



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA DEL ESPESOR DENTINARIO EN LA
CONTRACCIÓN POR FOTOPOLIMERIZACIÓN DE
RESINAS COMPUESTAS PARA RECONSTRUCCIÓN.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

EVARISTO BONIFAZ MANZUR

TUTOR: Dr. GABRIEL SÁEZ ESPÍNOLA

ASESORA: Mtra. EIRA LÓPEZ PALACIOS



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

Programa PAPIIT IT 201612

A Dios por dejarme concluir este proyecto; gracias por darme fuerza para realizar este sueño realidad.

A la UNAM y en especial a la Facultad de Odontología por ser mi segunda casa y alma máter dejándome recuerdos inolvidables; agradezco por la oportunidad que me dio de crecimiento como estudiante y como persona.

A mi tutor, el Dr. Gabriel Sáez Espínola por su paciencia, interés, apoyo y dedicación para la realización de este trabajo.

A mi asesora, la Dra. Eira López Palacios por su empeño, tiempo y compartir sus conocimientos conmigo en este trabajo.

Al Ing. Carlos Álvarez Gayosso, por su apoyo y compartir sus conocimientos para realizar la investigación.

A mi padre, por todo el apoyo brindado a lo largo de mi carrera y fuera de ella, agradezco por ser un ejemplo y mi mejor maestro, sin ti esto no hubiera sido posible.

A mi madre, por la insistencia, empatía y apoyo incondicional a lo largo de mi vida y durante la carrera, agradezco por tenerte en esta etapa de mi vida y compartir esta alegría conmigo, sin ti esto no hubiera sido posible.

A mi hermana, por preocuparte por mí, por estar conmigo y todo tu apoyo cuando lo he necesitado, agradezco tus consejos y lo que me has enseñado. Te deseo mucho éxito.

A mis amigos, Daniela, Carlos, Ernesto, Rodrigo, Adrián, Alejandro por que cuando necesite..... estuvieron siempre conmigo. Por todos los momentos que pasamos juntos, el cariño y el apoyo brindado a lo largo de estos años.

A todos mis profesores, por dejar conocimientos en mí a lo largo de mi carrera dejando un poco de sí para aprender el arte de la Odontología.

A mis abuelos Ernesto, Martha, Mario y Elena, por creer en mí y ser parte de mi formación profesional.

A mi hija Victoria, mi vida, por ser mi más grande motivación, por tu amor, cariño y darme la experiencia de ser papá. La pequeña a quien DEDICO ESTA OBRA.

“La vida es como una leyenda, no importa que sea larga, sino que esté bien narrada”.

Séneca

ÍNDICE

Página

Índice de figuras

Índice de tablas

Índice de gráficas

INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES	3
COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS	5
FASE ORGÁNICA	5
FASE INORGÁNICA	6
FOTOPOLIMERIZACIÓN	9
EVOLUCIÓN DE LOS APARATOS DE FOTOPOLIMERIZADO	9
LÁMPARA HALÓGENA	10
LÁMPARA DE ARCO DE PLASMA	11
EMISIÓN POR LASER DE ARGÓN	12
LED	12
TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN	14
CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN	18
PROCESO DE FOTOPOLIMERIZADO	19
RELAJACIÓN DEL ESTRÉS	23
PROPIEDADES DE LOS TEJIDOS	24
DENTINA	24

PROPIEDADES FÍSICAS	26
COMPOSICIÓN QUÍMICA	28
MATRIZ ORGÁNICA DE LA DENTINA	29
MATRIZ INORGÁNICA DE LA DENTINA	30
METODOLOGÍA	31
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	34
JUSTIFICACIÓN	34
OBJETIVO	35
HIPÓTESIS	35
MATERIAL Y MÉTODO	36
MATERIAL	36
PROCEDIMIENTO	38
RESULTADOS	49
DISCUSIÓN	56
CONCLUSIONES	59
REFERENCIAS	62

Índice de figuras	Página
Fig. 1.- Bisfenolglicidil dimetacrilato (nersp.nerdc.ufl.edu) -----	3
Fig. 2.- Uretano dimetil metacrilato (monografias.com) -----	5
Fig. 3. - Trietilenglicol dimetacrilato. (monografias.com) -----	6
Fig. 4. - Silano propil metacrilato. -----	8
Fig. 5.- Lámpara halógena (medicalexpo.es) -----	10
Fig. 6.- Lámpara de arco de plasma (orthocj.com) -----	11
Fig. 7.- Lámpara de LASER de argón (orthocj.com) -----	12
Fig. 8.- Lámpara LED (ortolan.es) -----	13
Fig. 9.- Estructuras del diente (carlosboveda.com) -----	24
Fig. 10.- Especímenes (molares) en inmersión. -----	38
Fig. 11.- Resina acrílica. -----	39
Fig. 12.- Especímenes montados en la regla. -----	39
Fig. 13.- Especímenes inmersos montados en reglas. -----	40
Fig. 14.- Muestras montadas. -----	40
Fig. 15.- Corte de las muestras. -----	40
Fig. 16.- Micrómetro de reloj. -----	41

Fig. 17.- Corte de los molares. -----	42
Fig. 18.- Obtención de láminas dentinarias. -----	42
Fig. 19.- Aparato de medición de contracción. -----	42
Fig. 20.- Resina colocada en los especímenes. -----	44
Fig. 21.- Transductor presionando la muestra. -----	45
Fig. 22.- Radiómetro. -----	45
Fig. 23.- Especimen fotopolimerizando. -----	45

Tabla 1.- Cronología de las resinas compuestas según Cova ----- 4

Índice de gráficas	Página
Gráfica 1.- Relación entre mV/ Segundo -----	47
Gráfica 2.- Relación entre porcentaje de contracción y tiempo -----	48
Gráfica 3.- Porcentaje de encogimiento de Filtek Z350 de manera convencional -----	49
Gráfica 4.- Porcentaje de encogimiento en Filtek Z350 con 1mm de dentina -----	50
Gráfica 5.- Porcentaje de encogimiento en Filtek Z350 con 2mm de dentina -----	51
Gráfica 6.- Porcentaje de encogimiento de Signum -----	52
Gráfica 7.- Porcentaje de encogimiento de Signum con 1 mm de dentina -----	53
Gráfica 8.- Porcentaje de encogimiento de Signum con 2 mm de dentina -----	54
Gráfica 9.- Promedios de porcentaje de resinas compuestas -----	55

INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas son materiales de obturación las cuales se introdujeron a mediados de los años 60's; se aplican en la restauración de los defectos dentarios producidos por caries, erosiones, resorciones o fracturas aunque también tienen otras aplicaciones.¹

En 1962 el Dr. Ray L. Bowen desarrolló la molécula del BisGMA tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas pero el curado químico exigía mezclar la pasta base con el catalizador lo que ocasionaba problemas con la proporción y la estabilidad de color; pero no fue, sino hasta 1970 que aparecieron los materiales compuestos polimerizables mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en sus primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta de un rango de 365nm, pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible, de color azul en rango de los 427nm a los 491nm, actualmente en uso y desarrollo.²

La polimerización de las resinas compuestas depende de la absorción de luz, pero sólo del rango antes mencionado, esto ocurre a partir de la excitación de un componente llamado canforoquinona, que al ser activado,

reacciona como un agente reductor amina alifática para liberar los radicales libres que dan inicio a la polimerización de los grupos metacrilatos y forman una matriz polimérica de reacción cruzada.³

Ahora bien, la dentina presenta un color blanco amarillento, pero puede variar de un individuo a otro; como el esmalte es translúcido, por el alto grado de mineralización, el color del diente lo aporta la dentina. Algunos factores que influyen son el grado de mineralización, la vitalidad pulpar, la edad, los pigmentos y la translucidez, ya que la dentina es menos translúcida que el esmalte.⁴

ANTECEDENTES

Las resinas compuestas comienzan con los llamados materiales de obturación de resinas acrílicas reforzadas con vidrio, sílice, alúmina, diamante y hasta aleaciones de plata. Los nuevos compuestos comienzan con Ray L. Bowen en el año 1965; a principios de los años 60's la molécula de Bowen para su resina compuesta es de naturaleza híbrida acrílica-epóxica, en donde los grupos reactivos epóxicos terminales se remplazan por grupos metacrílicos, molécula conocida como BisGMA (Fig.1).

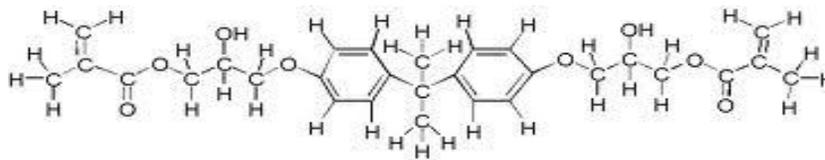


Fig. 1: Bisfenolglicidil dimetacrilato

Los primeros materiales fueron de polimerización química. Estos materiales ofrecieron una mejor estética que las amalgamas. El desgaste, las variaciones de color y la falta de adhesión a las superficies dentales fueron algunos de los problemas asociados con estos primeros materiales. Se han logrado significativos avances al haberse superado las debilidades de los primeros materiales.

Los sistemas adhesivos han sido desarrollados para lograr mejor adhesión no sólo al esmalte (mediante un grabado ácido), sino también para humectar la dentina.

