

01421
307



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**RESISTENCIA FLEXURAL EN RESINAS
FLUIDAS**

T E S I S A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
JARENI / SANCHEZ HERNANDEZ

ASESOR: C.D.M.O. CARLOS A. MORALES ZAVALA

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

CIUDAD UNIVERSITARIA, D. F.

2003

1





Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

AGRADECIMIENTOS

Quiero dar las gracias a todas las personas que de alguna u otra forma contribuyeron para la culminación de este logro, pero principalmente quiero agradecer a:

Dios:

Por brindarme la bendición de estar en este mundo y de poder disfrutar la vida.

Mis padres:

Por creer en mí, por su cariño, su amistad y por contar con ustedes en todo momento. Los amo!

Mis hermanitos:

Esperando se sientan orgullosos de mí, como yo lo estoy de ustedes.

Kiyo:

Porque a pesar de estar tan lejos, siempre has estado conmigo en "el país de los Unicornios".

A mis tíos Gerardo, Marco y Olga:

Su apoyo ha sido muy importante para mí durante todo este tiempo. Gracias por sus consejos y por su ayuda.

Nena y Chucho:

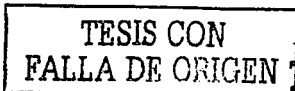
Niños: muchas gracias por sus muestras de cariño y afecto.
Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impresa el contenido de mi trabajo recepcional.

COMPRE: Javier Sánchez

Hernández

FECHA: 29-abril-03

FIRMA: [Firma]



Familia Fernández Cruz:

Por hacerme sentir en todo momento como un miembro más de su familia.

Alma:

Por ser mi amiga a pesar de todo. Te quiero!

Noemí:

Por aceptar acompañarme en esta nueva etapa de mi vida.

Fernandito (y a la operadora también):

Chuminikito: por esos ratos tan agradables que pasamos "juntos" durante los últimos nueve años.

Sandra, Adriana, Ariadna, Nieves y Miguel:

Porque la amistad es parte fundamental de todo ser humano.
Gracias por ser mis amigos.

Las chicas de la Otra Banda: (y a Henry)

Por todos los momentos compartidos en la casa.

Mi tía Toña:

Gordita, esto es para ti en donde quiera que estés.

Mi madrina Julieta:

Por haberme brindado tu ayuda...

Todos mis pacientes: (en especial a Blanquita, Edgar y Chucho)

Por depositado su confianza en mí.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

La UNAM y a todos mis profesores:

Porque es un verdadero orgullo pertenecer a la Máxima Casa de Estudios.

Doctor Carlos Morales, mi asesor:

Con admiración y respeto por tus atenciones y por tu tiempo dedicado para poder concluir este trabajo.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INDICE

Introducción.....	1
Antecedentes.....	3
Materiales.....	25
Métodos.....	26
Discusión.....	34
Conclusión.....	36
Bibliografía.....	37

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INTRODUCCION

Entre las resinas de uso odontológico más reciente, encontramos la existencia de las resinas híbridas y las resinas denominadas "fluidas", teniendo ambas como características el ser materiales de restauración directa, brindando estética y son relativamente fáciles de manipular.

Por otro lado, ha causado gran controversia el que haya propuestas de que este tipo de materiales podrían sustituir en un futuro no muy lejano a la amalgama dental, debido a que cuentan con características tales como facilidad de manipulación, costo accesible, relativa "rapidez" en cuanto a tiempo de trabajo y estética; sin embargo, hoy en día las resinas de uso dental aún no han logrado superar de forma absoluta las características de la amalgama, pero podríamos atrevernos a asegurar que, con el constante cambio y mejoras que las resinas están experimentando, aunado a su creciente demanda originada por la exigencia de la estética por parte del paciente, ésta sustitución pudiera llegar a ser posible; razón para la cual las resinas deberán cumplir con las pruebas de comportamiento mecánico establecidas por la Norma #27 de la ADA. Los resultados obtenidos al someter a las resinas a este tipo de pruebas, permitirán al Cirujano Dentista realizar una selección adecuada del material requerido en cada caso clínico, así como la posibilidad de combinar a los mismos para obtener mejores resultados. (11)

Debido a la gran variedad de resinas que existen en el mercado odontológico, una innumerable cantidad de estudios se han realizado para determinar las características, propiedades y limitaciones que se tienen de las mismas. Para lograr esto, es menester la elaboración de pruebas mecánicas y físicas para comparar las diversas marcas disponibles en el mercado.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El propósito de este estudio es determinar la resistencia flexural de la resina fluida Tetric Flow en conjunción de una resina híbrida Tetric Econom, (tal como se utilizaría clínicamente), ya que algunos autores sugieren esta técnica, en la teoría de que de esta manera la restauración presentará una mayor resistencia ante cargas masticatorias, actuando la resina fluida como amortiguador de las cargas, además de reducir la contracción de polimerización y por lo tanto, disminuir la formación de huecos marginales. (1- 6, 9,19, 22, 25, 31,32)

Como grupos de control, se tienen a una resina fluida y una resina híbrida, cada una por separado para comparar resultados.

Esto se realizará debido a que los materiales colocados en el medio oral son sometidos a fuerzas compresivas, traccionales o tangenciales durante la masticación, con lo cual se hace necesaria la realización de las pruebas mecánicas antes mencionadas. (7,8)

En este trabajo, nos avocaremos únicamente a la medición de la resistencias flexurales que presentan la resina fluida Tetric Flow, la resina híbrida Tetric Ceram y la resistencia de la suma de las mismas, apegándonos a la Norma # 27 de la ADA y 4049 de la I.S.O. las cuales rigen a este tipo de resinas.

Los resultados que suponemos obtener, serán de valores menores de resistencia flexural para las resinas fluidas, mayor resistencia flexural para las resinas híbridas y mucho mayor resistencia flexural en las resinas fluidas en combinación con las híbridas, resultado que, de obtenerlo así, sería benéfico para el paciente, ya que de esta manera es como algunos investigadores sugieren como uso en la práctica odontológica: la colocación de resina fluida como base o liner y la resina híbrida encima de ésta, como material de restauración definitiva. (1- 6, 9, 19, 31)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ANTECEDENTES

El cemento de silicato fue el primer material que se utilizó en odontología como material de restauración de color semejante al diente. Los silicatos son sistemas de polvo-líquido. El líquido contiene ácido fosfórico del 35-50%, y el polvo está compuesto por diversas partículas de relleno de vidrio, como dióxido de silicio, alúmina y fluoruro de cálcico. Todas las propiedades deseables de los silicatos derivan del contenido del polvo: su alto contenido de flúor, que va desprendiéndose lentamente del material, reduciendo por tanto la incidencia de caries recurrente; además, los silicatos poseen un coeficiente de expansión lineal térmico similar al de la estructura dental. Por otra parte, todas las propiedades indeseables de los silicatos provienen de la composición del líquido: debido a su elevada acidez, si se colocan en contacto con la dentina, provocarán un daño pulpar considerable. También se deteriorarán rápidamente si se les permite desecarse; sin embargo, son muy solubles en los fluidos orales. Por otro lado, como no son susceptibles de pulido, se teñirán rápidamente y experimentarán un desgaste importante debido a su bajo nivel de dureza. El resultado de todos estos factores es que la vida media de los silicatos es de apenas cuatro años. Las desventajas superan a las ventajas y, por lo tanto, los silicatos distaron bastante de ser un material de restauración ideal, aunque en otro tiempo se tratara del único material disponible de color semejante al del diente. (7,8,10)

Los sistemas de resinas son los que más se utilizan en las restauraciones estéticas hoy en día. A través del tiempo se han ido mejorando las propiedades físicas de las resinas, lo cual ha ocasionado que sean hoy por hoy el material de mayor difusión entre los materiales estéticos de restauración.

