidades de los órganos dentarios, específicamente en el sector posterior se preocupa que tenga un excelente sellado marginal, buena protección biomecánica, un buen soporte ante las cargas de masticación y resistencia al desgaste además de poseer buenas propiedades ópticas, estabilidad dimensional, funcionalidad y con buena estética

Para determinar si un material posee características deseables y tener una buena adaptación marginal, se deben tomar en cuenta algunos factores como su composición química, deformación plástica, fluidez, coeficiente de expansión térmica, módulo de elasticidad y el estrés mecánico causado por la forma de la preparación cavitaria. A la hora de obturar se debe tomar en cuenta el factor de la configuración de la cavidad, ya que entre más superficies estén en contacto con la resina, mayor será la contracción que sufre la resina al polimerizar, pues el contacto disminuye la capacidad de la resina a deformarse libremente. Por otra parte, también han de tenerse en cuenta las propiedades físicas de las resinas como elasticidad, fluidez y exigencias mecánicas, ya que éstas afectan la magnitud del estrés de polimerización y la contracción total de la restauración.

El presente trabajo describe un estudio de laboratorio que determina el nivel de microfiltración en obturaciones de preparaciones Clase II ocluso mesial y ocluso distal con márgenes en esmalte y que utiliza como variables la resina a base de diacrilato en su composición química y base de silorano.

ANTECEDENTES

1.- RESINA

Debido a la necesidad de utilizar materiales estéticos en odontología los primeros en usarse fueron los silicatos a principios del siglo XX pero no resultaron, ya que no eran lo suficientemente estéticos y eran demasiado abrasionables. Se preparaban a base de silicato en polvo, vidrio de alúmina sílice y ácido fosfórico, que se unían por medio de un gel que era sensible a la humedad y se solubilizaba en boca.

En la década de los años treinta fueron desarrolladas las resinas acrílicas, pero hasta los años cuarenta comenzaron a tener aplicaciones en odontología primero como bases para prótesis totales, posteriormente como material de restauración directa para dientes anteriores y luego para la fabricación de dientes, carillas, portaimpresiones, prótesis provisionales, férulas, guardas nocturnas, aparatos ortodóncicos y más.

La resina acrílica es incolora, el número de moléculas de un polímero esta por arriba de 5000 a esto se le llama macromoléculas y en odontología es necesario alcanzar pesos moleculares de 50 000 pues este material con esta característica tendrá mejor comportamiento clínico. El polimetil metacrilato (PMMA) presentaba resistencia baja al desgaste y contracción al polimerizar existiendo microfiltración y cambio de coloración además de una reacción exotérmica. Funciona con un sistema peróxido amina que empleaba una amina terciaria, la N-dimetil p-toluidina como activador. ¹

En 1950 se reforzaron las resinas con vidrio, sílice, alúmina, diamante y hasta aleaciones de plata y fueron Bycor (The L.D. Caulk Co.). Usando un polvo que contenía 40 % de polvo fino de silicato PF (Posterior Filling, American Consolidated Dental Co.), y un líquido del 30 % de aluminosilicato, que servía para reducir la expansión lineal térmica, prevenir la microfiltración y mejorar resistencia.

El Dr. Ray L. Bowen en 1962 implemento los composites de Bisfenol A Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) permitió la adición de material de relleno es de naturaleza híbrida acrílica epóxica, en donde los grupos reactivos epóxicos (oxiranos) son remplazados con el Bis-GMA.²⁰

1. El núcleo de Bisfenol se encuentra en muchos plásticos de alta resistencia como los policarbonatos y polisulfonas, polímeros termoplásticos.
2. Grupos terminales metacrílicos son polimerizados por medio del peróxido de benzoilo con iniciador y los grupos activadores.
3. Los grupos hidroxílicos inducen la unión por el hidrogeno, constituyendo un material de alta viscosidad.

La contracción de polimerización es mucho menor en comparación con las resinas de metacrilato de metilo, ya que en la molécula híbrida el grupo acrílico es sólo una pequeña parte de la gran molécula, no es volátil, la reacción exotérmica es baja, el tamaño de su molécula y su poca movilidad disminuye la posibilidad de penetración, en los túbulos dentinarios, siendo menos irritante. Este copolímero es más resistente y proporciona mejores propiedades físicas, la alta viscosidad del monómero requiere un diluyente, el cual es el glicol dimetacrilato. Como no tiene una buena estabilidad de color es necesaria la adición de estabilizadores de color (sustancias que absorben luz U.V.).^{2,17}

1.1 Resinas Compuestas

La matriz de polímero consta de un oligómero aromático o de diacrilato de uretano, los cuales presentan una gran viscosidad por lo que se le agrega trietilenglicol dimetacrilato como diluyente de manera que permita una mejor manipulación. El Bis GMA al polimerizar forma una estructura entrelazada, dos grupos OH que refuerzan la parte media de la molécula dándole mayor viscosidad, así la contracción de las resinas a base de

Bis GMA es menor que las resinas a base de MMA, tiene variaciones de contracción pero es aproximadamente del 1.5 al 4 % a las 24 horas después de la polimerización.

La viscosidad del Bis-GMA se debe reducir con un monómero poco viscoso como el Trietilenglicol-dimetacrilato (TEGMA) y el dimetacrilato de uretano (UDMA). El primero posee dos grupos metacrilato terminales y forman una red que es una cadena flexible por lo cual reduce su viscosidad y no tiene grupos OH, debido al número elevado de enlaces dobles y la capacidad de tomar parte en la polimerización produce una contracción mayor por cada porción de TEGMA utilizada, pero a la vez mejora las propiedades mecánicas de la matriz. El material de relleno es de cuarzo triturado y vidrio de estroncio y bario en donde el tamaño de la partícula está entre 0.1 y 100 μm para reforzarla y reducir la cantidad de material de la matriz.³

Según la cantidad y tamaño de la partícula de relleno de un composite se pueden clasificar en:

1.2 Macrorrelleno o Convencionales

Fueron las primeras en salir al mercado en el año de 1970 con un tamaño de partícula de 1 a 3 μm , donde se utiliza sílice coloidal amorfo pulverizado y cuarzo, contiene de 1-7 % de partículas de microrrelleno para conseguir viscosidad, debido al tamaño de la partícula va a presentar una rugosidad por el volumen de partículas de Macrorrelleno que es de 60-73 %.

Tiene el inconveniente de que su partícula es muy grande y presenta una superficie áspera y rugosa difícilmente se pueden pulir y sufre un desgaste muy significativo por abrasión además de pigmentación.

Pero por el contrario son mucho mas resistentes a la fractura y ampliamente recomendadas para cavidades que soportan fuertes cargas masticatorias y requieran un poco de estética.⁴

1.3 Microrrelleno

Contienen del 20 al 5 % de sílice coloidal siendo este el material de relleno inorgánico 0.04 μm de tamaño aproximadamente, la cantidad que contienen estos composites es mínima, las partículas tienden a aglomerarse y posteriormente a romperse en diferentes tamaños por ello es variable la magnitud de sus partículas, a esta pre polimerización se le añade monómero en un 60 a 70 % en su peso tratado con un silano a temperaturas elevadas para así disminuir su viscosidad, al final esta sus partículas de sílice coloidal que fueron tratadas con el silano se mezclan con el monómero para dar lugar a la pasta de la resina compuesta.

El relleno será del 80 % aproximadamente y 60 % en volumen esto da como ventaja que al momento de polimerizar, la contracción será menor que las resinas convencionales, sin embargo su capacidad de desgaste será mayor que la de la unión que existe entre las partículas de resina y la matriz.

Una desventaja de este material es que absorbe agua teniendo menor resistencia a la tracción por la unión tan débil, resistencia grande al desgaste, pero pueden llegar a fracturarse si se colocan en dientes posteriores donde las fuerzas de masticación son mayores por esto clínicamente no son tan aceptables. Una ventaja de esta es que se puede pulir dejando una superficie fina apta para sitios donde la estética debe ser sumamente importante.⁴

1.4 Híbridas

Son modificaciones que se han realizado con el paso de los años con el fin de obtener un material que resista las cargas y a su vez nos proporcione una superficie fina como acabado, conteniendo dos partículas de relleno uno de sílice coloidal y el otro vidrio triturado en el cual contiene metales pesados en donde el total de relleno será de aproximadamente de 75 a 80 % en peso, el tamaño de los cristales de 0.4 a 1 μm . El sílice coloidal representa el 10 a 20 % de peso del contenido de relleno total, este tipo de resina se usa para restauraciones clase IV en dientes anteriores ya que se puede tener una superficie lisa y además de proveer resistencia.

1.5 Partícula Pequeña

Son partículas de relleno inorgánico de un tamaño de 0.5 a 3 μm conteniendo un total del 80 al 90 % en peso y 65-77 % en volumen con una distribución muy amplia. El elemento principal de relleno son las partículas trituradas de silano en un 5 % contiene sílice coloidal para que la viscosidad sea la óptima para el uso odontológico.

Estas resinas tienen mejores propiedades físicas y mecánicas, así como una superficie suave, un desgaste y contracción a la polimerización menor, el contenido de los metales pesados hacen que sean radiopacas y al paso del tiempo también se desgastan. Están indicadas para restauraciones donde se encuentran ante una gran tensión y propensas a la abrasión como en restauraciones clase IV, su pulido es bueno pero no se compara con las resinas de microrrelleno.