Las resinas compuestas han resultado más fuertes, resistentes al desgaste y estables en cuanto al color. Ambos tipos de materiales fotopolimerizaban según la necesidad con lámparas de gran intensidad, que emitían luz dentro de un rango de longitud de onda de 400-500nm.

En los años 80's, las resinas compuestas fueron desarrolladas para un tipo específico de restauración, por ejemplo, los materiales fueron diseñados para su uso en dientes anteriores o posteriores; al final de esa misma década se desarrollaron las resinas compuestas para ser utilizadas tanto en restauraciones posteriores como en anteriores, como se muestra en la tabla 1.⁵

Tabla 1. Cronología de las resinas compuestas según Cova⁶

Evolución de resinas compuestas	
1941	Sistema iniciador peróxido-amina
1950	Surgen las resinas acrílicas
1962	El monómero de Ray L. Bowen
1963	Cuarzo como primer compuesto de macrorrelleno
1970	Sistema iniciador por luz UV para uso odontológico
1974	Se introducen los microrrellenos
1977	Primer microrrelleno para uso en dientes anteriores
1977	Primer compuesto polimerizable por luz visible
1980	Surge el primer híbrido
1982	Compuesto para incrustaciones
1983	Macrorrellenos altamente cargados para uso odontológico
1984	Compuestos de microrrellenos radioopacos
1996	Se dan a conocer las resinas compuestas fluídas
1998	Surgen las resinas compuestas empacables

En Odontología, se define a una resina compuesta como una pasta de material restaurador basado en resinas que actúan como un aglutinador orgánico monomérico, que contiene al menos 60% de relleno inorgánico, junto a un sistema que produce polimerización.⁷

Composición de las resinas compuestas

Se les denomina de ésta manera por poseer dos componentes fundamentales:

1.- Fase orgánica:

a) Monómeros base.

Bisfenol glicidil dimetacrilato (BisGMA, Fig.1)

b) Monómeros diluyentes.

Uretano dimetil metacrilato (UDMA Fig.2)

Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA Fig.3)

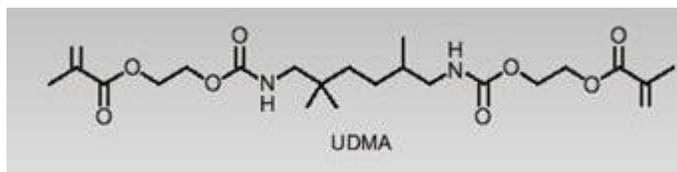


Fig.2 Uretano dimetil metacrilato

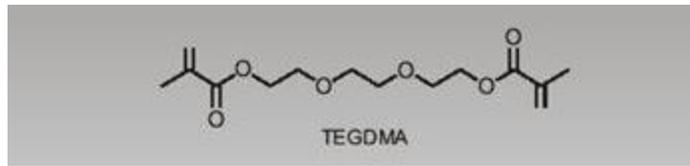


Fig.3 Trietilenglicol dimetacrilato

La matriz posee monómeros diluyentes, necesarios para disminuir la viscosidad de los monómeros que poseen alto peso molecular (BisGMA y UDMA), frecuentemente se utilizan los diluyentes como el trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA), el cual facilita incorporar mayor cantidad de relleno obteniendo mejores características de manipulación.³

2.- Fase inorgánica:

- a) Material de relleno
- b) Silano

La fase inorgánica adicionada a la matriz de polímeros en alta concentración aumenta las características de resistencia compresiva, tensional, dureza y resistencia a la abrasión; disminución del coeficiente de expansión térmica, así como la contracción volumétrica de polimerización.

Este contenido puede estar presente entre un 50% hasta 84% y puede ser de: cuarzo fundido, vidrio de aluminio-silicato, vidrio de boro-silicato, silicatos de litio y aluminio, fluoruros de Ca, vidrio de estroncio, vidrio de Zn y Zirconio.³

Cabe mencionar, que en este segundo componente existen iniciadores químicos, que una vez activados por una luz visible del rango entre los 400 y 500nm dan inicio al proceso de la polimerización, excitando fotoiniciadores como las canforoquinonas u otro como puede ser la difenil propanodiona, provocando una interacción reactiva con una amina terciaria no aromática.

El resultado inmediato es la formación de un radical libre que, al encontrar un monómero resinoso con conexiones dobles de carbono (C=C), forma un par con uno de los electrones de la conexión doble, dejando a los demás miembros del par libre igualmente reactivo para continuar con la reacción.³

El agente de unión entre los dos componentes orgánico e inorgánico normalmente es un silano (Fig. 4); los dobles enlaces de ésta molécula permiten fácil unión a los monómeros metacrílicos, mientras que las fracciones reaccionan con el grupo inorgánico de refuerzo, formando así un verdadero puente de unión.⁸

Los silanos son agentes acoplantes bifuncionales, con un segmento intermedio que provee la fase interfacial que mantiene unidas a la matriz orgánica polimérica con la fase inorgánica de refuerzo. Se utilizan con el fin de mejorar la unión entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica polimérica, lo que incrementa el tiempo de vida de las restauraciones. La silanización de las partículas de relleno provee una mejor dispersabilidad de éstas en la matriz, mejores propiedades mecánicas, ya que interfiere en la propagación de las fracturas, provee mayor resistencia al desgaste y a la sorción acuosa.⁹



Fig. 4. silano propil metacrilato

Las resinas compuestas contraen al polimerizar porque en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de monómero están a distancias de enlaces covalentes, menores.¹

Los composites, a pesar de poseer numerosas variables y diferentes composiciones, se presentan con dos mecanismos de polimerización:

Los sistemas químicamente activados (pasta-pasta) y los sistemas fotoactivados, en los cuales la presencia de una luz es esencial.¹⁰

Fotopolimerización

El equipo de fotopolimerizado es un instrumento capaz de generar y transmitir luz con alta intensidad con longitud de onda en rangos específicos para los fotoiniciadores empleados en algunos materiales (canforoquinona 460nm, y Difenil propanodiona 420nm).

Evolución de los instrumentos de polimerizado

La primera de esas resinas en surgir fue la “NUVA-fill” que polimerizaba por una irradiación ultravioleta producida por una fuente de luz, la cual emitía una radiación en una longitud de onda de entre 320 y 365nm.

Los sistemas de luz ultravioleta revolucionaron el campo Odontológico ya que tenía muchas ventajas, como el control de tiempo de trabajo, reducción de la porosidad y mejor estabilidad de color. Pero los daños de la radiación ultravioleta y la limitada profundidad de polimerización fueron razones para llevar a cabo su sustitución por sistemas activados de luz

visible, que tuvieron una rápida evolución desde su introducción en 1980 hasta la actualidad.¹⁰

Debido a esta problemática, surgen las lámparas halógenas (Fig. 5) con sistemas de luz visible, generalmente de cuarzo y tungsteno. Sus beneficios incluyen tecnología de bajo costo, mientras que sus inconvenientes implican la producción de altas temperaturas y la disminución de la radiación debida al envejecimiento de la bombilla y el filtro.¹¹

Su emisión de longitud de onda va de 400-600nm. Con ellas polimerizan la mayoría de resinas compuestas. Su limitada duración y la necesidad de dotarlas de gran potencia propicia el aumento del tiempo de exposición generando importantes incrementos de temperatura que han de ser compensados con la incorporación de ventiladores.¹²



Fig. 5. Lámpara halógena

A lo largo de estos años han pasado diferentes tecnologías de fotopolimerización para las resinas compuestas como:

Lámparas de arco de plasma:

La necesidad de usar filtros reduce la amplitud de onda de las lámparas de plasma a un espectro situado entre 450-500nm. (Fig. 6).

Por el contrario trabajan con altas densidades lumínicas (1490-1600mW/cm²) a expensas de generar calor, produciendo por tanto una rápida polimerización.¹²



Fig. 6. Lámpara de arco de plasma

Emisión por LASER (Light Amplification by Stimulated Emission Radiation) de Argón:

Funcionan con una longitud de onda fija (476nm). Ocurre, por tanto, igual que con las de plasma, que algunos composites no polimerizan o lo hacen a expensas de una reacción en cadena y no de manera homogénea.

Como la intensidad es elevada, el polimerizado, cuando ocurre, es tan rápido que las moléculas tienen dificultades para organizarse espacialmente conformando enlaces estables¹² (Fig. 7).



Fig. 7. Lámpara de LASER de Argón.

Light Emitting Diode (LED):

En la actualidad la tecnología LED es la más prometedora. La luz visible de un LED es producida por los efectos de la mecánica cuántica diferente de lámparas halógenas que necesitan calefacción de filamentos metálicos. Básicamente, el LED es una combinación de dos semiconductores diferentes.

Cuando se aplica un voltaje, los electrones de un semiconductor y la falta de electrones de la otra están conectados, resultando en la emisión de luz (Fig. 8).