Las resinas de activación química utilizadas en odontología, se desarrollaron a finales de 1940, y estaban compuestas básicamente por metacrilatos. Se comienzan a utilizar como materiales de restauración porque se notó que poseían características tales como insolubilidad, estética, resistencia a la

deshidratación, economía y su facilidad de manipulación, sin embargo, el fracaso clínico precoz de estos materiales solía deberse a que presentaban una alta contracción de polimerización, alto coeficiente de expansión lineal térmico y decoloración, razón por la cual se le añadieron partículas de relleno, las cuales, al no tener enlace químico con la matriz orgánica, presentaban defectos microscópicos, que se traducían como manchas en los dientes por la filtración de fluidos, recidivas cariosas y sensibilidad postoperatoria.

El desarrollo de las resinas de composite o de relleno para restauraciones ha permitido mejorar las propiedades mecánicas, reducir el coeficiente de expansión térmica, limitar los cambios dimensionales durante el fraguado y potencializar la resistencia a la abrasión de las restauraciones directas y, por consiguiente, obtener mejores resultados clínicos. El desarrollo ulterior de sistemas adhesivos para composites ha contribuido igualmente a mejorar la calidad de las restauraciones de composite. (7, 8, 10)

Originalmente, los composites se emplearon para restauraciones anteriores de clase III, IV y V, en las que los resultados estéticos tenían una importancia primordial, y para restauraciones de clase I, que soportaban tensiones oclusales moderadas; sin embargo, las modificaciones introducidas en los materiales y las técnicas han permitido ampliar su uso a las restauraciones posteriores de clase II.

COMPOSICIÓN Y REACCIÓN QUÍMICA

Bowen desarrolló en 1962 el Bis GMA, que son dos moléculas de glicidil metacrilato unidas por una molécula de bisfenol-A; que es menos hidrofílica que las restauraciones de metacrilato. (8,10- 12)

Las restauraciones de resina tuvieron muchas limitaciones de uso debido a la humedad del medio oral, contracción de polimerización y desgaste por el uso por lo cual era difícil restaurar cavidades grandes porque se provocaba un mal

sellado marginal, las resinas absorbían gran cantidad de agua y se tenía una superficie altamente rugosa. (7)

Los materiales de restauración basados en resina se definieron como una combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes. La resina dental se compone de diferentes fases:

1. Fase orgánica (matriz): Bis GMA, UDMA, TEGDMA.(8,10,16)
2. Agente de acoplamiento (silano): permite el enlace entre el relleno y la matriz orgánica.
3. Fase dispersa (rellenos inorgánicos): vidrio, sílica, bario, estroncio, zinc.
4. Activadores: canforoquinona, amina terciaria.
5. Estabilizadores: como la benzofenona. Evita la decoloración, estabilizando el color. (11, 12)

En la mayoría de los sistemas de resinas con relleno, la matriz de polímero orgánico está constituida por un oligómero aromático o de diacrilato de uretano. Estos oligómeros son muy viscosos, pero se puede reducir la viscosidad a unos niveles que permitan su aplicación clínica añadiendo un monómero diluyente como trietilenglicol dimetacrilato.

El peso molecular del Bis GMA es mayor que el del metacrilato, lo que disminuye la contracción de polimerización y la absorción de agua. Por otra parte, el glicidil metacrilato amplía el enlace cruzado, mejorando las propiedades del polímero, dando como resultado un material superior a las resinas acrílicas sin relleno.

La reacción de polimerización puede iniciarse por medios químicos (autopolimerización) utilizando un peróxido como iniciador y una amina como acelerador, o con un haz de luz visible y de color azul (460 nanómetros) por la adición de una sustancia que absorba la luz, como la canforoquinona, y un acelerador, como una amina alifática.(8)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El grado de polimerización es variable, y depende de que se produzca en el interior de la restauración o en el estrato inhibido por el oxígeno del aire, o de la distancia entre el material y la fuente de luz y de la duración de la exposición.

La matriz inorgánica está formada por diferentes materiales como cuarzo, vidrio de borosilicato, silicato de litio aluminio, silicato de bario aluminio, vidrio de estroncio o zinc, o sílica coloidal.

Antes de mezclar la fase inorgánica con el polímero de bajo peso molecular sin reaccionar (oligómero) se procede a tratarla con un organosilano, el cual contiene grupos funcionales, como grupos metoxi, que hidrolizan y reaccionan con el relleno inorgánico. Estos organosilanos reciben el nombre de agentes acopladores, ya que unen las fases orgánica e inorgánica del composite. (8, 10, 11)

Los dos oligómeros más utilizados en los composites dentales son el Bis-GMA y el UDMA. Estos presentan una gran viscosidad (en especial el Bis-GMA) y hay que añadir diluyentes para poder obtener una consistencia aceptable al mezclarlos con el relleno. Los fabricantes añaden compuestos de bajo peso molecular con dobles enlaces de carbono (TEGMA) para reducir y controlar la viscosidad del composite con relleno. (8,11)

Para que un composite posea unas propiedades adecuadas se debe formar al polimerizar una buena unión entre el relleno inorgánico y el oligómero orgánico. El fabricante trata la superficie del relleno con un acoplador antes de mezclarlo con el oligómero. Los acopladores más utilizados son compuestos denominados silanos. Esta reacción de acoplamiento une el relleno y el oligómero de tal forma que, cuando se aplica una tensión al composite, esa tensión se puede transferir de unas partículas de relleno a otras, a través del polímero, que es menos resistente. (8, 10)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Para polimerizar los composites se utiliza la activación química o lumínica, siendo hoy en día ésta última la más frecuente. La activación química del composite se emplea una amina orgánica, que reacciona con un peróxido orgánico, provocando la polimerización del producto. La amina y el peróxido reaccionan a la temperatura ambiente; debido a ello, el composite está formado por dos pastas: una de ellas contiene la amina y la otra el peróxido. Para la fotoactivación se utiliza luz azul de unos 460 nanómetros, que suele ser absorbida por una canforoquinona. Esta reacción es acelerada por la presencia de una amina orgánica que contiene un doble enlace de carbono. La canforoquinona y la amina no reaccionan con el oligómero a la temperatura ambiente mientras no se exponga el composite a la luz azul.(12)

Las obturaciones de resina se desarrollaron en un intento de incrementar la vida media de las restauraciones estéticas, que hasta entonces se limitaban básicamente a los cementos de silicato. Se componen de resinas de metilmetacrilato de polimerización química, semejantes a las resinas de las dentaduras. Por lo general, se presentan como sistemas polvo-líquido. El polvo contiene partículas de polímero metilmetacrilato y aminas terciarias como aceleradores. El líquido contiene monómeros de metilmetacrilato y peróxido de benzoilo como iniciador. La polimerización se lleva a cabo por una reacción radical entre la amina terciaria y el peróxido de benzoilo.(10)

El buen ajuste de color y la posibilidad de ser pulidas constituyen las principales ventajas de las resinas de obturación directa. Las desventajas se derivan de la intensa contracción durante la polimerización que experimentan y su alto coeficiente de expansión lineal térmico, lo cual ocasiona una pobre adaptación marginal y una elevada incidencia de caries recurrente.(8, 10, 16)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CLASIFICACIONES DE LOS COMPOSITES