1.6 Nanorrelleno

La nanotecnología se usa para describir investigaciones o productos en donde las dimensiones del componente se encuentran en un rango de 0.1 a 100 nanómetros. Un nanómetro es 1/1, 000, 000,000 una billonésima parte de un metro o 1/1000 de una micra.

Las resinas contienen una exclusiva combinación de nanopartículas y nanoclusters, las nanopartículas son individuales no aglomeradas y no agregadas de 20 nm. Los rellenos de nanoclusters son aglomerados de partículas nanométricas con uniones holgadas.

Una mayor división de cualquier tipo de partículas agregadas en entidades más chicas es casi imposible de lograr, la estructura de las resinas de microrrelleno resulta en una carga relativamente de menor relleno. La mayoría de los fabricantes añaden partículas de resina pre polimerizadas para aumentar dicha carga, este relleno pre polimerizado se produce al agregar sílice pirógena a la resina. La mezcla es polimerizada y luego molida para formar partículas más pequeñas, posteriormente estas partículas se añaden a más resina y a más relleno de sílice. Incluso utilizando este proceso las resinas de microrrelleno tienen mucho menos carga que las resinas híbridas y por lo tanto menos resistencia, adicionalmente los grupos residuales de metacrilato unen a las partículas pre polimerizadas a la matriz de resina, durante la polimerización del relleno pre polimerizado la reacción se lleva casi en su totalidad. En consecuencia la unión de las partículas de relleno pre polimerizadas a la resina es mas débil de lo deseable y con frecuencia se observa una ruptura en esta interfase, las resinas de microrrelleno que contienen únicamente relleno de sílice no son radiopacas estas propiedades han limitado la utilidad de las resinas de microrrelleno especialmente en el área de posteriores.

Las resinas híbridas y microhíbridas contienen partículas con un amplio rango de tamaños, con inclusión de partículas de diferentes tamaños puede lograrse una mayor carga de relleno y por lo consiguiente alta resistencia, aunque contienen una pequeña porción de partículas de tamaño manométrico, tienen también una cantidad de partículas de relleno más grandes, con lo que ofrece un cambio en las propiedades ópticas de las resinas y resulta difícil para el pulido. El tamaño promedio de las partículas puede excederse hasta 1 micra. Las resinas de microrrelleno han demostrado una buena capacidad de retención de pulido con el paso del tiempo, conforme la superficie de una resina de microrrelleno se pierde a una velocidad similar a la de la resina que lo rodea, debido a que las partículas de relleno pre polimerizadas son ligeramente más fuertes que la matriz de resina y no es muy resistente a la fractura.⁵

2. COMPONENTES DE LA RESINA

2.1.- Matriz Orgánica

Esta formada por el BIS-GMA, también llamada molécula de Bowen, que es un comonomero integrado por una resina epóxica y una resina vinílica, también se puede utilizar el dimetacrilato (UDMA), que es una resina compuesta originada por la unión de un poliol, un isocinato y un metil metacrilato.

En estas matrices orgánicas se encuentra el poder polimerizar, ya sea por procedimientos químicos o fotoquímicos.

2.2.- Relleno Inorgánico

Se utiliza el cuarzo, la sílice, la sílica pirolítica, cristales o vidrios de bario y estroncio, silicatos de litio y aluminio e incluso hidroxiapatita sintética. Las cuales se presentan en partículas de diferente forma y tamaño: macroparticuladas (40mm), de partícula pequeña (no mayores a 1mm), microparticuladas (0,004mm), híbridas (mezcla de macro y micropartículas) y microhíbridas (mezcla de partículas pequeñas, micropartículas y nanopartículas). A mayor tamaño de partícula: mayor carga, mayor dificultad de pulido y mayor resistencia. A menor tamaño de partícula: la superficie aumenta, por lo tanto se requiere de una mayor cantidad de matriz orgánica que las pueda unir, lo cual implica menor carga. Reemplaza en peso hasta un 80% de la matriz orgánica, pero en volumen sólo lo hace hasta un 60% máximo.

2.3.- Agentes de Enlace o Acople

Une la partícula inorgánica a la matriz orgánica, son compuestos órgano silánicos, moléculas con duplicidad reactiva, y es el gamma 3 (metacriloxi) propiltrimetoxisilano.

2.4.- Sistemas de Activación

El iniciador para la polimerización de cualquier resina es el peróxido de benzoilo, este iniciador es activado en su producción de radicales libres que abran los dobles enlaces de una resina compuesta (los diacrilatos o metil metacrilatos). Se utilizan agentes físicos como el calor (sólo en las resina indirectas); agentes químicos como una amina terciaria, la dimetil paratolouidina, o el ácido sulfínico (en las resina de autopolimerización); fotoquímicos (en la resinas de fotopolimerización), en donde un elemento fotosensible es activado por una determinada longitud de onda. El éter metílico de la benzoina, se activa a los 360nm, con luz ultravioleta, la canforoquinona (N-N dimetil aminoetil metacrilato), se activa a los 460nm bajo una luz visible.

2.5.- Plastificantes

Son los elementos encargados de reducir la viscosidad de la matriz orgánica, como el metil metacrilato (MMA), etilenglicol dimetacrilato (EGDMA), y el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA). Encontrándose en una proporción o cantidad muy reducida y se les llama oligómeros.

2.6.- Inhibidores de la Polimerización

Impiden la autopolimerización de una resina compuesta durante su almacenamiento, los compuestos actuales son derivados de los fenoles, como el 4-metoxifenol y el 2, 4, 6 triterciarbutil fenol.

2.7.- Estabilizadores de Color

Son utilizados en resinas compuestas de autocurado o activados químicamente, que son sensibles a la decoloración o coloración por luz ultravioleta y se le incorporan benzofenonas, benzotriazoles o fenilsalicilatos.

2.8.- Pigmentos

Son óxidos orgánicos con los que se puede obtener tonalidades que permiten reproducir la mayoría de los colores de los dientes.

3. CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA

3.1 Primera Generación

Las primeras resinas en aparecer en el mercado se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo en forma de esferas y prismas de vidrio en un 70 %. Este refuerzo de tamaño de partícula grande: macropartícula de 8-10 micrómetros. En la actualidad ya no se cuentan con estos productos comerciales de esta generación: Consise de 3M, de polimerización química y Adaptic de Johnson & Johnson, también de polimerización química.

3.2 Segunda Generación

Aumento la fase orgánica en un 50 al 60 %, el porcentaje de refuerzo de vidrio en forma proporcional. Es la generación de resinas de micropartícula del material de refuerzo es de 0.04 micrómetros, este factor permite un excelente pulimento, imitando el esmalte dentinario.

Productos de ambas generaciones:

PRODUCTO		POLIMERIZACIÓN
Isopar	(VIVADENT)	Química
Silar	(3 M)	Química
Silux	(3 M)	Fotocurado
Heli-progress	(VIVADENT)	Fotocurado
Durafill-Vs	HERAEUS KULZER	Renamel
Filtek 110	3 M DENTAL	Amelogen Microfill
Virtuoso Sculptable	DEN MAT.	Heliomolar R.O.

3.3 Tercera Generación

Corresponde a la de los híbridos, en donde se involucra en la fase inorgánica diferentes tamaños de partículas micro y partícula pequeña.

PRODUCTO		POLIMERIZACIÓN
Miradapt	JOHNSON & JOHNSON	Química
Prisma-Fil	L.D-CAULK	Fotocurado
Valux	3 M CO	Fotocurado
Estilux H.	KULZER	Fotocurado

3.4 Cuarta Generación

Corresponde al grupo de resinas compuestas, las cuales viene en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos, son las resinas compuestas para posteriores.

PRODUCTO	FABRICANTE
Herculite	KERR
P 30	3 M
Heliomolar	VIVADENT
P 50	3 M
Estilux Posterior	KULZER
Ful Fil	CAULK

3.5 Quinta Generación

Resinas compuesta para posteriores, técnica indirecta procesada con calor y presión y combinaciones de luz, calor, presión. Esta generación desaparece para ser reemplazada por las formulaciones de resinas compuestas para técnica indirecta, denominadas como cerómeros.

Una nueva generación de polímeros reforzados para técnica indirecta aparecen los denominados cerómeros, los cuales se constituyen como una 7ª generación de polímeros.

PRODUCTO	FABRICANTE
ART-GLASS	HERAEUZ-KULZER
CONQUEST	JENERIC-PENTRON
COLUMBUS	CENDRES-METAUX
TARGIS	IVOCLAR
BELLE-GLASS	KERR
CRISTOBAL	DENTSPLY

El termino cerómero proviene de CERAMIC-OPTIMIZED-POLIMER. O polímeros optimizados con partículas o carga cerámica, además de las propiedades físico mecánicas muy superiores poseen excelentes características en términos de color, mimetización, translucidez, opacidad y biocompatibilidad. Con una característica muy importante que es la resiliencia, muy útil en consecuencia en restauraciones de prótesis sobre implantes, además de la cualidad de no producir desgaste de la estructura dentaria antagonista.

3.6 Sexta Generación

Denominadas también como Resinas Compuestas Híbridas, por estar conformadas por grupos poliméricos reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño cuyo porcentaje puede llegar a constituir el 60% o más del contenido total, con tamaños de partícula que van de 0.6 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal en tamaño de 0.04 micrómetros.