Fig. 8. Lámpara LED

Sus beneficios incluyen microelectrónica (que permiten la fabricación de dispositivos más pequeños) y un estrecho espectro de emisión que cae dentro del rango de absorción de canforoquinona, que a su vez, es el iniciador más usado en la polimerización de monómeros de resina. Como consecuencia, la luz emitida por lámparas LED es mucho más eficiente. Sin embargo, algunos estudios han reportado malas propiedades en resinas de curado con unidades de fotopolimerización de LED en comparación con aquellos curados con lámparas halógenas.¹¹

Técnicas de fotopolimerización

Actualmente, casi todos los materiales a base de resina compuesta son fotopolimerizables y están condicionados por la potencia eficaz de la lámpara así como tipo, características del material y condiciones de la cavidad. Hoy en día existe una tendencia de aumentar la potencia de salida de la luz, lo que acelera el proceso de fotopolimerización por dos vías: la primera, aumentando la eficacia de la reacción o la potencia eficaz y segundo, aumentando la temperatura en el centro del material que produce una expansión mínima de las resinas compuestas durante la polimerización debido al calor radiante de la luz y la propia exotermia de la reacción. Lo que provoca que al apagar la luz y ausentar el estímulo térmico se produzca una leve contracción, sin embargo, se ha demostrado que éste procedimiento influye de manera negativa en la integridad marginal del conjunto diente-adhesivo-material restaurador debido al aumentarse el ritmo de aparición del estrés.¹

La polimerización con luz visible tiene tres ventajas clínicas:

- 1) Polimerización a “voluntad”: el tiempo de polimerización con luz del composite es mucho más controlable por parte del operador.
- 2) Polimerización rápida, intensa y fiable: en un periodo de 40 segundos se puede polimerizar un grosor mínimo del composite de 2.5 a 3mm, incluso a través de una capa de esmalte labial o lingual.

- 3) Mayor estabilidad de color; los sistemas fotopolimerizables tienen mejor estabilidad de color que las autopolimerizables por que no contienen el acelerador de amina terciaria que en los materiales autopolimerizables se considera causante del cambio de color.¹³

El método de polimerización comprende la manera de aplicarse la luz sobre la restauración, así tenemos que si el diámetro de la guía de luz es de 11 a 13mm y cubren toda la extensión de la restauración, la técnica es simplemente la aplicación fija de la luz durante el tiempo determinado por el fabricante; sí el diámetro es menor a la restauración, existe una técnica que consiste en la aplicación de la luz en movimientos circulares lentos o rápidos sobre la restauración.

Aunque estudios recomiendan mover la luz sobre la restauración, la técnica fija en aplicaciones en punto, polimerizando por partes, presenta mejores resultados. Cabe mencionar que para maximizar la fotopolimerización se tiene que aumentar el tiempo de polimerización cuando se coloque una resina a través del esmalte; en este caso solamente 2/3 de la intensidad de la luz polimerizadora es efectiva, cuando es comparada a la aplicación directa sobre el material.¹⁰

Hervás y colaboradores² recomiendan que para la fotopolimerización de la resina compuesta se mantenga entre el foco de luz y la resina una distancia óptima menor a 1mm y con la luz colocándola perpendicular al material.²

Para reducir o compensar los efectos de la contracción por polimerización se puede utilizar la técnica de inserción incremental colocando de 1.5 a 2mm de material y fotopolimerizar colocando la luz entre 1 y 2mm distancia de la resina compuesta.¹⁴

Tendremos ahora que, para la correcta polimerización de cualquier composite fotopolimerizable hay que tener en cuenta, y sí es posible, controlar los siguientes seis factores mencionados por Watts y cols.¹⁵

1.- Tiempo: cuanto más se acerque el tiempo de aplicación de la luz a los 40 segundos, mejor será la polimerización. Por lo tanto, si en una restauración incisal la aplicación de luz 20 segundos en posición labial y otros 20 en posición lingual asegurará una polimerización óptima del material. La profundidad media de la polimerización derivada de la luz en una sola dirección es de 2.5 a 3mm.

2.- Dirección del plano de la fuente luminosa: el plano de aplicación de la fuente luminosa no debe dirigirse oblicuamente contra una superficie de composite, sino que ha de incidir en ángulo recto con la superficie que se va a polimerizar.

3.- Distancia desde el extremo de la fuente luminosa hasta la superficie del composite: debe ser lo más próxima posible a cero. En cualquier caso, la distancia máxima desde el extremo de la fuente luminosa hasta la superficie del composite no debe de superar 1mm si se quiere obtener una eficaz polimerización.

4.- Tonalidad del composite: los composites oscuros son más difíciles de polimerizar que los claros, ya que los pigmentos presentes en los primeros tienden a absorber la luz. En caso de utilizarse un tono oscuro, el tiempo de polimerización debe ampliarse diez segundos.

5.- Naturaleza de la partícula de relleno del composite: los composites de microrrelleno son más difíciles de polimerizar totalmente que los demás tipos, y por tanto, es fundamental que cuando se utilicen estos sistemas, la aplicación de la luz tenga la duración adecuada.

6.- Temperatura del composite: los composites fríos sometidos a la luz polimerizan a menor profundidad que los mantenidos a temperatura ambiente. Por lo tanto, siempre se debe dejar que el composite alcance la temperatura ambiente antes de fotopolimerizarse. ¹⁴

Tendremos entonces que a diferencia de las resinas autopolimerizables, que se contraen hacia el centro geométrico, las resinas fotopolimerizables lo hacen hacia la fuente de luz. La parte del composite que está más cerca de la luz polimeriza primero, retrayendo el composite y alejándolo del margen gingival provocando así, el rompimiento de algunos prismas del esmalte durante el proceso de contracción hacia la superficie oclusal. Para aprovechar la contracción del composite existe una técnica que sólo requiere una punta fotopolimerizadora de 11 a 13mm de diámetro y la primera aplicación de luz se realiza en dirección lingual y gingival antes de proceder a una nueva aplicación de luz en dirección oclusal. ¹⁶

Contracción por polimerización

Las resinas compuestas al entrar en contacto con la luz visible de un rango entre los 400 y 500nm provocan que los fotoiniciadores comiencen la polimerización de las resinas compuestas provocando así, la contracción del material; esto es porque los monómeros reciben energía, en este caso lumínica y se unen unos con otros. Antes de la polimerización, los

monómeros mantienen una cierta distancia entre ellos denominada distancia intermolecular; esta distancia es debida a las repulsiones existentes entre los orbitales exteriores de electrones de los átomos que forman las moléculas del monómero. Tras recibir la energía, los monómeros se aproximan unos a otros y comparten electrones, formándose enlaces covalentes entre ellos y creándose una cadena de monómeros denominada polímero.

La consecuencia es que la unión entre los monómeros lleva implícita una aproximación entre ellos que irrevocablemente producen una reducción de volumen o una contracción por polimerización¹⁶. La reacción de polimerización consta de 3 fases: ¹⁷

Proceso de fotopolimerizado:

- 1) Fase de inicio: las quinonas alcanforadas rompen los dobles enlaces, promoviendo radicales libres.
- 2) Fase de propagación: los radicales libres reaccionan entre sí formando un enlace estable. La reacción no debe concluir con rapidez, para que los radicales libres puedan reaccionar con muchos monómeros, creando de este modo cadenas de polímeros más largas y flexibles.¹⁶

3) Fase de conclusión: sí la reacción concluye demasiado pronto, las cadenas serán cortas y por consiguiente menos flexibles.

Reduciendo el número de radicales libres se puede prevenir la conclusión prematura de la reacción; así aumentan las probabilidades de que los radicales libres reaccionen con monómero y aumenten la longitud de las cadenas en lugar de reaccionar con otros radicales libres y detener la reacción de polimerización.

Algunos de los problemas marginales son debido a la contracción por polimerización. Existe una regla que dice: cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla que forma la fase orgánica o cuanto menor sea la viscosidad del material, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica.¹⁷

Las resinas compuestas presentan también un fenómeno llamado *estrés*, que se desarrolla en el seno de un material que polimeriza, así, habrá dos componentes, uno perpendicular a la interfase, responsable de la deformación del diente y la restauración y parcialmente del despegamiento, si llega a producirse, el segundo componente será paralelo a ella, que colabora en la destrucción de la interfase mediante un mecanismo de cizallamiento.¹

Actualmente, se sabe que varios factores influyen en las tensiones de contracción: ¹⁸

- La configuración de la cavidad
- La velocidad de polimerización.
- El módulo elástico.

En una cavidad pueden ir dos tejidos a unir a la resina compuesta: el esmalte y la dentina. El estrés que provoca la contracción de polimerización afecta de forma diferente la unión de la dentina y la unión del esmalte.¹⁴ Normalmente, la unión al esmalte es más resistente que la unión a la dentina. Por lo tanto, la tensión generada por la contracción de polimerización afectará primordialmente a la dentina. Por otro lado, el grabado ácido previo dificulta la unión a la dentina, siendo estos sistemas de adhesivos más sensibles a padecer defectos en la unión por contracción de polimerización. Sin embargo, la unión a la dentina proporcionada por un autograbador es más resistente a la contracción de polimerización debido a que el mayor espesor de adhesivo que se logra tiene mayor elasticidad y contrarresta el estrés de polimerización; al principio de la polimerización el límite elástico es bajo, por lo que la deformación plástica de la resina compuesta se consigue sin daño para su estructura ni para la interfase, pues sus moléculas aún pueden deslizarse unas sobre otras, a esto se la llama *flujo*.^{16,1}

Al avanzar la polimerización, la contracción y el flujo disminuyen y la rigidez aumenta, lo que causa un aumento del estrés⁵; debemos tomar en cuenta que el estrés estará presente en todo el volumen del material, pero la zona que causará más estrés del material son las paredes adyacentes de la cavidad, ya que es la responsable de los fallos de la interfase.¹

El componente traccional del estrés, perpendicular a la superficie del diente, se localiza preferentemente en los márgenes cavosuperficiales y va aumentando en valor según aumenta la polimerización en profundidad, esto es, porque va del exterior al interior.

