

254
2ej-

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

EFFECTOS SECUNDARIOS DE LA LUZ

ULTRAVIOLETA Y HALOGENA

EN LAS RESINAS FOTOPOLIMERIZABLES

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A

ROSA EDITH RIOS RUBIO



MEXICO, D.F.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

1992

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



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 está 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.

INDICE

1. OBJETIVOS

2. INTRODUCCION

3. DESARROLLO Y CLASIFICACION DE LOS SISTEMAS DE RESINAS

- a) *Composites de Macrorelleno*
- b) *Composites de Microrelleno*
- c) *Composites Híbridos*
- d) *Modificadores de color*
- e) *Glaseadores*
- f) *Sellantes*
- g) *Agentes de Unión*

4. COMPOSICION DE LAS RESINAS - COMPOSITES

- a) *Fase Orgánica o Matriz*
- b) *Fase Inorgánica*
- c) *Controladores de Viscosidad*
- d) *Agentes de Acoplamiento*
- e) *Inhibidores*
- f) *Estabilizadores de Color*
- g) *Iniciadores de Polimerización*

5. PROCESOS DE POLIMERIZACION

- a) *Radiación Ultravioleta*
- b) *Radiación de Luz Visible o Halógena*
- c) *Ventajas del sistema de fotocurado*

6. FACTORES QUE AFECTAN A LA EFECTIVIDAD DEL FRAGUADO POR LA LUZ HALÓGENA

- a) *Tiempo*
- b) *Temperatura*
- c) *Distancia de la luz a la resina*
- d) *Grosor de la capa de resina que ha de polimerizarse*
- e) *Tonos de color de la resina*
- f) *Tipo de relleno*
- g) *Cantidad de acelerador activo por luz*
- h) *Polimerización por luz ambiental*
- i) *Intensidad de las lámparas*

7. LUZ, COLOR Y ESTETICA

- a) La naturaleza de la luz*
- b) Teorías sobre la luz*
- c) Longitud de onda*
- d) Colores (espectro electromagnético)*
- e) Transmisión de la luz*
- f) Absorción de la luz*
- g) Dispersión de la luz*
- h) Consideraciones Dentales*

8. LAMPARAS HALOGENAS

- a) Lámparas tradicionales de manguera*
- b) Lámparas de pistola*
- c) Aditamento para polimerización ajustable a las piezas de mano de fibra óptica*
- d) Consideraciones para la selección de la lámpara de polimerización*
- e) Mantenimiento de las lámparas*

9. EFECTOS SECUNDARIOS DE LA LUZ DE POLIMERIZACION

- a) Naturaleza de la visión y de la luz de polimerización*
- b) Daño ocular*
- c) Daño pulpar*
- d) Calor generado por las lamparas de polimerización*

10. CONCLUSIONES

11. BIBLIOGRAFIA

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

1.- Conocer los efectos secundarios de la luz ultravioleta y halógena de las lámparas de fotopolimerización.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

1.1 Conocer el tipo y el grado de daño ocular producido por la luz fotopolimerizable.

1.2 Conocer el tipo y el grado de daño pulpar producido por la luz y el calor generado por las lámparas para resinas fotopolimerizables.

1.3 Conocer las precauciones que se deben tomar durante el uso de lámparas para resinas fotopolimerizables.

INTRODUCCION

En la actualidad, las resinas, están ocupando un lugar muy importante en la odontología moderna y estética. Los fabricantes nos ofrecen múltiples alternativas como diferencia en colores, rellenos, procesos de polimerización, usos, etc.

La aparición en el mercado de las resinas fotopolimerizables ha sido una gran alternativa para el cirujano dentista, ya que tiene grandes ventajas a comparación de las resinas autopolimerizables y quimiopolimerizables.

Los sistemas de resinas son los más se utilizan en las restauraciones anteriores estéticas o de color del diente. Durante años se han ido mejorando las propiedades físicas de las resinas y en el presente son de hecho los materiales, de mayor difusión entre los materiales estéticos. En este trabajo nos enfocaremos a los efectos secundarios que genera la luz de polimerización (U.V. y Halógena) a través de las lámparas fotopolimerizadoras, como daño ocular, daño pulpar producido por el calor generado por las lámparas de fotocurado, así como las precauciones a tomar, tanto con el paciente, operador y las propias unidades de luz fotopolimerizables.

DESARROLLO Y CLASIFICACION DE LOS SISTEMAS DE RESINAS

Las resinas sintéticas se han impuesto como materiales de restauración de dientes, fundamentalmente por sus propiedades estéticas. Las primeras restauraciones de resinas fueron incrustaciones y coronas de acrílico termocurable cementadas en cavidades talladas previamente preparadas. Sin embargo, el bajo módulo de elasticidad y la falta de estabilidad dimensional de las resinas originaba la fractura del cemento, cuya consecuencia era la filtración y la falla de la restauración.

La fabricación del acrílico de autocurado en los últimos años de la década de 1940, hizo posible la restauración directa de los dientes con resina. Estas resinas permitían la combinación del monómero con el polímero, con el cual se obtenía una masa plástica o un gel que se colocaba dentro de la cavidad tallada, donde polimerizaba in situ.