Para lograr clasificar a las resinas de uso dental, se han considerado diversos factores, los cuales se mencionan a continuación:

1. Cronología (de acuerdo a su evolución)

1ra. Generación: COMPOSITES DE MACRORRELLENO

Para mejorar las propiedades físicas de las obturaciones de resina se las reforzó cargándolas con partículas de relleno inorgánico duras. Las resinas así cargadas fueron los primeros materiales dentales que recibieron la denominación de *composites* (hecho de distintas partes). Hoy se les denomina composites tradicionales, convencionales o de macrorrelleno. Los composites poseen básicamente dos componentes distintos: una matriz orgánica blanda y partículas duras de relleno inorgánico. Estas últimas confirieron una mejora significativa de las propiedades físicas de las resinas sin relleno. (12)

Ray Bowen desarrolló en 1962 el componente de resina llamado Bis-GMA. Bowen trabajó inicialmente en su mayor parte con resinas composite con relleno. Su resina Bis-GMA era más grande y menos hidrófila que las resinas de metacrilato previas. Estas propiedades redujeron la contracción de polimerización y la absorción de agua del composite resultante. (8)(11)

Los dos componentes de relleno más utilizados en nuestros días como carga de los composites de macrorrelleno son el cuarzo y los cristales de metal pesado, como los cristales de bario. Sin embargo, aunque el cuarzo es considerado un relleno excelente en términos de estética y durabilidad, no confiere radiopacidad al composite. Por otro lado, los cristales de bario confieren radiopacidad, pero son más quebradizos y solubles que los de cuarzo (17). Hoy los que más se utilizan son los cristales de bario, ya que se requiere a toda costa la radiopacidad del composite.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Los estudios a largo plazo (5-10 años) realizados a los composites de macrorrelleno muestran que éstos son efectivos como materiales de color dentario, para restauraciones anteriores. Sin embargo, distan mucho de lo ideal y se necesita todavía mucho trabajo para conseguir mejorarlos.

Con la adición de relleno inorgánico a la matriz orgánica, se consiguieron las siguientes mejoras: disminución de contracción durante la polimerización, aumento de dureza y la resistencia a la compresión, disminución de coeficiente de expansión lineal térmico, mejor resistencia a la fractura con mejor resistencia a las fuerzas de tracción, menor absorción de agua, una rigidez aumentada. Sin embargo, no se había logrado la obtención de: una mejor resistencia a la abrasión, mejor estabilidad de color y mejor acabado de superficie. La superficie no podía pulirse, y su rugosidad conllevaba al acúmulo de placa y la aparición de tinciones con el consiguiente compromiso estético y alteraciones gingivales. La rugosidad de superficie se debía a dos razones principalmente: poros o huecos y la proyección de los cantos de las partículas de relleno (10). El refuerzo de partícula es una macropartícula de 8-10 micrones en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70% (11)

2da. Generación: COMPOSITES DE MICRORRELLENO

Se desarrollaron para mejorar la rugosidad de superficie de los composites de macrorrelleno. La fase orgánica se aumenta al 50% y 60%. El porcentaje de refuerzo de vidrio decrece en forma proporcional (11). Estos rellenos son extremadamente efectivos en el ajuste de la viscosidad de los fluidos por su mínima área de superficie. Una pequeña cantidad puede convertir rápidamente un líquido en crema o pasta firme. Este tipo de microrrellenos previene la propagación de grietas en la matriz de resina. Cuando se desarrolla una grieta en la superficie del material y se propaga hacia la resina, puede conseguirse que se desvíe al encontrarse con la partícula de microrrelleno.

A pesar de sus excelentes cualidades de acabado, los composites de microrrelleno no son los materiales ideales para algunas situaciones clínicas, ya que poseen ciertas limitaciones que deberán considerarse antes de ser utilizados.

1. El coeficiente de expansión lineal térmico es menos favorable cuanto menor es el contenido en relleno inorgánico del microrrelleno.
2. En áreas sometidas a intensas fuerzas de tensión como las clases IV, los microrrellenos han presentado mayor incidencia de fracturas que los macrorrellenos.
3. El microrrelleno no confiere rigidez a la resina, ya que sus partículas no están adheridas entre sí. Cuando se someten a cargas, este tipo de composites se deforma fácilmente. De igual manera se fractura fácilmente como consecuencia de las fuerzas de oclusión, además de experimentar un gran escurrimiento.

Debido a estas limitaciones, los microrrellenos no son los más apropiados para el soporte de cúspides en dientes posteriores.

4. Tienen una alta absorción de agua, lo cual conlleva al ablandamiento de la matriz de resina y la hará más susceptible al desgaste.
5. La contracción de polimerización es ligeramente mayor en estos materiales que en los de macrorrellenos, y por tanto los composites de microrrelleno son más sensibles a la técnica de colocación, acabado y pulido.
6. En los composites de microrrelleno las partículas no son capaces de absorber la carga que soporta la restauración. Se ha demostrado que estos materiales, cuando se someten a las fuerzas funcionales, presentan mayor fractura de fatiga que los composites de macrorrelleno.

Los composites de microrrelleno han demostrado ser, en algunos estudios, bastante superiores a los macrorrellenos en clases II y V pequeñas y protegidas por tejido dentario.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

3ra. Generación: COMPOSITES HIBRIDOS

Estos materiales se fabrican combinando microrrellenos y macrorrellenos, a lo cual deben su nombre. Se pensó que al añadir partículas de microrrellenos para reforzar la matriz de resina se hacía al composite más resistente al desgaste. Además la matriz de resina del microrrelleno tendría más coeficiente de expansión lineal térmico más similar al macrorrelleno correspondiente. Esto reduciría la pérdida de las partículas de relleno de la superficie, debido a los cambios térmicos.

A medida que se incrementa el porcentaje de relleno, al añadir partículas más pequeñas de microrrelleno a la matriz del macrorrelleno, la distancia interpartículas va disminuyendo, lo que provoca que la matriz de resina sea menos conductora de fuerza, ya que las partículas de relleno pueden transmitir la fuerza entre ellas sin comprimir la matriz de resina. De tal modo que se obtiene una resina que actúa más que como un adhesivo y menos como una matriz. El resultado final es que la resina actúa transmitiendo las fuerzas oclusales de una partícula a otra, en vez de absorber la fuerza ella misma.

La combinación de ambos composites, le confiere a la resina mayor dureza de dispersión, deteniendo la propagación de las grietas en la resina. Se ha demostrado que los composites híbridos presentan mejor resistencia al desgaste que los tradicionales. Clínicamente, los híbridos tienen unas propiedades de manejo buenas y cualidades de pulido ligeramente mejores que los composites correspondientes.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

4ta. Generación: COMPOSITES EMPACABLES O PARA POSTERIORES

Corresponde al grupo de resinas compuestas más novedosas, las cuales vienen con un alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base a vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores .

Los composites empacables se diferencian de los anteriores por su facilidad de empleo, es decir, la posibilidad de trabajarlos de manera similar a como se trabaja una amalgama dental.

Los composites condensables son materiales compuestos que poseen una estructura bifásica similar a la de cualquier composite. Esto es, una fase orgánica responsable del endurecimiento del material y un refuerzo o relleno cerámico responsable de brindar las propiedades necesarias.

