

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE NICARAGUA

UNAN-León

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



MONOGRAFÍA PARA OPTAR A TÍTULO DE CIRUJANO DENTISTA

TEMA:

“Fallas cohesivas entre resinas de alta y baja densidad de la misma casa comercial en comparación con resinas de alta y baja densidad de distintas casas comerciales”

INTEGRANTES:

Br. ANA MASSIEL NARVÁEZ PARAJÓN

Br. ALICIA MARÍA MONTENEGRO RAMÍREZ

TUTOR: Msc. EROL ESQUIVEL M.

ASESOR METODOLÓGICO: Msc. RÓGER ESPINOZA

INDICE

CONTENIDO	PÁGINAS
I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVOS	3
III. MARCO TEÓRICO	4
IV. DISEÑO METODOLÓGICO	20
V. RESULTADOS	24
VI. DISCUSION DE RESULTADOS	27
VII.CONCLUSIONES	30
VIII. RECOMENDACIONES	31
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	32
X. ANEXOS	34

INTRODUCCION

El uso de las resinas compuestas se ha incrementado en los últimos años en el sector posterior, principalmente por la alta demanda estética de los pacientes. Los resultados de esta conducta terapéutica han mostrado grandes fallas, como presencia de microfiltración marginal, inadecuada resistencia al desgaste, inadecuada resistencia al proceso de empacabilidad, caries secundaria e inapropiado punto de contacto proximal¹. Una de las causas se debe a que las resinas compuestas son adheridas a la estructura dentaria a través de un sistema adhesivo. La contracción por polimerización de la resina en la restauración induce tensiones mecánicas al esmalte y la dentina a través del adhesivo, esto ocurre más notoriamente en el sector posterior porque la configuración geométrica de las preparaciones son cajones y no superficies como lo son las cavidades del sector anterior².

Con el fin de resolver algunos de estos inconvenientes, muchos investigadores entre ellos Unterbrink y Liebenberg, recomiendan emplear el uso de resinas fluidas o de baja densidad, no obstante, éstas últimas resinas tienen mayor grado de contracción por polimerización en comparación a las resinas empacables o de alta densidad, afectando así la zona de interfase diente - material restaurador, esto en cuanto a resinas de la misma casa comercial, es decir, en materiales de la misma composición, diferenciándose en la carga de relleno, para asegurar que entre los mismos exista una unión cohesiva. No se conoce si dicha unión se presenta entre resinas compuestas de alta y baja densidad de diferentes casas comerciales.⁴

En 1956 Raphael Bowen fue el primero que formuló la molécula de resina (Bisphenol-glycidyl-di-methacrylate) que posteriormente fue usada como la matriz

¹ BURDAIRON G. "Manual de Biomateriales dentarios". Barcelona , Masson. 1991. p52-58.

²CRAIG ROBERT G. MATERIALES DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA, Décima Edición, Harcourt Brace, 1998. p252-253.

⁴ ESTAFAN, A.; ESTAFAN D. Microleakage Study of Flowable Composite Resin Systems. Compendium. September 2000. Vol. 21; 9: 705-712

unida con un relleno de partículas inorgánicas denominándose resina compuesta, en su composición presentaban partículas de tamaño grande y bajo contenido de relleno. No permitían un correcto pulido y tendían a perder color con el tiempo. En 1980 aparecen específicamente las resinas compuestas posteriores teniendo estas una mayor resistencia al desgaste y un mejor acabado y pulido, a estas resinas compuestas se les denominó resinas híbridas. A partir de la evolución de estas resinas surgen las resinas microhíbridas las cuales tienen un tamaño de partículas menores, en promedio de 0.6 a 0.7 μ m.¹⁷

En el presente trabajo acerca de las fuerzas cohesivas entre resinas de alta y baja densidad no se sabe cuánto es la fuerza que se puede lograr cuando se combinan de la misma casa y de diferentes casas comerciales, por lo que será que las resinas de alta y baja densidad de la misma casa comercial poseen diferencias de fuerza cohesiva en comparación con resinas de alta y baja densidad de distintas casas comerciales, realizado en la facultad de odontología en el primer semestre del año 2010.

El presente trabajo aportará información necesaria para la selección y uso clínico las resinas compuestas, ya que no se encuentran investigaciones específicas sobre fuerzas cohesivas entre las resinas de baja densidad y alta densidad utilizando la combinación de la misma casa comercial y diferentes casas comerciales. Lo cual permitirá lograr un mejor éxito clínico en las restauraciones realizadas en el sector posterior, reduciendo así el número de fracasos y retratamientos, además de proveer a la colectividad una alternativa estética de tratamiento más económica que las restauraciones indirectas (cerómeros, porcelana) para el sector posterior y éste puede ser punto de partida para diferentes investigaciones que nos aseguren el éxito a largo plazo de las restauraciones.

¹⁷ TAKAHASHI, A.; SATO, Y. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. Dental Materials 18; 263-268, 2002.

OBJETIVO GENERAL

Determinar la fuerza cohesiva entre resinas de alta y baja densidad de la misma casa comercial y resinas de alta y baja densidad de distintas casas comerciales.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Identificar fuerzas cohesivas Filtek™ Z350 Flow de la casa comercial 3M y Filtek™ Z350 XT de la casa comercial 3M.
- Identificar fuerzas cohesivas entre Tetric® Flow de la casa comercial Ivoclar Vivadent y Tetric® N-Ceram de la casa comercial Ivoclar Vivadent.
- Identificar fuerzas cohesivas entre Tetric® Flow de la casa comercial Ivoclar Vivadent y Filtek™ Z350 XT de la casa comercial 3M.
- Identificar fuerzas cohesivas entre Filtek™ Z350 Flow de la casa comercial 3M y Tetric® N-Ceram de la casa comercial Ivoclar Vivadent.