El uso de la resina acrílica para obturaciones dentarias fue tema de muchas controversias. Ciertas propiedades, como sus cualidades estéticas y la insolubilidad, la hacían superior al cemento de silicato. Por otro lado, otros defectos que le eran propios hacían dudar que sirvieran como material de obturación.

Con los avances del polímero, las investigaciones han atendido al desarrollo de un sistema de resina mejorada para usarla como material de restauración; de preferencia, una que tuviera unión adhesiva con la estructura del diente. Aunque esto último aún no se ha logrado, se han ideado resinas reforzadas mediante rellenos (como los sistemas Bis-GMA). En general, las propiedades de estas resinas "compuestas" superan a las resinas acrílicas convencionales sin relleno.

Los requisitos que éstas deben cumplir, se mencionan en la especificación número 27 de la American Dental Association en cuanto a resinas para obturación directa.

Las resinas sin relleno se clasifican como tipo I y las compuestas como tipo II. En la actualidad hay tres clases de resinas compuestas, las de macrorrelleno, de microrrelleno y las híbridas.

COMPOSITES DE MACRORRELLENO

Para mejorar las propiedades físicas de las obturaciones de resina se les reforzó cargándolas con partículas de relleno inorgánicas duras. Este proceso de añadir partículas duras a una resina blanda es lo que se ha dado en llamar el refuerzo de partícula.

Las resinas así cargadas fueron los primeros materiales dentales que recibieron la denominación de composites. Hoy se les denomina también como composites tradicionales, convencionales o de macrorrelleno. La palabra composite quiere decir "hecho de distintas partes". Básicamente los composites contienen al menos dos componentes distintos; una matriz orgánica blanda y partículas duras de relleno inorgánico. Los componentes son muy diferentes y no existe entre ellos ningún enlace químico. No obstante, la adición de estas partículas de relleno supuso una mejora significativa de las propiedades físicas de las resinas sin relleno. En ocasiones la matriz de resina se denomina también fase continua, y las partículas de relleno, fase discontinua dispersa o de refuerzo.

Los dos componentes de relleno más utilizados en nuestros días como cargas de los composites de macrorrelleno son el cuarzo y los cristales de metal pesado, como los cristales de bario. Ambos se fabrican triturando grandes porciones de cuarzo o indio de pequeñas

partículas. En los composites primitivos el cuarzo era el relleno más utilizado, pero aunque se trata de un relleno excelente en términos de estética y durabilidad, no confiere radiopacidad al composite. Los rellenos a base de vidrio de metal pesado (como cristales de bario) sí confieren radiopacidad, pero son más quebradizos y solubles que los de cuarzo (Soderholm, 1984). Hoy los que más se utilizan son los rellenos de cristal de metal pesado, ya que a todas luces es deseable que los composites sean radiopacos. En los composites de macrorrelleno primitivos, el diámetro de las partículas de relleno inorgánico oscilaba entre 15 y 100 μm .

Sobre los composites de macrorrelleno se han llevado a cabo muchos estudios a largo plazo y los resultados han demostrado que son efectivos como materiales de color dentario, para restauraciones anteriores.

Sin embargo distan mucho de lo ideal y se necesita todavía mucho trabajo para conseguir mejorarlos.

COMPOSITES DE MICRORELLENO

Las resinas compuestas se basan también en el uso de pequeñas partículas inorgánicas de relleno y se llaman resinas compuestas de microrrelleno, microfina y en ocasiones resinas pulibles.

Los composites de microrrelleno se desarrollan para mejorar la rugosidad de superficie de los composites de macrorrelleno. Mientras los composites de macrorrelleno tienen partículas de relleno inorgánico de tamaño grande cuyo diámetro oscila entre 0.6 y 15 μm , los composites de microrrelleno contienen partículas de relleno inorgánico de sílice pirólica

mucho más pequeñas, con un diámetro que oscila entre 0.007 y 0.115 μm . El tamaño medio de partícula que se utiliza en odontología es de 0.04 μm .

COMO SE HACEN LOS MICRORRELLENOS. A diferencia de los macrorrelenos que se obtienen de triturar partículas grandes, estos microrrelenos se fabrican a partir de humos o cenizas de dióxido de silice, procesados químicamente por hidrólisis de un silano volátil en tetracloruro de carbono. Esta solución se hace por medio de fino aerosol a través de una llama de oxígeno-hidrógeno en un horno y se quema inmediatamente formando una fina ceniza. Se condensa en las paredes del horno y puede rasarse despegándolo con una paleta o instrumento plano. En cualquier caso, el tamaño de partícula que se obtiene con este proceso puede llegar a ser de 0.007 μm , que es menor que la longitud de onda visible.