El componente de cizallamiento del estrés no es constante en las paredes de la restauración; cuando comienza a polimerizar la zona en cuestión el estrés de cizalla se dirige inicialmente hacia la cara libre, es decir, donde comenzó la polimerización y al avanzar el curado y ser superado ese punto por el frente de polimerización, cambia su sentido dirigiéndose al fondo. Es entonces, un estrés de ida y vuelta que somete a cada zona de la pared cavitaria a un esfuerzo de cizalla dirigido primero hacia el exterior y luego hacia el interior.

Algunos autores, aseguran que las resinas compuestas fotopolimerizables no contraen hacia la luz, sino que la dirección de progreso del estrés está condicionada, fundamentalmente, por la forma de la cavidad, la calidad de la unión del material a las paredes y el grosor de la capa.¹

Relajación del estrés

La causa principal de la relajación del estrés es la expansión higroscópica. Según Feilzer y col¹⁹. Ocurre una relajación del estrés con el tiempo, al absorber el material agua de su entorno. Dicha relajación puede convertirse en una expansión que puede llegar a igualar la contracción previa; la relajación por absorción acuosa es un proceso lento, que actúa bastante más tarde de lo que lo hace la contracción por polimerización, con lo que podemos decir, que el daño ya está hecho. Ahora bien, la absorción acuosa a través de la dentina es la más favorable, por que relaja el estrés precisamente en la zona más crítica.¹

PROPIEDADES DE LOS TEJIDOS

Dentina

La dentina (Fig. 9) es el eje estructural del diente y constituye el tejido mineralizado que conforma el mayor volumen del diente; la dentina delimita una cavidad denominada cámara pulpar, que contiene la pulpa dental.

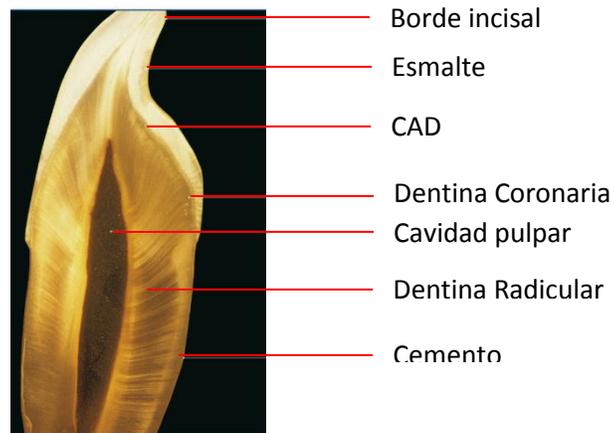


Fig. 9. Estructuras del diente

El espesor de la dentina varía según el órgano dental, en los incisivos inferiores es mínimo, de 1 a 1.5mm, mientras que en caninos y molares es de 3mm aproximadamente. Es importante recordar, que debido al tipo de crecimiento aposicional que presenta la dentina, el espesor es mayor en dientes viejos que en los dientes jóvenes.

En la estructura de la dentina existen dos componentes básicos: la matriz mineralizada y los conductos o túbulos dentinarios que la atraviesan en todo su espesor y que alojan a los procesos odontoblásticos, que son largas prolongaciones citoplasmáticas de las células especializadas llamadas odontoblastos.

Estas células producen la matriz colágena de la dentina y también participan en el proceso de mineralización de la misma, siendo las responsables de la formación y del mantenimiento de la dentina.

Los cuerpos celulares de los odontoblastos están separados de la dentina mineralizada por una zona de matriz orgánica no mineralizada denominada predentina.

Entonces, la dentina y la pulpa conforman una unidad estructural, dado que las prolongaciones de los odontoblastos, están incluidas en la dentina, conforman una unidad funcional porque la pulpa mantiene la vitalidad de la dentina y la dentina protege a la pulpa y comparten un origen embrionario común, pues ambas derivan del ectomesénquima que forma la papila del germen dentario.⁴

Propiedades físicas

La dentina presenta un color blanco amarillento, pero varía de un individuo a otro. El esmalte es translúcido por su alto grado de mineralización, el color del diente, lo aporta generalmente la dentina.

El color de la dentina puede depender de:

- 1) Grado de mineralización: los dientes primarios presentan un tono blanco azulado por el menor grado de mineralización.
- 2) Vitalidad pulpar: los dientes que han sido tratados endodónticamente presentan un color grisáceo.
- 3) La edad: la dentina se vuelve progresivamente más amarillenta con la edad, por lo tanto, la dentina es también menos translúcida y menos permeable que la dentina de un diente joven.
- 4) Los pigmentos: pueden tener un origen endógeno o exógeno. Los primeros provienen de la degradación de la hemoglobina en los casos de hemorragias pulpares por traumatismos, postratamiento, o bien de fracturas dentarias, en cuyo caso, la corona del elemento presenta un ennegrecimiento. Los pigmentos exógenos pueden provenir de obturaciones metálicas.

Translucidez:

La dentina es menos translúcida que el esmalte, debido a su menor grado de mineralización, pero en las regiones apicales, donde el espesor de la dentina es mínimo, puede verse por transparencia el conducto radicular.

Dureza:

Está determinada por su grado de mineralización. Es mucho menor que la del esmalte y algo mayor que la del hueso y el cemento. En estudios recientes se han establecido valores promedio de la microdureza de la dentina en dientes permanentes entre 0.57 y 1.13GPa.

Radioopacidad:

Depende del contenido mineral y es menor que la del esmalte y algo superior a la del hueso y cemento. Por su baja Radioopacidad, la dentina aparece en las placas radiográficas sensiblemente más oscura que el esmalte. La dentina tiene una birrefringencia ligeramente positiva, determinada por las fibras colágenas.

Elasticidad:

Permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios, varía en función del porcentaje de sustancia orgánica y al

agua que contiene. Los valores medios del módulo elástico de Young para la dentina permanente oscilan entre 18-25GPa.

Permeabilidad:

Tiene más permeabilidad que el esmalte debido a la presencia de los túbulos dentinarios, que permiten el paso a distintos elementos o solutos que la atraviesan con relativa facilidad. La permeabilidad dentinaria es una de las propiedades de mayor importancia en la práctica clínica por el sistema de adhesión de los biomateriales.⁴

Composición química

La composición química de la dentina es aproximadamente 70% de materia inorgánica, principalmente cristales de hidroxiapatita, 18% de materia orgánica, que son fibras colágenas, y 12% de agua. Aunque esta composición química es general para la dentina, existen variaciones entre las distintas regiones de la misma, así como entre la dentina de la corona y la raíz.

Matriz orgánica de la dentina

Está constituida por varios componentes: el colágeno, que se sintetiza en el odontoblasto, representa el 90% de la matriz. El colágeno tipo I representa el 98% del colágeno y los colágenos tipo III y V, el 1-2% y 1% respectivamente. El colágeno tipo III se segrega en casos de dentina opalescente y ocasionalmente está presente en la denominada dentina peritubular, el del tipo IV, en los momentos iniciales de la dentinogénesis; los del tipo V y VI en distintas regiones de la predentina.

En la matriz orgánica de la dentina se han detectado proteínas no colágenas que representan el 10% del total, en las que destacan cuatro que se localizan en la dentina y que también lo hacen en la matriz ósea: son la fosforina dentinaria (DPP) que, tras el colágeno, es el componente más abundante de la dentina; la sialoproteína dentinaria (DSP); la sialofosfoproteína dentinaria (DSPP) y la proteína de la matriz dentinaria 1 (DMP1). Los genes vinculados a la síntesis de estos compuestos están ubicados en el cromosoma 4.

Matriz inorgánica de la dentina

Está compuesta por cristales de hidroxiapatita, por su tamaño se diferencia de los grandes cristales del esmalte, ya que los cristales de dentina son pequeños y delgados, más parecidos a los que se encuentran en el tejido óseo. Las dimensiones de los cristales son $36\mu\text{m}$ de longitud, $25\mu\text{m}$ de anchura y $10\mu\text{m}$ de altura. Los cristales se orientan de forma paralela a las fibras de colágeno de la matriz dentinaria, disponiéndose entre las fibras y también dentro de las mismas, ya que ocupan los espacios entre las moléculas de colágeno que la forman.

En la fracción mineral hay cierta cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos, como flúor, cobre, zinc, hierro, magnesio, etc. Existe, asimismo, calcio ligado a componentes de la matriz orgánica que actuarían como reservorio para la formación de cristales de hidroxiapatita.⁴

METODOLOGÍA

Tipo de estudio: experimental

Variables independientes:

- Filtek Z350, Universal Restorative Opaque A3 Shade, 3M ESPE, Monrovia, California U.S.A., No. de lote 6BK.
- Signum Heraeus-Kulzer, Ceramis Dentine, DA3, Germany, No. de lote 010151.