MARCO TEORICO

Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles.

Definición de resinas compuestas

La introducción de las resinas compuestas, en la práctica de la odontología se considera como uno de los avances más relevantes de la odontología clínica moderna. Su amplia y rápida difusión entre los profesionales de la odontología, ha supuesto una auténtica revolución en la operatoria dental, introduciendo conceptos y prácticas, como el de odontología adhesiva, sinónimo en muchos aspectos de una odontología más estética y menos invasiva.⁸

El desarrollo de las resinas compuestas para restauraciones ha permitido mejorar las propiedades mecánicas, reducir el coeficiente de expansión térmica, limitar los cambios dimensionales durante la polimerización y potenciar la resistencia a la abrasión de las restauraciones directas y, por consiguiente, obtener mejores resultados clínicos.

El término material compuesto se refiere a la combinación tridimensional de un mínimo de dos materiales químicamente diferentes y con una interfase definida que separa los componentes. En 1959 Rafael L. Bowen patentó las resinas compuestas, posteriormente en 1963 mejoró las resinas gracias a la patente anteriormente realizada de las resinas compuestas. Poco tiempo después Bowen se percató de que las resinas compuestas tenían una alta viscosidad por lo que

⁸ JACKSON R. Y MORGAN M. The new posterior resins and a simplified placement technique. JADA, 131:375-383: 2000.

requerían un diluyente, eligiendo para este fin el trietilenglicol dimetacrilato (TEGMA). Posteriormente, teniendo en cuenta que la molécula BIS-GMA no poseía una completa estabilidad de color además de una alta viscosidad y dificultad de purificación, describió la síntesis de tres monómeros menos viscosos, con buena estabilidad de color y con otras propiedades que fueron utilizadas en la formación de nuevas resinas compuestas.⁶

Composición

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO_2), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina).⁴

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con una agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimiopolimerizables es un percompuesto, el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetil-metilanilina CEMA); un sistema de estabilizadores o

⁶ Goldstein RE. Sistemas adhesivos de los composites. En: Goldstein RE. Odontología estética vol. I. Barcelona: stm Editores; 2002. p. 289-352.

⁴ ESTAFAN, A.; ESTAFAN D. Microleakage Study of Flowable Composite Resin Systems. Compendium. September 2000. Vol. 21; 9: 705-712

inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2- hidroxí-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo³.

El Bis-GMA, sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v). Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA)³.

³ Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. J Macromolec Sci-Pure Appl Chem 1997;34:2405-21

La polimerización del composite, siempre conlleva una contracción, dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, la industria Odontológica ha ensayado gran variedad de monómeros, entre ellos, los monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión⁶, combinaciones de sistemas epoxídicos-polioles que muestran in vitro cambios volumétricos 40-50% menores que los sistemas tradicionales, las resinas basadas en siloxano-oxirano patentada por 3M-ESPE³ o el uso de moléculas de alto peso molecular como el multi-etil-glicol-dimetacrilato y copolímeros capaces de lograr una conversión del 90-100% como consecuencia de reducir las uniones C=C. En este sentido, las ormoceras, composites modificados con rellenos orgánicos e inorgánicos, han mostrado su capacidad para reducir, aunque sea mínimamente, la contracción de polimerización⁷. No obstante, en la actualidad, los principales fabricantes de composites dentales siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA /UDMA/TEGDMA. Por su parte, la fase dispersa de las resinas compuestas está integrada por un material de relleno inorgánico del que dependen, fundamentalmente, las propiedades físicas y mecánicas del composite. Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica. Gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radiopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética⁸.

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria

-
- 6 Goldstein RE. Sistemas adhesivos de los composites. En: Goldstein RE. Odontología estética vol. I. Barcelona: stm Editores; 2002. p. 289-352.
 - 7 Ferracane, Jack L., et al. "Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composite". Dental Materials 2002. 18:1-11.
 - 8 JACKSON R. Y MORGAN M. The new posterior resins and a simplified placement technique. Jada, 131: 375-383: 2000.

el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio. Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radiopacos. En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista⁷.

La nanotecnología ha conducido al desarrollo de una nueva resina compuesta, que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y nanoagregados de aproximadamente 75 nm, estos están formados por partículas de circonio/sílice o nano sílice. Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina. La distribución del relleno (agregados y nanopartículas) ofrecen un alto contenido de carga de hasta el 79.5% ⁷.

Las resinas generadas con este tipo de partículas, al presentar un menor tamaño de partícula, permiten un mejor acabado de la restauración, que se observa en la textura superficial de la misma disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material en el tiempo. Además, esta tecnología ha permitido que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior. No debemos dejar de señalar que el hecho de presentar un menor tamaño de las partículas produce una menor contracción de polimerización, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspídea además de disminuir la presencia de microfisuras a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria⁷.

Como inconvenientes hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no reflejan la luz, por lo que se acompañan de partículas de mayor tamaño, cuyo diámetro promedio se sitúe dentro de la longitud de onda de la luz

⁷ Ferracane, Jack L., et al. "Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composite". Dental Materials 2002. 18:1-11.

visible (es decir, alrededor o por debajo de $1\mu\text{m}$), para mejorar su comportamiento óptico y conseguir que actúen de soporte⁸.