PARTICULA DE RESINA PREPOLIMERIZADA. Es difícil agregar estos microrrelenos directamente a la resina y en altas concentraciones, debido a la considerable área de superficie que presentan. En algunos composites de microrrelleno convencionales se mezclan a altas temperaturas cantidades importantes de estas partículas de silice de 0.04 con resina diluida en un disolvente orgánico. La utilización simultánea del disolvente orgánico y el color permiten que la resina acepte una cantidad considerablemente mayor de microrrelleno. Como el disolvente se evapora, la concentración resultante de relleno en la resina es todavía mayor. El inconveniente de esta técnica es que es difícil eliminar todo el disolvente residual de la matriz. Con mayor frecuencia, lo que hace es comprimir el microrrelleno en masas de aglomerado de 30 a 50 μm , mediante fusión o precipitación. Estas masas aglomeradas tienen una área de superficie considerablemente menor que puede añadirse a la resina a alta temperatura con una carga aproximada de un 70% del peso, dependiendo de la resina. Esto supone más del doble de carga de la que podría conseguirse con las técnicas anteriores.

Además, puede ser silanizado en masas que tienen el área de superficie mucho menor, lo cual facilita aún más la carga de la matriz de resina. La mezcla resultante de resina y de relleno se polimeriza en bloques por calor. Luego estos bloques se colocan en nitrógeno líquido y se congelan. Después son molidos y convertidos en partículas más pequeñas con diámetros que varían de 1 a 200 μm . A este proceso se le llama también criotrituración o trituración en frío. En la mayoría de los composites de microrrelleno, este proceso conduce a la obtención de partículas de relleno con un tamaño de diámetro medio de 30 a 65 μm .

Si no se usara la congelación, la resina se derretiría por el calor que se genera durante la trituración. Por ello precisamente es más difícil obtener partículas de tamaño más pequeño, porque se derretirían aún más durante el proceso de corte. En la literatura dental, a estas partículas de relleno se le llama copos de resina o, más comúnmente, relleno de resina prepolimerizada (RRP). Las partículas de resina de relleno pueden hacerse también esféricas mediante pulverización a partir de una base líquida.

El siguiente paso es añadir estas partículas a una resina similar pero no polimerizada, en un porcentaje de carga del 50%. Por lo general, esta resina no polimerizada está rellena también de microrrelleno, pero sólo hasta la mitad de concentración del relleno prepolimerizado, para evitar un excesivo espesamiento, incluso con esta baja carga de microrrelleno de la matriz de la resina, el material resultante es generalmente muy viscoso.

Una de las desventajas de añadir microrrelleno tanto al relleno inorgánico como a la matriz es que se reduce la incompatibilidad entre ellas, y esto reduce la pérdida de relleno en la superficie de las restauraciones de microrrelleno. El resultado es que los microrrellenos mantienen una superficie más suave y durante más tiempo que los composites de

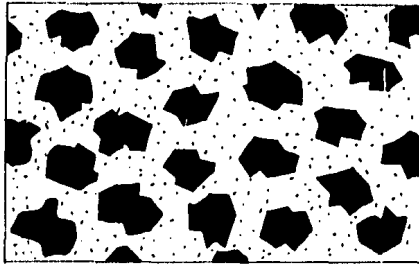
macrorrelleno. La carga inorgánica final del microrrelleno es por lo general del 35 al 52% de relleno inorgánico del peso.

En estos composites de microrrelleno, la composición de la matriz (resina) y las partículas de relleno (resina y sílice) es básicamente la misma. Por ello se consigue la unión entre ellos de forma más fácil. La naturaleza de esta unión entre el relleno prepolimerizado y la resina no está clara. Se piensa que se trata de una cohesión, que es una atracción natural entre moléculas similares, pues existen pocos o ningún enlace doble disponible para reaccionar, ya que estas partículas de resina están completamente polimerizadas.

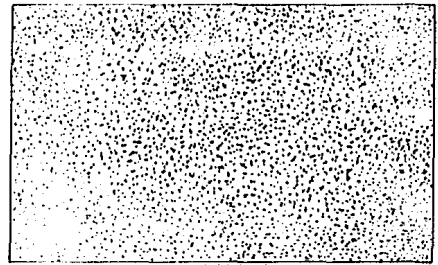
COMPOSITES HYBRIDOS

Estos materiales se fabrican combinando microrrelleno y macrorrelleno. Por eso se les llama híbridos o composites mezcla.

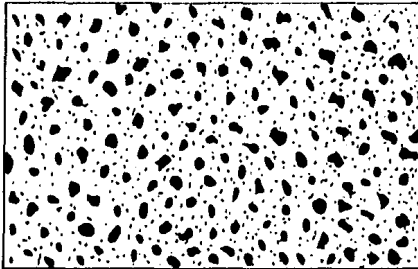
Algunos composites de macrorrelleno aglomerados tienen gran cantidad (14-20%) de microrrelleno o gránulos de microrrellenos aglomerados añadidos como un segundo relleno. A estos composites se les denomina híbridos, estos surgieron con el propósito de obtener un nuevo material que tuviera mejores propiedades de micro-macrorrelleno juntos. En el laboratorio se ha demostrado que los composites híbridos presentan mejor resistencia al desgaste que los tradicionales (I. Dogan, 1982). Clínicamente, los híbridos tienen unas propiedades de manejo buenos; mejora considerablemente la tersura superficial y la capacidad de pulimiento. La mayoría de los composites de macrorrelleno que se utilizan hoy son sistemas híbridos que tienen microrrelleno de 0.04µm añadido a una matriz de macrorrelleno.