Variables dependientes

- 1) Porcentaje de encogimiento de Filtek Z350 (Universal Restorative Opaque A3 Shade, 3M ESPE, Monrovia, California, U.S.A., No. de lote 6BK) fotopolimerizada directamente (0mm).
- 2) Porcentaje de encogimiento de Signum (Heraeus-Kulzer, Ceramis Dentine, DA3, Germany, No. de lote 010151) fotopolimerizada directamente (0mm).
- 3) Porcentaje de encogimiento de Filtek Z350 (Universal Restorative Opaque A3 Shade, 3M ESPE, Monrovia, California U.S.A, No. de lote 6BK) fotopolimerizada a través de 1mm de dentina.

- 4) Porcentaje de encogimiento de Signum (Heraeus-Kulzer, Ceramis Dentine, DA3, Germany, No. de lote 010151) fotopolimerizada a través de 1mm de dentina.
- 5) Porcentaje de encogimiento de Filtek Z350 (Universal Restorative Opaque A3 Shade, 3M ESPE, Monrovia, California U.S.A, No. de lote 6BK) fotopolimerizada a través de 2mm de dentina.
- 6) Porcentaje de encogimiento de Signum (Heraeus-Kulzer, Ceramis Dentine, DA3, Germany, No. de lote 010151) fotopolimerizada a través de 2mm de dentina.

Grupo control:

- 1) Filtek Z350, Universal Restorative Opaque A3 Shade, 3M ESPE, Monrovia, California U.S.A, No. de lote 6BK. Fotopolimerizada directamente (0mm).
- 2) Signum Heraeus-Kulzer, Ceramis Dentine, DA3, Germany, No. de lote 010151. Fotopolimerizada directamente (0mm).

Criterios de inclusión:

- Terceros molares extraídos por indicación quirúrgica, con 8 días máximos de tiempo de extracción; mantenidos en inmersión de agua corriente a 5°C.

- Filtek Z350, Universal Restorative Opaque A3 Shade, 3M ESPE, Monrovia, California U.S.A, No. de lote 6BK.
- Signum Heraeus-Kulzer, Ceramis Dentine, DA3, Germany, No. de lote 010151.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Algunos autores sugieren dentro de las técnicas de fotopolimerizado realizar transiluminación para disminuir el estrés generado por la contracción al momento de la polimerización, sin embargo no existen reportes en la literatura del desempeño de las resinas con relleno para reconstrucción cuando éstas son polimerizadas con estos métodos.

JUSTIFICACIÓN:

Debido a que no existen reportes en la literatura del porcentaje de encogimiento de las resinas para reconstrucción cuando éstas son polimerizadas con métodos de transiluminación, es importante determinar el desempeño de éstos materiales cuando existe una barrera (tejido dentinal) al fotopolimerizar.

OBJETIVO:

Determinar la influencia de diferentes espesores de tejido dentinal en el porcentaje de contracción por fotopolimerización de dos resinas con relleno para reconstrucción.

HIPÓTESIS:

Presentaran menor porcentaje de encogimiento las resinas que sean fotopolimerizadas a travez de mayores espesores de tejido dentinal.

MATERIAL Y MÉTODO

Material

- 13 Terceros molares.
- Reglas de 13 centímetros BACO.
- Resina acrílica autopolimerizable nic-tone color: transparente, mdc dental, Industria del Plástico No.2113 Industrial Zapopan Norte, Zapopan, Jalisco, México., no. de lote 09072158.
- Acrílico autocurable (monómero) Nic-tone, mdc dental, Industria del Plástico No.2113 Industrial Zapopan Norte, Zapopan, Jalisco, México., no. de lote 23032312.
- Espátula de teflón para resinas (Hu-Friedy, E.U.A., modelo XTS TNCVIPC).
- Portaobjetos (1.13mm X 76.57mm X 5.88mm).
- Cubreobjetos (18.1mm X 18.1mm X 0.19mm).
- Balanza analítica (Ohaus, modelo Adventurer, no. de serie: 2186209).
- Vidrio de reloj.
- Vernier marca Mitutoyo Corp. Digimatic Absolute Caliper.
- Anillos de bronce (3.7mm, 4.7mm y 2.7mm de altura X 18mm de diámetro interno) para obtener las muestras.

- Lámpara de fotopolimerización (punta de fibra óptica de 8 ± 0.1 mm de diámetro Bluephase C8 (G2) Ivoclar Vivadent, U.S.A., no. de serie: 600043).
- Higrómetro y termómetro (Cole-Parmer Instrument Company, Chicago Illinois, modelo 3310-40).
- Equipo para medir la contracción por fotopolimerización (diseñado por Cash y Watts con un sistema de captura de datos Pico Log).
- Resina compuesta Signum ceramis denitne color DA3 de la casa Heraeus-Kulzer.
- Resina compuesta Filtek Z350 color DA3 de la casa 3M.
- Lentes de protección.
- Guantes de látex medianos marca Ah-Kim-Pech.
- Máquina para cortes finos (Thin Sectioning Machine, Hamco Machines, Inc. Patent Pending; distribuid by Bronwill Scientific, Div. Will Bronwill Scientific, Inc. P.O. Box 277 Rochester, N.Y.).

PROCEDIMIENTO

Este estudio fue realizado en la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM dentro del Laboratorio de Materiales Dentales bajo condiciones controladas de temperatura y humedad a 22°C y 75% respectivamente.

Obtención de láminas de dentina:

Se emplearon terceros molares los cuales fueron extraídos en la clínica de Cirugía Bucal de la Facultad de Odontología de la UNAM con un intervalo de tiempo de una semana y permanecieron en agua corriente en refrigeración a 5°C (Fig. 10).



Fig. 10. Especímenes (molares) en inmersión.

Se cortaron cinco reglas de plástico de 30cm de longitud en secciones de 13cm cada una para fijar sobre ellas los molares orientados longitudinalmente en una misma dirección (Fig. 12); fijando únicamente las raíces de cada molar con acrílico autopolimerizable transparente (Fig. 11); una vez fijados los molares, se mantuvieron en inmersión a 5°C durante 48 horas (Fig. 13).



Fig. 11. Resina acrílica.

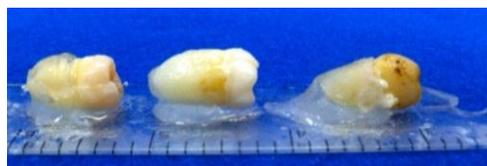


Fig. 12. Especímenes montados en la regla.



Fig. 13. Especímenes inmersos montados en reglas.

Al término de éste tiempo, en la máquina para cortes finos (Fig. 15); se coloco la regla que soporta a los molares y se fijo mediante dos tornillos, uno en cada extremo de la regla. (Fig. 14).



Fig. 14. Muestras montadas



Fig. 15. Corte de las muestras.

Las coronas quedaron orientadas longitudinalmente y perpendiculares al disco de diamante para realizar los cortes de dentina (Fig. 15) de 1 y 2mm de espesor; la máquina cuenta con mecanismo de avance transversal el cual esta dotado de un micrómetro de reloj para establecer el grosor del corte (Fig. 16); la máquina se puso en funcionamiento y se activó el automático que provocó el movimiento de la máquina y el disco de diamante para realizar los cortes de los molares; todos los cortes se efectuaron bajo irrigación de agua para evitar el calentamiento de los órganos dentarios (Fig. 17).



Fig. 16. Micrómetro de Reloj.

Se obtuvieron las láminas de dentina de 1 y 2mm de espesor (Fig. 18) y se separaron una a una hasta obtener varios discos que fueron medidos con un vernier digital marca Mitutoyo Corp. Digimatic Absolute Caliper para corroborar el espesor de cada una de las láminas obtenidas fueron almacenados en recipiente de plástico sellados, en inmersión a 5° C¹⁹.

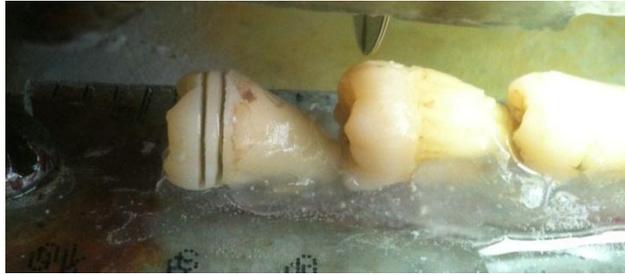


Fig. 17. Corte de los molares.



Fig. 18. Obtención de láminas dentinarias.

En el proceso de fotopolimerización se utilizó el aparato de medición de contracción ideado por Cash y Watts^{20, 21} (Fig. 19).

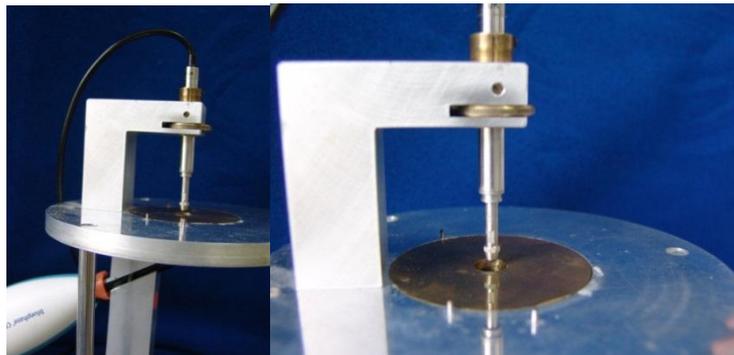


Fig. 19. Aparato de medición de Contracción.

El instrumento de medición de contracción por luz es un equipo que se basa en la conversión de una señal eléctrica en una medición de longitud.²⁰

Descripción del instrumento.