En función de la composición de las resinas compuestas, éstas se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación muy popular, todavía utilizable, es la que, basada en el tamaño de la partícula de relleno, hicieron Lutz y Phillips; estos autores dividieron a las resinas compuestas en composites de macro relleno (partículas de $0,1$ a 100μ), micro relleno (partículas de $0,04\mu$) y en composites híbridos (con rellenos de diferentes tamaños).⁸

Resinas compuestas fluidas

Definición

Son resinas compuestas de baja viscosidad, lo que las hace mucho más fluidas que la resina compuesta convencional. Para poder lograr éste objetivo fue necesario disminuir el porcentaje de relleno inorgánico en peso 65% y volumen 42,60%, además de esto, fueron eliminados de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos, cuyo principal objetivo en las resinas compuestas convencionales es mejorar las características de manipulación, manteniendo así estabilidad con la forma del material durante su dispensación y posterior manipulación.¹¹

La primera generación de resinas compuestas fluidas fue introducida en 1996, justo antes de las resinas compuestas condensables. Las resinas compuestas fluidas fueron creadas conservando el mismo tamaño de partícula de las resinas

⁸ LABELLA, R.; LAMBRECHTS, B.; VAN MEERBEEK, B. VANHERLE, G. Polymerization Shrinkage and elasticity of Flowable composites and filled adhesives. Dent. Mat. 1999, 15:128-137.

¹¹ Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY. Mechanical properties of new composite restorative materials. J Biomed I Mate Res 2000; 53: 353-61.

compuestas híbridas, pero reduciendo el contenido de relleno y permitiendo el incremento de resina para reducir la viscosidad de la mezcla.¹⁰

Las resinas compuestas fluidas tienen un bajo módulo elástico y menor viscosidad ya que tienen menor carga de relleno. Por lo tanto, se espera una mayor contracción y más stress potencialmente creado en los agentes de unión durante el curado de la resina que los valores de la resina compuesta tradicional. Al mismo tiempo, su baja viscosidad hace que ellas absorban suficiente energía para ayudar a posponer la falla interfacial causada por la carga cíclica.⁹

Características¹⁶

- Por su fluidez, tiene la característica de producir alta humectabilidad de la superficie dentinal, lo que se traduce clínicamente, en el aseguramiento de la penetración en todas las irregularidades de la misma. Por la misma razón anterior pueden formar espesores de capa mínimos, que nos puede mejorar o eliminar el atrapamiento o inclusiones de aire.
- Poseen alta flexibilidad por lo que tendrían menos posibilidad de desalojo en áreas de concentración de stress (abfracciones cervicales y áreas dentinales socavadas).
- Son radiopacos. En algunos productos comerciales, presentan liberación de flúor.
- Por sus características, viene en presentación de jeringa o carpules, lo que facilita no solo el suministro, sino el acceso a determinadas áreas, incluso de aperturas pequeñas.
- Vienen en diferentes colores.
- Uno de sus mayores inconvenientes es su alta contracción de polimerización, debido a la disminución del relleno. El método más efectivo

⁹ LABELLA, R.; LAMBRECHTS, B.; VAN MEERBEEK, B. VANHERLE, G. Polymerization Shrinkage and elasticity of Flowable composites and filled adhesives. Dent. Mat. 1999, 15:128-137.

¹⁶ STEPHEN, C. BAYNE. A Characterization of First-generation Flowable Composites. JADA 1998; 120:567-577.

para controlar, así sea parcialmente, este fenómeno, es por medio de la fotopolimerización gradual a bajo espesor de capa del material. El efecto de la alta contracción de polimerización sería la microfiltración.

- Debido también, a su disminución en el relleno, presentan de moderadas a bajas características o propiedades mecánicas.¹⁰

Propiedades de las resinas compuestas:^{17, 11}

Propiedades físicas

Las propiedades físicas de los materiales dependen de los tipos de átomos de las uniones presentes en ellos. Las propiedades físicas no son afectadas generalmente por la forma, el tamaño o la orientación cristalina en el sólido, y se categorizan frecuentemente como propiedades no sensibles a la estructura.

Entre las propiedades físicas más importantes en odontología se encuentran las siguientes:

- Ópticas.
- Eléctricas.
- Electroquímicas.
- Térmicas.
- Superficiales.

Propiedades mecánicas

Dependen del porcentaje de carga de las resinas compuestas y del grado de unión que se obtiene entre las partículas y la matriz. Los módulos de resistencia a la

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

¹⁷ TAKAHASHI, A. SATO, Y. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. Dental Materials 2002; 18:263-268.

¹¹ MANHART J., A. MEHL, R. SCHROETER. Bond Strength of Composite to Dentin Treated by Air Abrasion. Operative dentistry, 1999; 24, 223-232.

compresión y a la tracción se consideran similares a los de la dentina; en los sistemas de resina híbridos adquieren los valores más elevados.¹²

Sus módulos de elasticidad son similares a los de la dentina excepto para los materiales de microrrelleno, que poseen valores inferiores, siendo frecuentes las fracturas y desadaptaciones. El comportamiento clínico del sistema de unión a dentina no debe ser precedido por la medida de fuerza de unión, este comportamiento debe ser probado no solo por la adaptación marginal en la cavidad dentinal sino por la interacción entre la fuerza de unión y algunas propiedades mecánicas de las resinas como el módulo de Young contra la carga oclusal o el coeficiente de expansión térmico contra cambios de temperatura en la cavidad oral.¹³

Las discrepancias de fractura entre las cantidades de fuerza de unión e integridad marginal de las cavidades son explicadas por la fuerza de contracción de la resina. La adaptación marginal de la restauración en resina está determinada por la interacción entre la eficacia del sistema de unión y la fuerza de contracción de polimerización de la resina.¹⁴

Clasificación de las resinas compuestas¹⁰

Se han propuesto numerosos sistemas de clasificación para las resinas compuestas. Sin embargo, el más utilizado se basa en el tamaño de las partículas de relleno y en base a este sistema clasificaremos las resinas compuestas en:

¹² MANHART J., A. MEHL, R. SCHROETER. Bond Strength of Composite to Dentin Treated by Air Abrasion. Operative dentistry, 1999; 24, 223-232.

¹³ Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of Polymerization Stress of Conventional and New "Clustered" Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. J Dent Res 2003; 81:921.