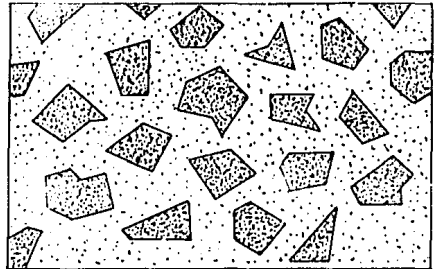
a. Resinas compuestas tradicionales
Macropartícula



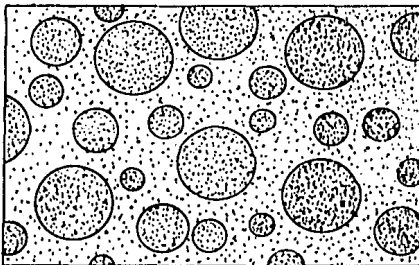
b. Micropartícula homogénea



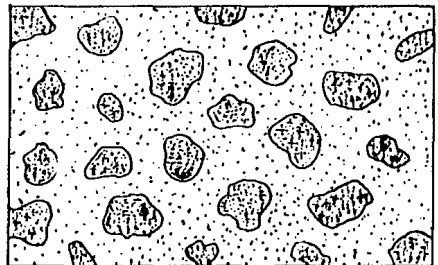
c. Híbridos



d. Micropartícula heterogénea
Partículas prepolimerizadas.



e. Micropartícula heterogénea.
Partícula esférica prepolimerizada



f. Micropartícula heterogénea.
Complejo de micropartícula aglomerada

CLASIFICACION DE LAS RESINAS COMPUESTAS DE ACUERDO CON FORMA, TAMAÑO
Y DISTRIBUCION DE LA PARTICULA*

Los nuevos sistemas de híbridos aglomerados utilizan gránulos de 0.1um o más, junto con pequeñas cantidades de microrrelleno aglomerado son:

1) Desplazan más resina, 2) Tienen mucho menos área de superficie, y 3) Puede conseguirse con ellos mayor carga del composite de macrorrelleno.

El resultado es un mayor refuerzo de partícula y mayor dureza de dispersión.

MODIFICADORES DE COLOR

Introducidos recientemente los modificadores de color, también llamados tintes, son por lo general composites de microrrelleno (con RRP) que tienen gran contenido de color y baja proporción de relleno-resina. Por lo general, tienen un 18 a 25% de relleno por peso, también contienen agentes colorantes inorgánicos. Algunos sistemas monocromáticos utilizan el dióxido de titanio como agente enmascador blanco. La mayoría de los sistemas multicolores usan óxido férrico o de otros metales como agentes colorantes. La mayoría de los modificadores de color tienen el color tanto en el relleno como en la matriz en la resina, mientras que otros tienen el color añadido sólo a la matriz.

Los modificadores de color se catalogan como composites de microrrelleno muy débiles. Son necesarios, porque los nuevos composites fotopolimerizables son mucho más transparentes que sus correspondientes quimiopolimerizables. Se utilizan para enmascarar manchas intrínsecas (por ejemplo, tetraciclina) en dientes anteriores. Para hacer esto, el modificador de color por lo general se coloca sobre el esmalte grabado y se cubre con un composite habitual (sandwich).

GLASEADORES

El término glaseador se aplica a una resina sin relleno para ser utilizada en la superficie de la restauración de composite.

Algunos investigadores han demostrado que estos productos, cuando se colocan sobre los composites de macropartícula convencionales, incrementan el sellado marginal y reducen la tinción externa. El glaseador también parece ser efectivo para sellar pequeños poros que aparecen habitualmente durante la colocación y acabado de estas resinas composites más clásicas. Deben colocarse tras el contorneado y control de la oclusión. No hay ningún estudio que haya demostrado si existe algún beneficio en glasear los composites de microrrelleno.

Hoy disponemos de nuevos glaseadores con un relleno del 50% del peso con microsíllice cubierto de resina (por ejemplo, Complus).

SELLANTES

Son materiales a base de resina sin relleno o con relleno mínimo que se utilizan para sellar fosas y fisuras de los dientes. Pueden distinguirse de los glaseadores porque los sellantes suelen estar coloreados para facilitar su visualización y seguimiento. Los sellantes blancos a menudo deben su color al dióxido de titanio.

AGENTES DE UNIÓN

Un agente de unión generalmente es una resina sin relleno que se va a utilizar sobre el esmalte grabado para mejorar la unión del composite. Los agentes de unión difieren de los glaseadores en que por lo general están disueltos con solventes tales como el metilmetacrilato para reducir su viscosidad.

COMPOSICION DE LAS RESINAS-COMPOSITES

FUNDAMENTOS DE LOS SISTEMAS DE POLIMERIZACION

La denominación más correcta de los materiales dentales conocidos como resinas es la de polímeros. Estos materiales se introdujeron por primera vez en odontología en 1937 en forma de polímeros acrílicos.