Por otro lado, el efecto de traba que se logra con los empacables se puede generar entre las partículas (a diferencia de los híbridos), evitando de esta manera el excesivo escurrimiento, lo cual hace que el material necesite de mayor presión para su adaptación o condensación.

Estos materiales por lo general, se indican sólo para su empleo en el sector posterior porque sus cualidades ópticas no son óptimas. Se los puede manejar con los mismos instrumentos que se utilizan para realizar una restauración con amalgama.

5ta. Generación: TECNICA INDIRECTA

Son resinas compuestas para posteriores. Técnica indirecta procesada con calor y presión, o combinaciones con luz, calor, presión, etc. (11)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2. Uso (según la norma 27 de la ADA)

Tipo 1. Material de restauración basado en polímeros, en el que el fabricante establece que es adecuado para restauraciones que involucren superficies oclusales.

Tipo 2. Todos los materiales restantes basados en polímeros que sean materiales de restauración.

3. Forma de polimerización (según la norma ISO # 4049)

Clase 1. Materiales de autopolimerización mezclando base más activador.

Clase 2. Materiales de activación por energía externa cuya polimerización se ve afectada por la aplicación de energía de una fuente externa de luz azul y se divide como sigue:

Es decir que quedarían subdivididos en:

- G1 Materiales que requieren que la energía sea aplicada intrabucalmente.
- G2 Materiales que requieren que la energía sea aplicada extrabucalmente.
- G3 Materiales de polimerización dual.

4. Tipo de partículas (11)

Macropartículas

Micropartículas

Híbridas

5. Tamaño de partículas (11)

Tradicional	20-50 micrómetros Leinfelder 89
	30-59 micrómetros Leinfelder 91
	5-40 micrómetros Bowen 62
Intermedias	1-5 micrómetros Leinfelder 89,91
Fina	0.05-1 micrómetro Leinfelder 89,91
Híbrida	microrrelleno 0.04 micrómetros

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESINAS DE NANORRELLENO

Actualmente se esta manejando otro tipo de partícula que seria una variante de las de las microhíbridas, las partículas nanométricas son cuerpos de relleno individual, aproximadamente de forma esférica. Los nanoclusters son aglutinaciones de nanopartículas ligeramente unidas. El tamaño de la partícula nanométrica de relleno es de 20-75 nanómetros (0.020-0.75 nanómetros), en comparación con el tamaño promedio de las partículas de los microhíbridos de 0.4-0.6 micrones.

La combinación de partículas nanométricas y nanoclusters, dan a la resina (según los fabricantes), un pulido y retención al de los materiales microhíbridos. En los materiales restaurativos, entre más pequeño es el tamaño de la partícula el pulido es mejor. El tamaño promedio de partícula de los materiales restaurativos microhíbridos es de 0.4-0.6 micrones.

Cuando estos materiales se desgastan, la tersura de la superficie se pierde, quedando expuestas las partículas de relleno que van a desaparecer y dejar orificios en la superficie restaurada. Así que, con el paso del tiempo, las restauraciones perderán su brillo y se tornarán ásperas. Sin embargo, en los composites de nanorrelleno, el desgaste de los nanoclusters se da a nivel partícula y no el nanocluster completo, lo cual se ve reflejado en la retención del pulido (21)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESINAS FLUIDAS

Existen en la actualidad, los denominados composites fluidos. Ellos poseen la misma composición que cualquier otro composite en términos generales. La diferencia radica en que tienen una significativa menor viscosidad y un menor porcentaje de relleno cerámico. Son materiales de considerable fluidez, lo que obliga a trabajarlos clínicamente en capas de poco grosor y se adaptan con suma facilidad a las paredes cavitarias. El hecho de trabajarlos en pequeñas capas y su bajo módulo de elasticidad (aproximadamente 8000 MPa) hace que disipen la tensión producida por la contracción de endurecimiento, facilitándose así la obtención de adecuada adaptación marginal.

Las resinas compuestas tradicionales son densamente cargadas con partículas de relleno reforzadas para mejorar su resistencia y su fuerza. Generalmente, todas las propiedades mecánicas de las resinas se ven mejoradas cuando se refuerzan con rellenos. La resistencia incrementa cuando pequeñas partículas de relleno son agregadas en la matriz del polímero en la resina. Sin embargo, en décadas pasadas aún no se lograban ciertas características deseables para los composites, tales como:

- ser un fluido inyectable
- que el material no fuera pegajoso, es decir, que el material pudiera ser empacado o condensado, tal como lo hace una amalgama.

Las resinas fluidas fueron creadas conservando los mismos tamaños de partículas pequeñas utilizadas en los composites híbridos tradicionales, pero reduciendo el contenido de relleno y permitiendo a la resina la reducción de la viscosidad de la mezcla.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Debido a la falta de una investigación sustancial, estos materiales NO deben ser utilizados en situaciones donde exista un estrés muy alto o en situaciones de alto desgaste.

Las propiedades mecánicas o físicas de un material están directamente relacionadas con la duración clínica de las restauraciones en aplicaciones específicas. Por otro lado, las propiedades mecánicas de un composite pueden ayudarle a determinar si las propiedades de los nuevos materiales son iguales o quizás superiores.

Para someter a prueba las propiedades mecánicas de algunos materiales utilizados en odontología, se acude a los métodos de ISO 4049, ISO/DIS 6872.

Algunos estudios donde se compararon las propiedades mecánicas de resinas fluidas con composites tradicionales utilizados como control, no se obtuvieron diferencias significativas ambos tipos de resinas. Los rangos de desgaste para ambos tipos fueron relativamente bajos. En general, las propiedades mecánicas de las resinas fluidas fueron mucho menores que las de los compuestos híbridos utilizados como control. Las excepciones fueron Flow-It, True-Look y Versaflo, los cuales tuvieron valores iguales que las resinas de control en tanto a fuerza compresiva se refiere. Flow-It y Trae-Look tuvieron resultados iguales en fuerza tensil que las resinas de control. Las resinas fluidas poseen gran resistencia a fuerzas flexurales, aunque no iguales a las de las resinas híbridas convencionales.

Aunque las propiedades mecánicas de las resinas fluidas de la primera generación demostraron ser buenas, no están indicadas como substitutos adecuados de otros composites que poseen mayor cantidad de relleno y no deben ser colocadas en áreas que se someterán a mucho estrés (ISO 4049). Debido a los estudios realizados, se demostró que no todos los materiales de resina fluida

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

pueden ser utilizados para todas las aplicaciones sugeridas por los fabricantes.
(20)

Una de las contraindicaciones para el uso de las resinas fluidas indica que éstas no deben ser utilizadas para la reconstrucción de cavidades de Clases I ó II, es decir, en restauraciones sometidas a un alto estrés. (20, 21,29, 30,32)

Debido a la fluidez de estos materiales, es tentador utilizarlos en situaciones con difícil acceso o donde se requiere una buena penetración, tal como en amalgamas, composites o reparación de márgenes en coronas, selladores de foseas y fisuras o restauraciones preventivas de resina. El éxito en estos casos es que no se requiere de una restauración excepcional al desgaste. (20)

Restauraciones de lesiones en clases V, reparación de porcelanas, defectos del esmalte y reparaciones del borde incisal en dientes anteriores puede también dar buenos resultados. (23) Algunos de estos materiales pueden ser aceptables para la cementación de veneers. Una aplicación popular para estos sistemas es que pueden ser utilizados como liners en áreas de difícil acceso o con falta de fluidez principalmente en cajas proximales de cavidades clases II o para restauraciones de clase V o cavidades pequeñas de clases III. (20)

Una de las sugerencias principales para el uso de las resinas fluidas es que debido a su gran capacidad de fluidez, este material se adapta y llena eficazmente los ángulos de las cavidades clase II. (2- 6, 9, 24,31)

Las resinas fluidas poseen baja viscosidad porque tienen menor cantidad de relleno en su composición. Por otro lado, esto provoca mayor contracción y que se provoque mayor estrés sobre los agentes adhesivos durante la polimerización en comparación con los composites tradicionales.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

La primera generación de resinas fluidas se introdujo en el mercado en 1996, justo antes de la introducción de los composites condensables.