El equipo de medición consta de:

- Transductor de desplazamiento LVDT, es un software de adquisición de datos PICO ADC-16, que cuenta con una hoja de cálculo en Excel.
- Lámpara para fotopolimerización.
- De un portaobjetos.
- Cubreobjetos de vidrio.
- Un anillo de bronce.
- Platina con un orificio al centro de 8mm de diámetro por donde es irradiada la muestra.

Para calcular la contracción por polimerización se usaron las medidas de deflexión del vidrio delgado (cubreobjetos). Se calculó la contracción (ΔL) usando las medidas de deflexión del vidrio flexible adherido al monómero durante el proceso de polimerización. Este concepto fue descrito por Wilson en 1978 y utilizado por Bausch en 1982, Watts y Cash en 1991 y por primera vez en México por Carpio en 2001 y algunos más.

Se pesó un vidrio de reloj en una balanza Ohaus, tarándolo a cero para dispensar sobre él la cantidad de 0.10mg de resina compuesta, misma que se llevó al centro de un portaobjetos, se colocó un anillo calibrado de bronce sobre el portaobjetos dejando la muestra al centro, se cubrió el espécimen con el cubreobjetos y para garantizar que la resina fuera de espesor uniforme se aplicó fuerza con otro portaobjetos hasta hacer contacto con la superficie del anillo.



Fig. 20. Resina colocada en los especímenes.

Posteriormente, el conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se llevó al aparato de medición. Se colocó en la platina donde se encuentra un transductor que hace contacto con el cubreobjetos y se calibró entre 0 y 200mV/s (Fig.21); así cada muestra se fotopolimerizó durante 40 segundos desde la parte inferior del aparato y a través del portaobjetos; empleando una lámpara de fotopolimerización (Bluphase C8 [G2] Ivoclar Vivadent, no. de serie: 600043) previamente probada en cuanto a intensidad lumínica con un radiómetro (marca: sds Kerr, modelo: L. E. D. Radiometer by Demetron, no. de serie: 79302364) en el cual obtuvimos la lectura de 600 mW/cm² (Fig. 22)

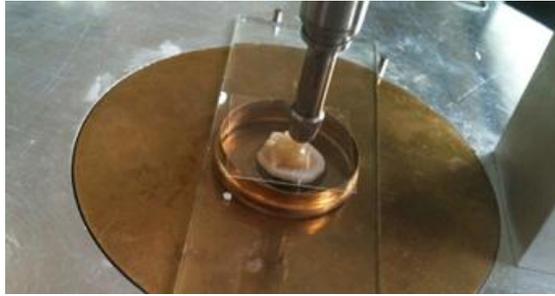


Fig. 21. Transductor presionando la muestra.

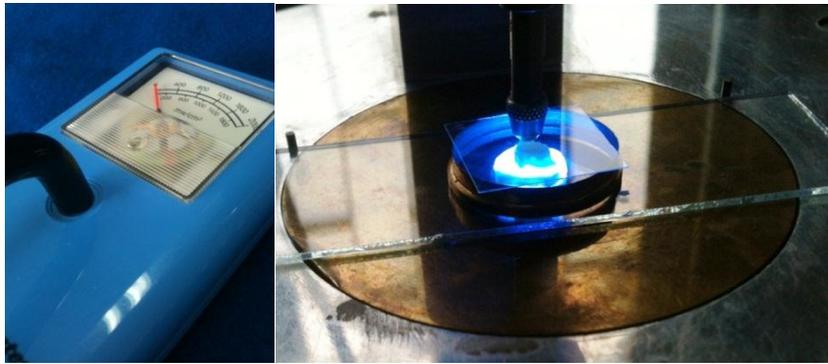


Fig. 22. Radiómetro. Fig. 23. Espécimen fotopolimerizando.

Transcurrido el tiempo de fotopolimerización (Fig. 23) se apagó la lámpara y se dejó que la polimerización continuara al mismo tiempo en que la computadora registró los cambios de voltaje generados por el transductor por la contracción que sufrió el material durante los 600 segundos que duró la prueba. La captura de datos se hizo a través del transductor y del programa de adquisición de datos.

La calibración indicó la relación del cambio de voltaje con la deflexión del vidrio. Con ayuda de un micrómetro, la armadura del transductor se cambió de posición y se leyeron los cambios de voltajes. La corriente se divide en directa (CD o DC) y en alterna (CA o AC); la corriente directa se mueve en forma cuadrática y la utilizan las baterías. La corriente alterna se mueve en forma sinusoidal presentando líneas curvas en sus dos extremos y una línea recta entre éstas. Es éste último comportamiento el usado para la medición de la contracción.

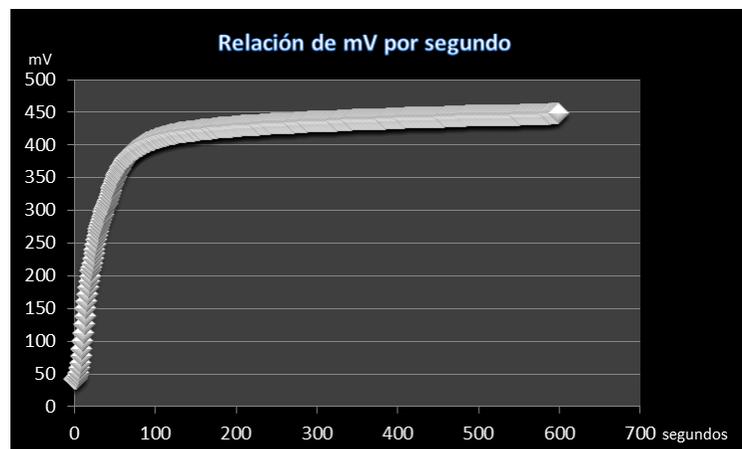
La capacidad de operación del transductor varía entre +5000 y -5000mV. La porción recta está entre +2000 y -2000mV. La calibración del transductor debe hacerse dentro de la porción recta para tener una dependencia lineal entre el voltaje y los cambios de posición del micrómetro además de hacer más fácil los cálculos. Al graficar la variación del voltaje que experimentan los cambios de posición, se obtuvo una línea recta donde la pendiente de ella representa el factor de calibración K. Por otra parte, al estar en la parte recta de la senoide eliminamos las variables inestables en las curvas. El factor de calibración pendiente de la línea recta ($mV-\Delta m$) es calculada mediante una regresión lineal.

Determinación de la contracción

Algunos monómeros tienen la propiedad de adherirse al vidrio; esta propiedad permite medir la contracción. La fotopolimerización del polímero hace que el cubreobjetos se flexione hacia abajo por acción de la contracción debido a la adhesión de éste con el vidrio y de las transformaciones de los dobles enlaces en enlaces sencillos.

Se hicieron lecturas de deflexión cada segundo, obteniendo una gráfica voltaje-tiempo como se muestra en la gráfica 1.

Gráfica 1.- Relación entre mV/Segundo



El encogimiento se define como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra:

$$(\Delta L = L_0 - L_t)$$

Donde L_t es la longitud que ha disminuido la muestra, medida a un tiempo “ t ”.

L_t , está relacionado con el voltaje de salida del transductor (V_t) al tiempo “ t ” y con el factor de calibración K , mediante la ecuación:

$$L_t = V_t / K.$$

El cambio de dimensiones ΔL se divide entre la longitud inicial, L_0 , para obtener la deformación de la muestra al tiempo “ t ” denominada encogimiento:

$$S = \Delta L / L_0$$

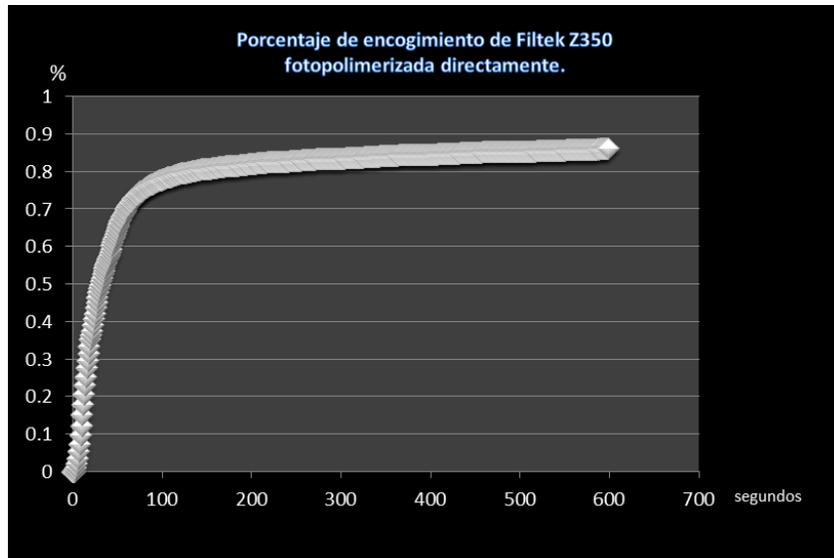
La gráfica 2 representa el comportamiento típico del encogimiento en forma porcentual en función del tiempo.