Características especiales de esta generación.

- ✿ Gran variedad de colores
- ✿ Estabilidad de color duradera
- ✿ Menor contracción de polimerización
- ✿ Baja sorción de agua
- ✿ Buen pulimento y texturización ²

PRODUCTO	FABRICANTE
Tetric Ceram	Vivadent
Filtek Z 250	3 M
Renamel H	Cosmedent
Synergy	Coltene
TPH-Spectrum	Dentsply
Point-4	Kerr

4. SILORANO

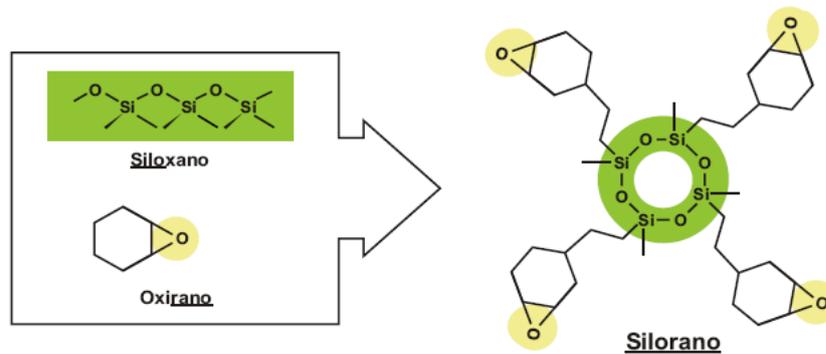
Desde que se introdujeron las resinas compuestas en odontología, se han realizado mejoras significativas en su resistencia, comportamiento frente al desgaste, color y adhesión, pero la cuestión de la contracción volumétrica y su efecto sobre la integridad marginal han quedado sin resolver en gran medida. Dado que todas las resinas sufren una contracción, la obtención de una integridad marginal duradera siempre ha resultado un poco difícil.²⁴

El Silorano está basado en la química de los siloranos esta revolución científica es la solución por que combina la menor de las contracciones volumétricas con una absoluta biocompatibilidad y esta resina con base de silorano funciona en combinación con un adhesivo auto grabable específico.¹⁰

4.1 Química del Sistema de Resina

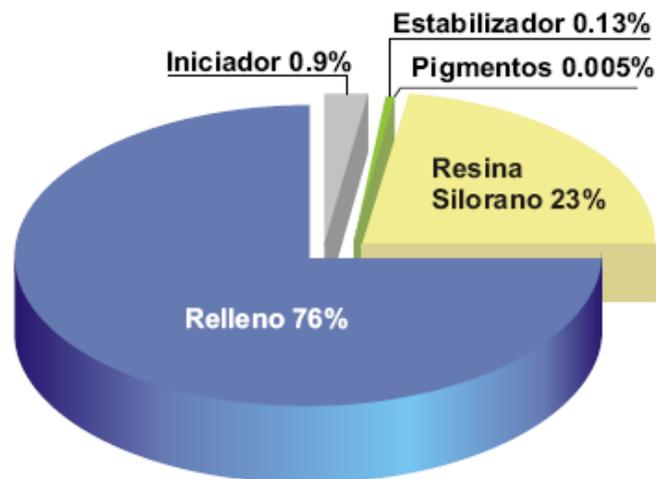
El desarrollo de las resinas restauradoras dentales comenzó a finales de 1940. Desde entonces muchos de los desarrollos tecnológicos han mejorado, el desempeño clínico de los compuestos de resina dentales. Sin embargo, la base química común para todas las resinas restauradoras siguió siendo la polimerización radical de los metacrilatos o acrilatos. La baja contracción del restaurador Filtek P90 se basa en la nueva química del silorano de apertura de anillo.

Los siloranos son una clase nueva de compuestos para uso en odontología. El nombre silorano se deriva de sus bloques de construcción química siloxanos y oxiranos.²³



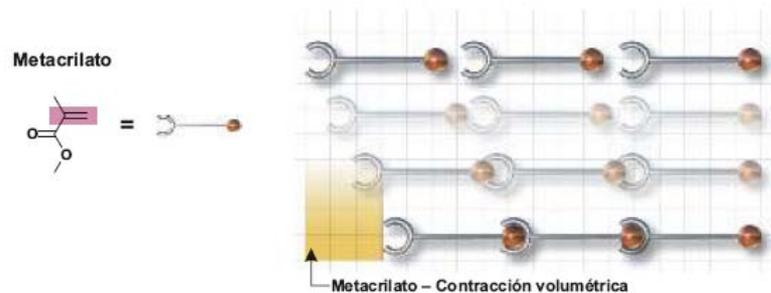
Los siloxanos tienen hidrofobicidad, al incorporar los siloxanos en la resina silorano dental. Los polímeros oxirano son conocidos por su baja contracción y la excelente estabilidad hacia fuerzas altas y un ambiente físico exigente e influencias físicas y químico- físicas.

La combinación de los dos bloques de construcción química de siloxanos y oxiranos proporciona la base silorano biocompatible, hidrofóbica y de baja contracción. Esta novedosa matriz de resina representa la principal diferencia comparado con los metacrilatos convencionales. Además, el sistema de iniciación y relleno fueron adaptados con el fin de proporcionar el mejor desempeño de la nueva tecnología.



4.2 Polimerización de Apertura de Anillo

El proceso de polimerización ocurre a través de una reacción de apertura de anillo catiónica que resulta en una menor contracción de polimerización, comparado con las resinas basadas en metacrilato que se polimerizan a través de una reacción de adición de sus enlaces dobles.⁹



El paso de apertura de anillo en la polimerización de la resina silorano reduce la cantidad de contracción de polimerización que ocurre con el curado.²²

Durante el proceso de polimerización las moléculas tienen que aproximarse a sus “vecinas” para formar enlaces químicos.

Este proceso resulta en una pérdida de volumen denominada contracción de polimerización, en comparación a los grupos de reacción lineal de los metacrilatos, la química de apertura de anillo de los siloranos inicia con la división y apertura de los sistemas de anillo.

Este proceso gana espacio y disminuye la pérdida de volumen que ocurre en el paso siguiente, cuando los enlaces químicos son formados.

El proceso de polimerización de apertura de anillo produce una contracción volumétrica reducida.



A parte de la contracción, otro parámetro de suma importancia para el desempeño de un material restaurador es la tensión de polimerización. La tensión de polimerización es generada cuando las resinas son curadas en el estado de unión y la contracción de polimerización desarrolla fuerzas dentro de las paredes de la cavidad. La estructura dental rígida resistirá esta fuerza hasta cierto grado, sin embargo, estas tensiones pueden conducir a fisuras marginales o daño de la estructura dental sana por su deformación. Estas fuerzas o tensiones se resumen bajo el término “tensión de polimerización”.

La tensión de polimerización es determinada principalmente por tres factores:

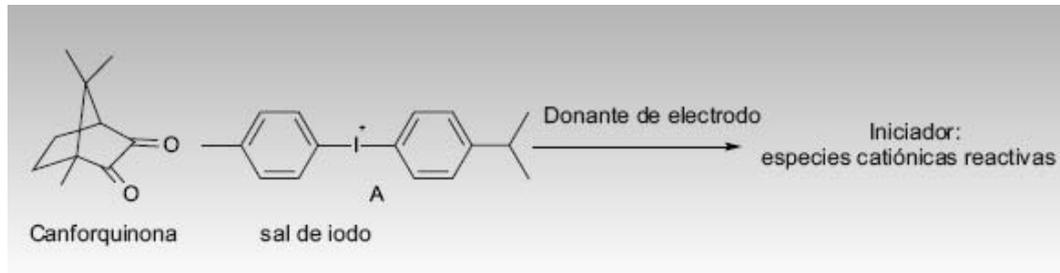
- 1) La contracción de la polimerización.
- 2) La capacidad de fluido del material.
- 3) La cinética de la polimerización (velocidad de polimerización).

Un material de alta contracción con una capacidad de fluido interno pequeño y una velocidad de curado muy alta en los primeros segundos, dará una tensión de polimerización más alta, el silorano fue desarrollado para minimizar la contracción, y desarrollar bajas tensiones, la velocidad de polimerización de la resina silorano fueron mejoradas para proporcionar una tensión de polimerización muy baja.

4.3 Sistema Iniciador

El sistema de iniciación es la canforoquinona, la cual tiene el mismo espectro de luz de las fuentes de luz de polimerización dentales convencionales, puede ser curado con luz halógena, como también con dispositivos LED.

Componentes adicionales sales yodonio y donantes de electrones, los cuales generan las especies catiónicas reactivas que inician el proceso de polimerización de apertura de anillo.⁹



Mientras que desarrolla una baja tensión y estable, frente a la luz ambiente requiere un tiempo de curado mínimo de 20 segundos, fuentes de luz de intensidad muy alta como las lámparas de arco de plasma y láser no permiten tiempos de curado lo suficientemente largos debido al calentamiento del diente, las lámparas de arco de plasma, láser y otras fuentes de luz con intensidades muy altas están contraindicadas para ser utilizadas con restaurador silorano.