Los polímeros son moléculas formadas por la unión de monómeros idénticos. Poli quiere decir "varios" y mono, "uno". Por consiguiente, poli(metacrilato) es un polímero formado por muchos monómeros de metacrilato. Los polímeros también pueden estar formados por una mezcla de diferentes monómeros. En general, si dos o más monómeros diferentes polimerizan juntos, el material resultante se denomina copolímero. Las propiedades físicas de un copolímero no se debe sólo a los monómeros que lo forman, si no también a como se han unido entre ellos.

Todos los monómeros contienen por lo menos un doble enlace de carbono y se transforman en polímeros o copolímeros gracias a sistemas de iniciación. El resultado inmediato de los sistemas de iniciación es la formación de un radical libre. Un radical libre es un compuesto con un electrón libre. Este electrón libre convierte al radical en muy reactivo. Cuando un radical libre se encuentra con un enlace doble ($C=C$) de un monómero, se une con uno de los electrones de doble enlace, dejando libres a los demás elementos del par. De este modo, el monómero de resina se convierte en un radical libre que puede reaccionar con más monómeros. Este proceso continúa trépicamente hasta que todos los monómeros han polimerizado.

Tras la polimerización resultan tres tipos básicos de estructuras tridimensionales. Un polímero puede ser lineal, ramificado o de cadenas cruzadas. Los polímeros lineales forman simplemente largas cadenas que por lo general están formadas por monómeros simples. Un ejemplo de estos son los metacrilatos, los polímeros ramificados contienen un segundo monómero que formará las ramificaciones, los polímeros de cadenas cruzadas contienen un monómero difuncional con dobles enlaces en ambos extremos que pueden unirse a dos ramas lineales. Dos ramas unidas forman una cadena cruzada; en general, los polímeros de cadenas cruzadas son más viscosos y tienen menor absorción de agua.

En Odontología el término "compuesto" se refirió desde el principio a un material para restauración en forma de pasta, que consta de una unión orgánica que contiene por lo menos 60 % de relleno inorgánico en peso incorporado dentro de un sistema que inducirá la polimerización. Así mismo, las partículas de relleno son cubiertas con un agente de "unión" para ligarlas a la matriz de la resina.

Por lo tanto la fórmula de las resinas compuestas poseen tres componentes fundamentales:

- a) Fase Orgánica o Matriz*
- b) Fase Inorgánica o Refuerzo*
- c) El puente de unión entre las fracciones orgánicas inorgánicas o Agentes de unión*

FASE ORGANICA O MATRIZ

La matriz contiene por lo general una resina de Ray Bowen que es sintetizada por reacción entre el bisfenol-A y glicidimetacrilato. Es un 2,2-bis-(4(2-hidroxi 3-metacriloxiloxiproiloxi)-fenil)-propano, denominado Bis-GMA.

Ray Bowen introdujo esta resina en 1962, el Bis-GMA es un monómero difuncional que permite formar un polímero de cadenas cruzadas. En 1974, Foster y Walker introjerón otra resina difuncinal , el dimetacrilato de uretano. La mayor ventaja de esta resina es su baja viscosidad, que facilita la carga de relleno sin necesidad de añadir monómeros de pequeña molécula para controlar la viscosidad. La mayor desventaja de esta resina es su fragilidad y que experimenta una contracción de polimerización considerable.

El dimetacrilato tricíclico es similar al Bis-GMA y por lo tanto tiene menor absorción de agua. La menor absorción de agua conduce a la obtención de una resina con mayor dureza y fragilidad.

Esto se debe a que el agua absorbida por la resina le confiere plasticidad y la hace más blanda y más flexible que cuando está deshidratada.

La razón por la que muchos fabricantes han preferido las resinas Bis-GMA sobre los metilmetacrilatos y el dimetacrilato de uretano es porque tienen una estructura aromática que incrementa su rígidez, su resistencia a la compresión, y disminuye su absorción de agua. Además estas resinas tienen moléculas mayores que dan lugar a menor contracción de polimerización que las resinas de metacrilato de menor molécula.

Actualmente se está trabajando en el desarrollo de resinas más rígidas y de mayor molécula que los materiales actuales y que seguramente conducirán a mejores composites en el futuro.

CONTROLADORES DE VISCOSIDAD

La resina Bis-GMA es un líquido altamente viscoso, por lo que para mejorar las cualidades de manipulación por lo general se añaden monómeros de baja viscosidad. El trietileglicol dimetacrilato (TEDMA), este es el más utilizado, y generalmente comprende del 10 al 31 % de la mayoría de los composites de microrrelleno. El TEDMA es una resina larga, flexible y difuncional. Su utilización afecta a la rigidez de la matriz de resina resultante, convierte a la resina en más flexible y menos friable.

Esto puede mejorar la resistencia a la terminación marginal, pero reduce también su resistencia a la abrasión.

Otros controladores de viscosidad son el metilmetacrilato (MMA), dimetacrilato de uretano y/o el etilenglicol dimetacrilato (EDMA) se utilizan con frecuencia para diluir las resinas composite.

FASE INORGANICA, REFUERZO O RELLENO

Las partículas de relleno proporcionan estabilidad dimensional a la matriz de resina inestable y blanda. El tamaño de las partículas de relleno que se utilizan en los composites varía desde 100 hasta 0.07 μm .