Gráfica 2.- Relación entre porcentaje de contracción y tiempo



RESULTADOS

Gráfica 3 .- Porcentaje de encogimiento de Filtek Z350 fotopolimerizada directamente (0mm).I



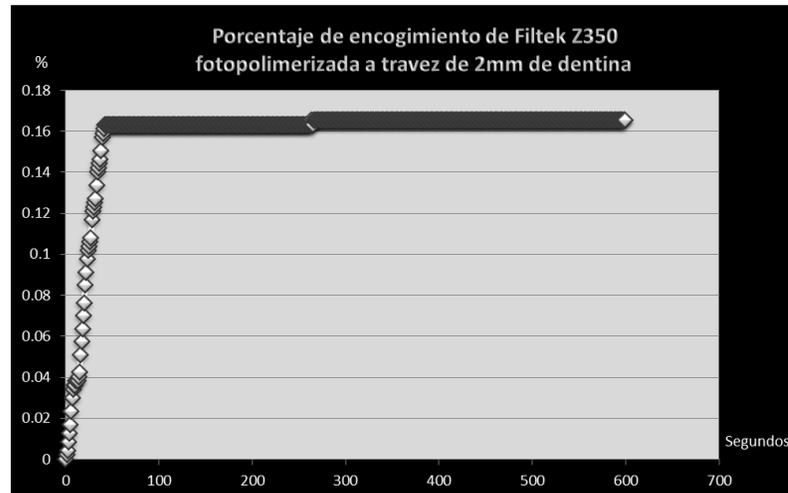
En la gráfica 3 se observa que la resina Filtek Z350 fotopolimerizada de manera directa presenta mayor contracción y la polimerización total de la resina es efectiva; la contracción se mantiene constante hasta el término de los 600 segundos

Gráfica 4.- Porcentaje de encogimiento en Filtek Z350 con 1 mm de dentina.



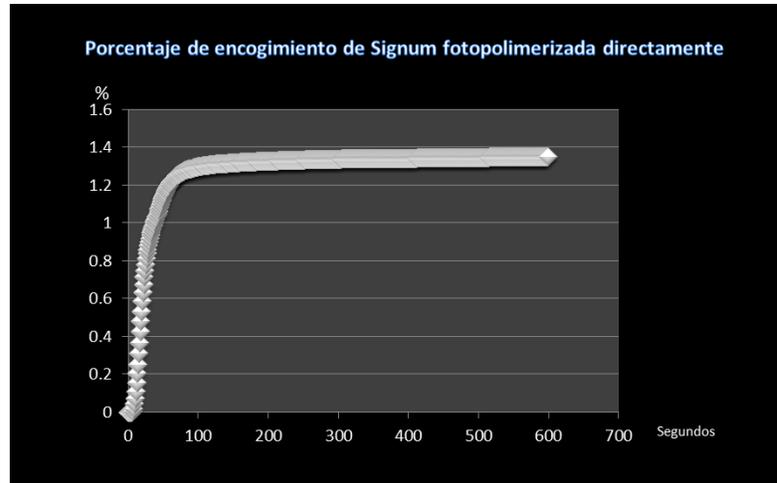
En la gráfica 4 se tiene la relación de porcentaje de contracción de Filtek Z350 durante 600 segundos fotopolimerizada a través de 1 mm de dentina; la contracción no es constante durante los 600 segundos y la resina no fotopolimeriza en su totalidad.

Gráfica 5.- Porcentaje de encogimiento en Filtek Z350 con 2 mm de dentina.



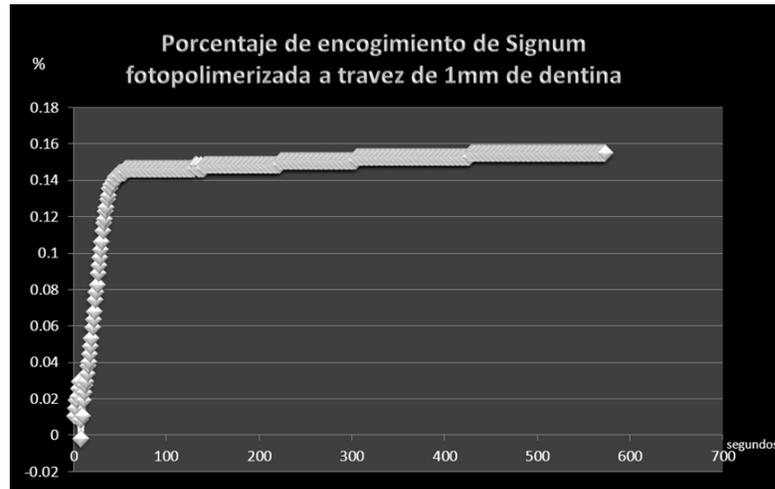
En la gráfica 5 se presenta el porcentaje de contracción de Filtek Z350 a través de 2 mm de dentina durante 600 segundos, donde se observa que la contracción es mínima durante el tiempo mencionado.

Gráfica 6.- Porcentaje de encogimiento de Signum fotopolimerizada directamente (0mm)



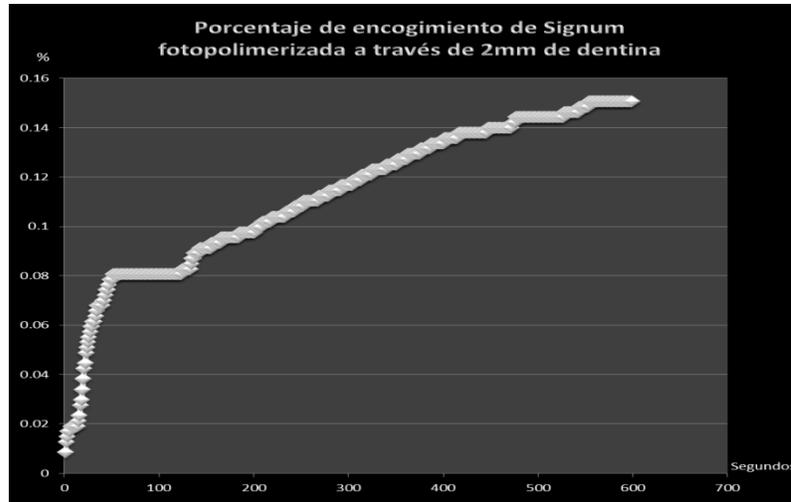
En la gráfica 6 se observa que la resina Signum fotopolimerizada de manera directa presenta mayor contracción y la polimerización total de la resina es efectiva; la contracción se mantiene constante hasta el término de los 600 segundos.

Gráfica 7.- Porcentaje de encogimiento de Signum con 1 mm de dentina.



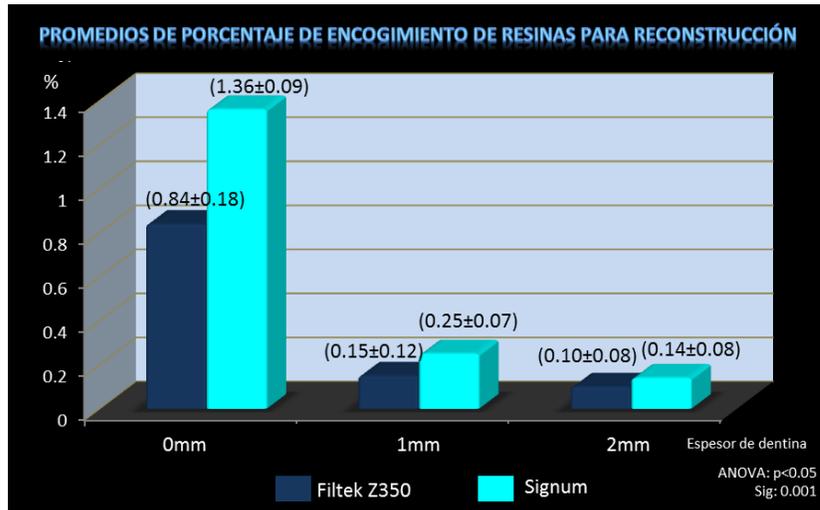
En la gráfica 7 se tiene el porcentaje de contracción de Signum a través de 1 mm de dentina, en la cual se observa que la contracción no es de forma constante y conforme avanza el tiempo la contracción es cada vez menor.

Gráfica 8 .- Porcentaje de encogimiento de Signum con 2mm de dentina



En la gráfica 8, se observa que la resina Signum al ser fotopolimerizada a través de 2mm de dentina, su contracción de polimerización es mínima y no llega a ser una constante durante los 600 segundos, por lo tanto, la resina no polimeriza en su totalidad por que la energía lumínica no alcanza a llegar a activar los monómeros de la resina para formar polímeros.

Gráfica 9.- Promedios de porcentaje de resinas compuestas.



Los resultados fueron tratados con ANOVA y prueba de Tukey (SPSS v. 13)

En la gráfica 9 se representan los promedios de porcentaje de encogimiento de las resinas compuestas Filtek Z350 y Signum, donde se observa que la resina Signum tiene mayor contracción que Filtek Z350 en la fotopolimerización convencional; cuando se tiene 1mm de espesor dentinario y que es un obstáculo directo en la fotopolimerización, Signum también presenta mayor contracción que Filtek Z350 y lo mismo ocurre cuando se tiene 2mm de dentina.