¹⁴ Millich F, Jeang L, Eick J D, Chappelow CC, Pinzino CS. Elements of Light-cured Epoxy-based Dental Polymer Systems. J Dent Res 1998; 77:603-8.

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

Resinas convencionales o de macrorelleno:¹⁰

Fueron las primeras en desarrollarse y se han ido modificando lentamente con el tiempo. El relleno más común de estos materiales era el cuarzo. Aunque el tamaño promedio de las partículas era de 8 a 20 μm , también podían haber partículas mayores a 80 μm .

La carga de relleno generalmente era de 70 a 80% en peso o 60 a 65% en volumen. Las partículas de relleno expuestas eran grandes y estaban rodeadas de cantidades apreciables de la matriz de resina. Presentaban rugosidad en la superficie como resultado de la abrasión selectiva de la matriz alrededor de las partículas de relleno. El pulido de este tipo de restauraciones dejaba rugosidades en la superficie, dado el diferente patrón de desgaste que tenían la matriz y el relleno, generando además que gruesas partículas de relleno quedaran expuestas haciendo la superficie extremadamente rugosa. Estas restauraciones tendían a pigmentarse, en parte por la susceptibilidad de la textura rugosa de la superficie a retener sustancias que generaban manchas.

Resinas de microrelleno:¹⁰

En un esfuerzo por resolver el problema de la rugosidad de la superficie en los compuestos convencionales, se desarrolló un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,04 y 0,4 μm . El contenido final del relleno inorgánico es alrededor de 50% en peso (alrededor de 30% en volumen). Por ello, sus propiedades mecánicas y físicas son inferiores a la de los composites convencionales porque casi un 70% en volumen del material de restauración corresponde a resina matriz, y a mayor cantidad de resina comparada con la

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

cantidad de relleno da lugar a mayor sorción de agua, a menor resistencia mecánica, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad.

Resinas compuestas rellenas de partículas pequeñas:¹⁰

Se desarrollaron en un intento por mejorar las características de las resinas compuestas de macrorrelleno y emular a las de microrrelleno. El tamaño promedio de los rellenos es de 1 a 8 μm , pero la distribución del tamaño es muy amplia, lo que facilita una elevada carga de relleno, y los composites con pequeñas partículas. Generalmente contienen más relleno inorgánico (80% en peso y 60 a 65% en volumen) que los composites convencionales. Algunos composites rellenos de partículas pequeñas usan partículas de cuarzo como relleno, pero muchos incorporan cristales que contienen metales pesados. La resina de la matriz de estos materiales es semejante a la de los composites convencionales y de microrrelleno. El tamaño de las partículas de relleno de estas resinas hace posible que se obtengan superficies lisas y puedan ser aplicadas en dientes anteriores, pero no son tan buenas como las resinas compuestas de microrelleno o las resinas compuestas híbridas, por lo que dejaron de utilizarse.

Resinas compuestas híbridas:¹⁰

Se desarrollaron en un esfuerzo por obtener la superficie pulida lisa de las resinas compuestas de microrrelleno y la resistencia mecánica de las resinas compuestas de macrorrelleno. Los rellenos híbridos modernos consisten en sílice coloidal y partículas pequeñas de cristales que contienen metales pesados, constituyendo

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

un contenido de relleno de aproximadamente 75 a 80% en peso. Las partículas de relleno tienen un tamaño que oscila entre 0.04 y 5 μm . En una distribución típica, 75% de las partículas tienen un tamaño superior a 1.0 μm . El sílice coloidal representa 10 a 20% en peso del contenido total de relleno. Las partículas de relleno menores, así como la mayor cantidad de microrelleno, hace que aumente la superficie de contacto, por lo que el contenido total del relleno no es tan alto como el de los composites rellenos de partículas pequeñas. Las propiedades físicas y mecánicas de estos sistemas generalmente se encuentran entre las de composite convencionales y compuestos rellenos de partículas pequeñas.

Resinas compuestas microhíbridas:¹⁰

Estas resinas compuestas son una mejora de las resinas compuestas híbridas ya que combinan las características físicas de una resina compuesta híbrida y las características estéticas de las resinas compuestas de microrrelleno. El relleno inorgánico de estas resinas está compuesto por partículas cuyo tamaño de grano oscila entre 0,04 y 3 μm .

El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,4 y 0,9 μm dependiendo de la marca. , y además contiene partículas de microrrelleno (SiO_2 , YbF_3) cuyo tamaño promedio de grano oscila entre 0,04 y 0,05 μm . Tienen un 65% de relleno en volumen. Estas resinas compuestas son un intento por incorporar una mayor cantidad de relleno inorgánico, lo cual permite mejorar algunas propiedades de las resinas compuestas.

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

Resinas compuestas de nanorelleno:¹⁰

Recientemente se han introducido en el mercado nuevos composites que incluyen partículas de relleno nanométricas.

Las partículas de relleno que se emplean en los composites de nanorelleno poseen entre 20 y 75 nm, formas esféricas y una dispersión de tamaño muy baja, y se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal. La carga de relleno es aproximadamente de 75 a 85% en peso (60% en volumen). La matriz orgánica de los composites de nanorelleno está constituida por dimetacrilatos como Bis GMA, UDMA y TEGDMA. El sistema fotoiniciador está constituido por canforoquinona. Las partículas de relleno están constituidas de vidrio de estroncio silanizado, vidrio de bario silanizado y ácido silícico amorfo hidrofobizado. El tamaño de las partículas de relleno no es nuevo dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque sí es novedoso el tratamiento superficial con silanos que las integran a la matriz orgánica del composite y que evitan que se aglomeren. Ese fue justamente el problema con estas diminutas partículas, que tienden a aglomerarse (y a formar partículas más grandes) y al hacerlo no se comportan como nanopartículas y no pueden ser aprovechadas sus ventajas. Al ser partículas tan pequeñas, por lo tanto numerosas, constituyen superficies muy extensas y poseen elevada energía superficial. La tecnología convencional obtiene las partículas cerámicas de los composites moliendo un bloque cerámico cuyo tamaño inferior de las partículas es de 0,5 μm .

