

195



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

*NIVELES DE CONTRACCION POR POLIMERIZACION
DE UNA RESINA PARA CEMENTACION ORTODONTICA.
ESTUDIO COMPARATIVO.*

**T E S I N A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A:**

LUCINO ALFREDO MANCHA GUTIERREZ

ASESOR DE TESINA:

CD. MO.. JORGE MARIO PALMA CALERO



MEXICO, 2002



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

A mis padres

Sr. Francisco Mancha Sánchez

Sra. Soledad Gutiérrez Madrigal

Por todo el apoyo que me brindaron y la confianza que depositaron en mí, aun que no este con migo serán un aliento para seguir .

A mis hermanos

Manuel, Luis, Felipe, Javier, Josefina, Cristina, Alvaro, Lourdes y Cecilia

A una persona muy especial

Mi esposa

Por todo el apoyo que me brindo siempre y por ayudarme cuando lo necesite y la paciencia que me tiene.

A mi asesor

CD. MO. Jorge Mario Palma Calero

Por ayudarme en la realización de esta tesina, por la paciencia y por la gran ayuda que me brindo.

Índice

Introducción	Pág. 1
Descripción general de polímeros	2-6
Propiedades de los composites	7-8
Descripción de polímeros con relleno	9-10
Diferencia entre una resina para restauración y una para cementación de Brackets	11-13
Aplicación clínica	14-15
Contracción por polimerización	16
Resultados obtenido por otros	17-34
Planteamiento del Problema	35
Justificación	36
Objetivo: general y específico	37
Hipótesis	38
Material y método	39-41
Tamaño y característica de la muestra	42
Resultados	43
Graficaos	44-45
Análisis estadístico	46
Discusión	47
Conclusiones	48
Bibliografía	48-50

INTRODUCCIÓN

Uno de los problemas que desde su aparición han mostrado las resinas compuestas es la contracción polimerización.

El problema mencionado tiene gran significación clínica ya que es causa de fracasos frecuentes.

En el caso de resinas restauradoras el problema clínico por contracción se involucra directamente con microfiltración que a su vez provoca problemas pulpares y reincidencia de caries.

En el caso de una resina para fijación de brackets, la contracción genera tensiones dentro de la resina y dichas tensiones pueden provocar falla estructural y desprendimiento del bracket,

Este estudio pretende cuantificar los niveles de contracción de una resina para fijación de brackets y comparar los resultados con lo mostrado en el mismo sentido, por una resina restauradora.

DESCRIPCIÓN GENERAL DE POLÍMEROS

El nombre genérico de Polímeros corresponde a un grupo de sustancias naturales o sintéticas, que provienen de la química del carbono o coloides orgánicos que dentro del grupo de los sintéticos ha revolucionado la industria a tal punto, que podría decirse que vivimos en la era de los plásticos; efectivamente, el descubrimiento de los polímeros a partir de determinadas reacciones orgánicas a substituido en gran parte a los metales. En el campo de la odontología la influencia no se ha dejado esperar y las denominadas resinas compuestas conforma un grupo de bio materiales de extensa aplicación en múltiples casos tanto en el campo de la odontología operatoria, en ortodoncia, prótesis y odontología estética, en la cual utilizan polímeros fotocurables.

Los polímeros derivan su nombre de poli – muchos; es decir, una molécula compuesta de muchas unidades estructurales. Las moléculas sencillas o unidades estructurales en el proceso de polimerización integran una macro molécula gigante compuesta de unidades estructurales, unidas entre sí formando cadenas. Para que una macro molécula sea considerada como tal debe poseer un peso molecular por encima de 5000. Entre más alto sea el valor, mejor propiedad tendrá el polímero, los hay con valores hasta de 50,000, 000. Estas moléculas gigantes son obtenida por polimerización que es el proceso de formación de un polímero. El proceso de polimerización puede describirse como el de formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones o unidades estructurales. Estas últimas son los monómeros y las cadenas, la molécula del polímero, si ese crecimiento se produce en una sola dirección se tendrá como resultado un polímero denominado de estructura espacial lineal.

Mediante el empleo de moléculas adecuadas es posible conseguir que, al formarse el polímero, se produzca en algunas zonas un crecimiento lateral, a este tipo de crecimiento de cadena se le llama ramificado.

Es posible también lograr que las cadenas de polímeros pueden unirse transversalmente por medio de uniones primarias en algunas zonas; al conseguir esto, se forma una especie de enrejado en la estructura que se llama de cadenas cruzadas.

Existen varios tipos de resina para uso odontológico:

- Resinas o polímeros vinílicos.- Estos polímeros tiene su punto de partida del etileno C_2H_4 . Su principal uso, bases de dentaduras.
- Poliestireno. Un hidrógeno de etileno se sustituye por un grupo bencénico dando el vinil benceno. El poliestireno es una resina termoplástica a la luz y resistente al ataque de agentes químicos.
- Resinas acrílicas. Este grupo de polímeros es de gran aplicación en odontología, pues con ellos se elabora la mayoría de los aparatos protésicos; forma parte integral de las resinas compuestas de amplio uso odontológico. Son derivadas del etileno y poseen un grupo vinílico.
- Polimetacrilato de Metilo. Corresponde al polímero obtenido de la reacción por polimerización del ester de metacrilato de metilo. Este polímero posee buenas

características de estabilidad de color. La temperatura del ablandamiento es de 125°C

- Resina Epóxica. Es de naturaleza termoestable y con acción adhesiva sobre algunos materiales. Las moléculas epóxicas clásicas usadas en química de resinas compuestas es el éter diglisidílico de bisfenol A.
- Resinas para restauración. Estas resinas están formadas por un material heterogeneo de dos o mas componentes que poseen cualidades superiores a los de cada uno de ellos por separado. Una matriz orgánica blanda y particuladas duras de relleno inorgánicos. Los componentes son muy diferentes y no existen entre ellos ningún enlace químico.
- Resinas acrílicas. Aunque las resinas compuestas han hecho a un lado el uso de las resinas acrílicas más antiguas, conviene describir brevemente este material. EN efecto, conocer la química y las propiedades de la resina acrílica ayuda a comprender y apreciar los sistemas más resistentes de resinas compuestas. El uso de las resinas acrílicas como material de obturación presentaba el inconveniente de la filtración y protección pulpar inadecuadas que causaban la pérdida de vitalidad en muchos dientes. De todos los materiales para restauración, el acrílico presenta el coeficiente más alto de expansión térmica, ya que se contrae o expande casi siete veces más que la estructura dentaria por cada grado centígrado dentro de las desventajas que presenta este tipo de resina tenemos:
- Color. Los nuevos acrílicos tienen mejor estabilidad de color sin embargo, puesto que el grado de polimerización no es tan alto como lo puedan ser aquellos plásticos activados por el calor o los polímeros foto curados, se observan cambios en el color después de cierto tiempo.
- Contracción por polimerización. Las resinas acrílicas sufren una contracción de polimerización apreciable dependiendo de la relación monómero/polímero; a mayor cantidad de líquido en la mezcla mayor será la contracción.
- Resistencia a la abrasión. Las resinas acrílicas poseen una baja resistencia abrasiva y baja dureza. Estas dos desventajas la contraindican como material restaurador en zonas de choque oclusal.
- Coeficiente de expansión térmico. Todos los cuerpos al experimentar un aumento a disminución de temperatura, sufren cambios volumétricos de expansión o contracción de acuerdo con la diferencia de temperatura que los afecten y de acuerdo con el coeficiente específico de expansión termica de cada sustancia.

Cuando un paciente ingiere una bebida caliente la restauración de resina acrílica aumenta 8 veces su tamaño por cada grado centígrado siendo de naturaleza plástica no tendrá la capacidad de ejercer esta tremenda presión que ocasionaría la fractura de las paredes dentarias. La contracción sufrida ante el contacto con una bebida helada ocasionará una inmensa contracción, desadaptación de las paredes cavitarias, eventual desalajo y lo más grave una percolación marginal, permitiendo la entrada de microorganismos, fluidos, restos alimenticios, etc., hasta el fondo de la cavidad ocasionando irritación pulpar permanente y alta posibilidad de residua de caries.

- Sorsión de agua. La absorción de agua y fluidos dentro de la resina acrílica ocasiona desadaptación, irritación pulpar y cambios de color, así como aumento de volumen.

- Composición de las resinas acrílicas. Consta de un polímero que contiene polimetacrilato de metilo finamente pulverizado color, iniciador- peróxido de benzoilo en cantidad de 0.3 a 3%, un activador ácido sulfínico P. Tolueno. Monómero- líquido, metacrilato de metilo. Agente cadena cruzada – Dimetacrilato de metilo al 5%, inhibidor – hidroquinona 0.006% y activador – dimetil P. Toluidino (amina terciaria).
- Resinas compuestas. El término resina compuesta se refiere a la combinación tridimensional de un mínimo de dos materiales químicamente diferentes y con una interfase definida que separa los componentes. Si se une correctamente, tal combinación proporciona propiedades que no pueden obtenerse con ninguna de los componentes por si solos.

Las fórmulas de las resinas compuestas posee tres componentes fundamentales:

- a) La matriz orgánica de resinas
 - b) El relleno inorgánico
 - c) Un agente adhesivo
- a) La matriz orgánica de resina. Que representa del 30 al 50% del volumen total del material
 - b) El relleno inorgánico. Una fase dispersa considerada de alta resistencia mineral u organomineral, degranulometría de porcentaje variable.
 - c) Un agente adhesivo. Que permite la unión resina-relleno. A esto se agregan cadyuvantes, sustancias que influyen en la reacción de polimerización (activadores, aceleradores e inhibidores), o bien, que intervienen en la estéticas del material (estabilizadores absorbentes anti – UV, pigmentos, etc.).

Este copolímero es mucho mas resistente y de mejores propiedades físicas que los correspondientes a las resinas acrílicas, siendo de naturaleza termoestable. La alta viscosidad del monómero requiere la formulación de un diluyente, el cual es el glicol dimetacrilato; Bowen propuso la formación de nuevos monómeros teniendo en cuenta que la molécula de bis – GMA no posee una completa estabilidad de color, razón por la cual se hace necesaria la adición de estabilizadores del color. Además de su alta viscosidad y dificultad de purificación.

Clasificación de las Resinas Compuestas

Por la época de aparición, la cual indica los avances respectivos particularmente en las clases de refuerzos utilizados a los tipos de comonómeros. De acuerdo con esta clasificación tenemos en este momento:

- Primera generación. Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por bis – GMA (fórmula de Bowen) y un relleno en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Este relleno de tamaño de partículas era aproximadamente de 15 a 100 micrones, por lo cual se les da el nombre de resinas de macropartículas o resinas de macrorrelleno.