El éxito de los primeros productos hechos a base de resina fluida fue en realidad un resultado del marketing que cualquier otra propiedad especial que se le pudiera adjudicar a este tipo de materiales. Debido a que los materiales fueron desarrollados en respuesta a las peticiones con respecto a las propiedades de manejo más que algún criterio clínico, sus limitaciones eran desconocidas en un principio. Sin embargo, en la práctica, estos materiales están siendo considerados para algunos procedimientos dentro de la odontología restaurativa adhesiva. (20)

La *filtración marginal* en la interfase diente-restauración es uno de los problemas asociados con el uso de resinas compuestas en restauraciones con cavidades de Clase II (20). La filtración marginal puede provocar sensibilidad postoperatoria debido al fenómeno hidrodinámico (34,35) y puede permitir la colonización de microorganismos y subsecuentemente una infección pulpar (36). Como resultado, las capacidades selladoras de los sistemas de adhesivos dentinarios en la interfase diente-resina ha sido extensamente investigadas. Estudios in vitro han mostrado que el estrés de contracción de polimerización de una resina está relacionada íntimamente con la rigidez del material.

Para mejorar la adaptación marginal de las restauraciones de resina, han sido propuestas nuevas técnicas y materiales, como las resinas fluidas. Además, este tipo de material restaurador ha sido recomendado para diferentes usos en odontología y los podemos encontrar en una gran variedad de composiciones y viscosidades. Este tipo de resinas está caracterizado porque contienen poca cantidad de rellenos y gran cantidad de matriz de resina en su composición (26), debido a esto las resinas fluidas pueden contraerse en mucho mayor proporción que las que no son fluidas, por la misma razón, se espera que el material fluido sea menos rígido que las resinas híbridas.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Algunas aplicaciones sugeridas por los fabricantes de resinas fluidas, (las cuales requieren ser investigadas para verificar su eficacia clínica verdadera), se mencionan a continuación: (19, 20, 25)

1. Reparación de márgenes (amalgamas, composites, coronas de porcelana, restauración temporal)
2. Restauraciones de clases I pequeñas
3. Restauraciones de clases II (particularmente incrementos gingivales)
4. Restauraciones de clases III pequeñas
5. Restauración de clases IV superficiales *
6. Restauración de clases V
7. Selladores de fosetas y fisuras
8. Restauraciones en preparaciones de aire abrasivo
9. Restauraciones preventivas de resina
10. Reparaciones del borde incisal
11. Bases**
12. Cementación de veneers de porcelana
13. Cementación de provisionales
14. Desensibilizante
15. Ferulización de órganos dentarios
16. Reconstrucción de muñones
17. Reconstrucción del órgano dentario en técnica de "dona"
18. Reparación de provisionales
19. Reparación en defectos estructurales del esmalte
20. Restauración en preparaciones de túnel
21. Veneers

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

* En una clase IV puede escogerse una resina fluida de alta viscosidad, porque tiene mayor contenido de relleno que podría ayudar a tener una mayor resistencia a la fractura y permitir por ende una mayor duración, manteniendo su forma durante la colocación.

** Una resina de baja fluidez, puede ser utilizada como base, ya que su mayor contenido de relleno reduce la tensión de contracción para la adhesión y oclusión.

*** Debido a la fluidez de estos materiales, es tentador utilizarlos en situaciones con difícil acceso o donde se requiere una buena penetración, tal como en amalgamas, composites o reparación de márgenes en coronas, selladores de fosetas y fisuras o restauraciones preventivas de resina. El posible "éxito" en estos casos puede deberse a que no se requiere una resistencia excepcional al desgaste.

El grado de fluidez puede deberse a:

- contenido de relleno
- tamaño y distribución de partícula
- monómeros de resina utilizados (20)

Las medidas de fluidez han dividido a este tipo de resinas en tres principales grupos: (27)

- Alta fluidez*: StarFlow, Revolution, Aeliteflo LV. D= 7.21-10.62 cm
- Mediana fluidez*: FloRestore, Durafill Flow, Flow It D=4.91-5.61 cm
- Baja fluidez*: Tetric Flow, Versaflo, Nexus2, Aelite D=2.77-3.52cm

Una propiedad mecánica básica que un material de restauración como las resinas fotocurables debe presentar es la *resistencia flexural*, la resistencia a cargas compresivas o tensiles, (sobre todo cuando son utilizadas en situaciones donde la tensión de contracción puede provocar defectos internos o iniciarse una

fractura) Estos valores se determinan de acuerdo al contenido de rellenos y a la composición del material o a los diferentes tiempos de curado y procedimientos de colocación.

Para someter a prueba las propiedades mecánicas de algunos materiales utilizados en odontología, se acude a los métodos de ISO 4049, ISO/DIS 6872.

Es importante mencionar que se han encontrado *relaciones* estrechas entre la *resistencia flexural* y la *resistencia al desgaste*, lo cual indica que el módulo de resiliencia debe ser tomado en cuenta en la realización de investigaciones y de controles de calidad para la predicción del desgaste clínico del material restaurador. Es decir, la resiliencia juega un papel muy importante en la susceptibilidad de abrasión del polímero. Una resina con bajo módulo de resiliencia, se desgastará más que una con alto módulo de resiliencia.

El porcentaje de relleno por peso de Tetric Flow fue de 67.8%

El porcentaje de relleno por peso de Tetric Ceram fue de 78.6%

De cualquier manera, es importante no perder de vista que existe una diferencia significativa en la resistencia flexural de dos resinas donde una es preparada bajo condiciones ideales en el laboratorio (in vitro) y otra donde se simulan circunstancias clínicas, (donde la resistencia flexural disminuirá considerablemente)(32). Ahora bien, la resistencia flexural de un material aumenta significativamente si la resina se envejece en agua.(28)

En algunos estudios donde se midió la *contracción inicial de polimerización* (para cinco minutos) de las resinas fluidas, los porcentajes indicaron un alto grado de contracción, lo cual hace necesario la selección cuidadosa del tipo de resina fluida que se va a utilizar, así como los procedimientos de colocación y adhesión.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Aeliteflow (BISCO)	4.9% de contracción
Revolution (KERR)	4.7% de contracción
Wave (SDI)	4.1% de contracción
Flow It (GENERIC PENTRON)	4.0% de contracción
Tetric Flow (IVOCLAR)	3.7% de contracción (38)

Otro tipo de estudios a los que se han sometido algunas resinas fluidas, indica que *la resistencia al desgaste* de las mismas es alto, por lo cual el uso de éstas no está indicado para lugares donde el material se vea sometido a grandes cantidades de carga.