La forma de éstas es irregular y la dispersión de tamaños es amplia. Los objetivos que se persiguen al incorporar las nanopartículas en los composites son mejorar las propiedades mecánicas y estéticas, por ejemplo, resistencia a la abrasión, mejorar lisura superficial y permitir mejor pulido, incorporar más componente cerámico, disminuir la cantidad de resina en la fórmula del composite, y con ello,

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

disminuir la contracción de polimerización volumétrica (CPV) del mismo, ya que al poseer un composite más carga cerámica, disminuye su porcentaje de contracción. Esto ocurre por la sencilla razón que al tener más componente cerámico, hay menos resina que es la responsable directa de la CPV. Por esta circunstancia es que se pretende incorporar generalmente más carga cerámica en la formulación de los composites (al igual que para lograr una mejoría en algunas propiedades mecánicas). Ahora bien, con la tecnología convencional se ha llegado a establecer un tope máximo de incorporación de carga cerámica. Al agregar más, el composite pierde características de manipulación adecuadas al igual que se empobrece su aspecto óptico. Se obtendrían composites muy densos, viscosos (no fácilmente manipulables) y además muy opacos (antiestéticos).¹⁰

Características de las nanopartículas: Por ser tan reducidas en tamaño no reflejan la luz. Se sabe que un cuerpo reflejará la luz (y tendrá color y opacidad) cuando tenga un tamaño mínimo similar a la mitad de la longitud de onda menor del espectro de luz visible (que es 400 nm), o sea que ese cuerpo deberá tener más de 200 nm para reflejar la luz. Las nanopartículas son de tamaños menores por lo que las ondas de luz no rebotan en ellas. Se comportan como transparentes, la luz las atraviesa sin reflejarse en ellas. Por esta razón es que se les puede incorporar en la composición de los composites sin modificar la opacidad/translucidez de los mismos. Otro aspecto a considerar es que las nanopartículas tienen (en virtud de su tamaño) comportamientos atípicos de sólidos. Se comportan como líquidos: una composición de un composite que sólo posea nanopartículas generará un líquido viscoso y transparente. Cuanto más nanopartículas se incorporen, más líquido será ese material. Por esta razón se podrán incorporar en un composite y no modificarán la viscosidad, tal vez hasta lo fluidifique. Pero estas características de ser transparentes y comportarse como líquidos las invalidan como material de

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

relleno único. Deben acompañarse de partículas más grandes, de tamaño promedio de 0.7 micrones.¹⁰

Estas partículas actuarán como soporte o andamiaje para las nanométricas y otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan el color, la opacidad y dan la radiopacidad. Justamente, las distintas formas de otorgar ese andamiaje a las nanopartículas son la diferencia más importante con respecto a los distintos desarrollos comerciales. Algunos fabricantes emplean partículas micrométricas combinándolas con las nanométricas (VOCO), otros utilizan como partícula de andamiaje a las mismas nanométricas pero aglomeradas formando los llamados “nanocluster” (3M/Espe, Filtek Supreme) que posee un tamaño promedio de 0,075 micrón. Cuando se combinan nanopartículas con partículas de tamaño promedio 0,7 μm en un mismo composite, éste se denomina composite nanohíbrido.

Resultados de estudios anteriores

Son pocos los estudios que se han realizado sobre fallos adhesivos y cohesivos de resinas compuestas. Cabe destacar que en los procesos de restauraciones estéticas, llevados a cabo con procedimientos adhesivos, se han encontrado fallas cohesivas tanto en dentina como en las resinas compuesta, como lo refiere Armstrong y col., en el cual realizaron un estudio para valorar la fuerza de adhesión y el análisis de fracaso de 2 sistemas de adhesivos dentinales, solamente encontrando fallas de fracturas cohesivas de dentina y fallas cohesivas en la resina compuesta (55%).

¹⁰ Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

Takahashi y col., en el estudio de fuerzas tangenciales de diferentes resinas condensables y fluídas demostraron que no existe diferencia en el uso de combinaciones de resinas de alta y baja densidad de la misma o diferentes casas comerciales siendo esta entre 0.64 y 5.62 Mpa.¹⁰

Fuerza de cizallamiento

Fuerza interna que desarrolla un cuerpo como respuesta a una fuerza cortante y que es tangencial a la superficie sobre la que actúa. También llamado esfuerzo cortante.

Fatiga tangencial: Fuerza que se desarrolla en un cuerpo elástico para resistir una fuerza cortante, medida por unidad de superficie. También llamada fatiga cortante unitaria, fatiga por cortadura.⁴

¹⁰Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.

DISEÑO METODOLOGICO

1. Tipo de estudio

Estudio Experimental *In vitro*.

2. Área de estudio

Laboratorios de Universidad La Salle.

3. Universo y muestra.

Para este estudio se utilizó una población de 40 discos de resina de alta densidad de dos casas comerciales diferentes (20 de cada una) y 40 cilindros de resina de baja densidad de dos casa comerciales diferentes (20 de cada una).

El tamaño de la muestra escogido para cada grupo de estudio fué de 10 especímenes por grupo, seleccionados por muestreo intencional.

4. Métodos e instrumentos de recolección de datos

En el instrumento para la recolección de la información se utilizó una tabla (ver anexos) donde se especificó el grupo y el número de la muestra en estudio, en el cual se indicó la fuerza en megapascuales que se requiere para producir una falla cohesiva del espécimen ante las fuerzas laterales.

El método que se utilizó fue el de observación.