- Segunda generación. La fase orgánica de polímeros se aumenta al 50% y 60%, el porcentaje de relleno de vidrio decrece en forma proporcional. Es la generación de las resinas de micro partículas o micro relleno.
- Tercera generación. Corresponde a la de los híbridos en donde se involucran en la fase orgánica diferentes tamaños de partículas macro partículas y micro partículas.
- Cuarta generación. Corresponde al grupo de las resinas compuestas más novedosas, las cuales tienen un alto porcentaje de relleno inorgánico con base en vidrio orgánico y vidrios metálicos, dichas resinas corresponden a los segmentos posteriores.
- Quinta generación. Resinas para restauraciones posteriores técnica indirecta procesada con calor y presión, o combinaciones con luz, calor, presión, etc.

Las resinas compuestas aparecen hacia el año de 1940, produciendo una verdadera revolución en el campo de la odontología, llegándose a creer, por aquel entonces, que se había sintetizado un maravilloso y excelente material restaurador estético para uso dental que remplazaría a los cementos de silicato cuyo uso data de 1871. El primer sustituto del cemento de silicato fue una resina curada por medios químicos, que se presentaba en una combinación de polvo y líquido. El polvo (metil metacrilato) en forma de esferas, en tanto que el líquido es metacrilato, que suele contener agentes para formar uniones cruzadas. La fuente de energía para la reacción de fraguado deriva de un sistema a base de peróxido y aminas. Las primeras resinas tenían mala estabilidad de color al ser expuestas a la luz ultra violeta se tornaban amarillas o pardas después de tal exposición. Sin embargo, mediante métodos tales como la adhesión de absorbentes ultravioleta ha mejorado considerablemente la estabilidad de color.

En los años sesentas el mundo científico se enriqueció enormemente con los hallazgos del Dr. Bowen (a quien se le considera "padre de las resinas compuestas"), en el National Bureau of Standards, en los Estados Unidos. En 1962, el departamento de patentes de Estados Unidos registra con el número 3.066.012 su famosa moléculas bis – GMA constituyente principal de casi todas las resinas pasadas y actuales, producto obtenido de la reacción química de un bisfenol y glicidil metacrilato. A partir de tal planteamiento básico y con el afán de mejorar el pulido y la falta de radiopacidad se modificaron e idearon nuevas resinas. Para mejorar las propiedades físicas de las obturaciones de resinas, se les reforzó cargandolas con partículas de relleno inorgánico, este proceso de añadir partículas a una misma resina blanda es lo que se ha dado en llamar relleno de partículas. Las resinas así cargadas fueron los primeros materiales dentales que recibieron la denominación de composites o resinas compuestas. Surgieron resinas con relleno de vidrio de vario (radio opaco) y/o estroncio, partículas de 4 a 5 micrones, promedio 7 a 8 micrones, en un 75 a 80% más pequeñas y más blandas que las anteriores, las resinas y relleno se mantienen razonablemente unidos por una sustancia química del tipo de los silanos. Al mezclar el componente universal con el cristalizador se ponen en contacto aminas y peróxido que, liberando radicales libres, inician la polimerización. Con el afán de mejorar el comportamiento de los composites de curado químico, cuya estética partiendo de un correcto pulido, se deteriora fundamentalmente – debido al envejecimiento de compuestos químicos inherentes al curado del material, y para prolongar y controlar el tiempo de trabajo durante la manipulación clínica, se desarrolla el concepto de la energía lumínica como agente iniciador de la polimeración. Esta comienza al incidir la luz sobre una

dicetona y una amina (éster metil benzoína), y liberar los radicales necesarios. A finales de los sesentas aparecieron resinas reforzadas con sistemas de curado físico mediante luz ultravioleta y más adelante por luz visible, cuyos componentes son dicetonas y cetonas aromáticas y aminas terciarias. En 1974, los materiales elaborados para relleno contenían únicamente ácido silícico amorfo como relleno inorgánico, el cual es un vidrio de dispersión muy fino obtenido químicamente mediante hidrólisis y precipitación. El tamaño promedio de las partículas originales, en estado aglomerado, es aproximadamente de 0.04 μm . En 1978, aparecen las resinas denominadas "resinas de microrelleno", fueron elaborados por Vivadent (Linchestein) los cuales son una mezcla de inorgánicos (dióxido de silicio, 0.04 μm) y orgánico, obteniendo una estructura coloidal blanda, en porcentajes que oscilan del 35 al 50%, algunas con una matriz diferente a base de dimetracrilato de uretano. Los sistemas de resina que contiene rellenos inorgánicos más pequeños que la longitud de onda de la luz visible presentan aspecto homogéneo. Con este tipo de resina pudieron obtener superficies con gran capacidad para pulimiento. Aun si ocurre separación de las fases a causa del desgaste, la superficie acabada y pulida conservará su tersura y lustre parecidos al esmalte puesto que las nuevas irregularidades de la superficie no son visibles a simple vista.

Para disminuir las desventajas inherentes a los materiales de relleno convencional de micropartículas, surgen alrededor de 1980 resinas con relleno mineral híbrido sobre la base de combinaciones de dióxido de silicio y vidrio de vario en porcentajes variados. Estas resinas denominadas híbridas, contienen mezclas de dióxido de silicio (0.04 μm) y vidrio de vario (4 a 15 μm) en distintos porcentajes. Aquellos con alto porcentaje de relleno poseen una carga mineral de alrededor de 80% de su peso y los de bajo porcentaje de relleno una carga de alrededor del 36%. Cabe destacar que con el afán de minimizar la gran diferencia de propiedades físicas existentes entre la parte inorgánica de un composite y su relleno orgánico, la tecnología de los híbridos se ha utilizado aún en productos clásicos. Actualmente contamos con un grupo de resinas para restauraciones que poseen un menor tamaño de partículas, dando como resultado una mayor resistencia al desgaste.

PROPIEDADES DE LOS COMPOSITOS

Las propiedades de los composites están determinadas por la naturaleza de sus tres componentes: el entramado de la fase orgánica, el porcentaje y tipo de relleno y la calidad de enlaces, generalmente se considera como parámetro esencial la cantidad de relleno, que condiciona las diferencias de las propiedades mecánicas y físicas. El conocimiento del porcentaje de relleno en volumen es primordial.

PROPIEDADES MECÁNICAS

- 1) **RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN.** Esta propiedad se pone a prueba durante la masticación. Esto implica el desarrollo de fuerzas aplicadas sobre las caras o clusales (composite tradicional 210 290 Mpa) (composite de microrelleno 255 - 330 Mpa) (composite híbrido 310 —384 Mpa).
- 2) **RESISTENCIA A LA TRACCIÓN.** Aquí Los composites híbridos presentan las mejores características (52-87 Mpa) mientras que el composite tradicional (35— 55 Mpa) y el de macrorelleno (30—40 Mpa).
- 3) **MODULO DE ELASTICIDAD.** Es la relación entre la tensión y la deformación. Cuanto menor sea la deformación para una tensión dada mayor es el valor del módulo de elasticidad y más rígido el material.
- 4) **DUREZA.** Es la resistencia del material a la deformación plástica, sin embargo la dureza varia en función de muchos factores que pueden mejorarla, como el porcentaje elevado del relleno, la matriz de bis - GMA más que la de tipo uretano y la fotopolimerización.
- 5) **RESISTENCIA A LA ABRASIÓN.** Es el punto débil de los composites el desgaste se explica por la pérdida de sustancia de la matriz situada en la superficie, seguida de la exfoliación del relleno. El desgaste se acelerará con el tiempo, al estar el material sometido a tensiones diversas que producen fisuras y fracturas.

PROPIEDADES FISICAS

- 1) **EXPANSION TÉRMICA.** Coeficiente de expansión térmica volumétrica debería ser similar al del esmalte, pero esto no se he podido conseguir, este coeficiente es entre dos y seis veces más elevado. Los composites que tienen más matriz de resina presenta los coeficientes más altos y deben usarse con un protocolo clínico estricto. El coeficiente de expansión térmico lineal de los composites híbridos es de $(19 - 26 \times 10^{-6} / \text{o. C})$ el del esmalte $(11.4 \times 10^{-6} / \text{o. C})$ de la XLV Herculite $(26 \times 10^{-6} / \text{o. C})$, la dilatación no compensada del material implica la formación de hiatos periféricos y de fisuras.
- 2) **CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN.** Se lleva a cabo en todos los composites, a la polimerización las moléculas de monómero que hasta este momento permanecían equidistantes a 4 nm (distancia de Van der Waals).

Se redistribuyen en el espacio. Después de la polimerización, estas distancias quedan reducidas a la distancia de enlace covalente, tres veces menor. Esta disminución de la distancia interatómica se traduce como una contracción que será tanto mayor cuanto mayor sea el volumen de resina. La contracción de los composites híbridos es menor que los otros composites.

- 3) **ABSORCIÓN HÍDRICA.** Está determinada por la posibilidad de penetración de las moléculas de agua al polímero. Los composites de microrelleno absorben entre dos y cuatro veces más agua que los convencionales, siendo los híbridos los que presentan un mejor comportamiento. El fenómeno de imbibición implica una expansión volumétrica que podría compensar parcialmente la contracción de polimerización, esto se consigue al cabo de una o dos semanas.
- 4) **POROSIDAD.** Fue un problema para los primeros composites principalmente en los autopolimerizables, la porosidad es poco importante para los composites híbridos fotopolimerizables, pero sigue dependiendo de la manipulación.

DESCRIPCIÓN DE POLIMEROS CON RELLENO

Las resinas se caracterizan por su estructura, que incluyen lo siguiente:

- Una matriz orgánica (resina) que representa del 30 al 50% del volumen total del material.
- Una fase dispersa mineral u órgano mineral, considerada de alta resistencia, de granulometría de porcentajes variables: el relleno.
- Un agente adhesivo que permite la unión resina-relleno; de la calidad de esta interfase dependerá en gran medida el buen funcionamiento del material. A esto, habrá que añadir coadyuvantes, sustancias que influyen en la reacción de polimerización (activadores, aceleradores e inhibidores) o bien que intervienen en la estética del material (estabilizadores: absorbentes anti-UV, pigmentos, etc.).

MATRIZ

La matriz más frecuente es la bis-GMA, que se obtiene a partir de tres moléculas de base: Bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico.