Durafill Flow 56.7 de resistencia al desgaste (fue la mayor)

Tetric Flow 73.7 de resistencia al desgaste

Revolution 80.0 de resistencia al desgaste

Estudios de Labella han demostrado que el módulo elástico para adhesivos y resinas fluidas y de microrrelleno fue relativamente bajo comparado con las resinas híbridas. (30, 37)

Una resina con bajo módulo de elasticidad y baja viscosidad, como Tetric Flow, puede sostenerse como fluido plástico durante las primeras fases de polimerización. (37)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS RESINAS FLUIDAS

Ventajas:

- *Habilidad del material para fluir dentro de los pequeños defectos microestructurales y unirse adhesivamente en la superficie.
- *Fácil manipulación y aplicación (requieren mínimo uso de instrumentos).
- *Fácil colocación en zonas de difícil acceso.
- *Bajo módulo de elasticidad que contrarresta la contracción de polimerización.
- *Pulibles al alto brillo, creando una restauración muy estética.
- *Indicadas como base o forro en cavidades de clases II.

Desventajas:

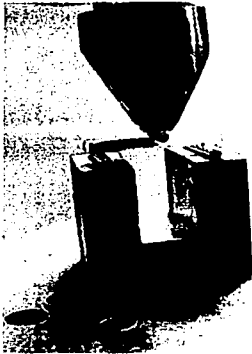
- *Propiedades inferiores a los composites convencionales.
- *No tienen resistencia al desgaste.
- *Mayor contracción de polimerización.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESISTENCIA FLEXURAL

En la prueba de flexión, se aplica fuerza vertical sobre tres puntos de una muestra; una fuerza superior sometida a compresión y dos inferiores sometidas a tracción hasta causar la fractura de la muestra que suele iniciarse en el lado que está en tensión. (8,10 ,11.)

Los materiales de restauración deben tener resistencia flexural ya que la masticación provoca esfuerzos en los materiales de restauración, por consiguiente, flexión; de manera que aunque se produzca una fuerza que provoque flexión, la deformación que ocurra deberá ser elástica y el material recobrar su forma original; la deformación plástica o la fractura provocaría el fracaso del material. (11)



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MATERIALES

Para la obtención de las muestras, se emplearon los siguientes materiales:

- Resina fluida Tetric-Flow cavifil, color A3, #lote E43146, exp. 2006-10.
- Resina hibrida Tetric Econom, color A3, #lote D58870, exp. 2005-09
- Hacedores de muestras de acero inoxidable.
- Portaobjetos.
- Loquetas.
- Pincel convencional.
- Separador de resina.
- Pistola dispensadora.
- Lámpara Degulux, Degussa, 110/110V, 50/60Hz, 1, 27/1, 16". Serie # 13328. Modelo 2316 0013, Alemania.
- Espátula para resinas.
- Cinta Mylar.
- Lentes de protección.
- Vernier electrónico (Max Cal USA).
- Agua destilada.
- Recipiente de plástico para almacenar los especímenes.
- Ambientador.
- Máquina universal de pruebas mecánicas Mini instron.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

METODOS

1. Se arman las losetas de vidrio para que en medio de ellas se coloque el hacedor de acero inoxidable.
2. Armar el hacedor de acero inoxidable, ya que consta de dos partes.

FOTO 2

3. Con la ayuda de un pincel convencional, se coloca separador por la parte interna del hacedor de muestras de acero inoxidable con el fin de facilitar el desprendimiento del espécimen de la loseta.

FOTO 3

4. Por medio de la pistola dispensadora, se coloca la resina dentro del hacedor.
5. Se procede a condensar la resina con la ayuda de la espátula.
6. Hacer presión generosa con la ayuda de la cinta Mylar y un portaobjetos para que salgan los excedentes del material.
7. Se polimeriza con la lámpara para resinas durante 40 segundos en tres puntos diferentes de la muestra.

FOTO 4

8. Hacer lo mismo por el otro lado de la loseta.
9. Separar el espécimen del hacedor teniendo especial cuidado en no fracturarla, ya que de lo contrario ésta se deberá repetir.
10. Eliminar todos los excedentes del material polimerizado.
11. Preparar cinco muestras en total de Tetric Flow, cinco de Tetric Econom y otras cinco de Tetric Flow con Tetric Econom.

Para las muestras que van dobles, es decir, las que llevan por debajo Tetric Flow y encima Tetric Econom, repetir los pasos 1-8 y luego colocar encima de la muestra de Tetric Flow (SIN la colocación del separador) otro hacedor; y dentro de él colocar la resina Tetric Econom.

FOTO 5

12. Almacenar las muestras en agua destilada a 37°C durante 24 horas y colocarlas en un ambientador.

HECHO CON
FALLA DE ORIGEN

13. Pasadas las 24 horas, medir cada una de las muestras con un Vernier electrónico (Max Cal USA) tomándose dos medidas: base y altura de la muestra.
14. Colocar los especímenes en la máquina universal de pruebas mecánicas mini instron.
15. Aplicar la fuerza en sentido compresivo hasta fracturar el espécimen.
16. Registrar los datos obtenidos en la computadora en la hoja diseñada para este fin, así como la grafica
17. Hacer las operaciones necesarias para obtener la resistencia flexural de cada muestra
18. Sacar resultados y conclusiones

El aparato utilizado para las pruebas flexurales consiste esencialmente de dos ruedas de 2 mm de diámetro montadas de forma paralela con 20 mm entre los centros, y una tercera rueda de 2 mm de diámetro centrada entre, y paralelamente a las otras dos, de modo que las tres ruedas en combinación pueden ser utilizadas para aplicar tres puntos de fuerza a la muestra.

Aplicar una carga a cada una de las muestras en sentido compresivo a una velocidad de 1 mm por minuto hasta llegar a la fractura del espécimen. Esto se logra en un rango de carga de 50 +/- 16N/min. Posteriormente, anotar la máxima carga ejercida sobre el espécimen.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

13. Pasadas las 24 horas, medir cada una de las muestras con un Vernier electrónico (Max Cal USA) tomándose dos medidas: base y altura de la muestra.
14. Colocar los especímenes en la máquina universal de pruebas mecánicas mini instron.
15. Aplicar la fuerza en sentido compresivo hasta fracturar el espécimen.
16. Registrar los datos obtenidos en la computadora en la hoja diseñada para este fin, así como la gráfica.
17. Hacer las operaciones necesarias para obtener la resistencia flexural de cada muestra.
18. Sacar resultados y conclusiones.

El aparato utilizado para las pruebas flexurales consiste esencialmente de dos ruedas de 2 mm de diámetro montadas de forma paralela con 20 mm entre los centros, y una tercera rueda de 2 mm de diámetro centrada entre, y paralelamente a las otras dos, de modo que las tres ruedas en combinación pueden ser utilizadas para aplicar tres puntos de fuerza a la muestra.

Aplicar una carga a cada una de las muestras en sentido compresivo a una velocidad de 1 mm por minuto hasta llegar a la fractura del espécimen. Esto se logra en un rango de carga de 50 +/- 16N/min. Posteriormente, anotar la máxima carga ejercida sobre el espécimen.