La presencia de partículas de relleno reduce la contacción volumétrica de polimerización, disminuye el coeficiente de expansión térmica, aumentadas las características de resistencia compresiva, tensional, aumento de la dureza y resistencia a la abrasión.

De acuerdo con los sistemas de resinas el refuerzo inorgánico puede oscilar entre un:

Macropartículas 78-80 %

Micropartículas 54-60 %

Macropartículas 47 %

Hybridas

Micropartículas 53 %

Las partículas de relleno más comunes están compuestas de cuarzo cristalino, sílice pirolítico (como Arosil), silicato aluminico de litio, vidrio de silicato, vidrio de boro y vidrio de bario. Apenas hace poco, se introdujo el fluoruro de calcio como relleno, todos estos materiales tienen gran dureza son químicamente inertes y tienen un índice de refracción y opacidad muy semejantes a la estructura dentaria. Los composites de macrorrelleno convencionales utilizan como relleno cristales de cuarzo y de metales pesados, mientras que los de microrrelleno utilizan sobre todo el sílice pirolítico. También puede utilizarse como relleno hidroxiapatita sintética.

Respecto al tamaño y la carga, hay que considerar tres hechos que van asociados al comportamiento clínico:

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

AGENTES DE UNION O DE ACOPLAMIENTO

Se utilizan para facilitar la unión entre las partículas de relleno y la matriz de resina ya que, en los composites convencionales la matriz de la resina y las partículas de relleno tienen diferente estructura y no existe entre ellas ninguna unión química.

Los agentes de acoplamiento disminuyen la pérdida gradual de partículas de relleno a partir de la superficie del composite.

Los más utilizados entre estos agentes son los epoxi, vinil y metilsilanos. El silano, el más utilizado en los composites es el 3-(metacrililoiloxipropil) trimetoxisilano.

La mayoría de los silanos son moléculas bipolares que, en teoría, pueden unirse por enlaces iónicos a las partículas de relleno inorgánico, mientras que al mismo tiempo se unen químicamente a la matriz orgánica.

Aunque estos materiales ayudan a reducir el desgaste de los composites, aún queda mucho que mejorar en los agentes de aclopamiento.

INHIBIDORES

Para evitar la polimerización de la resina se suelen añadir a los composites algunos compuestos que inhiben la polimerización. Para incrementar la vida media de las resinas se utilizan con frecuencia 4-metoxifenol (PMP) y 2,4,6,-triterciaributil fenol (BHT), en cantidades aproximadamente de 0.1 % .

ESTABILIZADORES DE COLOR

Los composites quimiopolimerizables pueden contener compuestos que absorben la luz ultravioleta y actúan como estabilizadores de color. Por lo general se utilizan las benzofenonas, benzotiazole o fenilsalicilatos. En los composites que polimerizan por luz ultravioleta no se utilizan; pues inhiben la polimerización. El inhibidor BHT también contribuye a mantener la estabilidad del calor.

INICIADORES DE POLIMERIZACION

La polimerización del Bis-GMA puede llevarse a cabo por cuatro vías diferentes. En los sistemas activados por el calor, el peróxido de benzoilo se divide en radicales libres por acción térmica.

En los sistemas activados químicamente, el peróxido de benzoilo se divide en radicales libres por acción de una amina aromática terciaria (que actúa como un dador de electrones).

En los sistemas activados por luz ultravioleta, una fuente de luz ultravioleta de 365 nm. dividen al éter metilbenzoico (en cantidades de 0.2%) en los radicales libres y en ausencia de las aminas terciarias.

En los sistemas de luz halógena, una fuente de luz de 420 a 450nm excita una canforoquinona (0.2 a 0.06%) u otra diquetona, hasta que interacciona con una amina terciaria no aromática (alifática) como el N, N-dimetilaminoetilmetacrilato (0.1% o menos). La canforoquinona, junto con la amina terciaria, comienza una reacción del radical libre.

Algunos fabricantes utilizan una amina aromática, que es más reactiva y permite utilizar menor concentración de canforoquinona (Vivadent).

Esta combinación conduce a un menor aclaramiento por la quinona y por consiguiente produce menos cambios de color durante la polimerización.

CALOR

Peróxido de benzoilo + calor = radical libre.

QUIMICA

Peróxido de benzoilo + 2% amina terciaria aromática = radical libre

LUZ ULTRAVIOLETA

0.1% éter alquilbenzoico + (365 nm de luz U.V.) = radical libre

LUZ HALOGENA

0.06% canforoquinona + 0.04% amina terciaria alifática (o 0.01% aromática) + (425-450 nm de luz halógena) = radical libre

PROCESOS DE POLIMERIZACION

Se han descrito hasta el presente los siguientes sistemas de polimerización:

- 1) Por medio de agentes químicos, utilizando un iniciador y un activador.*
- 2) Polímeros de termocurado, empleando un iniciador químico y un activador de tipo físico: el calor.*
- 3) Polimerización por energía radiante: radiación ultravioleta y radiación por luz visible o halógena.*

RADIACION ULTRAVIOLETA

Los primeros sistemas activados por luz (energía radiante) utilizaban una fuente productora de rayos ultravioleta.