Para la realización del presente estudio, se diseñaron 20 discos de resina empacable por cada casa comercial, para un total de 40 discos, mediante la utilización de arandelas de acero pulido con un diámetro interno de 6 mm y un espesor de 4 mm, estandarizando de esta manera el tamaño de todas las muestras.

Para la obtención de los discos se apoyó la arendela contra una loseta de vidrio, y luego se empacó la resina compuesta de alta densidad con una espátula TNCIGFT2 No. 2 Goldstein Flexi-Thin (Hu-Friedy) procurando evitar burbujas de aire. Posteriormente se procedió a la fotopolimerización del material durante 20 segundos cada 2mm de grosor del material controlando la medición por medio de una sonda periodontal UNCno.UNC15 (Hu-Friedy); para la polimerización se utilizó una unidad de fotocurado Bluephase C5 (Ivoclar Vivadent) con una intensidad medida periódicamente con radiómetro que trae integrada dicha lámpara de 550nm, estandarizando de esta manera todos los tiempos de polimerización.

Una vez obtenidos dichos discos, se controló el área que estuvo en contacto con el cilindro de resina fluida, mediante el empleo de un círculo de papel adhesivo con un agujero en el centro del mismo de diámetro 6 mm.

Luego se procedió a poner en contacto el disco de resina empacable con un cilindro plástico de 4mm de diámetro y 2mm de altura, el cual se rellenó de resina fluida, controlando el área de contacto entre las dos (empacable y fluida) para que fuera constante en todas las pruebas. Igualmente se procedió a la polimerización de la resina fluida con la misma lámpara de fotocurado.

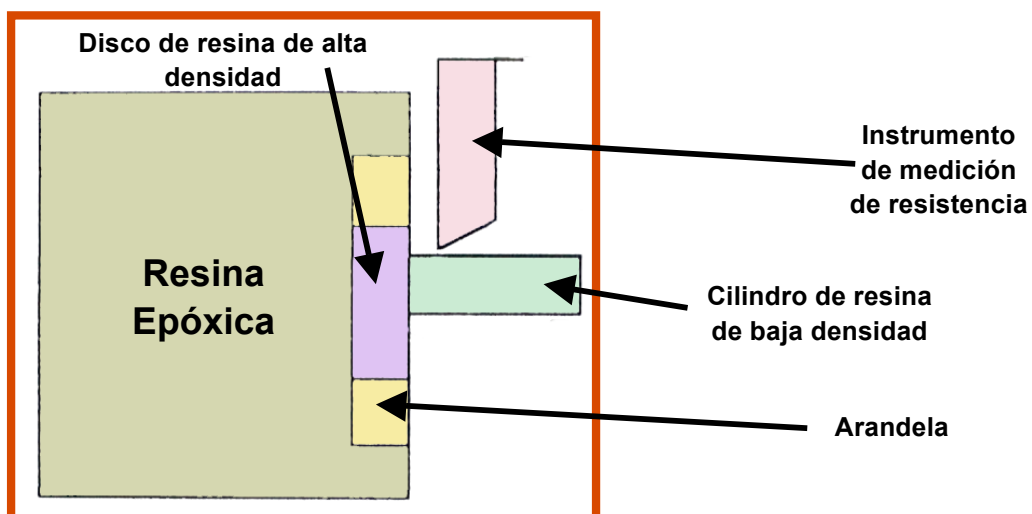
Posteriormente se realizaron moldes de putty de altura de 2cm y anchura de 2cm, los cuales se rellenaron con resina acrílica para proceder a montar los discos de resina empacable y resina fluida teniendo cuidado que no se contaminara la superficie de resina empacable que se puso en contacto con la resina fluida.

Luego las muestras fueron llevadas al Instrumento de medición de resistencia (Hoytom) donde se registraron los valores de cohesión entre estos dos materiales.

Las pruebas de resistencia de unión al corte se realizaron con la ayuda de un Instrumento de medición de resistencia (Hoytom), cuya punta de corte fué colocada en la unión y aplicando una fuerza lateral hasta el momento donde se

produjo la falla cohesiva, registrándose de esta manera los valores de la fuerza necesaria para lograr el desprendimiento entre los dos materiales. La fuerza se calculó en megapascuales (MPa).

El Instrumento de medición de resistencia (Hoytom) estuvo calibrado a una sensibilidad de 40, con un descenso de la punta a una velocidad de 0.5mm/min.



Los grupos obtenidos según las combinaciones realizadas fueron:

GRUPO No	COMBINACIÓN EMPLEADA
1	Filtek™ Z350 Flow (3M) - Filtek™ Z350 XT (3M).
2	Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent).
3	Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Filtek™ Z350 XT (3M).
4	Filtek™ Z350 Flow (3M) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent).

5. Operacionalización de variables

VARIABLE	CONCEPTO	INDICADOR	VALOR
FUERZAS DE CIZALLAMIENTO	SON TENSIONES INDUCIDAS POR LA APLICACIÓN DE FUERZAS SOBRE UN CUERPO EN DIRECCIONES PARALELAS TENDIENTE A PRODUCIR UN DESPLAZAMIENTO DE UN SECTOR DEL CUERPO	INSTRUMENTO INDICADOR DE RESISTENCIA (HOYTOM)	20 MPA

Después de realizar la recolección de datos a través de nuestro instrumento y obtener los resultados estos, se presentaron en tablas simples y compuestas por cada variable clasificadora. Luego fueron presentados al estadístico para realizar el análisis correspondiente por medio de la prueba ANOVA (datos paramétricos) y el TEST DE NORMALIDAD (Kolmogorov-Smirnov, Shapiro-Wilk) para comprobar si existió diferencias estadísticamente significativas entre las variables estudiadas.

RESULTADOS

La presentación de los resultados se soporta en tablas y gráficas. Primero se muestran los hallazgos de manera descriptiva y posteriormente se presentan las asociaciones estadísticas encontradas (ANOVA, prueba utilizada por existir datos paramétricos).