4.4 Tecnología del Relleno

Es rellenado con una combinación de partículas de cuarzo fino y fluoruro de itrio radiopaco, debe ser clasificado como una resina microhíbrida, por que la superficie de cuarzo es modificada con una capa de silano que fue adaptada a la tecnología silorano con el fin de proporcionar la interfaz de relleno apropiada a la resina para excelentes propiedades mecánicas a largo plazo.⁹

5. LAS RESINAS SE RIGEN BAJO LA NORMA

No. 27 ASOCIACIÓN DENTAL AMERICANA

Clase A: Material recomendado por la casa fabricante para usarse en restauraciones que involucren caras oclusales.

Clase B: Material de restauración recomendado para las demás aplicaciones.

Tipo I: Autopolimerizable por reacción química.

Tipo II: Polimerizable por la acción de energía externa de luz azul o fotopolimerizables.

Tipo III: Polimerizable por ambos medios auto y fotopolimerizables llamados sistemas duales.⁸

6. ADHESIÓN

Es la unión íntima entre dos superficies de diferente naturaleza química gracias a fuerzas interfaciales. Fuerzas interfaciales que son de dos tipos, las primeras químicas y/o electrostáticas, y las segundas mecánicas. (Enlaces Iónico, Covalente y Metálico) o secundaria (Fuerzas de Van der Waals, de London y Puentes de Hidrogeno)

6.1 Adhesión Física

Interviene las uniones moleculares, conocidas como fuerzas de Van der Waals, originadas por las interacciones generadas por la formación de momentos dipolares en el seno de un átomo o una molécula. La adherencia física se basa en el fenómeno de impregnación del sustrato por el material, valorado para un ángulo de contacto formado por la superficie del líquido y la interfaz líquido sólido, depende de la energía libre de superficie que debe ser muy elevada en el diente y de la tensión superficial del adhesivo, que debe ser baja.

$$\textit{Tensión superficial} < \textit{energía de superficie.}$$

Los enlaces físicos denominados secundarios son incapaces de asegurar por sí solos una unión a largo plazo ya que se degradan por la penetración de agua en la interfase.⁴

6.2 Adhesión Mecánica

Se da por la penetración del material en las irregularidades en la superficie, en este principio se fundamenta la técnica descrita por Buonocore en 1955, en donde dice todos los beneficios del grabado ácido del esmalte.

Una solución acuosa ácida en contacto con el esmalte determina la aparición de retenciones, de unos 20 μm de profundidad media y con forma de microtúbulos, en donde un agente impregnador de baja viscosidad puede insinuarse y después de la polimerización un microlavado, que será la base de la adhesión del esmalte. Tendrá una fuerza de adhesión de 15 a 20 Mpa. ⁴

6.3 Adhesión Química

Es de tipo primario y se puede realizar en forma de enlaces iónicos o covalentes.

- ◆ El enlace iónico corresponde a la transferencia de un electrón de un átomo a otro, cuando dos átomos en contacto tienen electronegatividades diferentes.
- ◆ El enlace covalente se comparten una o varias parejas de electrones a nivel de la capa electrónica de valencia.

Los enlaces iónicos o covalentes en los centro reactivos del elemento mineralizado o de la trama orgánica. ⁴

7. ADHESIVOS DENTINARIOS

Con la aplicación de soluciones ácidas sobre el esmalte, se tendrá un substrato apto para lograr adhesión:

- Limpio
- Alta energía polar
- Microporos

Se tuvo la necesidad de aplicar un adhesivo que tuviera características deseables, mucha capacidad de mojado en la superficie que al ser colocado sobre el diente fluyera y se infiltrara en los pequeños Microporos logrando un agarre micro mecánico de resina líquida anclada en las superficies del esmalte hasta una profundidad de 5 a 10 micrones. Esta serviría de unión a la resina compuesta con carga que se colocara sobre la restauración, proporcionando además un sellado marginal.

Ward y Buonocore publicaron un estudio clínico sobre reparación de dientes fracturados, sin uso de pines, logrando la retención gracias a la aplicación de un agente de unión a base de diacrilato colocado sobre el esmalte previamente desmineralizado, esta delgada capa era cubierta con el material restaurador con carga y polimerizado por el sistema de luz ultravioleta.

7.1 Agentes de unión

La composición de los agentes de unión tradicionales, es la fracción orgánica de las resinas compuestas pero sin carga o con carga de vidrio en un porcentaje menor. La presentación inicial es de dos frascos con resina líquida en uno viene el iniciador que es peróxido de benzoilo y en el otro el activador. Se dispersa una gota de cada uno se mezclan con un pincel y se aplica una delgada capa sobre el substrato dentario.

7.2 Imprimadores

Son agentes de unión de tipo imprimadores que poseen grupos químicos activos incorporados dentro de un vehículo de resina líquida que permite cierto tipo de reacción química con el substrato dentario sin depender exclusivamente de la microporosidad, como sucede con las resinas líquidas. Derivados del N-Fenil-Glicene y el NPG-G.M.A. propuestos por Bowen y de efecto quelante al calcio.

Existen características que un material debe tener para funcionar eficazmente como adhesivo: ⁵

- a) Viscosidad: Baja cuando se aplica de manera que sea capaz de adaptarse y penetrar de manera rápida dentro de las superficies irregulares.
- b) Contracción: Normalmente en el proceso de endurecimiento involucra una contracción.
- c) Espesor del adhesivo: La capa deberá ser delgada de lo contrario la unión será débil.
- d) Tensión superficial: Esta deberá ser muy baja.

7.3 Primera Generación 1980

Unión química de NPG-GMA al calcio y cianocrilatos al colágeno. Resistencia de 3-5 Mpa.

PRODUCTO	FABRICANTE
Cervident	SS White
Creation Bond	Den-Mat

7.4 Segunda Generación 1980-1987

Unión química de ésteres clorofosforados al calcio, isocianatos al colágeno. Resistencia de 8-10 Mpa.

PRODUCTO	FABRICANTE
Scotchbond	3 M
Universal Bond	Caulk
Dentón Bonding Agent	J & J
Dentón Adhesit	Ivoclar

7.5 Tercera Generación 1986-1989

Múltiples pasos, tratamiento ácido de la dentina y unión química, usando NPG-PMDM 4-META HEMA Oxalatos. Resistencia de 18 Mpa.

PRODUCTO	FABRICANTE
All Bond	Bisco
Clarfill Bond	J. Morita
Gluma	Bayer
Mirage Bond	Chameleon
Scotchbond 2	3 M
Tenure	Dent-Mat

7.6 Cuarta Generación 1991-1997

Fotocurado. Resistencia de 25-30 Mpa.

PRODUCTO	FABRICANTE
Prime and Bond	Caulk
Scotchbond Multipurpose	3 M
Syntac	Ivoclar/Vivadent
All Bond 2	Bisco
Imperva Bond	Shofu
Optibond	Sybrond/Kerr
Scotchbond Multipurpose Plus	3 M

7.7 Quinta Generación 1998-1999

Un solo componente, unión húmeda donde no se mezcla y no hay sensibilidad. Resistencia de 20-25 Mpa.

PRODUCTO	FABRICANTE
Syntac Single Component	Vivadent
Bond I	Jeneric/Penaron
One Step	Bisco
Optibond	Kerr
Tenure Quick F	Den-Mat
Prime And Bond	Dentsply
One Coat Bond	Coltene/Whaledent

7.8 Sexta Generación 2000-2001

Dos componentes, no se hace grabado ácido y se utiliza un imprimador ácido, agua como solvente, compuestos fosforados. Resistencia de 15-20 Mpa.

PRODUCTO	FABRICANTE
Clearfilm SE Bond	Kuray América
Prompt L-Pop	ESPE América

Se han desarrollado resinas con una estructura polimérica en base a grupos oxiranos y siloxanos, evidentemente esto significa que el sistema adhesivo debe ser compatible con el material, por lo tanto el adhesivo también deberá ser en base a oxiranos y en este caso se utiliza un adhesivo en base a oxiranos con características de autoacondicionante. Sin embargo mucho se ha investigado acerca de la efectividad de este tipo de adhesivos autoacondicionante en lo que respecta a su actuación sobre esmalte cortado o sin cortar, dentina normal o esclerótica etc. Y esta tendencia marcada hacia los adhesivos autoacondicionante es debido a que las técnicas de grabado independientes, son especialmente susceptibles en cuanto al grado de humedad del sustrato.¹²

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

La contracción de polimerización es una propiedad intrínseca de la matriz de resina, después de la polimerización las moléculas de resina se mueven unas hacia otras y están unidas por enlaces químicos para formar una red de polímero. Esta reacción conduce a una contracción de volumen significativa, la principal estrategia para reducir la contracción se baso en aumentar la carga de relleno y así disminuir la proporción de resina de metacrilato.

Recientemente aunque las resinas ahora son el material de elección para la mayoría de las restauraciones, la contracción de su polimerización continúa siendo un problema. La tensión de contracción asociada con esta contracción puede causar una desunión entre la interfaz de resina/diente y puede contribuir a las sensibilidades postoperatorias, fractura del esmalte, caries recurrente, coloración marginal y eventualmente a falla en la restauración. El silorano ha sido desarrollado para minimizar la contracción de polimerización, mientras que proporciona una mejor unión al diente.¹¹

Cuando la resina todavía no ha activado sus sistemas iniciadores, los monómeros están colocados equidistantemente sin enlazarse, separados uno de otro por los "radios de van der Waals". Cuando la polimerización se inicia, los monómeros forman cadenas uniéndose a través de enlaces covalentes. Al final y en conjunto, el material polimerizado es mas compacto y con un volumen menor a cuando este no había sufrido cambios, se ha densificado y contraído.¹⁹

Cuando los monómeros comienzan a formar cadenas poliméricas, la rigidez de la resina aumenta, en ese momento el polímero contrae y genera estrés que se transmite al diente interfase adhesiva o resina.