En este caso la inducción de formación de radicales libres se logra mediante la energía de luz ultravioleta con una longitud de onda de 360 nanómetros actuando como activador sobre un agente iniciador incorporado a la resina, benzoinmetil-éter. Ante el efecto de la energía radiante U.V. la molécula, creando radicales, que inducirán a la apertura de dobles enlaces y formación de cadenas.

Las ventajas del curado por luz ultravioleta son la rápida polimerización junto con el tiempo indefinido de trabajo, ya que el composite no polimerizará hasta que no se le aplique la luz. También se malgasta menos material cuando se utiliza el fraguado por luz.

Las desventajas radican principalmente en la fuente de luz ya que las lámparas ultravioleta necesitan un período de tiempo de aproximadamente cinco minutos de calentamiento, y la profundidad de penetración de la luz es sólo de 1 a 2 mm. Además, es difícil mantener la fuente de luz al 100% de eficiencia. A menudo pierden eficacia ultravioleta que no se detecta a simple vista, por esta razón es difícil saber si el composite ha sido polimerizado adecuadamente. También comportan un riesgo para el profesional, ya que pueden causar quemaduras corneales.

RADIACION POR LUZ VISIBLE O HALOGENA

El sistema de polimerización con luz ultravioleta ha sido remplazado en forma efectiva y segura, con la aparición de unidades de fotocurado de emisión de la luz del espectro visible; las unidades poseen una lámpara halógena con producción de un haz de color azul, con una longitud de onda promedio de 468 nanómetros. La resina viene incorporada con un agente químico sensible a dicha luz; diquetonas o canforo-quinonas activadas por la luz (400-500 nm). Estas unidades de luz halógena no necesitan período de calentamiento. Con el objeto de eliminar las distintas longitudes de onda dentro de la luz visible que no son necesarias para la fotopolimerización, las lámparas son dotadas de filtros que permiten el paso a la luz con longitud de onda, que van de los 400 a los 500 nm. correspondientes a la luz de color azul, mientras más selectivo sea el filtro las longitudes de onda serán más exactas.

Además de la longitud de onda hay otros factores que intervienen en la polimerización por luz visible: el poder de la lámpara expresado en wts, así como el tiempo de exposición.

Durante los últimos años han aparecido en el mercado gran cantidad de composites y lámparas para fraguado por luz halógena.

Las ventajas de los composites fraguados por luz halógena frente a los quimiopolimerizables consisten en que pueden ser manipulados por más tiempo a la vez que el tiempo de fraguado es menor. Tienen, además, mayor estabilidad de color que los fraguados químicos, porque hay menos amina terciaria residual presente. Se piensa que esta amina residual es la principal causa de decoloración de las resinas composite.

Otra de las ventajas es que en las bombillas halógenas, por lo general, mantienen una eficacia constante a lo largo de su vida útil. Los únicos problemas que se han presentado tienen que ver con algunas bombillas halógenas plateadas, en las que pueden ocurrir en su interior un ennegrecimiento que reduce la intensidad de luz emitida. En cualquier caso, hasta que la lámpara no resulta aparentemente débil suele estar funcionando con cerca del 100% de efectividad.

Las desventajas incluyen un posible daño ocular (quemadura retinal), también resulta difícil obtener un buen fraguado de las áreas más profundas de la preparación, ya que la penetración de la luz tiene una limitación máxima de aproximadamente 3 mm. Este sistema de polimerización también genera calor, que puede resultar perjudicial para la pulpa. Otras desventajas incluyen el gasto que impone la compra y el mantenimiento de la lámpara halógena.

VENTAJAS DEL SISTEMA DE FOTOCURADO

- 1) Presentación del material de resina en forma de una sola pasta, al no requerir espátulado, como en las fórmulas de polimerización química, no se incorpora aire.***
- 2) La mayor densidad, la ausencia de grandes poros llenos de aire, permiten, además, en la resina de fotocurado una mejor estabilidad de color y resistencia a la abrasión.***
- 3) Ventajas de manipulación, con las fórmulas de resinas de fotocurado el odontólogo dispone de todo el tiempo que sea necesario, así como del control efectivo y el logro del color deseado.***
- 4) Las resinas de fotocurado permiten la aplicación por incrementos, la combinación de colores y la aplicación de tintes con el fin de caracterizar la restauración.***
- 5) Se asegura en el sistema de fotocurado, la perfecta polimerización en los márgenes delgados, cosa que no sucede en las fórmulas de polimerización química.***
- 6) La contracción de polimerización es mínima y controlada.***
- 7) La posibilidad de terminado y pulimiento final en la misma sesión clínica.***
- 8) Con la luz visible emitida por las lámparas actuales es posible lograr la polimerización a través del esmalte dentario.***

FACTORES QUE AFECTAN A LA EFECTIVIDAD DEL FRAGUADO POR LA LUZ HALÓGENA

Muchas de las propiedades favorables de los composites fraguado por luz halógena dependen de que la matriz de la resina frague por completo.