Cuarenta especímenes fueron fabricados combinando cilindros de resina fluida con discos de resina empacable; ellos fueron sometidos a cargas tangenciales (cizalla) para identificar la resistencia cohesiva en el área de unión al haber utilizado combinaciones de resinas de la misma casa comercial y de diferente marca comercial. En total, se trabajó con 4 grupos de diez especímenes cada uno.

Los cuatro grupos estaban conformados de la siguiente manera:

Grupo 1. Filtek™ Z350 Flow (3M) - Filtek™ Z350 XT (3M).

Grupo 2. Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent).

Grupo 3. Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Filtek™ Z350 XT (3M).

Grupo 4. Filtek™ Z350 Flow (3M) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent).

La falla cohesiva fue determinada por la fractura del espécimen al ser aplicada una carga tangencial a 0.5 mm de la interfase sobre el cilindro de resina fluida. Esta falla se expresa en términos de MPa (dados por el instrumento de medición).

TABLA 1. FUERZAS COHESIVAS ENTRE RESINAS DE ALTA Y BAJA DENSIDAD DE LA MISMA Y DE DIFERENTES CASAS COMERCIALES

GRUPOS DE RESINAS	SIGNIFICANCIA	MEDIA	VARIANZA	DESVIACION ESTANDAR
Filtek™ Flow (3M) + Filtek™ Z-350XT (3M)	14.1824	14.1520	0.010	0.09773
Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) + Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent)	14.3686	14.3775	0.006	0.07455
Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) + Filtek™ Z-350XT (3M)	13.5275	13.5392	0.007	0.08265
Filtek™ Flow (3M) + Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent)	13.3676	13.3333	0.013	0.11593

En la tabla 1. se muestran las medidas de tendencia central y de dispersión en los cuatro grupos; se observó que la mayor resistencia tangencial se presentó en el grupo 2 correspondiente a la combinación de las resinas compuestas Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent) (14.36 MPa, D.E. = 0.07455) y la menor resistencia tangencial se presentó en el grupo 4 Filtek™ Z350 Flow (3M) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent) (13.36 MPa, D.E. = 0.11593).

TABLA 2. TEST DE NORMALIDAD ENTRE RESINAS DE ALTA Y BAJA DENSIDAD DE LA MISMA Y DE DIFERENTES CASAS COMERCIALES

GRUPOS	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
<i>Filtek™ Flow (3M) + Filtek™ Z-350XT (3M)</i>	.213	10	.200*	.878	10	.125
<i>Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) + Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent)</i>	.169	10	.200*	.959	10	.769
<i>Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) + Filtek™ Z-350XT (3M)</i>	.203	10	.200*	.889	10	.166
<i>Filtek™ Flow (3M) + Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent)</i>	.184	10	.200*	.920	10	.354

En la tabla 2. se muestran las distribución acumulada de las frecuencias observadas en los cuatro grupos analizados; se puede observar que existe en los cuatro grupos datos mayores a 0.05, siendo la combinación de las resinas compuestas Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent) quien presenta un mayor valor, el cual nos indica que hay un comportamiento normal en los datos y que coinciden la distribución de los valores observados y los teóricos.

DISCUSION DE LOS RESULTADOS

Las consideraciones estéticas ha sido siempre una preocupación de la humanidad y los procedimientos odontológicos no escapan a esto, desarrollando nuevas técnicas de restauración en la práctica moderna de la odontología. Los pacientes rechazan cada día más las restauraciones en amalgama, sugiriendo la realización de restauraciones estéticas, ya que se preocupan por su apariencia ante la sociedad y la influencia de la sonrisa en la estética facial como un todo, usando cada vez.

Los conceptos sobre los materiales dentales han ido cambiando, debido a la importancia que ha ganado la estética en relación con la función en Odontología, por tal razón, este trabajo buscó analizar uno de los interrogantes que se presenta en nuestra actividad clínica y de esta manera contribuye a nuestro ejercicio profesional proporcionándonos datos basados en la documentación teórica con la cual contamos y buscando extrapolar dicha información con la actividad clínica.

Las alternativas estéticas incluyen ionómeros de vidrio, compómeros, resinas compuestas directas e indirectas y restauraciones cerámicas. La aplicación de resinas compuestas requiere hoy del uso preciso de una técnica adhesiva y conocimiento acerca del complejo del mecanismo de unión.

El presente estudio midió la resistencia a la fuerza cohesiva entre resinas compuesta de alta densidad Filtek Z350 XT (3M), Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent); Filtek Flow (3M); Tetric Flow (Ivoclar Vivadent); dicha combinación es una práctica clínica común hoy en día. Se emplearon para ello cuarenta especímenes en total, formando cuatro grupos de diez especímenes cada uno, correspondiente a cada una a las posibles combinaciones de resinas empleadas.

No se observó una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos estudiados, en cuanto a la desviación estándar también no se encontró una diferencia grande entre los grupos comportándose de la misma manera.

Para la explicación de los resultados anteriores, se valoró la composición de las casas comerciales, específicamente la matriz orgánica de cada una de las resinas estudiadas.

Asmussen y Peutzfeldt en 1998, estudiaron la influencia del UDMA, BisGMA, TEGMA en las propiedades mecánicas de las resinas compuestas entre ellas la fuerza tensil, módulo de elasticidad, fuerza flexural. Ellos encontraron que la fuerza tensil incrementa con el contenido de UDMA y TEGMA. El módulo de elasticidad incrementa con el contenido de TEGMA y disminuye con el contenido de UDMA. La fuerza flexural disminuye con el contenido de TEGMA e incrementa con el contenido de UDMA.