Trabaja con
FALLA DE ORIGEN

Calcular la fuerza flexural, en megapascales, con la siguiente ecuación:

$$RF = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Donde:

F es la máxima carga, en Newtons, ejercida sobre el espécimen.

l es la distancia, en mm, entre los soportes, con exactitud o precisión de 0.01 mm.

b es el ancho en extensión, en mm, del espécimen medido inmediatamente previo a la prueba.

h es la altura, en mm, de la muestra medida antes de la prueba.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

FOTO1

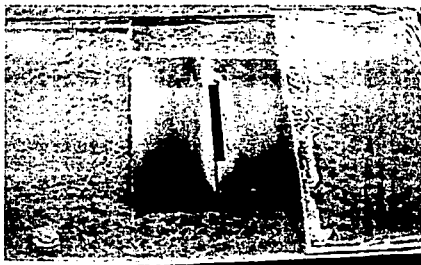
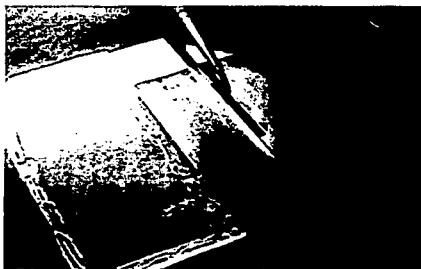


FOTO 2



TEJIS CON:
FALLA DE ORIGEN

FOTO3

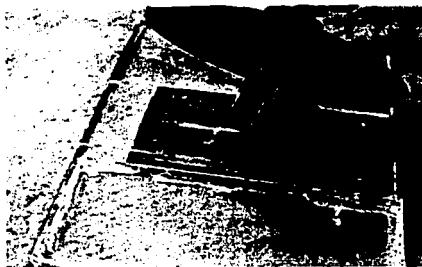


FOTO 4



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESULTADOS

1. Muestras de resina de Tetric Flow

ANCHO	ALTO	VALORES DE CARGA (Kg)	VALORES DE CARGA (N)	R. FLEXURAL
2.17	2	3.2	31.36	108.38 MPa
1.95	2.05	2.9	28.42	104.102 MPa
2.15	2.03	3.0	29.40	99.54 MPa
1.89	2.03	2.9	28.42	109.46 MPa
1.87	2.15	3.1	30.38	105.436 MPa

PROMEDIO: 105.383 MPa

2. Muestras de resina Tetric Econom

ANCHO	ALTO	VALORES DE CARGA (Kg)	VALORES DE CARGA (N)	R. FLEXURAL
2.07	2.13	3.1	30.38	97.04 MPa
1.89	2.10	3.1	30.38	111.71 MPa
1.85	2.04	3.5	34.3	133.65 MPa
2.10	1.98	3.6	35.28	128.65 MPa
2	2.07	2.5	24.5	85.76 MPa

PROMEDIO: 111.36 MPa

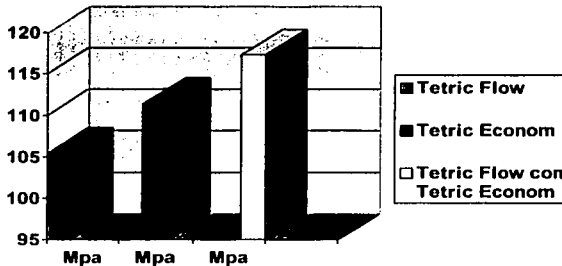
3. Muestras dobles de resina Tetric Flow y Tetric Econom

ANCHO	ALTO	VALORES DE CARGA (Kg)	VALORES DE CARGA (N)	R. FLEXURAL
2.20	4.81	17.9	175.42	103.39 MPa
2.18	4.21	15	147	114.13 MPa
2.23	4.44	19	186.2	127.06 MPa
2.37	4.33	17.2	168.56	113.80 MPa
2.38	4.36	19.7	193.06	128.01 MPa

PROMEDIO: 117.27 MPa

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

GRAFICA DE RESISTENCIA FLEXURAL



INTERPRETACION DE RESULTADOS

-Si 4 ó 5 de los resultados están por encima de 50MPa, se estima que el material ha pasado la prueba.

-Si 4 ó 5 de los resultados están por debajo de 50 MPa, se estima que el material ha fallado la prueba.

-Si sólo 3 de los resultados son mayores a 50 MPa, repetir toda la prueba.

-Si sólo 4 resultados están por encima de 50 MPA en la segunda ocasión, se estima que el material no aprueba el examen.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Análisis estadístico

Análisis de Varianza de una vía

Normality Test: Passed ($P = 0.623$)

Equal Variance Test: Failed ($P = 0.003$)

Group	N	Missing
tetric flow	5	0
tetric economic	5	0
tecnica doble	5	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
tetric flow	105.384	3.918	1.752
tetric economic	111.362	20.349	9.100
tecnica doble	117.278	10.317	4.614

Power of performed test with $\alpha = 0.050$: 0.049

The power of the performed test (0.049) is below the desired power of 0.800.
You should interpret the negative findings cautiously.

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Treatments	2	353.695	176.848	0.990	0.400
Residual	12	2143.468	178.622		
Total	14	2497.163			

The differences in the mean values among the treatment groups are not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; there is not a statistically significant difference ($P = 0.400$).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

DISCUSION

A pesar de su facilidad de manejo debido a su baja viscosidad, la resina fluida *Tetric flow* tiene ciertas limitaciones de uso, dentro de las cuales quizá la más importante sea evitar su colocación en áreas sometidas a un alto grado de estrés.

Debido a los resultados del análisis estadístico de las pruebas, no existe una ventaja significativa en el uso de la técnica de sándwich en cuanto a resistencia flexural. Sin embargo, existe un estudio elaborado por S. Belli donde el uso de una resina fluida como liner produce mayor número de interfases resina-dentina libres de huecos que los dientes que no tuvieron resina fluida como liner, y donde las resinas fluidas pueden reducir las fuerzas de contracción de la resina hacia las superficies del diente. (13)

Según los resultados de la investigación elaborada por Murchison, las resinas fluidas que poseen baja radiodensidad deben ser evitadas para restauraciones de cavidades Clases II, ya que la habilidad para diagnosticar caries recurrente puede verse comprometida en el uso de materiales fluidos con este tipo de radiodensidad (baja) utilizados en las cajas proximales de restauraciones de Clases II. Resinas como *Tetric flow*, *Flow IT* y *Cristal Esscence*, demostraron una radiopacidad igual o mayor a la equivalencia de 2mm de aluminio, así como una radiopacidad mayor al esmalte, razón por la cual es fácilmente detectable la caries recurrente, así como la detección de huecos en el interior de la restauración y la localización y delineación de la pulpa. (14)

Ferdianakis reportó que hubo reducción de microfiltración y de agujeros internos en el uso de una resina fluida para cavidades del Clase I. (18). En otro estudio, Chuang demostró lo mismo pero en restauraciones para cavidades de clase II, así como la obtención de una mejor adaptación de la resina hacia la cavidad (debido a su fluidez) (40). Por otro lado, en lo que se refiere a la filtración

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

marginal, el uso de una resina fluida como incremento gingival en restauraciones para cavidades de clase II no mostró ventajas en comparación con el uso de resina híbrida sin resina fluida, según lo reportó Malmström (37).

Payne demostró la reducción de la microfiltración en el uso de resinas fluidas para restauraciones de Clases II en comparación con el uso de ionómero de vidrio inyectable. (39)

De acuerdo a estudios elaborados por Rusell, Proonom y C. Benzos, la reducción de la filtración en paredes oclusales con el uso de resina fluida, se vio favorecida (2, 4, 22); sin embargo esto no ocurrió para los márgenes gingivales localizados en cemento-dentina. Sólo existe un reporte de D. Estafan (41), donde se mostró lo contrario. Sin embargo, esta investigación no es reciente (1998).