La resina recién polimerizada seguirá contrayendo cierto tiempo después de la interrupción de la luz en una reacción llamada “postcurado”. Si la fuerza de adhesión es débil se producirá una brecha entre el material y el diente.²¹

Existen algunas variables que influyen la contracción por polimerización:

- ◆ Características de los monómeros.
- ◆ Porcentaje en volumen del relleno.
- ◆ Grado de conversión.
- ◆ Factor C.
- ◆ Absorción de agua.
- ◆ Mecanismo de polimerización.
- ◆ Punto Gel.

La presencia del estrés residual altera el comportamiento clínico del diente restaurado, causando los siguientes problemas:

- ⊞ Deformación cúspidea.
- ⊞ Adaptación marginal inadecuada.
- ⊞ Sensibilidad postoperatoria.
- ⊞ Microfiltración.
- ⊞ Caries secundaria.
- ⊞ Microfracturas a nivel del composite (falla cohesiva).

Para valorar los estreses que ocurren en una restauración, se debe de tomar en cuenta lo siguiente:

- Ⓢ Propiedades del diente y material restaurador.
- Ⓢ Forma de la cavidad.
- Ⓢ Fortaleza de la adhesión.
- Ⓢ Técnica de colocación y polimerización de la resina.

8.1 Punto Gel

El punto gel es un punto hipotético de no retorno durante la polimerización que se refiere al comportamiento mecánico de la resina, donde esta deja de ser un plástico y se vuelve un elástico. Una razón es que el punto gel ha querido ser identificado como un valor global cuando en realidad, las resinas de fotocurado se comportan de forma individual según la zona expuesta a la luz.

Antes de alcanzar el punto gel, en el lapso de tiempo conocido como fase pre-gel, el composite fluye reordenándose molecularmente para aliviar la formación de estrés residual por contracción. El termino “fluir” se refiere a la habilidad de las moléculas de deslizarse a nuevas orientaciones mientras dura el proceso de polimerización. Una vez sobrepasado el punto gel, nos encontramos en la llamada fase post-gel donde el flujo cesa y ya no hay posibilidad de reordenamiento porque el grado de conversión y el modulo de elasticidad han aumentado, restringiendo cualquier movimiento en la estructura polimérica, así el estrés no podría ser aliviado y se va acumulando significativamente en los tejidos dentales y la interfase adhesiva.

La rapidez de formación de radicales libres esta muy ligada con el punto gel. Una forma de visualizarlo es a través de la polimerización de las resinas de auto y fotocurado debido a un agente inhibidor que aumenta el tiempo de trabajo, las resinas de autocurado mantienen un modulo de elasticidad bajo por cierto tiempo, controlando el punto gel y evitando la acumulación del estrés: a los 5 minutos, aproximadamente $\frac{2}{3}$ del valor total de la contracción se ha alcanzado dejando que el postcurado se encargue del resto. O sea que la fase pre-gel es mas larga, con un punto gel más tardado y por lo tanto tiene más tiempo de comportarse como fluido viscoso antes de rigidizarse, sirviendo de alivio para el estrés.

8.2 Factor C

El factor C es vital para predecir la cantidad de estrés que sufrirá la restauración durante la contracción. Las superficies libres o sea que no están adheridas a alguna pared sirven para aliviar la formación de estrés; entre mayor sea el tamaño de la superficie libre en proporción a las paredes cavitarias adheribles, habrá mayor disipación de estrés. Las superficies libres muestran más desplazamiento que las superficies adheridas ya que son la última área por polimerizar y muestran mayor contracción. Esto explica porque en superficies libres, el área más alejada de la luz encoge más que el área cercana a la luz, aplicando estrés en la interfase. Feilzer demostró en un modelo in vitro que solo las cavidades con un factor C menor a 1 podrían sobrevivir los estreses por contracción. Entonces la mayor preocupación en cuanto al factor C corresponden a las clases I y V con un valor de 5; las clases II poseen un valor entre 1 y 2.

Varios estudios han resaltado la disminución de las fuerzas adhesivas en cavidades que poseen un alto factor C se vuelve muy importante que las fuerzas de adhesión sean fuertes y tempranas para mantener la interfase adhesiva intacta y no exista formación de brechas. Cuando una resina ha sido bien adherida a las paredes de una cavidad con alto factor C, generalmente el fallo es cohesivo: en ausencia de deformación en el tejido dental, la concentración de estrés dentro del composite produce microfracturas en el volumen del material desde antes que endurezca completamente, reduciendo algunas propiedades mecánicas como la dureza, fuerza flexural o ténsil.

Dirección de la contracción dependen de:

- ✦ Forma de la cavidad.
- ✦ Tasa y grado de conversión
- ✦ De la interface: adhesión a las paredes cavitarias y el flujo en superficies libres.¹³

8. MICROFILTRACIÓN

Se define como el paso de bacterias fluidos y iones entre el material de restauración y el diente y puede provocar hasta percolación. Cuando se ha restaurado un diente, por mas que se trate de evitar existe una separación entre el tejido del diente (esmalte dentina) y el material elegido para hacer la restauración. Esta separación puede crearse por la solubilidad y desgaste de los materiales en esta zona ya sean cementos dentales, adhesivos y barnices o por la deficiencia en el coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios del material de reconstrucción al tomar alimentos fríos, el diente se contrae pero no tanto como el material de restauración. Cuando los fluidos presentes en la cavidad bucal penetran por este espacio, se da la microfiltración y es causante de sensibilidad, irritación y formación de caries dental. ¹⁶

Cuando se debe a diferente coeficiente de expansión térmica, cuando se consumen alimentos calientes, el material de restauración se expande mas que los tejidos del diente, en este proceso el líquido que ya estaba dentro tiene que salir y a la entrada y salida de fluidos de la interfase por estos cambios de volumen se llama percolación. Actualmente se ha logrado mantener mas unido el tejido dental y el material de restauración con el uso de sistemas de adhesión. ^{7,18}

9.1 ESTUDIOS DE MICROFILTRACIÓN

9.1.1 Estudio in vitro de microfiltración en obturaciones de clase II de resina compuesta condensable.

En Universidad de Santiago de Compostela, en la Facultad de Medicina y Odontología en el año del 2004 se realizó un estudio in vitro sobre la microfiltración en obturaciones de resina a cargo de Lois Mastach FJ, Paz Roca C, Pazas Sierra R, Rodríguez Ponce A. Consistió en extraer 52 molares y premolares, fueron seleccionados con los siguientes criterios: no presentar caries, corona íntegra, sin fracturas y sin restauraciones, o solamente con caries incipientes, los dientes fueron divididos en 4 grupos de 13.

Se prepararon dos cavidades de clase II independientes en cada diente con una turbina de alta velocidad y con refrigeración con aire y agua. Las dimensiones de las cavidades fueron las siguientes: 4 mm de anchura vestibulo-lingual, 4 mm de altura ocluso gingival y 2 mm de profundidad desde el margen gingival a la pared axial. Seguidamente, se grabaron con ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos, se lavaron durante otros 15 segundos y se secaron. Seguidamente se aplicó el adhesivo Prime & Bond durante 30 segundos, se secó suavemente para eliminar el exceso de disolvente y se polimerizó durante 20 segundos con una lámpara de luz visible Optilux 400" (Demetrón/Kerr). La resina compuesta fue colocada en tres incrementos de forma oblicua hasta la superficie oclusal. Cada incremento se polimerizó durante 40 segundos.

Los dientes fueron sometidos a un proceso de termociclado de 500 ciclos, en agua entre temperaturas de 5° y 55°C. Los dientes permanecieron en cada baño de agua 30 segundos, con un tiempo de transferencia entre cada baño de otros 30 segundos.

Seguidamente se barnizaron todas las superficies del diente con dos capas de barniz de uñas, hasta una distancia aproximada de 1 mm por

fuera del margen cavo superficial de las preparaciones. Los dientes se sumergieron entonces una solución colorante de fucsina básica al 0,5% durante 24 horas y a temperatura ambiente. Posteriormente se lavaron en agua corriente, se secaron y se cortaron longitudinalmente con un disco de diamante (Komet@ 918B/220), en dirección mesio-distal, pasando aproximadamente por el centro de las restauraciones.