La molécula de bis-GMA es un monómero difuncional que permite formar un polímero de cadenas cruzadas, tiene una estructura aromática que incrementa la rigidez, la resistencia a la compresión, y disminuye la absorción de agua.

La unión entre la matriz orgánica y el relleno mineral queda asegurada por los agentes silano.

RELLENO

Las partículas de relleno proporcionan estabilidad dimensional a la matriz de resina inestable y blanda, y su misión principal es conferir a la resina sus propiedades físicas y mecánicas. El vidrio, la cerámica o el cuarzo presentes en las primeras resinas, denominadas tradicionales aún se encuentran en muchos de los sistemas de resina modernos, solo que su tamaño ha variado.

El sílice coloidal, que presenta la ventaja de ser más fácilmente fragmentable, permite la obtención de partículas muy pequeñas. El óxido de sílice debe hidrolizarse y precipitarse a alta temperatura para poder ser micronizado.

Además del tamaño, la forma también es variable, actualmente la forma irregular es la más extendida, sobre todo para los macrorellenos donde, a menudo son redondeados o esféricos.

De este modo aparecen diferentes procedimientos de tratamiento que permiten aumentar la densidad de relleno. Se obtienen así granulados, esferas o conglomerados compuestos de polímero endurecido en el laboratorio y después molido, incluyendo una gran cantidad de microrelleno.

El tamaño de las partículas de relleno que se utilizan en las resinas varía desde 100 hasta 0.007 μ m. La presencia de partículas de relleno reduce la contracción de polimerización, disminuye el coeficiente de expansión térmica e incrementa la dureza. Las partículas de relleno más comunes están compuestas de cuarzo cristalino sílice pirolítico, silicato aluminico de litio, vidrio de silicato, vidrio de boro y vidrio de bario. Todos estos materiales tienen gran dureza y son químicamente inertes.

Una de las mayores limitaciones de los cristales de cuarzo es que son radiolúcidos. Por ello y debido a las exigencias de radiopacidad, la mayoría de las nuevas resinas de macrorelleno han desplazado al cuarzo por cristales de metales pesados. En los microreellenos, el sílice aglomerado es el más utilizado. Este material se añade también a los de macrorelleno para formas híbridos. Respecto al tamaño de relleno y la carga, hay que considerar tres hechos que van asociados al comportamiento clínico.

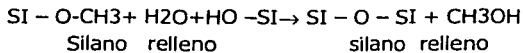
- a) La capacidad de ser pulido es mayor a medida que disminuye el tamaño de la partícula de relleno.
- b) La resistencia al desgaste mejora a medida que disminuye el tamaño de la partícula de relleno.
- c) En general, la resistencia a la fractura aumenta a medida que se incrementa también el porcentaje de carga inorgánica de relleno por volumen (denominado porcentaje de relleno).

Actualmente, se están utilizando rellenos de polvo de vidrio, cuarzo y cerámica con un tamaño de grano medio de 10-20 micras para los llamados microreellenos, y polvo de vidrio, cuarzo y cerámica con un tamaño de grano medio de 0.5 — 1.5 micras para los híbridos con relleno.

DIFERENCIA ENTRE UNA RESINA PARA LA RESTAURACIÓN Y UNA PARA CEMENTACIÓN DE BRACKETS

Las resinas para restauración tienen varios componentes. Los principales constituyentes son:

- Matriz orgánica (resina). La más frecuente es la bis – GMA que se obtiene a partir de 3 moléculas de base: bisfenol A. Alcohol glicidino y ácido metacrílico. Esta molécula tiene en el extremo de la cadena dobles enlaces que permitirán la polimerización de las moléculas de bis – GMA entre ellas.
- La presencia de dos ciclos aromáticos confiere rigidez a la molécula
- La presencia de dos radicales hidroxilo permite la formación de puentes de hidrógeno que producirán una gran viscosidad.
- Únicamente encontramos dos radicales metacrílicos en los extremos de la cadena y por lo tanto, las posibilidades de reticulación son bajas
- Algunas matrices están compuestas por una asociación de bis – GMA y un monómero que contiene uno o más radicales uretano.
- Según la presencia de radicales cíclicos, de doble enlaces o de radicales hidroxilo, amina o éter, o dependiendo de la longitud de las cadenas carbonadas, es posible modificar las propiedades como la rigidez, viscosidad, reticulación, adherencia y contracción por polimerización
- La unión entre la matriz orgánica y el relleno mineral queda asegurada por los silanos.
- Relleno. Su misión principal es conferir al composite sus propiedades mecánicas y físicas. Los denominados tradicionales presentan granulometrías superiores a 0,1 um, de 5 a 30 para los considerados mas antiguos y de 1 a 5 para aquellos más recientes.
- Agente adhesivo. La fase orgánica es la más dúctil y reparte y transmite las fuerzas hacia la fase mineral órgano mineral que será la que resista la deformación, la unión entre las dos fases es esencial; condicionaría el buen comportamiento físico y mecánico, evitando la concentración de fuerzas, la superficie del relleno se trata con un agente adhesivo, generalmente silano siendo el más frecuente el metacrilato – oxipropil – trimetril – silano. La unión entre el silano y el relleno mineral se produce de la siguiente forma:



De este modo una molécula de silano puede desarrollar tres enlaces con relleno. El extremo de la cadena que posee el doble enlace permite la reticulación con la matriz del composite.

- Coadyuvante. Sin sustancias que influyen en la reacción de polimerización.

La Resina para Cementación de Brackets.

La variedad de cementos a base de resina están disponibles ahora debido al desarrollo de resinas de relleno directo con propiedades mejoradas, la técnica de grabados con ácido para unir resinas al esmalte y las moléculas con potencial de adhesión de la dentadura acondicionada con ácido, algunas se diseñan para uso general y otras para usos específicos como la fijación de los brackets ortodónticos o puentes con resina.

La composición de los cementos modernos a base de resina es similar a la de los materiales de relleno de compuestos a base de resina (es decir, una matriz de resina sin rellenos inorgánicos tratados con silano). Los monómeros con grupos funcionales que han sido usados para inducir la adhesión a la dentina se incorporan en este cemento de resina. Incluyen órgano fosfonatos hidroxietil – metacrilato (HEMA) y el sistema (4 META).

- Composición química. Algunos años atrás, la creencia general era que el enlace de la dentina puede alcanzarse por la formación de enlace químico entre un sistema de resina y el componente orgánico e inorgánico de la dentina. Los componente más comúnmente usados son colágena o iones de calcio en hidroxiaipotita. Las moléculas diseñadas para estos propósitos están representadas por una molécula M-R-X, en donde M es el grupo metacrilato, R es el espaciador, como la cadena de hidrocarburos y X es el grupo funcional que el objetivo para la adhesión del tejido dental. Los grupos x del fosfato típico se creía que se enlazaban al calcio durante la impregnación de la dentina. Durante el polimerizado, el grupo metacrilato de la molécula M-R-X- reacciona con el material compuesto y forma un enlace químico entre el compuesto y la dentina. Los componentes que poseen esas propiedades son el NPG –GMA (que es un producto de condensación del N- fenil glicín y glicidil metacrilato), fosfonatos polimerizables y ácido poli (alquenoico).

Se han usado otros agentes de enlace como el glutaraldeido, que es un componente que se enlaza a colagena. Al fijarse a una molécula, como hidroxietilmetacrilato usando el grupo metacrilato de HEMA para enlazarse al compuesto durante el polimerizado, lo que hace que el enlace químico pueda formarse entre la colágena y el compuesto. Estudios clínicos ha revelado que este sistema no trabaja también como originalmente se creyó.

La adhesión del cemento al esmalte se puede obtener a través de la técnica de grabado con ácido. La polimerización se puede realizar por un sistema de inducción convencional de peróxido – amina o por con fotopolimerización. Muchos sistemas usan ambos mecanismos y se refieren como sistemas de curado dual. Los rellenos son los usados en los composites (sílice o partículas de vidrio de 10 a 15 um de diámetro) y el sílice coloidal es el que se usa en las resinas de micro relleno.

Propiedades. Existe una extensa variación de propiedades entre un producto y otro, indudablemente se asocian a las diferencias de composición, las cantidades de monómero diluyentes y niveles de relleno. Estas resinas están diseñadas para aplicaciones específicas en vez de usos generales. Están fórmulas para proporcionar las características de manipulación requeridas para aplicación particular, por ejemplo, los cementos

recomendados para las restauraciones indirectas tienen un grosor de película de 25 μm o menos. Un cemento indicado para adhesión directa de los brackets de ortodoncia no tiene las mismas características de manipulación o las propiedades deseadas para un cemento de corona y puente.

Biocompatibilidad. Las resinas para restauración son irritantes de la pulpa por lo tanto, la protección de la pulpa por el forro cavitario de hidróxido de calcio o ionómero de vidrio es importante cuanto se cementa una restauración indirecta que implica la adhesión a la dentina, obviamente, si el área de adhesión implica solo el esmalte las propiedades de irritación de los monómeros no son significativas.

Manipulación. La activación química de estas resinas son proporcionadas por un sistema de dos componentes: polvo y líquido y dos pastas el peróxido iniciador está contenido en un componente y el activador de amina está contenido en otras. Los dos componentes se combinan por una mezcla por veinte o treinta segundo. Las resinas fotopolimerizables para cementación de brackets son sistemas de un componente individual, el tiempo de exposición a la luz nunca debe ser menor de 40 seg.

Las resinas de curado dual son sistemas de dos componentes y requieren mezclado similar al de los sistemas de activación química.

APLICACIÓN CLÍNICA

Desde la introducción de la técnica de grabado ácido o por Buonocore, se mejoró la adhesión de las resinas al esmalte.

Rápidos desarrollos han llevado al concepto de traba mecánica directa. Naturalmente la efectividad de estos brackets cementados para transferir las fuerzas deseadas a los dientes depende de la resistencia de la unión al diente. Esto puede ser logrado con un sistema adhesivo que cimente los brackets en forma directa sobre la superficie del diente grabado con ácido y lo mantenga así durante todo el tratamiento.

Un problema que puede surgir durante la traba mecánica de los brackets al diente es la contracción por polimerización de la resina, al ocurrir esto puede haber micro filtración en la unión resina-esmalte o en la interfase malla —resina y esto puede hacer que el sistema de traba mecánica falle.

Las resinas para uso ortodóntico deben tener idealmente resistencia adecuada, ser capaces de adherirse a brackets cerámicos y metálicos, mantenerse sin manchas y tener poca contracción.

Un buen material para traba mecánica debe cumplir una serie de criterios formidables: ha de ser dimensionalmente estable (no se debe contraer mucho) debe ser bastante fluido, para poder penetrar en la superficie del esmalte; ha de tener una excelente resistencia inherente y debe ser fácil de utilizar clínicamente.

Otro problema con los brackets metálicos es que puede haber alguna dificultad para que llegue bastante luz a la resina situada debajo del bracket y así poder conseguir una buena polimerización.

El esmalte grabado tiene una energía superficial más alta que la superficie normal y permite a la resina mojar con facilidad la superficie y penetrar en la microporosidad. Una vez que esto sucede, polimeriza y forma una unión mecánica al esmalte. Estas prolongaciones de resina se introducen de 10 a 20 um en la porosidad del esmalte, pero la longitud depende del tiempo de grabado con ácido.

Debido a contracción por polimerización puede haber retracción de estas prolongaciones, al igual que en la interfase malla-resina y por lo tanto micro filtración, también se pueden crear fracturas en la resina por la misma contracción.

La resina para cementación de brackets, tiene que ser más estable que las resinas para restauración, para evitar el desprendimiento del bracket al contraerse.

Los fracasos en la interfase esmalte grabado con ácido-resina hay movimientos durante la polimerización y mayor contracción si la resina es de mala calidad.

Es probable que incluso pueda haber ruptura de la resina y esta se produzca en la interfase adhesivo-bracket.

Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas en el seno de la resina, la formación de fisuras y por consiguiente disminución de la resistencia.

La traba mecánica resina-esmalte, es sin lugar a dudas, el mas usado, por los ortodoncistas para el cementado de los brackets. La traba mecánica al esmalte se consigue por grabado con ácido fosfórico (Buonocore, 1955). La aplicación de este ácido a una superficie del esmalte lo convierte en autoretenitivo, porque forma microporos que penetran entre 25 y 50 micras en la profundidad del esmalte.

Al colocar una resina fluida sobre el esmalte acondicionado con ácido, penetra en los microporos, formando largas proyecciones achatadas y, en consecuencia, produce en la interfase resina esmalte unas interdigitaciones íntimamente relacionadas.

Los cambios estructurales y las filtraciones en torno del seno de la resina, se deben casi siempre a la aparición de unos espacios en la interfase esmalte-resina, ocasionados al contraerse el material durante la polimerización, estos espacios o huecos son conocidos como gaps.

CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACION

Cuando se logra transformar un monómero en polímero se obtiene un material orgánico sintético o polímero, pero simultáneamente es posible detectar dos fenómenos colaterales que es preciso tener en cuenta.

La polimerización representa un cambio de un ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía. La sustancia monómero tiene mayor energía que la sustancia polímero, al producirse la polimerización, esa energía no puede perderse, sino que se transforma y libera en forma de energía térmica, o sea la reacción de polimerización es exotérmica y hay que tenerlo en cuenta.

El otro fenómeno se debe a la distancia que separa a las moléculas de monómero cuando está en ese estado que es diferente a la que las separa cuando integran la cadena de polímero. En el primer caso la unión entre ellos es por uniones secundarias y, por lo tanto, la distancia entre monómero y monómero es relativamente grande. Al formar una cadena de polímero reaccionan para unirse por covalencia y se acercan a una distancia mucho menor.

Esto hace que la masa del polímero ocupe un volumen menor que el de la misma masa de monómero y que por lo tanto, su densidad sea mayor.

Expresándolo de otra forma, cuándo un material polimeriza, se contrae y tanto más cuanto mayor sea el número de moléculas por unidad de volumen que se unen para formar el polímero.

Esta contracción es tanto mayor cuanto menor es el peso molecular de la molécula original ya que para un mismo volumen será necesario unir mayor cantidad de ellas, o sea, si se parte de moléculas de mayor tamaño, la contracción que se produce al polimerizar es menor.

Debe tenerse en cuenta que al lograr un sólido por polimerización se obtendrá un volumen menor al del monómero del cual se partió.

RESULTADOS OBTENIDOS POR OTROS

Contracción de Polimerización de Resinas de Restauración Curadas por Energía Luminosa. V.I. RODRÍGUEZ, P.F. ABATE y R.L. MACCHI. Departamento de Materiales Dentales, Colegio de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Argentina.

El objetivo del presente estudio fue la evaluación de la contracción inmediata a la polimerización de resinas de restauración cuando éstas son activadas con diferentes intensidades de energía luminosa. La contracción porcentual posterior a una activación de 80 segundos fue determinado por medio de un dilatómetro capilar adicionado con una cámara que contenía mercurio. La potencia del rayo luminoso que llegó al material no polimerizado fue regulada a 250 mW/cm^2 (en el Grupo I) o bien, de 175 mW/cm^2 (en el Grupo II) Se realizaron cuatro mediciones de cada uno de los materiales, después de transcurrido un minuto de activación luminosa. La información fue registrada como encogimiento volumétrico porcentual en su calidad. Para llevar a cabo la evaluación estadística, se emplearon el análisis de varianza y la prueba de Tukey.

La contracción fue significativamente mayor en el Grupo I - $1,43(0,43)\%$ - que en el Grupo II - $1,04(0,38)\%$ - .

Se produce una reducción en el encogimiento a la polimerización cuando se reduce la cantidad de energía luminosa de activación, la cual varía dependiendo del contenido orgánico y de las características físicas y químicas del material específico utilizado.

FORMACIÓN DE GAPS A NIVEL DE TERCIO GINGIVAL EN COMPUESTOS DE CURACIÓN TOTAL FLUIDIBLES Y CONDENSABLES.

P. White*, C.N. Brooks, P.C. Moon (Colegio de Odontología MCV, Universidad de la Comunidad de Virginia, Richmond, VA (EUA).

El objetivo del presente estudio fue el desarrollo de un modelo que sirviera para la comparación del porcentaje de contracción de nuevas resinas compuestas, mediante el uso de una preparación proximal. Los compuestos en su totalidad fueron colocados y se practicó VLC de forma oclusa por un periodo de 40 segundos a 400 mW/cm². Los gaps gingivales fueron medidos con un microscopio de haz luminoso de 60x en la superficie exterior de la preparación y a .8 mm hacia el interior de la preparación proximal por medio de lijado de la superficie. La contracción porcentual fue calculada por medio de la división del gap por la profundidad del preparado y multiplicándolo por 100. ANOVA no indicó una diferencia significativa en la contracción de la superficie ni a .08 mm hacia el interior de la superficie proximal, ya que la desviación estándar fue grande. La prueba de student - t realizada para todos los valores de los compuestos indicó una tendencia del gap a ser de mayores dimensiones en promedio (1.69% ± .63% a .8 mm por debajo de la superficie que en la superficie exterior (1.24% ± .48%) p = .053. La expresión no uniforme de contracción a causa de la polimerización, expresado en calidad de un gap variable en los márgenes de preparados proximales varió la comparación de los compuestos nuevos.

Efecto en la contracción del Fotoiniciado en el grado de conversión sobre la fuerza y desarrollo de stres. M.P. Aarnts*, A. Akinmade y A.J. Feilzer (ACTA, Departamento de Ciencias de los Materiales Odontológicos, Ámsterdam, Países Bajos).

En este estudio, se investigó la influencia de la concentración del agente fotoiniciador sobre el desarrollo de stres en material experimental de ionómero de vidrio modificado con resina. Los criterios empleados para la optimización fueron los siguientes: elevada conversión de monómeros y una gran fuerza a la flexión biaxial. Todas las muestras fueron fotocuradas por medio de cura luminosa por un periodo de 60 s (500 mW/cm²). Las conversiones fueron monitoriadas con FTR, mediante el empleo de procedimientos estandarizados. Como experimento de control para la conversión, también se midió la contracción volumétrica después de una hora. Las mediciones de la fuerza a la flexión biaxial fueron realizadas 24 horas después de las curaciones. Los cementos se almacenaron en agua a una temperatura de 37° C previo a la prueba. Se probaron seis especímenes de cemento por cada concentración de iniciador. Se monitoreo el desarrollo de stres con un aparato de pruebas universal (los valores reportados se tomaron una hora después de realizada la mezcla. Factor C 0.875).

Concentración inicial	Fuerza a la flexión biaxial (MPa)	C = Conversión (%)	Encogimiento volumétrico (%)	Tensión (MPa)
2.0	64 (5)	55 (5)	3.4 (0.2)	8.9
1.4	73 (6)	55 (5)	3.6 (0.2)	7.9
0.8	86 (8)	49 (5)	3.3 (0.2)	5.5
0.5	81 (6)	43 (5)	3.2 (0.2)	3.4

El presente estudio muestra una gran influencia de la concentración del agente iniciador sobre el desarrollo de tensión. Para este material experimental la concentración óptima es de aproximadamente 0.8%, ya que a una concentración menor del iniciador empeoran tanto la concentración como la fuerza. .

DETERMINACIÓN DEL STRES POR CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN EN RESINAS EPOXICAS DE BAJA CONCENTRACION

KRENKEL*, J.D. EICK, G. KAUFMAN y C.Q. BOWLES, Colegio de Odontología de la Universidad de Missouri – Kansas.

El presente estudio tiene como objetivo la comparación del stres de contracción de polimerización de las resinas y compuestos de matriz basada en el metacrilato con el de materiales de restauración dental de desarrollo reciente, basadas en agentes epóxicos y de bajo nivel de contracción. El método experimental consistió de dos varas en oposición de resinas sin relleno de BisGMA – TEGDMA curadas, 13 mm dia., montadas en un aparato de pruebas Instron. El material experimental fue colocado entre ambas varas y curado por medio de fotopolimerización por un periodo de 2 min., a distancias iguales de 10 mm de éstas. Se mantuvo una distancia constante de 1 mm entre ambas varas. El stres causado por contracción por polimerización resultante se plasmó como una función de tiempo. Los resultados preliminares indican que ambos materiales basados en los epóxicos, el (EXL362 de 3M) y el (DECHE-TOSU/ DE6105/ PHTF) desarrollaron una tensión menor a la polimerización que los compuestos de matriz basada en el metacrilato o de resinas sin rellenar.

LAS VARIABLES QUE AFECTAN EL METODO DE WATTS PARA LA MEDICION DE CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACION

G.A. LAUGHLIN*, A.G. GLAROS, D.C. KRENKEL y J.D. EICK (Universidad de Missouri – Kansas, MO, EUA)

La contracción por polimerización ha sido conocida desde hace mucho tiempo como una importante desventaja del empleo de materiales compuestos para restauración. La dilatometría basándose en el mercurio o agua han constituido los métodos más comunes para la medición de la contracción. El presente estudio examinó el efecto de las variables de presión del estilete (stylus) del transductor de LVDT, el grosor del vidrio de recubrimiento y altura del anillo de soporte sobre los valores de encogimiento obtenidos con la técnica de Watts. Se determinó el encogimiento porcentual a la polimerización para una masa constante (0.3g) bajo estas condiciones variables. La hipótesis fue que no existe una diferencia significativa de los valores obtenidos con el método de Watts al emplear diferentes alturas en el anillo de soporte, diferentes grosores del vidrio de recubrimiento y de presión del estilete. Los resultados no revelaron efectos significativos causados por el grosor del vidrio de recubrimiento ni por la presión aplicada con el estilete, mientras que se encontró un efecto importante en la altura del anillo ($p < .05$).

PROPIEDADES FÍSICAS DE UNA RESINA INDIRECTA MEJORADA DE C&B.

A. MYSZYCA*, A. KOBASHIGAWA, E. SHELLARD (Kerr Corp.)

En el presente estudio, reportamos las propiedades físicas de una resina indirecta experimental avanzada de C&B (Experimental A), diseñada para mejorar la resistencia a las fracturas de bulk y marginales, para mejorar la precisión marginal y para reducir tanto la reconstrucción de filtraciones marginales. Las propiedades fueron medidas de acuerdo con la metodología ISO estándar. Se prepararon seis muestras para cada prueba y se reportaron las desviaciones estándar (s.d.) y promedio. Con objeto de comparación, se prepararon muestras equivalentes del producto existente, la Dentina Opaca de Belleglass (Control B).

	Experimental A	Control B
Fuerza a la flexión, Mpa	158 (11)	126 (16)
Módulo de flexión, Gpa	19.2 (0.3)	13.1 (0.7)
Resistencia a la fractura, Mpa (m)	1.48 (0.09)	1.0 (0.04)
Encogimiento a la Polimerización, %	1.3 (0.2)	3.0 (0.1)
Coefficiente de Exposición Térmica ppm/°C	13.04 (0.3)	30.2 (0.8)

El análisis ANOVA mostró una diferencia significativa ($p < 0.05$) indica que las propiedades físicas de la prueba Experimental A son significativamente diferentes de aquellas de la prueba de Control B.

TENSIÓN A LA COLOCACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN EMPACABLES.

H.Y.CHEN*, K.H. KUNZELMANN, J. MANHART Y R. HICKEL (Departamento de Restauración Dental, Universidad LMU de Munich, Alemania)

La tensión por contracción causada por la polimerización afecta de manera adversa la unión de restauraciones de compuesto a las estructuras dentales. Este estudio determinó la tensión de colocación de 3 compuestos empacables (SOLITAIRE, Heraeus Kulzer; SureFil, Dentsply; ALERT, Jenric/Pentron) y un Ormocer empacable (DEFINITE, Degussa) comparado con un compuesto híbrido (Tetric Ceram, Vivadent) y un compuesto de liberación de iones (Aristón pHc, Vivadent). La tensión de contracción entre las paredes dentales de cada material ($n = 10$) fue determinado por medio de una máquina de prueba stress-strain (SSA T80, Engineering Consultancy Peter Dullin jr., Munich, Alemania) la cual continuamente midió la contracción de la fuerza generada por la polimerización del compuesto (C-factor = 0.3) con una exposición base de manera leve ($800\text{mW}/\text{cm}^2 \times 40$ s. Elipar, Trilight, ESPE). Los resultados y su desviación estándar inferior y normal del máximo nivel de tensión por contracción después de 300 s se encuentran listadas en la tabla inferior. El análisis estadístico del stress por contracción de los materiales fue conducido usando la prueba One-way de ANOVA y la prueba de Tukey post hoc HSD ($\alpha = 0.5$).

	SOLITAIRE	DEFINITE	SureFil	ALERT	Tetric Ceram	Aristón pHc
Tensión a la contracción [Mpa] (C = 0.3)	3.33 ± 0.23	4.16 ± 0.18	3.13 ± 0.18	4.60 ± 0.32	2.51 ± 0.14	1.51 ± 0.12

El ALERT mostró un valor significativamente más alto de tensión a la contracción ($p < .001$). Todos los compuestos empacables y el DEFINITE OMC mostraron una tensión a la contracción significativamente alta comparados con el Tetric Ceram y el Aristón pHc ($p < .001$). Además del factor C, la tensión a la contracción es un dependiente idóneo sobre el modulo elástico y el flujo, el cual esta relacionado con la liberación de la tensión previa a la gelatinización de resinas de compuesto.

STRES POR CONTRACCIÓN DE UN COMPOSITE CON VARIACIÓN EN EL TRATAMIENTO DE SILANO Y VISCOSIDAD DE RESINA.

J.R. CONDON Y J.L. FERRACANE,

Universidad de Ciencias de la Salud de Oregon, Portland, OR, Estados Unidos de Norteamérica.

Este estudio examinó este efecto en cinco niveles de relleno. Asimismo, los alcances de este efecto en las resinas con niveles alterados de TEGDMA diluyente fueron examinados. Los compuestos experimentales fueron preparados a partir de una resina de curación leve 1:1:1 BisGMA/UDMA/TEGDMA. Un microrelleno de sílice coloidal fue tratado tanto por un γ -MPS como por un FPS (3.3.3 ..*.. propil trimetoxisilane) y fue añadido al 10, 15, 20, 25 y 30% del volumen. Las resinas de alta y baja viscosidad fueron preparadas alterando su nivel de monómeros de BisGMA/UDMA/ TEGDMA tanto a 3:2:1 como a 1:2:3 y los compuestos experimentales fueron formados añadiendo el 20% de volumen de cada uno de los dos tipos de microrellenos. El promedio de los cinco especímenes fue comparado usando la prueba ANOVA/ Tukey ($p < 0.05$). Resultados: stress, Mpa, promedio (s,d)

Vol %	10	15	20	25	30	20 (baja viscosidad)	20 (alta viscosidad)
Silane Funcional	6.5 (0.3)	8.7 (0.8)	8.3 (0.4)	8.1 (0.3)	7.3 (0.9)	8.4 (0.4)	5.3 (0.4)
Silane no funcional	5.6 (0.5)	6.4 (0.5)	6.1 (0.3)	7.1 (1.0)	6.4 (0.7)	7.0 (0.5)	4.3 (0.4)

Las disminuciones más significativas la tensión a la polimerización ocurren al 15% de volumen (26%) y al 20% de volumen (27%) de los niveles del relleno. La disminución de la viscosidad de la resina apunta hacia un nivel significativamente alto de tensión, probablemente debido a la alta contracción del TEGDMA.

CARGA OPTIMA DE SILANO EN RELLENOS DE COMPOSITE PARA LOGRAR REDUCCIÓN DE STRES POR POLIMERIZACIÓN.

R.YIN*, B.I. SUH, M. LOEB (Bisco, Inc. Schaumburg, IL)

Aunque la adición de rellenos no silanizados a los compuestos dentales puede proveer sitios internos para la disminución del stress de contracción de polimerización (PCS), los rellenos no tratados pueden causar otros problemas como una pobre resistencia al desgaste. Nuestro objetivo fue reducir el PCS usando rellenos silanizados con una carga óptima de silano. Este estudio fue hecho con dos tipos de rellenos, uno de nanopartículas (0.04 μm) y otro de partículas pequeñas (2.2 μm). La resina de fotopolimerización leve fue Bis-GMA/UDMA/TGDMA. El nanocompuesto fue relleno al 60% por peso y el composite de partículas pequeñas fue relleno al 80% por peso. Un indicador de presión fue colocado a un anillo de acrílico (2.0 mm de altura por 6.3 mm de diámetro). La fuerza de tensión diametral (DTS por sus siglas en inglés) fue examinado por un Examinador Universal y el encogimiento fue determinado por un Accuvol.

Todas la muestras de compuestos fueron curados con energía luminosa usando 500 mW/cm² por 40 segundos. Los resultados:

Nanocompuesto (60% de carga)

Carga de silane	Micropresión $\mu\text{m/m}$	DTS Mpa n-8	Encogimiento % de volumen
9.0%	1760 \pm 40	30.3 \pm 2.5	3.1 \pm 0.1
8.0%	1670 \pm 60	30.4 \pm 5.4	3.1 \pm 0.2
7.0%	1650 \pm 70	32.5 \pm 4.5	3.1 \pm 0.1
5.0%	1540 \pm 50	33.9 \pm 3.2	3.2 \pm 0.1
3.5%	1490 \pm 30	32.1 \pm 3.9	3.0 \pm 0.2
0%	1370 \pm 60	27.2 \pm 2.5	2.9 \pm 0.2

Compuesto relleno de partículas pequeñas (80% de carga)

Carga de silane	Micropresión $\mu\text{m/m}$	DTS Mpa n-8	Encogimiento % de volumen
5.0%	1170 \pm 50	38.4 \pm 3.5	2.4 \pm 0.1
4.0%	1160 \pm 70	38.8 \pm 3.2	2.4 \pm 0.2
3.0%	1000 \pm 40	41.4 \pm 1.9	2.3 \pm 0.1
2.0%	995 \pm 30	41.1 \pm 2.7	2.3 \pm 0.1
1.0%	986 \pm 40	34.7 \pm 5.7	2.4 \pm 0.2
0%	856 \pm 40	11.6 \pm 3.5	2.7 \pm 0.3

Los resultados sugieren que del 3.5 % del silano para el nanocompuesto, y que el 2.0% del silano para las partículas pequeñas dieron óptimos resultados reduciendo stres por contracción sin disminuir las propiedades mecánicas del compuesto.

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN Y PROFUNDIDAD DE CURADO DE COMPUESTOS EMPACABLES

A.A. HERRERO*, P. YAMAN, J.B. DENNISON. (Universidad de Michigan, Ann Arbor, Michigan)

El propósito de esta investigación fue evaluar tanto la contracción de la polimerización como la profundidad de curación de cinco compuestos empacables, Alert™, Surefil™, Solitaire™, P60™ y Prodigy condensable™. Las muestras midiendo 2mm y 5mm de grosor fueron montadas en una prueba (ilegible) polimerizada usando una luz de curación Optilux™. La contracción lineal fue grabado usando un sistema *-ilegible-*. Las mediciones lineales fueron convertidas a volumétricas usando la formula De Gee. Diez muestras de cada material de igual grosor fueron fabricadas en un molde y las mediciones de dureza fueron hechas en ambas superficies a los 5 minutos de haber curado para evaluar la profundidad de curación. Los resultados de contracción volumetrica de las muestras a 2mm de grosor mostraron:

El Surefil™ (1.37%), P60™ (1.20%) y Prodigy condensable™ (1.97%) no fueron significativamente distintos (Comparación One way ANOVA y Tukey) el valor más bajo fue para Alert™ (0.18%) y el más alto fue para Solitaire™ (3.30%). Para las muestras de 5mm de grosor: El Surefil™ (0.78%), P60™ (0.91%) y el Prodigy condensable (1.03%) no mostraron diferencias significativas. De nueva cuenta, el Alert™ (0.26%) fue significativamente más bajo. El número ilegible Knoop (KHN por sus siglas en inglés) para la superficie baja de las muestras de 2mm mostró los más altos valores para el P60™ (48.5) y el Alert™ (ilegible) (tuvo los valores más altos $p < 0.05$). El Solitaire™ (11.2) tuvo el valor más bajo (significativo $p < 0.05$). El KHN para la superficie baja de las muestras de 5 mm mostró al Alert™ (16.5) y al P60™ (16.3) con valores más altos que el Surefil™ (11.2). El Solitaire™ mostró tener un nivel de contracción significativamente mayor y el Alert™ un nivel significativamente menor que los otros tres materiales para ambas muestras de profundidad. La profundidad de curación estuvo severamente comprometida en todos los materiales al nivel de 5 mm

EFFECTOS DE SITIOS DE INICIACIÓN SOBRE LA DIRECCIÓN DE CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS DE CURACIÓN LUMINOSA.

H. Bae, C.M. Um, H.C. Kwon, B.H. Cho (Departamento de Odontología Conservadora, Colegio de Odontología, Universidad Nacional de Seoul, Seoul, Corea).

El propósito del presente estudio fue evaluar el efecto que tiene el sitio de iniciación de la polimerización sobre la dirección de contracción por polimerización durante la curación luminosa, así como el efecto de la regulación del tiempo de duración del curado del adhesivo sobre la formación de gaps en las interfaces de unión. Los tiempos máximos de cura de los componentes con diversos métodos de curación fueron los siguientes:

Primer A+B (sin cura)	D/E bond (cura luminosa)	18.90 s	Curación temprana
Primer A+B (sin cura)	D/E bond + Pre-bond (sin cura)	79.36 s	Curación intermedia
Primer A+B (sin cura)	D/E bond (sin cura)	-	Curación tardía
		-	Sin cura
Primer A+B (cura luminosa)		9.92 s	
	D/E bond (cura luminosa)	7.30 s	
		Aelitefil (cura luminosa) 4.94 s	

El ancho de los gaps interfaciales entre el piso de la cavidad y la resina compuesta observados por medio de SEM resultaron ser más anchos en el grupo 4, los grupos 2 y 3 mostraron anchos similares, aunque más angostos que el grupo 4 y el grupo 1 mostró el ancho más pequeño de gap. En conclusión, la dirección de contracción a la polimerización de las resinas de curación luminosa debe ser regida por el sitio de iniciación de la polimerización.

EFFECTOS DE COCURADO Y RESINAS ADHESIVAS EN LA CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS

G.M. KNIGHT* (Práctica privada, Melbourne, Victoria, Australia)

La unión de cocurado ionómero de vidrio modificado con resina. Como una unión intermedia entre la resina compuesta y la estructura del diente. El propósito del presente estudio es la comparación de contracción por polimerización de la resina compuesta mediante el empleo de técnicas de unión de resina y de cocurado. Se tomaron seis muestras de cada una de cuatro resinas compuestas (Pertac, ESPE; Arabesk, Voco; Z-100, 3M; Glacier, Southern Cental Industries), que fueron insertadas en los barriles de jeringas de plástico de 3 mL modificadas (Ultradent), hasta la longitud de aproximadamente 12 mm contra el émbolo de hule y la longitud real medida con calipers. Se fotoiniciaron seis muestras de cura combinada y seis de cura de resina por 20 s. Las distancias promedio que se movieron los émbolos fueron medidas y comparadas entre sí. Las pruebas T revelaron diferencias insignificantes ($p > 0.05$) en longitudes entre las muestras con cura combinada y las de cura de resina previo a la polimerización. Las distancias promedio que se movieron los émbolos (en mm) en los casos de las muestras de cura de resina y de cura combinada respectivamente, fueron los siguientes: Pertac, 0.23, 0.09; Arabesk, 0.40, 0.15; Z-100, 0.31, 0.16; Glacier, 0.33, 0.11. las pruebas T revelaron diferencias significativas ($p < 0.05$) en movimientos del émbolo entre las muestras de cura de resina y de cura combinada. Los resultados indican que la unión por medio de cura combinada reduce los efectos de contracción por polimerización en las resinas compuestas en comparación con las técnicas de unión de resina.

MICROESTRES Y CONTRACCIÓN DE COMPOSITE CURADOS CON DIFERENTES FUENTES LUMINOSAS Y EN DIFERENTES MODOS DE CURADO.

J.R. LONG, A.C. SY, B.I. SUH (Bisco, inc., Schaumburg, IL, EUA)

Un estudio in vitro evaluó los diferentes niveles de tensión inducidos en un compuesto cuando se cura mediante diferentes modalidades de cura luminosa. Los compuestos, PYRAMID DENTIN, (Bisco), Herculite (Vivadent) y ALERT (Jeneric/ Pentron) fueron utilizados para probar las fuentes de energía luminosa Optilux (Demetron Research Corp.), la Plasma Arc Curing System (American Dental Technologies), El Elipar Highlight (ESPE) y el V.I.P (Bisco). Los compuestos se empacaron en un anillo de PMMA de 2 mm de profundidad, mediante el empleo de un adhesivo One-Step, para ser posteriormente curados. La tensión se midió por medio de la contracción del % anillo (ilegible) a los 20 minutos después de la exposición inicial a la luz (Sakaguchi, 1992):

La contracción porcentual de los compuestos también se midió, por medio del AcuVol (Bisco):

Información de stres:

Método de cura	N	Pyr. Dentin	Alert	Heliomolar
Retraso en el pulso*	4	-1243 ± 81	-1318 ± 57	- 723 ± 79
Demetron, 40 s	4	-1438 ± 84	- 1395 ± 49	- 942 ± 41
Pac Light, 10 s	4	-1433 ± 40	- 1584 ± 85	- 898 ± 75
Elipar, 40 s	4	- 1667 ± 86	- 1890 ± 121	- 1079 ± 143
Elipar 2- step, 40 s	4	- 1575 ± 106	- 1404 ± 47	- 1019 ± 80

Información de contracción:

Método de cura	N	Pyr. Dentin	Alert	Heliomolar
Retraso en el pulso*	4	2.7 ± 0.1	2.7 ± 0.1	2.2 ± 0.1
Demetron, 40 s	4	2.6 ± 0.1	2.4 ± 0.1	2.4 ± 0.2
Pac Light, 10 s	4	2.7 ± 0.0	2.2 ± 0.0	2.2 ± 0.0
Elipar, 40 s	4	2.8 ± 0.1	2.5 ± 0.1	2.3 ± 0.1
Elipar 2- step, 40 s	4	2.8 ± 0.1	2.6 ± 0.1	2.3 ± 0.0

Los diferentes métodos de curación luminosa proporcionan diferentes niveles de stres; el Retraso en el pulso es el que produce el menor stres. La contracción volumétrica no se ve afectada por el método de curación de retraso en el pulso.

* 200 mW/cm² por 3 seg, 3 min de espera, 600 mW/ cm² por 30 seg.

UN MODELO PARA LA ESTIMACIÓN DEL STRES A LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN.

(PCS) L. FENG y B.I. SUH, Bisco, Inc., Schaumburg, IL)

Se presenta un modelo simple, con base en modelos utilizados en la mecánica, de materiales empleados en el doblado de placas planas. Mediante la aplicación del presente modelo, uno puede estimar la tensión normal y el stres por desgaste a nivel de la pared dental causada por la contracción por polimerización de un composite, La ventaja de este modelo consiste en que no involucra el flujo plástico, el cual siempre es difícil de medir, ni el punto de gelatinización, el cual está mal definido. Los valores de PCS simulados por computadora, como una función de contracción por polimerización del material.

La aplicación de estos valores mejora después de ciertas modificaciones. La tabla presentada a continuación muestra algunos de los resultados obtenidos.

Contracción, %	2.35	2.54	2.78	2.87	2.94	3.10	3.16
Stres calculada, Mpa	1.50	2.10	3.30	3.80	4.30	5.10	6.10
Stres medida, Mpa	0.55	1.43	2.94	3.68	4.60	5.84	6.62

El modelo de doblado de placas nos provee de un mecanismo para explicar cómo se desarrolla la PCS y un acercamiento acertado de cómo se estima su magnitud.

ESTRÉS DE CONTRACCIÓN DE PARTÍCULAS DE MICRORELLENO NO UNIDAS.

Esta investigación fue hecha por J.R. Condon, J.L. Ferracane, Departamento de Biomateriales y Biomaquinaria, Universidad de Ciencias de la Salud de Oregón, Pórtland, OR, USA.

Una gran desventaja en la restauración de los compuestos dentales es la contracción por polimerización. Esta contracción puede generar tensión en la unión entre el compuesto y la estructura del diente (Lutz et al 1991) varias medidas se han propuesto para responder a la nociva tensión por contracción por polimerización. Mientras la polimerización actúa, la cantidad de tensión generada dentro del compuesto que se está contrayendo depende de la magnitud de la reacción (Davidson y De Gree, 1984, Freilzer et al 1990). En los materiales dentales comerciales la mayor parte de contracción por polimerización es resuelta por el flujo, minimizado el estrés de contracción permitiendo al volumen de compuesto cambiar de forma. Los compuestos de auto —polimerización que se polimerizan más lentamente que los materiales activados por luz, permiten mayor tiempo para el flujo y se ha observado que generan menores niveles de estrés de contracción por polimerización. (Freilzer et al 1993). El área de la superficie del compuesto que forma una unión en la pared o el esmalte del diente le impide que cambie de forma, por lo tanto, menor tensión interna es resuelta por flujo. La cantidad relativa del área de superficie sin unión de resina determina la habilidad del compuesto para remediar el estrés de contracción en desarrollo.