Es importante mencionar que los resultados de las pruebas de resistencia flexural in vitro obtenidos por Huysmans, en ocasiones son muy distintas de los resultados que se obtienen en estudios in vivo. (28)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CONCLUSIONES:

De acuerdo con los datos obtenidos en las pruebas de resistencia flexural, para los especímenes elaborados con resina Tetric Econom, los especímenes dobles de Tetric Flow con Tetric Econom y los especímenes conformados con resina Tetric Flow, todos pasaron la prueba, ya que los resultados estuvieron por encima de los 50 MPa para cualquiera de las dos resinas. (según Norma # 27 de la ADA y 4049 de la I.S.O.), sin embargo la técnica doble aportó una ligera diferencia favorable no significativa estadísticamente, esto aunado a otras pruebas (microfiltración, desgaste) podría indicar un beneficio en el uso de dicha técnica, aunque la resina sin llevar como base la fluida muestra buenos niveles de resistencia flexural, se deben de tomar en cuenta los otros valores reportados por separado para conformar un criterio de selección adecuado.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Cobb D., MacGregor K., Vargas M. Denehey G. The physical properties of packable and convencional posterior resin-based composites: a comparison. *Biomaterials JADA* 2000 Nov. 13 (11): 1610-1615.
2. *Journal of Dental Research* 78 (IADR Abstracts) 1999. Pág. 398 Abstract # 2266. Should flowable composites be used as liners for class II restorations? R.R. Rusell and R.B. Mazer.
3. ADA Council of Scientific Affaire, Products of excelente, ADA Seal Program, 1996, 1997 J Am Dental Association (Suppl 4-1-97) : 5
4. Proonam Jain, Mark Belcher. *AJD* 2000; 13: 235-238. Microleakage of Class II resin-based composite restorations with flowable composite in the proximal box.
5. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J. Prosthet Dent.* 1990; 64: 658-664.
6. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J. Dental Research* 1990; 69: 1240-1243.
7. Anderson. *Materiales de aplicación dental.* Salvat Editores, 1998. España.
8. Robert G. Craig. *Materiales de odontología restauradora.* Décima edición. Editorial Harcourt Brace. 1998, Edición en español.
9. Van Meerbeek B., Willems G., Celis JP, et. al., Assessment by nanoindentation fo the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J. Dental Research* 1993; 72: 1434-1442.
10. Anusavice KJ (1996) *Physical properties of dental materials in Phillip's Scince of Dental Materials.* 10 th. Edition. Philadelphia: Saunders WB Company pp. 33-74.
11. Guzmán-Báez H. *Biomateriales odontológicos de uso clínico.* 1ra. Edición. Bogotá, Colombia: CAT Editores Ltda.; 1990.
12. General Burdairon. *Manual de biomateriales dentales.* Editorial Masson. Noviembre 1991, España.
13. *Operative Dentistry*, 2001,26,70-75. The effect of additional enamel etching and flowable composite to the interfacial integrity of Class II adhesive composite restorations. S. Belli, S. Inoshoki, F. Ozer, PNR Peceora, M. Ogata, J. Tagami.
14. Comparative radiopacity of flowable resin composites. David F. Murchison, DDS David G. Charlton, DDS MSD William S. Moore, DDS MS. *Quintessence Int.*, 1999; 30: 179-184.
15. Wilson EG, Mandrad, ieff, Brindock T. Controversias in posterior composite resin restorations. *Dental Clinic North America* 1990, Jan 34(1): 27-44
16. Combe. *Materiales dentales.* Editorial Labor, S.A. Barcelona, 1990. 5ta. Edición.
17. Soderholm KJ. Surface roughness and marginal behavior of experimental and comercial somposites: an in vitro study. *J. Oral Rehabilitation*, 1984 Sep 11(5): 499-509.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

18. Ferdianakis K. Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. *J. Clinic Pediatric Dentistry*. 1998; 23: 221-9.
19. Dental Materials and their Selection. 3rd. Edition, 2002, O. Brien. Editorial Panamericana.
20. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of 1st. Generation flowable composites. *J. Am. Dental Assoc.*, 1998 May 129(5): 567-577.
21. Revista Sonrie, de Enero del 2003 Número 13.
22. Microleakage at the cervical margin or composite class II cavities with different restorative tecqhniques. *Operative Dentistry*, 2001, 26, 60-69. C. Benzos.
23. *J. Dental Research* 1990; 69: 1240-43.
24. Zubizarreta F.J. Uso clinico de Dyract Flow en preparaciones mínimamente invasivas. www.dentsply-iberia.com/noticias
25. Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. *Operative Dentistry*, 2002, 27, 248-253. PC Moon, MS Tabassian, TC Culbreath.
26. Tabassian M & Moon PC (1999) Filler particle characterization in flowable and packable composites *Journal of Dental Research* 79 (Abstract # 3032, p231).
27. Flowable resin composites as "filled adhesives" *Quintessence Int* (1999); 30: 249-257, Unterbrink, William H. Liebenberg, BSC, BSD.
28. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials. *Dental Materials* 12: 116-120, March, 1996. Marie-Charlotte D.N.J.M. Huysmans, Paul G.T. van der Varst, Eugene P. Lautenschlager, Peter Monaghan.
29. *Journal of Dental Reasearch* 77. (AADR Abstracts) 1998. *Dental Materials* pp. 203. Article # 779. Biaxial flexure stenght and fracture toughness of flowable composites. M.D. Wilkerson, J.Y. Thompson, S.C. Bayne, P.J. Stamatiades.
30. Labella R., Lambrechts P, Van Meerbeek B & Vanherle G. (1999), Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials* 15(2) 128-137.
31. Swift EJ Jr, Triolo PT, Barkmeier WW, et. Al. Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am. J. Dent* 1999; 9: 100-104.
32. Changes in flexural properties of composite restoratives after aging in water. *Operative Dentistry*, 2002, 27, 468-474. AUJ Yap, SP Chandra, SM Chung, CT Lim.
33. Clinical evaluation of a medioum-filled flowable restorative material as a pit and fissure sealant. *Operative Dentistry*, 2002, 27, 325-329. JT Autio-Gold.
34. Brännström M (1986) The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *Journal of Endodontics*. 12(10) 475-81.
35. Brännström M & Nybörg H (1971) The presence of bacteria in cavities filled with silicate cement and composite resin materials. *Svensk Tandlakaretidsskrift*. 64(3) 149-155.

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

36. Brånström M & Vojinovic O (1976) Response of the dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials ASDC Journal of Dentistry for Children. 43(2) 83-89.
37. Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in class II composite restorations. H Malmström, M. Schlueter, T. Roach, ME Moss. Operative Dentistry, 2002, 27, 373-380-
38. Initial degree of polymerization shrinkage exhibited by flowable composite resins. K. Toloids, J.C. Setcos. Journal of Dental Research 78 (IADR Abstracts), 1999. Abstract # 3015, pp. 482.
39. Payne JH IV. The marginal seal of class II restorations : flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. J. Clinic Pediatric 1999; 23: 123-30.
40. Chuang SF, Liu JK, Jin YT. Microleakage and internal voids in class II composite restorations with flowable composite linings. Operative Dentistry (inpress).
41. Flowable composites: a microleakage study. D. Estafan, A. Estafan, Y. Arteaga. Journal of Dental Research, 77 (IADR Abstracts) 1998. Dental Materials.

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**