La microfiltración gingival se valoró con arreglo a la siguiente escala:

- 0 = sin filtración
- 1 = filtración hasta la mitad de la pared gingival como máximo
- 2 = filtración entre la mitad de la pared gingival y la pared axial, pero sin afectar a esta última
- 3 = filtración a lo largo de la pared axial

Resultados

Se observan las frecuencias de los diferentes grados de microfiltración gingival para cada uno de los grupos estudiados. Ninguno de ellos se vio completamente libre de microfiltración. La microfiltración en el margen gingival fue claramente superior en comparación con la registrada en el margen oclusal, para cada uno de los grupos de estudio. ⁶

9.1.2 Microfiltración en resinas condensables.

En este estudio In Vitro se analizó el grado de microfiltración existente en restauraciones clase II, obturadas con resina condensable P60, en el cual estuvieron a cargo los Doctores Céspedes Herrera Alejandro, Campos Duarte Mauricio, Tijerino Ayala Saralena y Alfaro Cantón Miguel, en la Universidad Latina de Costa Rica, en el año del 2005. Donde se escogieron 32 premolares extraídas. Todas las cavidades fueron preparadas con turbina de alta velocidad bajo irrigación constante, las dimensiones aproximadas de las cavidades fueron de 4mm de ancho en sentido buco-lingual y el piso cervical a 3 mm por arriba de la línea amelocementaria.

El primer paso para la obturación consistió en el grabado ácido con aplicación de ácido fosfórico al 37% por 15 segundos, luego lavar por 20 segundos y secar por 2 segundos, sin resecar la dentina. Posteriormente, se aplicó un sistema adhesivo de quinta generación (Adper TM Single Bond, 3M ESPE) en dos capas, fotocurando cada una durante 10 segundos. El último paso de la obturación fue la colocación del material restaurador que varió según el grupo de piezas.

Se obturó con resina condensable P-60 (Filtek TM P60, 3M ESPE) y con una técnica de obturación incremental en 3 capas no mayores a 2 mm cada una cada capa se fotocuró por 20 segundos, utilizando la misma lámpara de fotocurado (Henry Schein Inc modelo CU-80), se les colocó una fina capa de esmalte unos 2mm alrededor de la restauración, para evitar la filtración del colorante por otras partes de la pieza. Se procedió a colocar las piezas en la centrífuga, con suero fisiológico a 1500 rpm. Se secaron y se colocaron en tubos de ensayo con la tintura básica de fucsina al 0.5%, en una incubadora a 37 °C por 15 minutos y otros 15 minutos en refrigeración a 4°C.

Este procedimiento se efectuó con el fin de llevar las obturaciones a diferentes temperaturas y así lograr expansión y contracción del material obturador con el diente, tratando de simular el cambio de temperatura en boca, posteriormente se centrifugaron de nuevo con la tintura de fucsina básica a 1500 rpm por otros 15 minutos y después se dejaron reposar en la misma fucsina por 72 horas en la incubadora a 37° C.

Seguidamente se escogió una muestra al azar de cada grupo para hacer una observación más detallada de la brecha entre el material y el diente mediante un microscopio electrónico de barrido (Centro de Microscopia Electrónica, UCR). Para medir y analizar la microfiltración que presentaron las restauraciones se utilizó un modelo estadístico, con un diseño al azar con arreglos factoriales (ANDEVA). El análisis de varianza tuvo un nivel de confianza de 0.05, es decir, hubo un 95% de confiabilidad en los resultados obtenidos.

Resultados

Los resultados de la tinción de fucsina observados al microscopio de luz muestran un promedio de microfiltración de 0.68 mm, para aquellas piezas obturadas con resina condensable P 60 con la técnica de obturación en bloque. Tomando en cuenta la forma de obturación en capas incrementales, los resultados mostraron un promedio de microfiltración de 0.44mm para el grupo de piezas obturado con resina condensable P-60.¹⁴

9.1.3 Microfiltración de dos técnicas de obturación con resinas empacables en cavidades clase II.

Este estudio fue para establecer la diferencia en la microfiltración en el margen cavo gingival de cavidades clase II en premolares superiores realizada por los doctores Manrique J.P, Cortés J, Padilla M.C. En la Universidad del Bosque en el año del 2004. Se tomaron 30 premolares superiores libres de caries y obturaciones. A los 30 dientes se les hizo grabado total con ácido fosfórico 37% (Ultraetch/Ultradent®) por 10 segundos, se lavaron con agua por 30 segundos y se airearon de forma oblicua por 10 segundos para evitar la desecación de la dentina. Para la obturación, se aplicó el sistema adhesivo (Optibond SOLO – Kerr®). En cada cavidad MOD, se obturó con resina empacables (Prodigy Condensable Kerr®). Donde la polimerización inicial fue de 20 segundos a una distancia entre 4 y 8mm y la polimerización final fue de 60 segundos lo más cerca posible a la obturación.

El termociclado se hizo a 500 ciclos entre 5 y 55°C, posteriormente los dientes fueron secados y barnizados con resina epóxica en todas las superficies a excepción del margen gingival y fueron sumergidos en solución de azul de metileno por 24 horas para permitir la penetración en la posible grieta existente. Después de las 24 horas, los dientes se lavaron con agua y fueron seccionados cuidadosamente en sentido meso-distal obteniendo una mitad palatina y una mitad vestibular. Los dientes fueron estudiados bajo un microscopio óptico de 20X (Olympus®)

Resultados

Con el termociclado, hubo diferencia significativa ($p > 0.05$) en el grado de microfiltración. Con el fin de determinar la variación en el tamaño de la interfaz, se tomaron aleatoriamente 8 muestras para analizar bajo SEM con una magnificación de 500X. Se encontró que antes del termociclado, el grosor de la grieta estuvo entre 0 y 69.1 micras. Luego del termociclado, la grieta se encontró entre 69.7 y 164 micras. ¹⁵

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Hoy en día existe una gran diversidad de resinas compuestas fotocurables y aunque contienen una gran variedad de materiales para obtener mejores resultados en su colocación el principal problema de este es la contracción, con objeto de minimizar la microfiltración ha salido al mercado un nuevo sistema de resina a base de silorano la cual propone un nuevo sistema activador de polimerización por apertura de anillo teniendo la mínima contracción, y a su vez una interfaz mínima y disminuye el riesgo de provocar una microfiltración, teniendo como consecuencia mas grave una percolación, que es la entrada y salida de líquidos bucales así como sensibilidad dental.

Esta nueva resina tiene una composición química a base de siloxanos y oxiranos la cual presume tener una contracción menor.

¿Las resinas a base de silorano podrán tener una menor contracción al ser polimerizadas y así evitar la microfiltración?

JUSTIFICACIÓN

Por lo tanto se ha decidido hacer este estudio para determinar la microfiltración provocada por la contracción de polimerización en la resina a base de silorano en comparación con las resinas a base diacrilato que se encuentran en el mercado actualmente y que son utilizadas comúnmente. 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 que se van a utilizar en este estudio ya que las resinas a base de diacrilato parecen ser mas susceptibles a este problema, esto es uno de los principales factores de fracasos de la resina en la cavidad oral. Pudiendo provocar la deformación del diente, fracturas del esmalte y sensibilidad post operatoria, algunos materiales que son dimensionalmente estables después de la polimerización junto con una buena adhesión al esmalte y dentina darán mejores resultados en la estabilidad de la restauración como las resinas de silorano.

OBJETIVOS

General

Determinar la microfiltración que puede existir en restauraciones de resina compuesta para posterior a base de Silorano y resina a base Diacrilato.

Específicos

- Determinar el grado de microfiltración de la resina posterior a base diacrilato Z 350 3M ESPE.
- Determinar el grado de microfiltración de la resina posterior a base silorano P 90 3M ESPE.
- Comparar ambos grados de microfiltración de estas resinas.

HIPÓTESIS

El grado de microfiltración será mayor en las restauraciones posteriores donde se utilizo resina a base de Diacrilatos, ya que es más susceptible a los cambios térmicos de la cavidad oral y mayor contracción, en comparación con las resinas a base de Silorano, que son más estables dimensionalmente y menor contracción en su polimerización.

METODOLOGÍA

Criterios de Inclusión

- Dientes humanos posteriores extraídos
- Corona clínica integra y sin caries

Criterios de Exclusión

- Todos aquellos que no cumplan con los criterios de inclusión

Variable Dependiente

1. Tiempo de exposición de fotocurado.
2. Número de capas colocadas de adhesivo.
3. Tamaño de la cavidad
4. Tiempo de grabado ácido

Variable Independiente

1. Porcentaje del ácido grabador.
2. Potencia de la lámpara de fotopolimerización.
3. Composición química de los adhesivos y resinas.

MATERIAL Y EQUIPO

- Dientes naturales extraídos posteriores.
- Fresas de diamante punta de lápiz, cono invertido, carburo 1556 y bola 5.
- Cronometro Sper Scientific.
- Ácido grabador Pro Densa.
- Adhesivo Single Bond 2 3M ESPE.
- Pinceles.
- Resina Filtek Z 350 3M ESPE.
- Self-Etch Primer 3M ESPE.
- Bond 3M ESPE.
- Resina Filtek P 90 3M ESPE.
- Loseta de vidrio.
- Espátula de resina.
- Pinzas de curación.
- Lámpara de fotocurado LED Elipar™ Free Light™ 2 3M ESPE con longitud de onda 430-480 nm.
- Lentes de protección para lámpara de fotocurado.
- Termostato con termómetros.
- Agua desnaturalizada Lin®.
- Tubos de plástico perforados.
- Cera rosa.
- Mechero y alcohol.
- Esmalte de uñas.
- Azul de metileno al 2%.
- Gradilla.
- Reglas plásticas de 20 cm.
- Acrílico.
- Recortadora GILLINS HAMCO.
- Microscopio electrónico.
- Paralelizador.