Se hizo un intento para explotar la habilidad de inclusiones para la liberación de tensión examinando los efectos de partículas no unidas en el estrés de contracción, la hipótesis a ser probada fue que las partículas compuestas de relleno que no hablan sido tratadas con un tratamiento de silano funcional podían proveer sitios de liberación de tensión interna similares a vacíos. Las partículas de microrelleno son usualmente incluidas en fórmulas comerciales para proveer características de manejo, reducir el establecimiento e incrementar la resistencia de uso (Pallav et al, 1989) Esta fina etapa de dispersión puede proveer un amplio número de sitios de liberación del estrés interno de la resina, sin comprometer las propiedades mecánicas del material. Un estudio reciente mostró pequeñas reducciones en las propiedades mecánicas del compuesto conteniendo hasta 20% de microrelleno de cristal no silanizado (Ferracane y Berge, 1995).

MATERIAL Y METODOS

La prueba de estrés de contracción fue realizada en una forma similar a la de Feilzer et al, 1990. Dos platos de cristal fueron hechos ásperos mediante el lavado a presión (400 um A 1203) y tratado con primer de porcelana (primer de cerámica scotchbond, 3M productos dentales, st Paul, MN, USA) en ambos lados. Dos tacones de acero también hechos ásperos mediante lavado a presión. Una capa de adhesivo (Scotchbond, multiusos) fue aplicada a un lado de cada pieza de vidrio y los tacones, y luego fotopolimerizados por 30 segundos con una vara de curación (Visilux 2, 3M Co. O Elipar, ESPE. Seefeld / Oberbar, Alemania) sin molde. Los tacones de acero fueron anexados a la máquina de pruebas mecánicas (MIS, Eden Pariré, Minnesota, USA); una fue anexada a una celda de carga y la otra al actuador. Los platos de vidrio fueron unidos a los tacones de acero usando un compuesto comercial de fotopolimerización (Bisfil, P, Bisco, Inc. Itasca, 111, USA) Un anillo polipropileno formó la circunferencia del disco compuesto, jalea de petróleo fue ligeramente aplicada al anillo de polipropileno para prevenir que el compuesto se uniera a él. La pasta compuesta fue cargada dentro del anillo en el plato de vidrio inferior. El actuador fue bajando hasta que el plato de vidrio superior fue puesto a 0.1 mm de la parte de arriba del anillo de polipropileno, exprimiendo fuera una pequeña cantidad de pasta excedente. La fotopolimerización del compuesto fue hecha durante 60 segundos usando dos unidades de fotopolimerización (visilux 2 y Elipar) de igual intensidad (300 y 275 mw/cm² respectivamente) actuando por lados opuestos del compuesto y colocados a 5mm del anillo de plástico. Un transductor libre de contacto (Kaman, Colorado Springs, USA) monitoreo la distancia entre los platos. La fuerza generada por la contracción del compuesto fue suficiente para causar desviación de hasta 10 um dentro de la celda de carga de 2000 N. Por tanto el actuador fue accionado para compensar esta desviación para mantener la distancia medida por el contacto del transductor. El sistema de control fue capaz de mantener constante el espacio entre los platos dentro de .25 um. Para el experimento fue necesario examinar los materiales en valores de factor C que resultaron en niveles de estrés lo suficientemente altos para intensificar el efecto de los microrellenos no unidos sin causar fallas de las muestras. Después de algunas pruebas preliminares, un factor C de 3.0 fue escogido para los compuestos de microrelleno, y un factor O de 2.0 fue escogido para los compuestos híbridos de partículas pequeñas. Esto fue controlado usando un anillo de polipropileno con un diámetro interno de 7.5 mm y una altura de 1.25 mm para los compuestos de microrelleno. Cinco muestras de cada microrelleno fueron examinadas. Cinco muestras de cada compuesto híbrido fueron utilizadas usando un anillo de 5.0 mm de diámetro y 1.25 mm de altura. Un diámetro menor fue escogido para los híbridos para asegurar una foto polimerización mas completa.

Los materiales utilizados incluyen una resina que fue ligeramente llenada con partículas de microrelleno rio silanizadas. (OX — 50, Degussa AM,

Frankfort, Alemania) y una resina con microrelleno que fue tratada con (Y metacriloxipropil trimetoxi silano), una resina con microrellenos tratados con silano no funcional (3,3,3 trifluorpropiltrimetoxi silano), fue también examinada. Se usaron dos unidades de fotopolimerización (optilux 400, Demetro Research Co, Danbury, CT, USA), cada una con una salida de 600 mw / cm², los sistemas fueron comparados usando ANOVA y Tukey (P<0.05).

Los resultados mostraron una reducción en los sistemas de microrelleno cerca del 50% (O = 3.0) el microrelleno no silanizado produjo un estrés ligeramente mayor al material con microrelleno silanizado, con una mayor intensidad de fotopolimerización causaron que cerca del 40% de las muestras de microrelleno silanizado fallarán. El material que contenía microrelleno silanizado no funcional resultó en un 32% en menor estrés de contracción que el material con microrelleno silanizado. En los sistemas compuestos de microrelleno no silanizado produjo 31% menor estrés que el microrelleno silanizado (O = 20). El silanizado no funcional resultó ligeramente en menores niveles de estrés que el microrelleno silanizado.

Planteamiento del problema

La contracción provocada por polimerización es un problema conocido y por lo tanto un riesgo calculado al usar resinas compuestas.

En el caso de resinas para fijación de brackets la contracción puede provocar magnitudes de estrés suficientes para provocar por si solos fallas microestructurales en el material cementante.

Justificación

Dado el creciente uso de resinas fotopolimerizables para la fijación de brackets, y dados los problemas que dicha contracción provoca en odontología restauradora, se justifica cuantificar los niveles de contracción de una resina para fijación de brackets de reciente aparición en el mercado nacional.

Objetivos

General

Cuantificar el nivel promedio de contracción por polimerización de una resina para fijación de brackets, y comparar dicho resultado con lo obtenido en el mismo sentido con una resina restauradora.

Específicos

- **Fotopolimerizar muestras de resina para fijación de brackets midiendo con un transductor, sus niveles de contracción.**
- **Fotopolimerizar muestras de resina restauradora midiendo con un transductor, sus niveles de contracción.**
- **Comparar resultados.**

Hipótesis

Por su mayor contenido de fase orgánica, la resina para cementación de brackets se contraerá más que la resina para restauración.

Material y Método

El material utilizado en esta investigación fue:

1. Resina para restauración (XRV Herculite de Kerr).
2. Resina para cementación de Brackets (Borgatta).
3. Lámpara visilux (de 3M).
4. Caja negra para transportar resina.
5. Espátula de cemento.
6. Aparato para medir contracción (transductor).
7. Báscula.
8. Porta objetos con anillo de bronce (con una altura de 1.24 mm y un diámetro interno de 19 mm).
9. Porta objetos sin anillo.
10. Cubre objetos (22 x 22 mm y un espesor de 0.10 mm).
11. Programa computacional.

Método

1. Se elaboraron 10 muestras de resina para restauración (marca XRV Herculite de Kerr) y 10 muestras de resina para cementación de brackets (Borgatta), a continuación fueron llevadas a la báscula para medir su peso, para hacer esto, con la espátula para cemento se toma cada una de las muestras, teniendo cuidado de no hacer contacto manual con ellas, para posteriormente colocarlas en una caja negra y ser puestas en la báscula, se tomó la lectura de cada una de las muestras.
2. Fueron transportadas de la báscula al aparato para medir contracción en la caja negra para evitar así una pre-polimerización de la resina y así evitar una falla en los resultados.
3. Hecho esto cada una de las muestras es colocada en el centro de un porta objetos que tiene un anillo de bronce con una altura de 1.24 mm, las muestras deben ser manipuladas con mucho cuidado y siempre con la espátula para cementos, el diámetro interno del anillo de bronce es de 19 mm.
4. Ya colocada la muestra en el centro del porta objetos es puesta en la parte superior del porta objetos con un anillo, un cubre objetos, (las características de este son las siguientes: 22 x 22 mm. y un espesor de 0.10 mm).
5. Habiendo efectuado todos los pasos anteriores, sobre el cubre objetos se coloca otro porta objetos con el fin de conformar la muestra hasta la altura del anillo del porta objetos inferior.
6. El porta objetos con que se conforma la muestra es retirado.
7. La muestra así es llevada al aparato para medir contracción y colocada sobre la platina.
8. La muestra es colocada en el centro de la perforación de la platina y se pone en contacto con la punta del transductor para posteriormente ser ajustado.
9. Llevando a cabo todos estos pasos, se inicia la prueba con el aparato para medir la contracción y la foto polimerización al mismo tiempo.
10. A los 20 seg. de iniciada la prueba se apaga la lámpara de fotopolimerización.

11. A continuación se monitorea y grafica la continuación de la contracción por polimerización por un tiempo de 600 segundos.
12. Todas las muestras fueron polimerizadas durante 20 segundos según el fabricante, con una intensidad de luz de 300 mW/cm².
13. Todas las muestras tuvieron una intensidad de calor de 50 mW/cm².
14. Todas las muestras fueron foto polimerizadas a una distancia constante de 1 mm.
15. Todas las pruebas hechas en el laboratorio fueron a una temperatura de 19°C con una humedad relativa de 60%.

Tamaño y Características de la Muestra

- 10 muestras de resina para fijación de brackets
- 10 muestras de resina restauradora

Todas las muestras fueron de la variedad fotopolimerizable.