Son muchos los aspectos que pueden influir en la variabilidad de los resultados, no solamente los materiales y su composición, los métodos experimentales empleados, sino también aspectos como: tiempo de almacenamiento de los especímenes (cámara de humidificación), área de contacto entre las resinas, tiempo de polimerización y velocidad de corte.

La combinación de las resinas compuestas Tetric Flow + Tetric N-Ceram presentaron la mayor fuerza cohesiva debido al alto contenido en TEGDMA en la composición de resinas Tetric Flow haciendo que éstas presenten tanto el módulo elástico como la fuerza flexural elevadas haciéndolas más resistentes ante las cargas tangenciales.

Las resinas compuestas Filtek Flow + Tetric N-Ceram presentaron la menor fuerza cohesiva debido al bajo contenido de TEGDMA en la resina compuesta Filtek Flow que las hace tener una baja resistencia flexural y al mismo tiempo baja resistencia a las cargas tangenciales y la falta del TEGDMA en la resina compuesta Tetric N-Ceram hizo que posiblemente se produjera una falla cohesiva entre la unión de ambas resinas.

Las resinas compuestas estudiadas presentan igual contenido de relleno orgánico, motivo por el cual se observó en los datos obtenidos que todas presentaron un

comportamiento de fallas similares, no obteniéndose diferencias estadísticamente significativas entre las uniones de la misma casa comercial y de diferentes casas comerciales.

CONCLUSIONES

No existe diferencia en el uso de combinaciones de resinas de alta y baja densidad de la misma o diferentes casa comerciales.

La mayor resistencia cohesiva ante fuerzas tangenciales entre la combinación de resinas compuestas empacables y fluidas de la misma casa comercial fue la de Tetric N-Ceram y Tetric flow de la casa Ivoclar Vivadent.

La mayor resistencia cohesiva ante fuerzas tangenciales entre la combinación de resinas compuestas empacables y fluidas de diferentes casas comerciales fue la de Filtek Z350XT y Tetric Flow.

RECOMENDACIONES

Evaluación de otras resinas compuestas de diferentes casas comerciales en cuanto al tamaño de partículas.

Evaluación del ionómero de vidrio combinado con resinas compuestas de alta densidad.

Evaluación al microscopio electrónico para verificar el lugar de la falla cohesiva.

Utilización de lámparas halógenas en el mismo y en diferentes estudios.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. BURDAIRON G. "Manual de Biomateriales dentarios". Barcelona , Masson. 1991. p52-58.
2. CRAIG ROBERT G. MATERIALES DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA, Décima Edición, Harcourt Brace, 1998. p252-253.
3. Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. J Macromolec Sci-Pure Appl Chem 1997;34:2405-21.
4. ESTAFAN, A.; ESTAFAN D. Microleakage Study of Flowable Composite Resin Systems. Compendium. September 2000. Vol. 21; 9: 705-712.
5. Geraldi S, Perdigao J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. J Dent Res 2003; 81:1276.
6. Goldstein RE. Sistemas adhesivos de los composites. En: Goldstein RE. Odontología estética vol. I. Barcelona: stm Editores; 2002. p. 289-352.
7. Ferracane, Jack L., et al. "Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composite". Dental Materials 2002. 18:1-11.
8. JACKSON R. Y MORGAN M. The new posterior resins and a simplified placement technique. Jada, 131: 375-383: 2000.
9. LABELLA, R.; LAMBRECHTS, B.; VAN MEERBEEK, B. VANHERLE,G. Polymerization Shrinkage and elasticity of Flowable composites and filled adhesives. Dent. Mat. 1999, 15:128-137.

10. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50:480-8.
11. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY. Mechanical properties of new composite restorative materials. J Biomed Mater Res 2000; 53: 353-61.
12. MANHART J., A. MEHL, R. SCHROETER. Bond Strength of Composite to Dentin Treated by Air Abrasion. Operative dentistry, 1999; 24, 223-232.
13. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of Polymerization Stress of Conventional and New "Clustered" Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. J Dent Res 2003; 81:921.
14. Millich F, Jeang L, Eick J D, Chappelow CC, Pinzino CS. Elements of Light-cured Epoxy-based Dental Polymer Systems. J Dent Res 1998; 77:603-8.
15. Phillips R. W. "La Ciencia de los Materiales Dentales". 10ª Edición. Editorial Interamericana. México. 1998. Cap. 12.
16. STEPHEN, C. BAYNE. A Characterization of First-generation Flowable Composites. JADA 1998; 120:567-577.
17. TAKAHASHI, A. SATO, Y. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. Dental Materials 2002; 18:263-268.

ANEXOS

MUESTRA GRUPO I	Fatiga o fuerza de cizalla (kg/cm²) de la Filtek™ Z350 Flow (3M) - Filtek™ Z350 XT (3M).
1	145.1
2	144.0
3	143.7
4	145.7
5	144.9
6	144.1
7	143.7
8	146.8
9	144.6
10	144.0

MUESTRA GRUPO II	Fatiga o fuerza de cizalla (kg/cm²) de la Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent).
1	147.6
2	146.7
3	145.7
4	146.7
5	146.6
6	147.5
7	145.2
8	146.5
9	147.1
10	146.0

MUESTRA GRUPO III	Fatiga o fuerza de cizalla (kg/cm²) de la Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent) - Filtek™ Z350 XT (3M).
1	138.7
2	136.7
3	138.8
4	138.8
5	137.3
6	138.2
7	136.8
8	137.6
9	138.9
10	138.0

MUESTRA GRUPO IV	Fatiga o fuerza de cizalla (kg/cm²) de la Filtek™ Z350 Flow (3M) - Tetric® N-Ceram (Ivoclar Vivadent).
1	135.7
2	135.4
3	135.9
4	136.7
5	135.6
6	134.8
7	138.6
8	136.1
9	138.0
10	136.7

Cilindro plástico y Arandela de acero pulido