DISCUSIÓN

En la actualidad se conocen diversas técnicas de fotopolimerización para las resinas compuestas, sin embargo, no todas son eficaces al momento de realizarlas ya que se deben tomar en cuenta distintos factores tales como: el color de la resina compuesta, el color de la dentina, el grosor de la dentina la cual no se debe olvidar que soporta otro tejido dentario que es el esmalte, la intensidad de la lámpara fotopolimerizadora, el tiempo de fotopolimerización y la temperatura de la resina, todos estos factores influyen directamente en la fotopolimerización y contracción de las resinas compuestas tal como hace referencia el Dr. Baratieri¹⁰ afirmando que la energía lumínica emitida por la lámpara a través del esmalte no va a ser efectiva; en el estudio que se realizó, coincidimos con tal afirmación y se observó que se debe tomar en cuenta que no solo el esmalte va a ser un obstáculo en el proceso de fotopolimerización, sino también lo va a ser la dentina, que por sus propiedades ópticas va a absorber mucha o gran cantidad de esta energía lumínica provocando que la resina compuesta no se fotopolimerice en su totalidad, dejando resina sin polimerizar por que la contracción de la misma no se da igual en todos los monómeros para que puedan formar cadenas poliméricas debido a que la irradiación de luz no alcanza a llegar a toda la resina provocando el fracaso de la obturación. Otros autores como Ronald E.¹³ proponen una técnica de fotopolimerización

la cual consiste en colocar la lámpara en la cara lingual y labial de la pieza que se está rehabilitando para fotopolimerizar la resina compuesta y posteriormente colocar la lámpara directo sobre el material, así también, al término de la obturación realizar una última fotopolimerización desde lingual a labial del órgano dentario para “confirmar” la polimerización de la resina; dicha técnica no es eficaz en este proceso de fotopolimerización ya que primeramente tenemos el tejido dentario, el cual va a absorber mucha energía lumínica y evitará la fotopolimerización en su totalidad, por consiguiente, al término de la obturación es inútil volver a fotopolimerizar todo el material desde lingual a labial, ya que esto no tendrá ningún efecto por que la primera secuencia de fotopolimerización originó un incremento de temperatura del material y al retirar la energía lumínica, el material ya enfrió y tuvo contracción, aunque es mínima, ocasiona una inconstante formación de cadenas poliméricas, por lo tanto, este procedimiento resulta ineficaz.

La técnica más recomendada es la de incremento de resina^{2.14}, la cual consiste en aplicar ya sea una capa de 1 a 2mm de resina dependiendo del color de la misma e ir fotopolimerizando capas no mayores a 2mm colocando la lámpara a una distancia de 0 a 1mm máximo del material para obtener una eficaz polimerización, así, se reduce el estrés y la misma contracción del material; técnica en la que se está de acuerdo por que la energía lumínica

incide directamente sobre el material evitando así la transiluminación a través de la dentina.

CONCLUSIONES

Actualmente, las resinas compuestas fotopolimerizables son las más utilizadas en odontología debido a su estética, fácil manipulación y amplia gama de colores básicamente, pero no obstante se debe tomar en cuenta que para el éxito del tratamiento hay que considerar factores como la temperatura de la resina, el color de la misma y también de la dentina, intensidad de la lámpara fotopolimerizadora, la distancia de la punta emisora de luz y el material, el tiempo de fotocurado y obstáculos o barreras que evitarán que la fotopolimerización se de en su totalidad como el espesor dentinario, ya que éste último provocará que la contracción de la resina no se de en su totalidad y quede resina sin polimerizar. Ahora se sabe, que la dentina es una barrera que influye directamente en el proceso de polimerización si lo queremos realizar a través de transiluminación de la misma, ya que la matriz inorgánica de la dentina por sus cristales de hidroxiapatita así como también por sus propiedades como son, color, edad y espesor principalmente, absorberán gran cantidad de energía lumínica evitando que la resina fotopolimerice adecuadamente.

Teniendo conocimiento de todos estos factores, se puede decir que para obtener una fotopolimerización exitosa, primero se debe aplicar la resina por capas no mayores a 2 mm y segundo, polimerizar en el tiempo

que menciona el fabricante directamente el material, colocando la punta emisora de energía lumínica lo más cerca posible del material, en tonalidades oscuras debemos aumentar el tiempo de polimerización en un 50% a lo que indica el fabricante, siendo esto a una distancia no mayor a 1mm para que la resina polimerice en su totalidad y como resultado se tiene una disminución del estrés y contracción en la resina obteniendo el éxito en la restauración.

Los resultados demuestran diferencia estadísticamente significativa en cada una de las muestras, siendo que, el material al ser fotopolimerizado de forma directa, sufre mayor contracción y fotopolimeriza en su totalidad, ocurriendo lo contrario cuando se tiene 1mm de espesor dentinario, existe contracción pero es menor y el material fotopolimeriza casi en su totalidad; por último en la muestra de 2mm de espesor la contracción se reduce considerablemente, lo cual, ocasiona que el material no fotopolimerice en su totalidad y quede resina sin iniciar el proceso de polimerización. Los resultados dan a conocer que entre más grueso sea el espesor dentinario y se quiera fotopolimerizar por transiluminación, la resina compuesta que se utilice no polimerizará al cien por ciento, por lo que se concluye que en el proceso de fotopolimerización el espesor dentinario influye directamente sobre la energía lumínica absorbiendo gran cantidad de ésta y provocando que la contracción sea mucho menor y los monómeros de las resinas

compuestas no alcancen a formar las cadenas poliméricas por que no tuvieron el estímulo lumínico para ser activados los fotoiniciadores, por consiguiente las resinas compuestas para reconstrucción se fotopolimerizan directamente y a una distancia de 0 a 1mm entre la lámpara y el material para que el proceso de polimerización y contracción de la resina sea eficiente.

La realización de este estudio generó una línea alterna de investigación en la cual se está evaluando actualmente el desempeño físico de las resinas con relleno para reconstrucción fotopolimerizadas por transiluminación.

REFERENCIAS

- 1) Macorra J.C. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odontología Conservadora*. 1999; 2 (1): 24-35.
- 2) Hervás A. Martínez MÁ. Cabanes J. Barjau A. Fos P., Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*. 2006; 11: E 215-20.
- 3) Carvalho M, Narciso L. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes Posteriores, Brasil: Artes Médicas; 2001.
- 4) Gómez M, E, Campos A. Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental. 3a ed España: Panamericana; 2009.
- 5) 3M Laboratorio de Productos Dentales. Filtek Z250 Restaurador Universal Perfil Técnico del Producto. 1998; 1-45.
- 6) Cova J, L. Biomateriales Dentales, Colombia: Amolca; 2004.
- 7) Phillips R, M.S. D. Sc. Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. 9a ed. Philadelphia: Interamerica McGraw-Hill; 1993.
- 8) Guzmán H, J. Biomateriales Odontológicos de uso Clínico, Colombia: 2007.
- 9) Debnath S., Wunder S. L. McCool J. I., Baran G. R. Silane treatment effects on glass7resin interfacial shear strengths. *Dental Materials* 2003; 19:441-8.

- 10) Narciso L, Montero S, Caldeira M, A, Clóvis V, L, Carlos A, Vicente A. *Estética Restauraciones Adhesivas Directas en Dientes Anteriores Fracturados*. 2a ed. Brasil: Amolca; 2004.
- 11) Gigo D, F, Ferrarezi G, A, Tapety C, M, Lauris J, R, Navarro M, F. *Microhardness of Resin-Based Materials Polymerized with LED and Halogen Curing Units*. *Braz. Dent. J.* 2005; 16 (2): 98-102.
- 12) Lluís D, Manuel D, Jordi D. *Lámparas de emisión de diodos (L.E.D.) El futuro de la fotopolimerización*. *Dentsply [revista en internet]*. 2004 [acceso 11 de septiembre de 2012]; 1-4. Disponible en: <http://www.dentsply.es/Noticias/clinica2708.htm>
- 13) Ronald J. *Composites en Odontología Estética Técnicas y Materiales*, España: Salvat; 1989.
- 14) Roberson T, Heymann S, E. Sturdevant *Arte y Ciencia de la Odontología Conservadora*. 5a ed. España: Elsevier Mosby, 2007.
- 15) Watts D. C., Cash A. J. *Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development*. *Dent. Mater.* 1991; 7(4):281-7.
- 16) Rosales J, I. *SDR promueve una reducción del gap interfacial*. *Dentsply [revista en internet]*. 2010 [acceso 11 de septiembre de 2012]; 1-3. Disponible en: <http://www.dentsply.es/Noticias/clinica4402.htm>
- 17) Kenneth A, Dale B. *Estética una Aproximación Clínica a las Técnicas y los Materiales*. 2a ed. España: Mosby; 2002.

- 18) Caetano N, Grover C, V, López B, Henríque A. Influencia de la Polimerización Gradual en el Estrés de Contracción en Restauraciones de Resina Compuesta. *Acta Odontológica Venezolana*. 2008; 46(3): 1-5.
- 19) Feilzer A, Davidson C. L. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J. Dent. Res.* 1990; 69 (1): 36-39.
- 20) López D, Baeza T, Álvarez C. Métodos de Prueba Resinas con Material de Relleno Encogimiento por Polimerización Materiales Tipo 2 Clase A y Clase B. Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM; 2005. Área LIFO Sección ISO: 8.2.
- 21) Álvarez C, Barceló F, Guerrero J, Sáez G, Canseco M, A. Calculation of Contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. *Dental Materials* [revista en internet] 2004 [acceso 17 de septiembre de 2012]; 20: 228-35. Disponible en: <http://www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema>