



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA DE LA ROTACIÓN ÓPTICA DE LA
CAMFOROQUINONA EN UNA RESINA DE
RESTAURACIÓN.

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:

MARIO ALONSO MEJÍA ORTÍZ

TUTOR: Dr. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

ASESORA: C.D. TERESA BAEZA KINGSTON



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 por todo el apoyo, sus exigencias y comprensión que me hicieron llegar a este momento. Los quiero y muchas gracias.

A mi abuelita por sus consejos, ayuda y su experiencia a que me ayudaron a seguir siempre adelante.

A mi hermano que estuvo siempre conmigo, gracias por su cariño y paciencia. Y porque gracias al ejemplo que me diste me encuentro en este momento.

A mis amigos: Ismael, Arturo, Daniel, Mirna, Mario, Orta, Javier, David, Victoria, Norma, Luis, Ricardo y a todos los demás por acompañarme en este camino y darme su confianza, y apoyo en todo momento gracias por su amistad.

A mi tutor y asesora, el Dr. Carlos Álvarez y la Dra. Teresa Baeza porque gracias a su paciencia, consejos y su conocimiento logramos desarrollar este trabajo.

A Armando por ayudarme en este último camino gracias por tu amistad.

Al Proyecto UNAM-DGAPA-PAPIIT IN114608 por el apoyo recibido.

A mi Universidad por abrirme las puertas y permitirme formar parte de ella, y formarme como persona y profesionalista.

INDICE

	PAG.
1. Introducción	7
2. Antecedentes	8
2.1 Resinas	10
2.2 Composición	10
2.3 Matriz de resina	11
2.4 Partículas de relleno	12
2.5 Agentes de acoplamiento	13
2.6 Sistema activador-iniciador	14
2.7 Inhibidores o estabilizadores	15
2.8 Material radiopaco	15
2.9 Profundidad de curado	16
2.10 Contracción por polimerización	17
2.11 Enantiómeros	17
2.12 Actividad óptica	18
3 Planteamiento del problema	20
4 Justificación	21
5 Hipótesis	22
5.1 Hipótesis de Investigación	22
5.2 Hipótesis Nula	22
6 Objetivos	23
6.1 Objetivo General	23

6.2	Objetivos específicos	23
7	Material y métodos	24
7.1	Preparación de resina	24
7.2	Profundidad de curado	27
7.3	Contracción por polimerización	29
8	Resultados	32
9	Discusión	36
10	Conclusiones	38
11	Referencias bibliográficas	39

INDICE DE FIGURAS Y TABLAS

FIG	PAG
1. Esquema del desarrollo de las resinas	9
2. Molécula de Bis-GMA	11
3. Molécula de UDMA	11
4. Molécula de TEDGMA	11
5. Agente de conexión Silano	13
6. Estructura química de la camforoquinona	15
7. Camforoquinona	26
8. Mezcla de reactivos con agitador magnético	26
9. Molde con resina	28
10. Fotopolimerización de la resina	28
11. Medición de la muestra	28
12. Colocación de la muestra en portaobjetos	30
13. Fotopolimerización de la muestra	30
14. Relación de profundidad de curado y encogimiento con CPQ-S	33
15. Relación de profundidad de curado y encogimiento con CPQ-R	33
16. Comportamiento del fotoiniciador en profundidad de curado	34
17. Comportamiento del fotoiniciador en encogimiento	35
18. (S)-Camforoquinona	37
19. (R)-Camforoquinona	37

Tabla 1. Cantidades de DMPT en las mezclas (resinas)	25
Tabla 2. Cantidades de CPQ en las mezclas (resinas)	25
Tabla 3. Resultados de profundidad de curado y encogimiento de las resinas experimentales con CPQ tipo R	32
Tabla 4. Resultados de profundidad de curado y encogimiento de las resinas experimentales con CPQ tipo S	32
Tabla 5. Comportamiento de las CPQ en la profundidad de curado en mm	34
Tabla 6. Comportamiento de las CPQ en el encogimiento por fotopolimerización en %	34

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente la tendencia hacia la odontología estética ha hecho que las resinas de restauración sean parte importante de la práctica diaria para el odontólogo. Esto ha ayudado a que en los últimos años se vayan mejorando dando mejores propiedades y optimizándolas con nuevos componentes.

La polimerización de las resinas se da a través de radicales libres al ser activados por un fotoiniciador el más común de estos es la camforoquinona, por eso es de vital importancia el estudio de este para así poder brindarle mejores características a la resina.

Dos de las principales propiedades que se buscan mejorar son la profundidad de curado y la contracción por polimerización. Con respecto a la profundidad de curado se busca una polimerización más profunda por lo tanto un grado de conversión mayor.

La contracción por polimerización es uno de los mayores problemas que se enfrentan hoy en día al restaurar con una resina, ya que estas inevitablemente se contraen al pasar al estado de polimerización por su enlace covalente la distancia interatómica entre las partículas disminuye, por eso es importante que se busque como reducir esta deficiencia.

Las causas fundamentales de los fallos de las resinas compuestas indicadas para restauraciones posteriores son la contracción al polimerizar y la baja resistencia al desgaste, que trae consigo la pérdida de la forma anatómica bajo la abrasión en el proceso masticatorio, fractura en los márgenes y dentro del cuerpo de la restauración.¹

Una de las formas de conseguir nuevas propiedades fue por medio del enantiómero de la molécula de camforoquinona y esto se logra gracias a que, cuando un haz de luz polarizada en un plano pasa a través de un enantiómero, el plano de polarización gira. Más aún, los enantiómeros separados hacen girar el plano de la luz polarizada en un plano en iguales cantidades, pero en direcciones opuestas.²

2. ANTECEDENTES

A comienzos del año 1905 y hasta los años 60 se usaron los cementos de silicato como material de obturación.³ A lo largo de su historia, la odontología se ha planteado como objetivo primordial la consecución de un adecuado estado de salud oral.⁴ A partir de los años 50, comienzan a utilizarse los plásticos basándose en metacrilato y dimetacrilato, con el objeto de buscar un material más resistente y evitar la irritación pulpar comúnmente producida por los cementos de silicato.³

La historia de las resinas compuestas es bastante larga, comienza con los llamados materiales de obturación de resinas acrílicas reforzadas con vidrio, sílice, alúmina, diamante y hasta aleaciones de plata.³

Este tipo de carga, con un relleno de refuerzo insoluble, fue un intento para reducir la expansión térmica del material restaurador, prevenir la microfiltración marginal y mejorar la resistencia de la obturación de resina.

En 1955, Buonocore³ utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina.

Hervas³ comenta que los nuevos compuestos comienzan con Bowen en 1965 quien mezcló polvo de silicato con resina epóxica (Epon 828), mezcla que usó como material restaurador. Más tarde en la Oficina Nacional de Normas (U.S. National Bureau of Standard) a comienzo de los años 1970, combinó polvo vítreo de sílice con un monómero viscoso popularmente conocido por el acrónimo Bis-GMA.

En el desarrollo bibliográfico de Hervas³ se indica que Chang generó el primer producto pasta-líquido y un poco más tarde Lee formuló la versión moderna pasta/pasta. Con el trabajo de Lee se hizo popular el compuesto ADAPTIC (Johnson & Johnson) como material de obturación. Posteriormente aparecieron una serie de productos basados en “La Tecnología de Bowen y Lee”.

A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo.⁵

Un breve resumen histórico de la evolución de las resinas compuestas es el siguiente:

- 1941 Sistema iniciador peróxido-amina
- 1950 Resinas acrílicas
- 1962 Monómero de Bowen
- 1963 Primer compuesto de macrorelleno (cuarzo)
- 1970 Sistema iniciado por luz UV para uso odontológico
- 1974 Introducción de los microrellenos
- 1977 Primer compuesto curado por luz visible
- 1980 Primer híbrido
- 1982 Compuesto para incrustaciones
- 1983 Macrorellenos altamente cargados para uso odontológico
- 1984 Compuestos microrellenos radiopacos
- 1996 Resinas compuestas fluidas
- 1998 Resinas compuestas empacables
- 2000 Resinas compuestas s de nanorelleno.

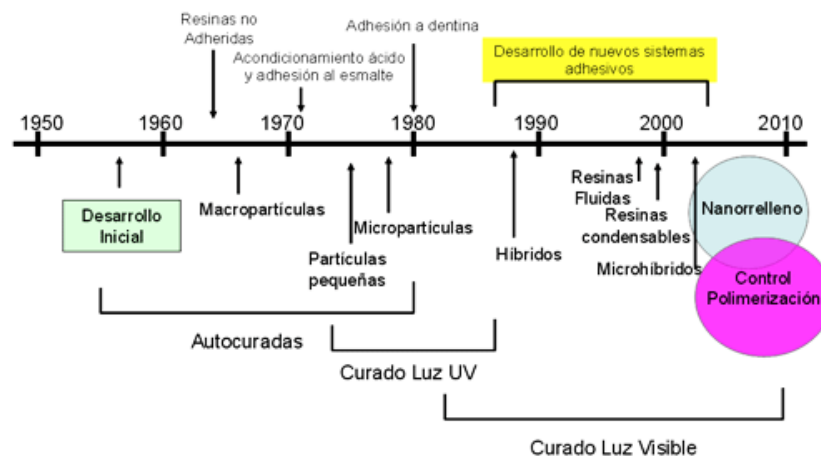


Figura 1.- Esquema del desarrollo de las resinas

2.1 RESINAS

Según Anusavice⁶, los materiales compuestos son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interface distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual.

2.2 COMPOSICIÓN

Los componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son:^(7,3)

1. Matriz: Material de resina plástica que forma una fase continua.
2. Relleno: Partículas o fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.
3. Agente de conexión o acoplamiento: sustancia química que favorece la unión del relleno con la matriz. Normalmente se usa un compuesto químico denominado Silano.
4. Sistema activador-iniciador de la polimerización: compuestos químicos que inician y continúan la reacción de polimerización.
5. Pigmentos: sustancias químicas que permiten obtener el color semejante a los dientes.
6. Inhibidores de la polimerización: compuestos químicos que alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo.
7. Aditivos: sustancias que proporcionan estabilidad de color ante la luz ultravioleta (absorbedores UV) o bien compuestos que previenen el polimerizado prematuro como la hidroxiquinona.

2.3 MATRIZ DE RESINA

La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros que son dimetacrilatos aromáticos o alifáticos. Bisglicidil dimetacrilato o Bis-GMA (Figura 2), dimetacrilato de uretano o UDMA (Figura 3) o el dimetacrilato de trietilenglicol o TEGDMA (Figura 4) son los dimetacrilatos más comúnmente usados.⁷

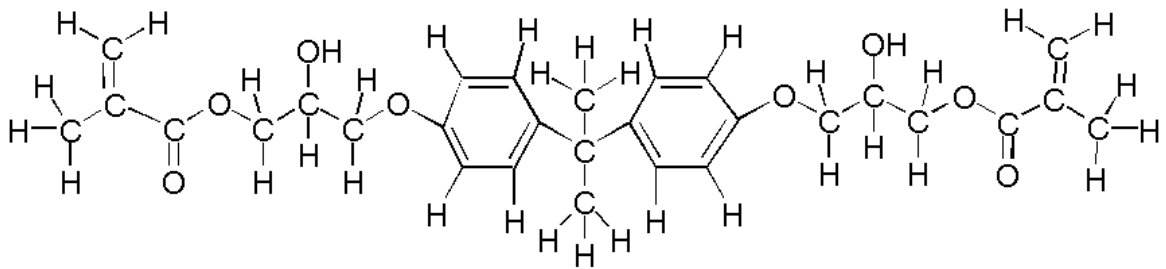


Figura 2. Molécula de Bis-GMA

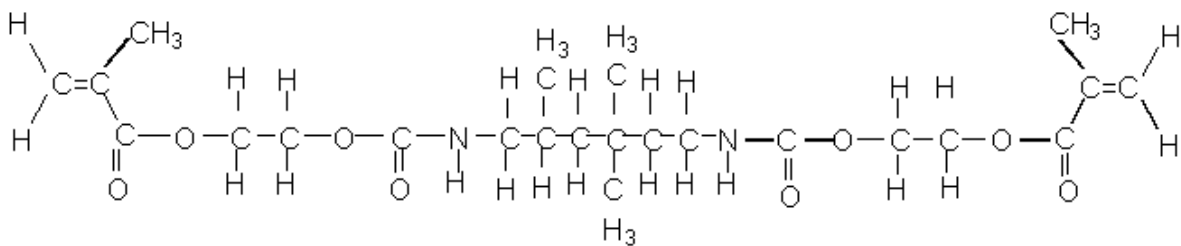


Figura 3. Molécula de UDMA

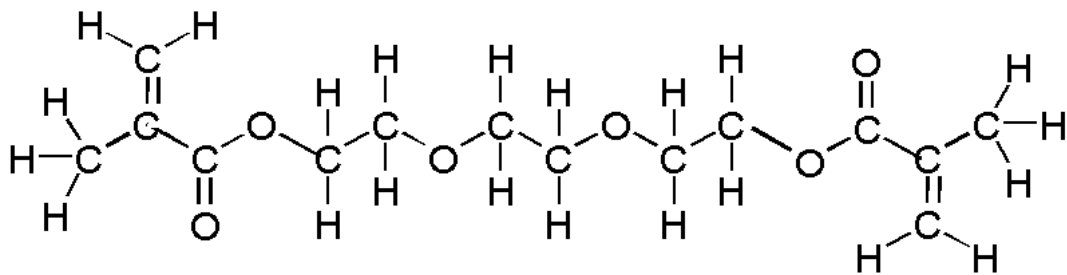


Figura 4. Molécula de TEGDMA

Los monómeros u oligómeros utilizados en resinas compuestas deben cumplir una serie de requisitos o criterios que son los siguientes:

- Biocompatibilidad
- Buenas propiedades físicas

- Estabilidad química en el medio bucal
- Vida útil larga
- Libre de sabor y olor

Debido a que algunos monómeros como el Bis-GMA son demasiado viscosos se emplean otros monómeros dimetacrilatos de bajo peso molecular con el objeto de reducir la viscosidad. Desafortunadamente, la adición de dimetacrilatos de bajo peso molecular aumenta la contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de dimetacrilato de bajo peso molecular que puede usarse en los compuestos. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurran enlaces cruzados entre cadenas.⁸

2.4 PARTÍCULAS DE RELLENO

Los materiales utilizados como relleno deben tener los siguientes requisitos:

- Incoloros
- Resistentes a la disolución en agua o sustancias químicas (condiciones bucales)
- Índice de refracción entre 1.45 y 1.55
- Sin problemas toxicológicos
- Alta dureza
- Efecto de refuerzo al polímero

La incorporación de las partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente las propiedades, si las partículas de rellenos se unen a ella. Obviamente, como hay menos monómero en un compuesto, la contracción de polimerización se reduce.⁷

Como materiales de relleno se han utilizado vidrios, sílice coloidal, silicato y cuarzo molido, y en menor medida silicato precipitado.

Los vidrios de sílice tienen como ventaja la radiopacidad que puede conseguirse con la incorporación de metales pesados como bario, estroncio, lantano, bismuto.⁸

Los microrellenos se componen de dióxido de silicio amorfo y **ácidos altamente dispersos.**⁸ También se les añaden prepolímeros estabilizados, polímeros fragmentados, que se obtienen incorporando al compuesto ácido silícico silanizado altamente disperso en un monómero prepolimerizado.

2.5 AGENTES DE ACOPLAMIENTO

Es importante que las partículas de relleno se enlacen a la matriz de resina. Esto permite que la matriz del polímero más flexible transfiera los esfuerzos a las partículas de relleno más rígidas. El enlace entre las dos fases del compuesto es proporcionado por un agente de acoplamiento. Un agente de acoplamiento aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interface relleno-resina (figura 5).

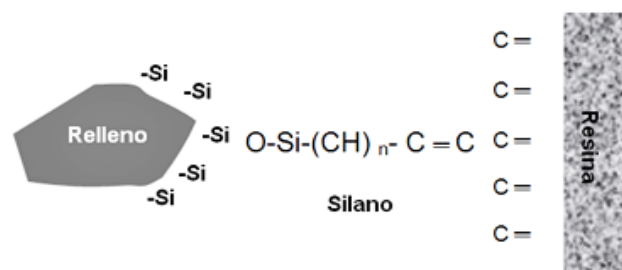


Figura 5.- Agente de conexión Silano

Aunque se utilicen titanatos y circonatos como agentes de acoplamiento, son más frecuentes los silanos orgánicos, como el alfa-metacriloxipropiltrimetoxisilano. En estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazar con silanoles sobre superficies de relleno por la formación de un enlace de siloxano (S-O-Si). Los grupos metacrilato del

componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta se polimeriza, por lo que se completa el proceso de acoplamiento.⁶

2.6 SISTEMA ACTIVADOR-INICIADOR

Activadores: son aquellas sustancias químicas utilizadas para inducir el proceso de polimerización de los monómeros.

Los iniciadores son aquellas sustancias que inician la reacción química y son capaces de romper la doble ligadura del monómero para convertirlo en polímero.⁸ Los monómeros de metil metacrilato y di-metil metacrilato polimerizan por mecanismos de adición de polimerización iniciados por radicales libres. Los radicales libres pueden ser generados por activación química o por activación energética (calor o luz).⁶ Los iniciadores para resinas compuestas deben alcanzar ciertos criterios:

- Formación rápida de radicales libres a bajas temperaturas
- Alta reactividad de los radicales formados
- Vida útil larga
- Baja tendencia a la decoloración
- Baja toxicidad
- Estar libres de olor
- Ser incoloros

Resinas activadas químicamente. Los materiales activados químicamente se presentan como dos pastas, una que contiene el iniciador, que es el peróxido de benzoilo, y la otra, un activador que es una amina terciaria (N,N-dimetil-*p*-toluidina). Cuando estas dos pastas son mezcladas, la amina reacciona con el peróxido de benzoilo y forma radicales libres, y de esta manera se inicia el polimerizado.

Resinas fotoactivadas. Los compuestos dentales fotoactivados se proporcionan como pasta simple contenida en una jeringa. La iniciación de los radicales libres consiste en la fotoactivación de las moléculas y del activador de amina contenido en esta pasta. Cuando estos dos componentes han sido expuestos a luz interactúan. La exposición a la luz en una correcta longitud de onda (unos 468 nm) produce un estado de excitación del fotoiniciador e interacción con la amina para formar radicales libres que inician la polimerización.⁶

Un fotoiniciador comúnmente empleado es la camforoquinona (figura 6) que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nm en la región azul del espectro visible de la luz. Este iniciador está presente en la pasta a niveles cercanos a 0.2% en peso o menos. Hay muchos aceleradores de aminas apropiados para interactuar con la camforoquinona, como dimetil amino etil metacrilato al 0.15% en peso, el cual está presente en la pasta.⁶

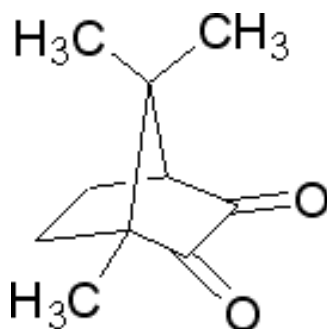


Fig. 6.- Estructura química de la camforoquinona

2.7 INHIBIDORES O ESTABILIZADORES

Son sustancias que se agregan al compuesto para evitar la polimerización espontánea y aumentar la vida útil del material. Con este propósito se emplean las quinonas como por ejemplo: hidroquinona, éter monometílico de la hidroquinona.³

2.8 MATERIAL RADIOPACO

Se ha utilizado vidrio de fluoruro de bario, trifloruro de iterbio para hacer el compuesto opaco a los rayos X.³

2.9 PROFUNDIDAD DE CURADO

Esta propiedad resulta de gran importancia en las resinas compuestas fotopolimerizables, debido a que constituye una medida de la eficiencia de la polimerización. Mientras mayor es la profundidad mayor es el grado de conversión y por consiguiente menor la cantidad de monómero que queda sin polimerizar.⁹

La intensidad máxima del haz de luz de radicación lumínica se concentra cerca de la superficie de la resina; a medida que la luz penetra en el material, es dispersada y reflejada, con lo que pierde intensidad. Existen varios factores que influyen en el grado de polimerización después de la fotoiniciación.

La resina debe tener una concentración de fotoiniciador o absorbente de luz que pueda reaccionar con la longitud de onda adecuada. El contenido y el tamaño de las partículas de relleno influyen considerablemente en la dispersión del haz de luz.

La intensidad de la luz en la superficie de la resina es un factor crítico para poder lograr una polimerización completa tanto en la superficie como en el interior del material. Para conseguir una penetración óptima hay que mantener el extremo de la fuente de luz a menos de 1 mm de la superficie. El tono de la resina tiene también una importancia considerable, ya que las tonalidades más opacas limitan la transmisión de la luz y sólo permiten la polimerización a profundidades mínimas. El tiempo de exposición normal para la mayoría de las lámparas de luz visible es de 20 segundos. En general, este tiempo es suficiente para polimerizar una resina clara hasta una profundidad de 2 o 2.5 mm. Con una exposición de 40 segundos aumenta el grado de polimerización a todas las profundidades, pero es necesario para polimerizar las tonalidades más oscuras. La aplicación de la luz a través de 1 mm (o menos) de espesor de estructura dental permite la polimerización a poca profundidad, pero los valores de dureza obtenidos no son uniformes a diferentes profundidades.

2.10 CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material.⁹

La contracción volumétrica producida por la polimerización es directamente proporcional a la cantidad de oligómero y de diluyente; debido a ello, las resinas de partículas finas sólo se contraen un 1-1.7%, mientras que los de partículas microfinas se contraen un 2-3%.¹⁰ Esta contracción crea esfuerzos durante la polimerización de hasta 130 kg/cm² entre la resina y la cavidad del diente. Estos esfuerzos deforman considerablemente la unión entre la resina y el diente, formando un resquicio marginal por el que puede filtrarse saliva.¹⁰

La mayoría de las resinas compuestas logran excelentes resultados para procedimientos estéticos, las propiedades físicas y mecánicas de las resinas están directamente relacionadas con la conversión de los monómeros a polímeros. Un bajo grado de conversión genera pérdida de substancias, fracturas y pérdida de adaptación marginal, lo que limita la vida útil de las resinas.⁷

2.11 ENANTIÓMEROS

Los enantiómeros solamente existen en los compuestos cuyas moléculas son quirales. Una molécula quiral se define como aquella que no puede superponerse a su imagen en el espejo. La molécula quiral y su imagen en el espejo son enantiómeros y la relación quiral y su imagen en el espejo se definen como una molécula enantiomérica.¹¹

Existen dos elementos que pueden ayudar a establecer rápidamente la presencia o ausencia de quiralidad en una molécula. Están basados en las propiedades de simetría de la molécula.

Ciertas manipulaciones, cuando se aplican a una molécula, dejan su estructura y la posición en el espacio de los átomos componentes inalterados. Tenemos que considerar sólo dos: las que permiten establecer la existencia de un plano de simetría y las que definen un centro de simetría. Un plano de simetría divide exactamente en dos partes iguales a la molécula de tal manera que la parte de la estructura que queda a un lado es la imagen en el espejo de la parte que queda al otro lado.

Un centro de simetría es un punto en una molécula que divide cualquier línea recta que lo contenga en dos conjuntos de puntos, uno a cada lado, que tienen el mismo entorno. Sólo puede existir un centro de simetría.

Para distinguir una molécula quiral de una no quiral solamente hay que recordar que las moléculas quirales no pueden tener ni plano ni centro de simetría.⁷

2.12 ACTIVIDAD ÓPTICA

Considerando la gran similitud entre los enantiómeros, todos los enlaces son iguales y sus calores de formación también por lo que son idénticos.⁷

Una forma fácil de observar en qué difieren los enantiómeros, es en su comportamiento frente a la luz polarizada en un plano. Cuando un haz de luz polarizada en un plano pasa a través de un enantiómero, el plano de polarización gira. Más aún, los enantiómeros separados hacen girar el plano de la luz polarizada en un plano en iguales cantidades, pero en direcciones opuestas. Debido a su efecto sobre la luz polarizada en un plano, los enantiómeros separados se conocen como compuestos ópticamente activos.¹¹

La rotación óptica consiste en hacer pasar un rayo de luz monocromática a través de una disolución de una sustancia y detectar el camino de orientación del plano que se ha producido. Al atravesar la luz polarizada una sustancia

química, sus campos eléctricos y magnéticos interaccionan con las nubes electrónicas de los orbitales moleculares del compuesto lo que induce un cambio en el ángulo del plano de ondulación y produce una desviación de la luz polarizada.¹¹

La desviación de la luz polarizada puede ser en sentido de las agujas del reloj (+), o en sentido contrario a las agujas del reloj (-). De Aquellos compuestos que tienen la capacidad de desviar la luz polarizada en un plano se dice que tienen actividad óptica y son de dos tipos dextrógiros (+) y levógiros (-).¹²

Además de las propiedades de la sustancia, los siguientes factores también influyen sobre la actividad óptica: la temperatura, la longitud de onda de la luz, la concentración de la sustancia y llegado el caso, también el agente diluyente.¹²

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad existe gran variedad de resinas para restauración y el cirujano dentista no siempre tiene conocimiento de acuerdo a su composición química y de la actividad óptica, de la influencia de la cantidad y tipo de fotoactivador sobre la profundidad de curado y contracción por polimerización.

4. JUSTIFICACIÓN

Es importante realizar un estudio comparativo de la influencia de la rotación u actividad óptica de la camforoquinona (CPQ) así como de la cantidad, en una resina de restauración para valorar la profundidad de curado y la contracción por polimerización.

5. HIPÓTESIS

5.1 HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

La resina de restauración con CPQ (R) y diferentes concentraciones (0.08, 0.18, 0.28 y 0.38 g) obtendrá mayores valores de profundidad de curado y encogimiento por polimerización que la resina de restauración con CPQ (S) a las mismas concentraciones

5.2 HIPÓTESIS NULA

La resina de restauración con CPQ (R) y diferentes concentraciones (0.08, 0.18, 0.28 y 0.38 g) no obtendrá mayores valores de profundidad de curado y encogimiento por polimerización que la resina de restauración con CPQ (S) a las mismas concentraciones.

6. OBJETIVO

6.1 OBJETIVO GENERAL

Valorar la influencia de la rotación óptica de la camforoquinona en una resina de restauración.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Preparar resinas con CPQ (R) a diferentes concentraciones (0.08, 0.10, 0.28 y 0.38 g).
2. Preparar resinas con CPQ (S) a diferentes concentraciones (0.08, 0.10, 0.28 y 0.38 g).
3. Medir la profundidad de curado de la resina con CPQ (R) a diferentes concentraciones al ser expuestas a luz azul durante 40 segundos.
4. Medir la profundidad de curado de la resina con CPQ (S) a diferentes concentraciones al ser expuestas a luz azul durante 40 segundos.
5. Medir la contracción de las resinas con CPQ (R) a diferentes concentraciones al ser expuestas a luz azul durante 30 segundos.
6. Medir la contracción de las resinas con CPQ (S) a diferentes concentraciones al ser expuestas a luz azul durante 30 segundos.
7. Calcular el encogimiento por polimerización de las resinas con CPQ (R) a diferentes concentraciones
8. Calcular el encogimiento por polimerización de las resinas con CPQ (S) a diferentes concentraciones
9. Analizar los resultados de las pruebas de profundidad de curado y encogimiento por polimerización de las resinas con CPQ (R) y CPQ (S) a diferentes concentraciones.

7. MATERIALES Y METODOS

7.1 PREPARACIÓN DE RESINA

REACTIVOS

Bis-GMA: bisgliceril de metacrilato (Monómero). Aldrich-Sigma, México).

TEGDMA: Trietilenglicol de dimetacrilato, 95%, (Monómero diluyente). Aldrich-Sigma, México.

DMPT: N,N-Dimetil-p-toluidina, 99%, (Iniciador). Aldrich-Sigma, México.

CPQ: (1R) Camforoquinona, 99%, (Fotoactivador). Aldrich-Sigma, México.

CPQ: (1S) Camforoquinona, 99%, (Fotoactivador). Aldrich-Sigma, México.

Dióxido de silicio M 325: Material de relleno. Distribuidora y comercializadora de equipos y diversos Concepción Romero, México.

Aerosil R-972: Dióxido de silicio silanizado, (Material de relleno). Degussa, México.

HQ: Hidroquinona, (Estabilizador). J. T. Baker S.A. de C.V, México.

MATERIAL

Cristalería

Mezcladores magnéticos

Balanza analítica

METODO

Procedimiento

Se prepararon 8 resinas con diferentes concentraciones, 4 (mezclas A a D) utilizando la CPQ (R) y 4 (mezclas E a H) con CPQ (S)

Se mezclaron Bis-GMA, TEGDMA e hidroquinona con DMPT de acuerdo a la Tabla 1.

Tabla 1. Cantidades de DMPT en las mezclas (resinas).

Resina	DMPT (g)
A - E	0.08
B - F	0.18
C - G	0.28
D - H	0.38

Se pesaron los diferentes CPQs de acuerdo a la Tabla 2.

Tabla 2. Cantidades de CPQ en las mezclas (resinas).

Resina	CPQ (g)
A - E	0.08
B - F	0.18
C - G	0.28
D - H	0.38



Figura 7.- Camforoquinona

Se incorporaron todos los reactivos de la fase orgánica y se mezclaron con ayuda de un agitador magnético (Figura 8)



Figura 8.- Mezcla de reactivos con agitador magnético

Se pesaron e incorporó la mezcla de dióxidos de silicio bajo luz de seguridad para evitar la fotopolimerización. Se agregó gradualmente a la fase orgánica, mezclándolas manualmente con ayuda de una espátula para polvos hasta dejar una mezcla homogénea.

Las resinas se llevaron a frascos etiquetados y fueron almacenadas.

7.2 PROFUNDIDAD DE CURADO

MATERIALES

Molde metálico. (4 mm de diámetro, 6 mm espesor)

Portaobjetos de vidrio.

Cinta Mylar.

EQUIPO

Fuente de energía externa. (Lámpara Bluephase C8. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Micrómetro (Mitutoyo, Tokio Japón).

Radiómetro de curado (Optilux Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Radiómetro térmico modelo 200 (Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Espátula para resinas.

METODO

Procedimiento

Atendiendo al método de prueba de la norma ISO 4049¹³, se prepararon 20 especímenes bajo condiciones de humedad y temperatura controladas (68% HR, 24°C). Se colocó el molde sobre una cinta Mylar, previa lubricación con aceite de silicón; se sobre obturó con la resina experimental, teniendo cuidado de no incluir burbujas de aire. Se colocó una segunda cinta Mylar en el otro extremo. Se presionó el molde entre los portaobjetos de cristal para eliminar el excedente de resina. Se colocó la lámpara de fotopolimerización, la cual fue previamente medida en cuanto a intensidad lumínica y calorífica usando los radiómetros (600 mW/cm², 10 mW/cm²) y se accionó durante 40 segundos.

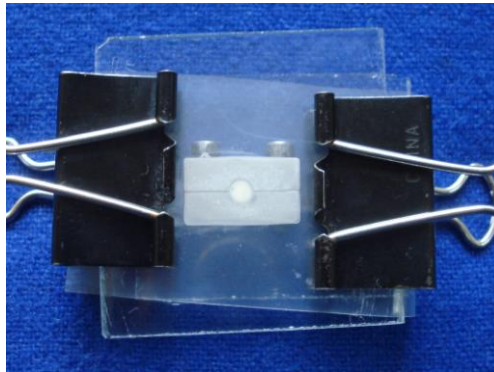


Figura 9.- Molde con resina

Se retiró el espécimen del molde después de la exposición. Se midió la altura del cilindro formado por el material curado con el micrómetro con una precisión de $\pm 0.1\text{mm}$. Se registró este valor una vez dividido entre 2. Se repitió el procedimiento 10 veces con cada resina experimental.

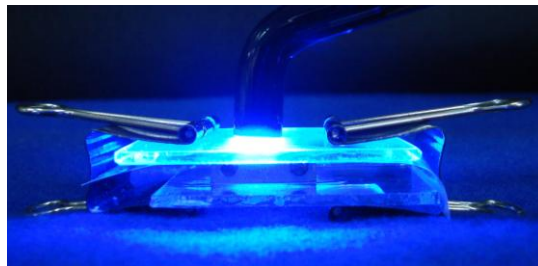


Figura 10.- Fotopolimerización de la resina



Figura 11.- Medición de la muestra

7.3 Contracción por Polimerización

MATERIAL

Portaobjetos de vidrio.

Anillo de cobre de 1.24 mm de altura.

Cubre objetos de vidrio flexible.

EQUIPO

Fuente de energía externa (Lámpara Bluephase C8. Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein).

Radiómetro de curado (Optilux Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Radiómetro térmico modelo 200, (Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Balanza Analítica (OHAUS)

Instrumento para medición de contracción por polimerización

METODO

Procedimiento.

Se prepararon 10 especímenes de cada resina bajo condiciones de humedad y temperatura controladas (68% HR, 24°C). Se pesó una cantidad de la resina experimental sobre un portaobjetos de vidrio obteniendo una muestra entre 0.14 y 0.17 gramos. Se ubicó en el centro del anillo de cobre de 1.24 mm de espesor, el cual estaba sobre un portaobjetos y se cubrió con un cubreobjetos de vidrio flexible cuidando que se adhiriera en la superficie del mismo.

Se colocó el portaobjetos con el material de ensayo en el centro del instrumento de medición de contracción en una posición en la cual la luz de la lámpara de fotopolimerizar previamente medida en cuanto a intensidad

lumínica y calorífica por medio de los radiómetros (600 mW/cm^2 , 10 mW/cm^2) incidió durante 30 segundos.

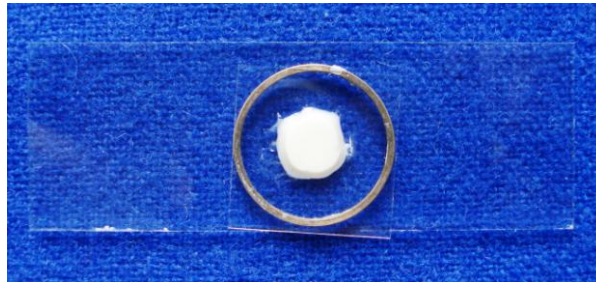


Figura 12.- Colocación de la muestra en portaobjetos

Medición de la contracción.

La polimerización de la resina permite que la cubierta de vidrio flexible (cubreobjetos) sufra una deflexión. La deflexión por polimerización fue monitoreada durante el tiempo de la prueba (600 s) por un transductor LVDT que es parte del instrumento de medición de contracción, Éste está conectado a un acondicionador de señal y de ahí a una unidad de adquisición de datos (computadora).¹⁴

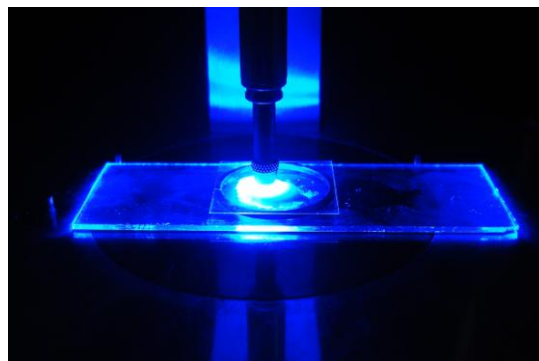


Figura 13.- Fotopolimerización de la muestra

La deflexión por contracción está definida por:

$$\Delta L = L_0 - L_t$$

Donde L_0 es igual a 1.24 mm y L_t es el espesor a determinado tiempo.

Estos cálculos son por las medidas de voltaje y el factor de calibración del desplazamiento-voltaje por la siguiente formula.

$$L_t = (V_t - V_{t=0})/K$$

Donde V_t es el voltaje obtenido a cualquier momento de la prueba, y $V_{t=0}$ es el voltaje inicial en el segundo 0.

El porcentaje de encogimiento por polimerización (S) es calculado como una función de tiempo de la siguiente manera:

$$S = 100\Delta L / L_0.$$

8. RESULTADOS

Los resultados obtenidos de las 10 muestras de cada resina de profundidad de curado se promediaron.

Igualmente se obtuvieron los porcentajes de las pruebas de encogimiento por polimerización y sus valores fueron promediados.

En la Tabla 3 se resumen los resultados de profundidad de curado y de encogimiento por fotopolimerización en función de la concentración de CPQ-R.

Tabla 3. Resultados de profundidad de curado y encogimiento de las resinas experimentales con CPQ tipo R

CPQ (R)	Profundidad de curado	Encogimiento por fotopolimerización
g	mm	%
0.08	1.57	3.22
0.18	1.50	3.71
0.28	1.26	3.73
0.38	1.15	4.93

La Tabla 4 resume los resultados de profundidad de curado y de encogimiento por fotopolimerización en función de la concentración de CPQ-S.

Tabla 4. Resultados de profundidad de curado y encogimiento de las resinas experimentales con CPQ tipo S

CPQ (S)	Profundidad de curado	Encogimiento por fotopolimerización
g	mm	%
0.08	1.67	4.24
0.18	1.47	4.48
0.28	1.30	4.79
0.38	1.22	4.65

La Figura 14 muestra el comportamiento lineal de ambas propiedades para el fotoiniciador tipo S

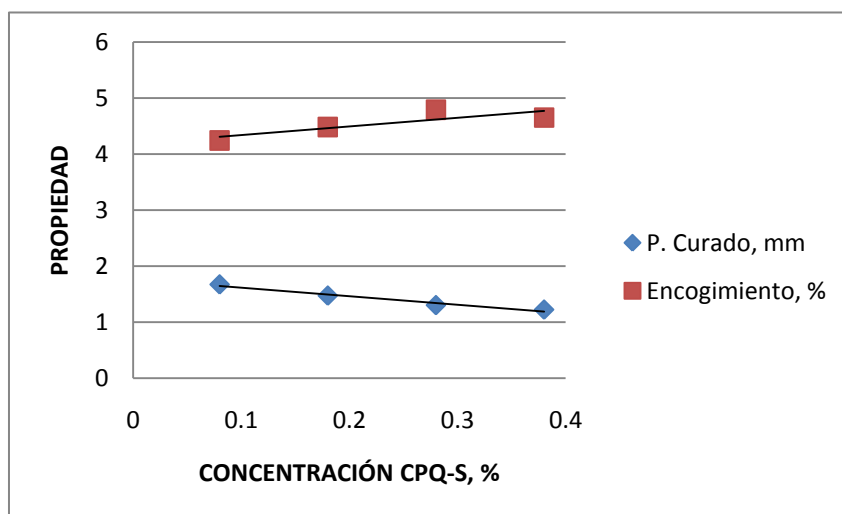


Figura 14. Relación de profundidad de curado y encogimiento con CPQ-S

La Figura 15 muestra el comportamiento lineal de ambas propiedades para el fotoiniciador tipo R

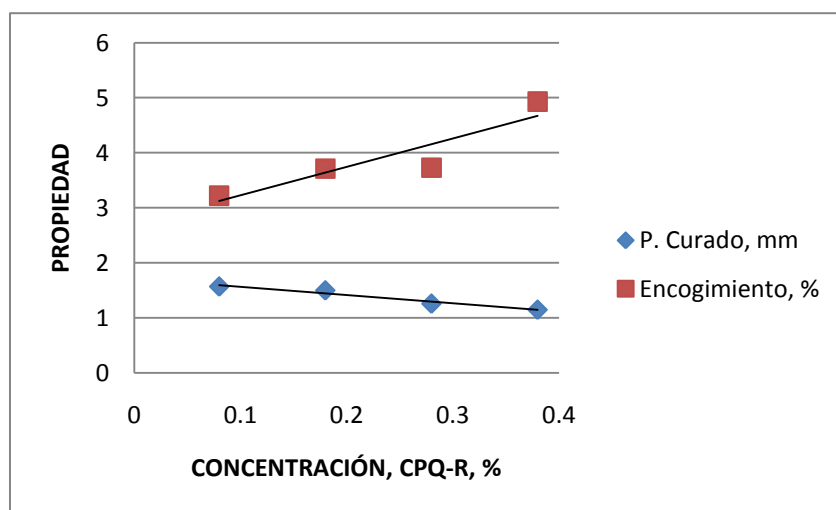


Figura 15. Relación de profundidad de curado y encogimiento con CPQ-R

Al evaluar los resultados se observó que a medida que se aumentaba la concentración de CPQ independientemente del tipo, la profundidad de curado disminuyó y el encogimiento aumentó. Con este comportamiento se puede indicar que la concentración y el tipo de camforoquinona tienen una influencia directa sobre estas dos propiedades.

Esto último se puede observar claramente en las Tablas 5 y Figura 15 para profundidad de curado y en la Tabla 6 y Figura 16 para encogimiento por fotopolimerización.

Tabla 5. Comportamiento de las CPQ en la profundidad de curado en mm.

Gramos	R	S
0.08	1.57	1.67
0.18	1.50	1.47
0.28	1.26	1.30
0.38	1.15	1.22

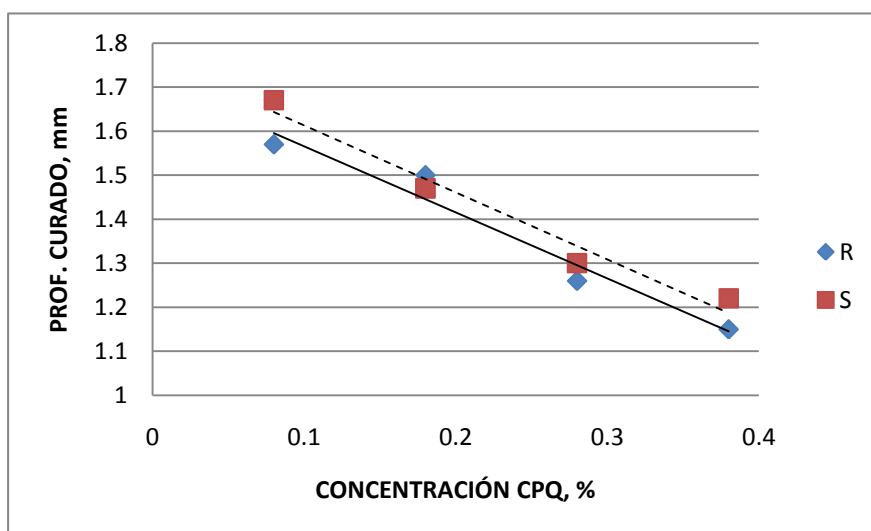


Figura 16. Comportamiento del fotoiniciador en profundidad de curado.

Tabla 6. Comportamiento de las CPQ en el encogimiento por fotopolimerización en %.

Gramos	R	S
0.08	3.22	4.24
0.18	3.71	4.48
0.28	3.73	4.79
0.38	4.93	4.65

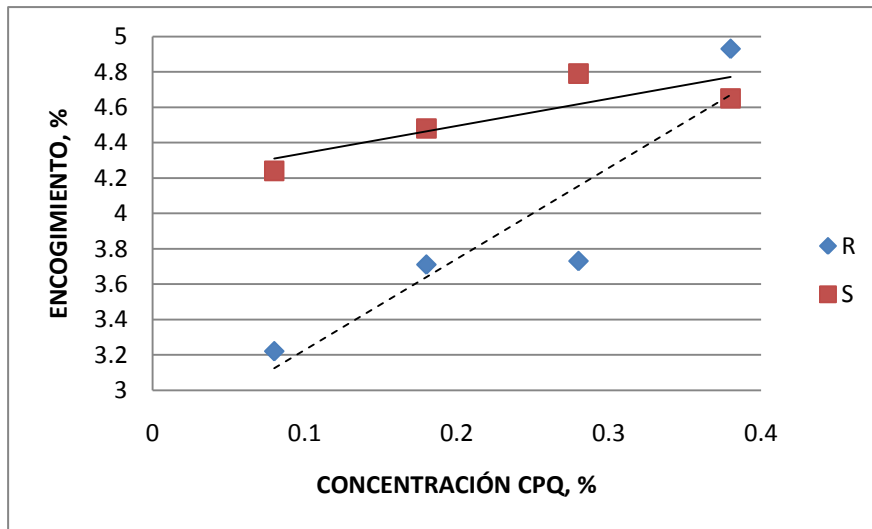


Figura 17. Comportamiento del fotoiniciador en encogimiento.

Los resultados fueron evaluados estadísticamente usando ANOVA de una vía y Prueba de Tukey, mostrando cambios estadísticamente significativos para la prueba de profundidad de curado y para encogimiento en las concentraciones 0.08, 0.18 y 0.28 g; en la concentración de 0.38 g no se encontró diferencia.

9. DISCUSION

Los resultados de este estudio indican que la actividad óptica del fotoiniciador tiene influencia al menos en dos propiedades de la resina, la profundidad de curado y el encogimiento.

Estudios realizados por Viacava¹² en analgésicos han encontrado que la actividad óptica tiene influencia sobre las propiedades de los materiales donde el dexketoprofeno es el isómero S (+) del racemato que constituye al ketoprofeno. Éste fue desarrollado con el objetivo de obtener varias potenciales ventajas como usar la mitad de la dosis requerida para ganar el mismo efecto analgésico que la mezcla racémica (50% de R y 50% de S), reducir la carga metabólica a la mitad y minimizar el riesgo de los efectos secundarios causados directa o indirectamente por el isómero no utilizado, en este caso, el isómero R (-). En su mezcla racémica participan los enantiómeros S (+) y R (-), los cuales pese a estar en cantidades equivalentes en la mezcla, tienen diferentes actividades farmacocinéticas y farmacodinámicas. Aunque el enantiómero R (-) posee propiedades analgésicas mediante mecanismos no relacionados a la inhibición de prostaglandinas, es menos potente que su contrapartida, el S (+). Otro estudio es el realizado por Hartline¹⁵ donde demuestra que usando diferentes derivados de burnanedionas con actividad óptica pueden controlar el crecimiento de pseudomonadas.

Existen estudios como los dos anteriores que se hicieron en el ámbito biológico pero en la química (inorgánica, orgánica, fisicoquímica o química de polímeros) también se han realizado usando básicamente catalizadores que son sustancias químicas que modifican la rapidez de las reacciones químicas.

La estereoquímica es la parte de la química que toma como base el estudio de la disposición espacial de los átomos que componen a las moléculas para estudiar cómo afecta a las propiedades y reactividad de dichas moléculas. Un ejemplo de estas moléculas es la camforoquinona que presenta dos enantiómeros (Figuras 9 y 10):

El tipo (S)

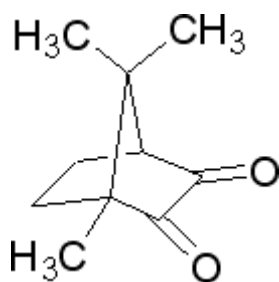


Figura 18. (S)-Camforoquinona

El tipo (R)

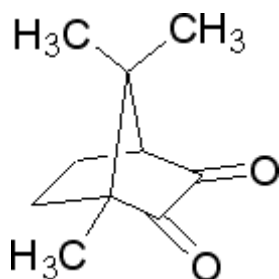


Figura 19. (R)-Camforoquinona

Como puede observarse ambas fórmulas químicas tienen 10 carbonos, 14 hidrógenos y 2 oxígenos y por ende, la misma masa molecular (166 g/mol) y el mismo punto de fusión (199 °C). Sin embargo, producen diferente efecto sobre las propiedades de profundidad de curado y encogimiento cuando se induce la reacción de polimerización por efecto lumínico.

Se esperaría que las demás propiedades como el comportamiento a la flexión, la solubilidad, la sorción, la rapidez de polimerización también fueran modificadas.

Es por estas razones que es necesario estudiar la actividad óptica de los ingredientes que participan en la formación de las resinas para uso dental.

10. CONCLUSIONES

Se encontró que la actividad óptica de la camforoquinona tuvo influencia sobre las propiedades de profundidad de curado y de encogimiento por fotopolimerización en resinas de restauración experimentales, independientemente de la cantidad de fotoiniciador usado.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Veranes Pantoja, Determinación de la profundidad de curado y propiedades mecánicas de composites dentales fotopolimerizables experimentales; Universidad Politécnica de Cataluña; RCOE, 2005, Vol 10, N°2, 151-170 2005
- 2 Solomons, *Química Orgánica*, 2ª ed. México: Editorial Limosa; 2000 Pags. 223-249
- 3 Hervas A, *Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas*; Universidad Cardenal Herrera-CEU. Moncada. Valencia, 2006
- 4 Ruan D, *Efecto del tiempo de exposición sobre la eficacia de polimerización con unidades equipadas con luz emitida por diodos.led's*. Revista Colombiana de Investigación en Odontología 2009.
- 5 Sale A, *Influencia de de la fuente de fotoactivación, y del espesor sobre la variación de color y las translucidez de nuevos composites*; Universidad de Granada, España, 2006
- 6 Anusavise. *La ciencia de los materiales dentales de Phillips*. 11ª ed. México: Editorial McGraw-Hill Interamericana; 2004. Pags. 283-311
- 7 Morrison, *Química Orgánica*, 5ª ed. México, Editorial Addison Wesley Longman de México; 1998 Pags. 147-155
- 8 Steenbecker, *Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva*: Editorial Universidad del Valparaíso ; 2006

- 9 Rodríguez G, *Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas*; Acta Odontológica Venezolana; Volumen 46 N° 3 / 2008
- 10 Craig R, *Materiales de odontología restauradora*; Editorial Hacourt; 1998
Pags. 252-256
- 11 Solomons, *Química Orgánica*, 2^a ed. México: Editorial Limosa; 2000
Pags. 223-249
- 12 Viacava A, Efecto del L-name en la analgesia experimental inducida por dexketoprofeno y ketoprofeno; Universidad de Chile, Facultad de Odontología; Chile 2005
- 13 International Standards, Organization ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials; 1988
- 14 Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martinez M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites; Academy of Dental Materials, 2003
E.230-233.
- 15 R.A. Hartline, I.C. Gunsalus. Induction specificity and catabolite repression of the early enzymes in camphor degradation by pseudomonas putida. J. Bacteriology, 1971 (2), 468-478.