MUESTREO

RESINA	CAVIDAD
FILTEK Z 350	17
FILTEK P90	17
TOTAL	34

Se realizaron 17 restauraciones con resina Filtek Z 350 y 17 cavidades obturadas con resina P 90, teniendo un total de 34 restauraciones.

MÉTODO

Preparación de cavidades

1. Se realizaron cavidades en los 11 dientes posteriores clase II ocluso mesial y ocluso distal y en los 6 anteriores clase III interproximal sin abarcar el ángulo incisal tanto en mesial como en distal con fresas de punta de lápiz, carburo del No 556, cono invertido, cilíndrica de carburo No 305, bola del No 5 de diamante y carburo de alta velocidad con irrigación, cambiando las fresas cada cinco cavidades teniendo como medidas 4 mm de ancho, 4 mm de largo y 4 mm de profundidad aproximadamente en cada diente. (Figura 1 y 2)

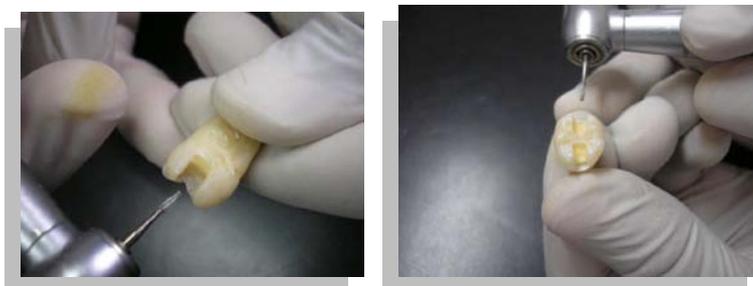


Fig. 1 y 2 Preparación de cavidades con pieza de alta velocidad.

Acondicionamiento de las superficies dentales para Z 350

2. En una de las dos cavidades de cada diente se colocó ácido fosfórico al 37% con un brush durante 15 segundos, se lavó con agua a presión y posteriormente se secó con aire de la jeringa triple.

(Figura 3, 4 y 5)



Fig. 3 Ácido grabador.

Fig. 4 Aplicación de ácido.

Fig. 5 Diente grabado.

3. Se coloca adhesivo con un brush, se aplica un poco de aire de la jeringa triple y se polimeriza con lámpara LED Elipar™ Free Light™ 2 3M ESPE de 800 mW/cm² durante 10 segundos, se repite el mismo procedimiento para aplicar una segunda capa de adhesivo.

(Figura 6, 7 y 8)

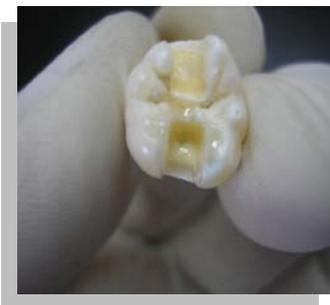


Fig. 6 Adhesivo.

Fig. 7 Aplicación de adhesivo.

Fig. 8 Diente con adhesivo.

Obturación Z 350

- Se coloca el material restaurador en tres capas no mayores a 2 mm de forma oblicua y se polimeriza cada una durante 20 segundos con la lámpara LED Elipar™ Free Light™ 2 3M ESPE de 800 mW/cm²

(Figura 9, 10 y 11)



Fig. 9 Resina Z 350.

Fig. 10 Diente restaurado.

Fig. 11 Polimerizado.

Acondicionamiento de las superficies dentales para P 90

- En la otra cavidad se coloca el Primer con un brush y se frota vigorosamente durante 15 segundos, se le aplica un poco de aire directo en forma vertical con la jeringa triple y se polimeriza durante 10 segundos con la lámpara LED Elipar™ Free Light™ 2 3M ESPE de 800 mW/cm². (Figura 12, 13 y 14)



Fig. 12 Primer & Bond.

Fig. 13 Aplicación de Primer.

Fig. 14 Polimerizado Primer.

6. Se aplica Bond con otro pincel aplicándole un poco de aire con la jeringa triple de forma directa y se polimeriza durante 10 segundos con la lámpara LED Elipar™ Free Light™ 2 3M ESPE de 800 mW/cm². (Figura 15, 16 y 17)



Fig. 15 Diente con Bond.



Fig. 16 Aire.



Fig. 17 Polimerizado Bond.

Obturación P 90

7. Se aplica el material restaurador por capas no mayores de 2.5 mm de grosor de forma oblicua y se polimeriza durante 20 segundos con la lámpara LED Elipar™ Free Light™ 2 3M ESPE de 800 mW/cm² (Figura 18, 19 y 20)



Fig. 18 Resina P90.



Fig. 19 y 20 Obturación.

Termociclado

8. Fueron colocados en unos tubos de plástico perforados, poniendo tres dientes por cada tubo. (Figura 21)



Fig. 21 Tubos de plástico perforados.

9. En una de las tinas del aparato de termociclado se puso agua desionizada elevando la temperatura controlándola entre 55 y 60 °C. En la otra tina se lleno con agua corriente poniéndole hielo para bajar la temperatura a 5 °C. (Figura 22)



Fig. 22 Aparato de termociclado.

10. Se inicio el proceso de termociclado a 300 ciclos permaneciendo en cada baño 15 segundos con un tiempo de transferencia entre cada baño de 9 segundos. (Figura 23)



Fig. 23 Termociclado de las muestras.

11. Los dientes fueron sumergidos en agua desionizada y se metieron en la estufa donde se mantuvieron a 37 °C durante 24 horas.

Preparación para la tinción

12. Los ápices radiculares se sellaron con cera rosa. (Figura 24 y 25)



Fig. 24 Cera.



Fig. 25 Dientes con cera.

13. Seguidamente se barnizaron todas las superficies del diente con dos capas de esmalte de uñas, hasta una distancia aproximada de 1 mm por fuera del margen de cada restauración. (Figura 26)



Fig. 26 Dientes con dos capas de esmalte de uñas.

Tinción

14. Se colocaron los dientes en una gradilla y se le inyectó azul de metileno al 2% dejando las piezas sumergidas durante 24 horas.

(Figura 27)



Fig. 27 Dientes sumergidos en azul de metileno.

15. Después de 24 horas se sacaron de la gradilla y se lavan con un cepillo dental y al chorro de agua para quitar el azul de metileno adherido. (Figura 28)



Fig. 28 Dientes después de 24 horas de estar sumergidos en el azul de metileno.

Preparación para ser seccionados

16. Se ponen los dientes sobre las reglas ferulizando con acrílico en forma paralelo al disco de la recortadora. (Figura 29 y 30)



Fig. 29 Acrílico.



Fig. 30 Dientes montados en las reglas.

Recortado

17. Se realiza el corte en forma longitudinal al eje del diente con bastante irrigación de agua corriente. (Figura 31)



Fig. 31 Recortadora.

17. Se retiran los dientes de las reglas, donde se montaron y se preparan para ser medidos. (Figura 32 y 33)



Fig. 32 y 33 Dientes en la recortadora.

Medición

18. El diente se coloca en un objetivo con plastilina y con ayuda del paralelizador, el diente queda completamente en forma horizontal.

(Figura 34)



Fig. 34 Paralelizador.

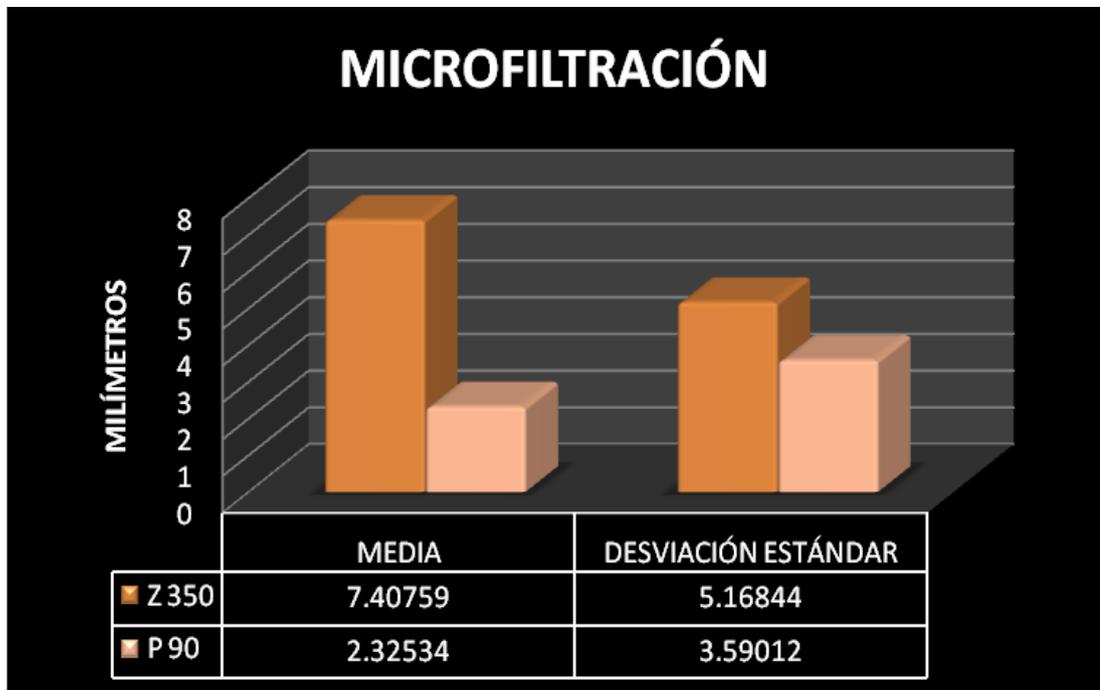
19. Las muestras se miden en el microscopio electrónico, en micrómetros. (Figura 35)



Fig. 35 Microscopio Electrónico.

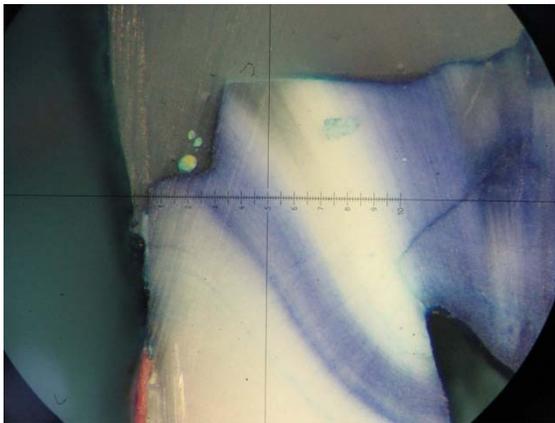
RESULTADOS

Los resultados de la tinción de azul de metileno al 2% observados al microscopio de luz muestran una media en la filtración de 7.40759 mm para aquellas piezas obturadas con resina Z 350 y 2.32534 mm para las piezas obturadas con resina P90, fueron analizados con una prueba estadística de T-STUDENT a 32^o de libertad y con una confiabilidad de 95% esto se explica en la siguiente grafica:



Existiendo una diferencia entre ellos de 5.08225

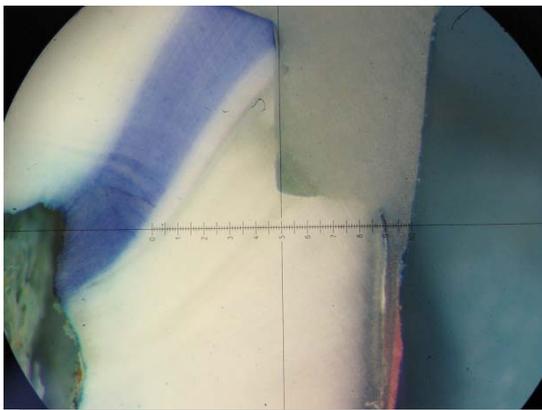
Filtek Z 350



Molar restaurado con resina Filtek Z 350 donde se aprecia una contracción y por consecuencia una microfiltración muy marcada, en la que la tinción entra por la interfase de la restauración afectando el esmalte, seguido de la dentina y mas gravemente llegando hasta la cámara pulpar provocando sensibilidad.

Penetración del azul de metileno por la restauración es de 1084.43 μm .

Filtek P 90



Molar restaurado con resina Filtek P 90 en la que no hay microfiltración por la restauración, la pigmentación presente en esta imagen es producto de la restauración contigua en la que la filtración llegó a la cámara pulpar y se comunicó a esta restauración.

Penetración del azul de metileno por la restauración es de 00.00 μm

CONCLUSIONES

Es necesario aclarar que los resultados de este estudio son realizados con dos marcas específicas de resina la Z 350 a base de diacrilato y la P90 a base de silorano, ya que todas las resinas varían un poco en su composición, cambiando de esta manera sus propiedades físicas y existen variaciones relativas en la composición de las diferentes presentaciones comerciales, según los resultados de este estudio, se puede concluir que:

1. Existe diferencia significativa en el grado de microfiltración obtenido en las piezas obturadas con resina condensable Z 350.
2. La contracción en la resina Z 350 se hizo más evidente, ya que el azul de metileno penetra por la interfase de la restauración afectando esmalte, dentina y hasta la cámara pulpar debido a la inestabilidad a los cambios térmicos y a su composición.
3. Existe una diferencia estadísticamente significativa en los promedios de las medidas de microfiltración entre las restauraciones obturadas con resina condensable Z 350 y las restauraciones obturadas de resina P90.
4. La tecnología de compuesto del Silorano provee menor contracción y la tensión más baja de polimerización, así como una buena estabilidad a los cambios térmicos, después del termociclado debido a la naturaleza de su composición.

De las observaciones mediante la microscopia electrónica se pudo comprobar que la resina P90 proporciona una adaptación marginal e integridad de la interfase observada en este estudio, se contrae menos y puede prevenir grietas debido a la baja contracción de polimerización.

Por lo anterior la hipótesis planteada fue corroborada.

BIBLIOGRAFÍA

- 1 Barceló Santana F. H., Palma Calero J. M., Materiales Dentales Conocimientos Básicos. 2ª Edición. México, Editorial Trillas, 2004 Pág. 223-232.
- 2 José Guzmán H., Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico, 3ª Edición Bogotá Editorial Ecoe 2003, Pág. 191-208.
- 3 Kenneth J. Anusavice, Ciencia de los Materiales Dentales, 11ª Edición España, Editorial Elsevier 2004 Pág. 283-311.
- 4 Françoise R., Los Composites, Editorial Masson S.A. 1994.
- 5 Balderas González N., Grado de microfiltración en restauraciones de resina compuesta polimerizadas con lámpara LED de 400 y 800 mW/cm² por tiempos de 20 y 40 segundos, México, D.F. 2008.
- 6 Lois Mastach F.J., Paz Roca C., Pazos Sierra R., Rodríguez Ponce A., Estudio in vitro de microfiltración en obturaciones de clase II de resina compuesta condensable, Avances en odontoestomatología, Vol. 20 Núm. 2, 2004.
- 7 Manrique J.P., Cortés J., Padilla M.C., Microfiltración de dos técnicas de obturación con resinas empacables en cavidades clase II, Revista científica, Vol. 10 No 1 2004.
- 8 Norma de la ANSI/ADA Especification No. 27 For Resin-Based Filling Material, American National Estándar/ American Dental Association, 1993, Chicago, IL; U.S.A. Pág. 1-36
- 9 Filtek™ P90 Restaurador Posterior de Baja Contracción, Sistema de Primer Auto-Grabador & Adhesivo para Filtek P90, 3M ESPE 2007.
- 10 Filtek Silorano™ Material restaurador para posteriores de baja contracción, 3M ESPE Productos Dentales, España 2007.
- 11 Murillo Brenes C., Contracción por fotopolimerización y adaptación marginal del ormocer admira y el composite nanohíbrido Filtek Z 350. Estudio comparativo, Revista Dental, Universidad Latinoamericana de Ciencia y Tecnología, 2008 Pág. 37-50.
- 12 Juan Cabral R., Observación de la capacidad de penetración del adhesivo adper-silorano sobre dentina humana normal mediante microscopía electrónica de barrido, Revista Impresiones, Año III N° 8, Agosto 2008.
- 13 Méndez Rendero M., Resinas compositas, Facultad de odontología restauradora de la Universidad de Valparaíso, 2004.

- 14 Céspedes Herrera A., Campos Duarte M., Tijerino Ayala S., Alfaro Cantón M., Microfiltración en resinas condensables Estudio in vitro, Odontología vital, universidad Latina de Costa Rica, 2005.
- 15 Manrique J.P., Cortés J., Padilla M.C., Microfiltración de dos técnicas de obturación con resinas empacables en cavidades clase II, Revista Científica Vol. 10, N^o 1, 2004.
- 16 Nelly Pradelle Plasse, François Wenger, Bernard Picard, Pierre Colon, Evaluation of microleakage of composite resin restorations by an electrochemical technique: the impedance methodology, Dental Materials 2004 Vol. 20, Pág. 425–434.
- 17 G. J. P. Fleming, S. Khan, O. Afzal, W. M. Palin, F. J. T. Burke, Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit, Journal of Dentistry Vol. 35 (2007) 97–103.
- 18 Maximiliano Sérgio Cenci, Flávio Fernando Demarco, Ricardo Marins de Carvalho, Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage, Journal of Dentistry (2005) Vol. 33, 603–610.
- 19 Cornelis J. Kleverlaan, Albert J. Feilzer, Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites, Dental Materials (2005) Vol. 21, 1150–1157.
- 20 Mariana Latorre García, Carlos Alvarez Gayosso, Federico Barceló Santana, Ricardo Vera Graziano, Study of shrinkage–strain and contraction rates of commercial and experimental compomers, Dental Materials Vol. 22 (2006) 1063–1070.
- 21 Magali Dewaele, Delphine Truffier Boutry, Jacques Devaux, Gaëtane Leloup, Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage conversion relationship revisited, Dental Materials (2006) Vol.22, 359–365.
- 22 Nicoleta Ilie, Reinhard Hickel, Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites, Dental Materials Vol. 25 (2009) 810–819.
- 23 J. David Eick, Shiva P. Kotha, Cecil C. Chappelow, Kathleen V. Kilway, Gregory J. Giese, Alan G. Glaros, Charles S. Pinzino, Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer, Dental Materials Vol. 23 (2007) 1011–1017.
- 24 Wolfgang Weinmann, Christoph Thalacker, Rainer Guggenberger, Siloranes in dental composites, Dental Materials (2005) Vol. 21, 68–74.