**ESTA TESIS NO SALI
DE LA BIBLIOTECA**

Resultados

XR.V. Herculite Lote:108971 para tipo A2 (para restauración)

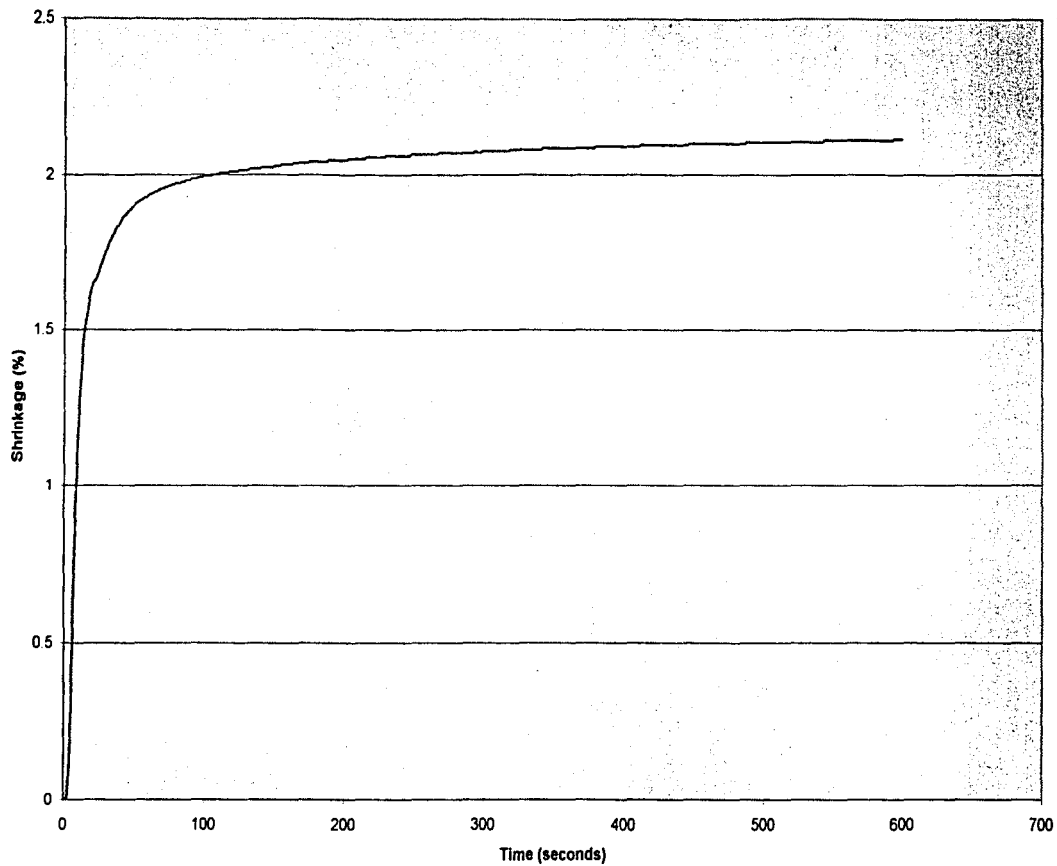
No.	Peso	Contracción por polimerización
1	0.2051 g	3.187 %
2	0.1553 g	2.040 %
3	0.1440 g	1.940 %
4	0.1473 g	1.972 %
5	0.1551 g	1.857 %
6	0.1463 g	2.014 %
7	0.1644 g	2.046 %
8	0.1557 g	2.014 %
9	0.1218 g	2.014 %
10	0.1548 g	2.000 %

XR.V. Herculite: valor promedio = 2.309 ± 0.343

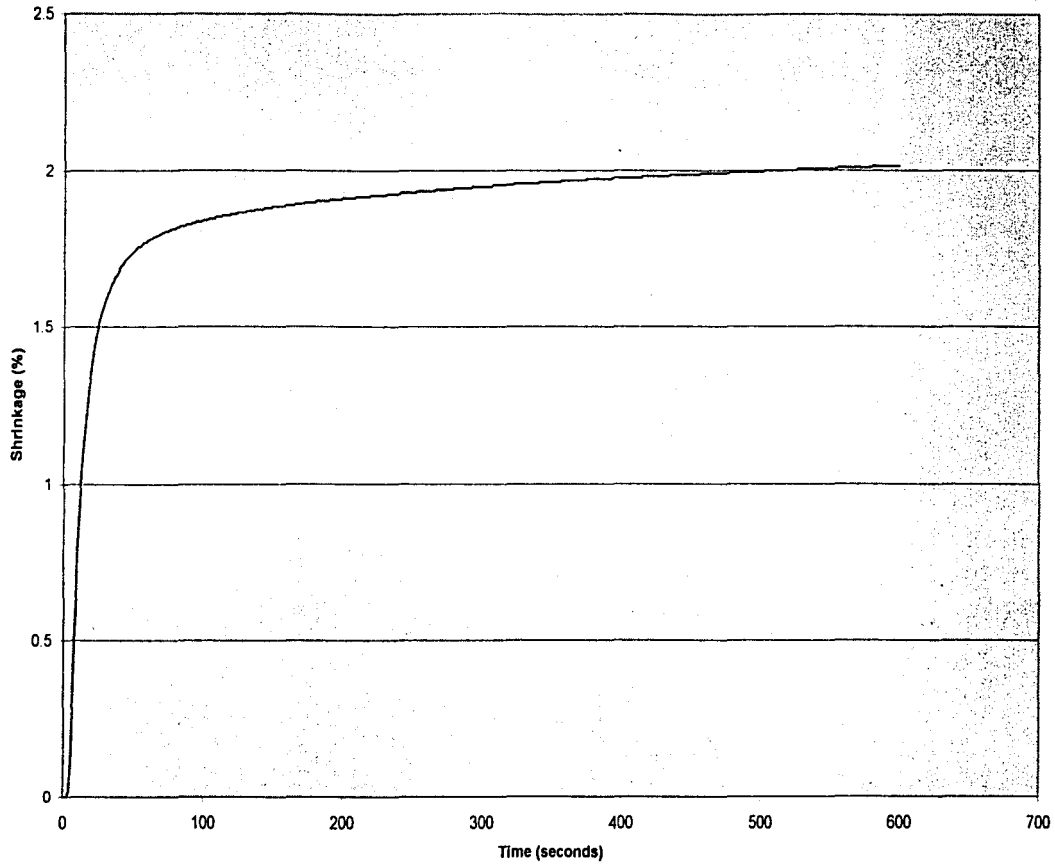
Borgatta lote: 01022 (para cementación de Brackets)

No.	Peso	Contracción por polimerización
1	0.1280 g	3.187 %
2	0.1210 g	2.139 %
3	0.1190 g	2.111 %
4	0.1362 g	2.379 %
5	0.1279 g	2.134 %
6	0.1266 g	2.490 %
7	0.1266 g	1.949 %
8	0.1222 g	2.268 %
9	0.1239 g	2.180 %
10	0.1394 g	2.249 %

Borgatta: valor promedio = 1.970 ± 0.080



44



45

One Way Analysis of Variance

Tuesday, March 12, 2002, 11:45:08

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Failed (P = <0.001)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.119)

RV-
DATA-

Group	N	Missing
Col 1	10	0
Col 2	10	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
Col 1	2.309	0.343	0.108
Col 2	1.970	0.0802	0.0254

Power of performed test with alpha = 0.050: 0.785

The power of the performed test (0.785) 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	1	0.572	0.572	9.223	0.007
Residual	18	1.117	0.0620		
Total	19	1.689			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0.007).

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P<0.05
Col 1 vs. Col 2	0.338	2	4.295	Yes

Discusión.

En un estudio realizado en la Universidad de Buenos Aires por V.I. Rodríguez, P.F. Abate y R.L. Machi encontraron que la contracción porcentual posterior a una activación por ochenta segundos en dos grupos, en el grupo uno la contracción fue mayor 1.43 (0.43) % con una intensidad de luz (250 mw/cm²) en el grupo dos 1.04(0.38)%. En otro estudio similar fue llevado a cabo en el Colegio de Odontología, Universidad de la Comunidad de Virginia, por P. White, C.N. Brooks y P.C. Moon demostraron que una intensidad de luz de 400 mw /cm² existe una mayor contracción ANOVA indico (1.69 .63%).

En la concentración del agente fotoiniciador sobre el desarrollo de stres, y por un período de sesenta segundos (500 mw/cm²) M.P. Aarnt, A. Akinmade y A.J. Feilzer obtuvieron una contracción volumétrica 3.2 (0.2%) .

En el Colegio de Odontología de la Universidad de Missouri-kansas realizaron un estudio con resinas sin relleno, un material epóxico y resinas basadas en el metacrilato , demostrando que los materiales epóxicos desarrollaron una menor tensión.

Los valores por contracción obtenidos en esta investigación determinaron que la resina restauradora tuvo una contracción mayor, para una composición de 79% de relleno en peso y 59% en volumen de relleno y la resina Borgatta para una composición no determinada ya que se presume que la base orgánica no es bis-GMA por la contracción menor que tuvo. No se obtuvieron estos datos (ni la base orgánica, ni la cantidad de relleno). Se investigo a través del distribuidor y posteriormente del fabricante sin obtener una respuesta de los componentes.

Conclusiones

De acuerdo a los datos obtenidos en el laboratorio de materiales dentales se demostró que XRV Herculite resina para restauración obtuvo un valor promedio de contracción por polimerización de 2.309 ± 0.343 y que Borgatta resina par cementación de brackets obtuvo un valor promedio de contracción por polimerización de 1.970 ± 0.080 .

XRV Herculite tuvo mayor contracción que Borgatta, contradiciendo la hipótesis de que la resina para restauración XRV Herculite tendría menor contracción por polimerización que Borgatta.

Bibliografía

1. A new Ortodontic Bonding Adhesive
Thomas W. Ortendahl, O. D.
VLF Ortengren, DDS.
JCO 2000 January 50-54
2. Atlas de Ortodoncia del Adulto
Manuel H. Marks
Salvat, Pag. 512-516
3. Ciencia de los Materiales Dentales
D. E. Phillips Décima Edición
Pag. 602-605, 283-311
4. Ciencia de los materiales dentales
Skinner
Interamericana. Mc Graw -Hill
Pag. 240-252, 520-525
5. Grabado Compuesto Estético Técnicas y Materiales
Ronald E. Jordan.
Mosby/Doyma Libros
Pag. 24-56
6. Intrinsic " Soft-start" Polymerisation Shrinkage- Kinetics in an acrylate
Based Resin- Composite.
D. C. Watts, A. Al. Hindi
Dental Materials 15 (1999) Pag. 39-45
7. Light and Setting Time at Visible- Light-Cured Orthodontic Adhesives.
Larry S. Oesterle, DDS MS Marion L. Messersmith, DDS, MS Sara M.
Devine, DDS. MS Chales F. Ness DMD, MS.
J. Orthod 1990-97: 121-125
8. Los Composites
Francoise Roth
Masson, S. A. Barcelona España
Pag. 7-38
9. Manual de Ortodoncia
Viazis
Medica Panamerican
Pag. 113-122
10. Operatoria dental Ciencia y Practica
Jorge Uribe Echeverría

Ediciones avances

Pag. 240-251

11. Ortodoncia Principios Generales y Técnica.

Tomas M Graber

Panamericana Segunda Edición

Pag 520-602

12. Ortodoncia Teoria y Practica

Proffit

Mosby/Doyma Libros Segunda Edición

Pag. 342-347

13. Probability of Failure of Orthodontic Brackets Bonded Different
Cementing agents.

Chistina A. Mitchell, Eilis O'Hagan, Julie M. Walker

Dental Materials 11:317-322 september, 1995.

14. Reduction of Composite contraction Stress Through

Non-bonded microfiller particles,

J, R. Condon, J. L. Ferracane.

Dental Materials 14 : 256-260 July, 1998