Una polimerización inadecuada puede conducir a:

- 1) Pérdida de la biocompatibilidad de la resina, ya que de ella puede desprenderse el monómero no fraguado.*
- 2) Un blanqueamiento o cambio de color debido a la presencia de acelerador que no ha reaccionado y a mayor absorción de agua.*
- 3) Pérdida de la retención debido a que las prolongaciones de resina se adaptan a los prismas de esmalte grabado no están completamente polimerizadas.*
- 4) Excesivo desgaste debido a la maleabilidad que resulta del incompleto entrecruzamiento de la matriz de la resina. Se deben considerar cuidadosamente ciertos factores como:*

TIEMPO

El mínimo tiempo de polimerización es de 40 seg. con un espesor de resina de 2 mm. (Leung, Schulein). Los composites que polimerizan por luz halógena lo hacen durante y después de la activación de la luz. Estas dos reacciones de polimerización se han denominado reacción con luz y reacción oscura.

La reacción con luz es la polimerización que tiene lugar cuando la luz está incidiendo y atravesando el composite. La reacción oscura es la polimerización que se comienza inmediatamente después de que se apaga la luz de polimerización. Esta reacción por lo tanto, no depende de la presencia de luz y continúa por lo menos durante 24 hrs; incluso en total oscuridad.

A la reacción oscura se la ha llamado también polimerización pos-irradiación. En todos los composites se alcanza la máxima dureza en siete días, aunque el 90% de ésta ocurre durante las primeras 24 hrs.

TEMPERATURA

El fraguado es menos efectivo en los composites que polimerizan por luz, si mantienen todavía la temperatura del refrigerador antes de la polimerización; mayor temperatura conduce a un fraguado más completo y rápido.

DISTANCIA DE LA LUZ A LA RESINA

La distancia ideal es de 1 mm, manteniendo la fuente de luz a 90° con la superficie del composite. Si se dobla la distancia, la intensidad del fraguado puede verse restringida hasta una cuarta parte, ya que la luz se disipa proporcionalmente al cuadrado de la distancia. Esto podría afectar a la profundidad de fraguado, que depende tanto de la intensidad de la luz como del tiempo de fraguado.

GROSOR DE LA CAPA DE RESINA QUE HA DE POLIMERIZARSE

Se ha demostrado que siete días de haber polimerizado, después de haber polimerizado durante 40 seg. un composite de tonalidad clara, éste mostrará, a la profundidad de 1 mm, un fraguado (medido según la dureza) entre 68 y el 84% del fraguado obtenido en superficie. A los 2 mm. de profundidad, el mismo composite sólo tendrá el 34% de la dureza alcanzada en la superficie (M. Swartz, 1983; J. Stillwater, 1983). Por eso es mejor polimerizar los composites en grosores no mayores de 1 mm, tomando como punto de partida una fuente de luz óptima y un composite de tonalidad clara. No debe olvidarse que las tonalidades más oscuras no polimerizan en tanta profundidad y que las luces con haz de fibra óptica pueden perder profundidad de polimerización con el tiempo.

POLIMERIZACION A TRAVES DE LA ESTRUCTURA DENTARIA

También puede llevarse a cabo la polimerización a través del esmalte, aunque esto sólo tiene de una a dos terceras partes de la efectividad que posee la polimerización directa del composite. Si además se ha de polimerizar a través del esmalte y dentina, el efecto es menos de la mitad. Por eso es importante que este tipo de polimerización sea sólo adicional. Cuando sea necesario polimerizar a través de la estructura lo mejor es doblar o triplicar el tiempo de polimerización.

TONOS DE COLOR DE LA RESINA

Los tonos más oscuros del composite requieren más tiempo de polimerización y experimentan un fraguado menos profundo que los tonos más claros. Se ha demostrado que un tono oscuro a una profundidad de 1 mm. obtendrá un 63% de dureza de superficie frente al 84% que alcanzará un tono más claro. A la profundidad de 2 mm, algunos tonos oscuros están incluso demasiado blandos para ser medidos. Los tonos más oscuros deben polimerizarse durante 60 seg. a una profundidad máxima de 0.5 mm. (M. Swartz, 1983).

TIPO DE RELLENO

Los composites de microrrelleno presentan mayor dificultad de polimerización que los composites de macrorrelleno. Esto se debe al hecho de que las resinas absorben más luz que los rellenos inorgánicos. Muchos de estos rellenos inorgánicos son vidrios que ayudan a transmitir la luz a través del material. En general, cuanto mayor carga de relleno inorgánico tiene un composite, más fácilmente se polimeriza. Además la diferencia entre el índice de refracción de la resina y el del relleno controla la cantidad de luz perdida por refracción. Los fabricantes que consiguen que la resina y el relleno tenga un índice de refracción más próximo, pueden ofertar materiales que polimerizan a mayor profundidad.

CANTIDAD DE ACELERADOR ACTIVADO POR LUZ

La cantidad de acelerador activado por luz que contienen los composites varia. Algunos fabricantes usan una cantidad menor de la ideal para conseguir la máxima dureza, con objeto de aumentar el tiempo de trabajo del material bajo la luz operatoria. Independientemente de la cantidad que lleven, todos los aceleradores se deteriorarán con el tiempo. Los materiales fotopolimerizables pueden ser almacenados durante un tiempo tres veces mayor que los quimiopolimerizables. A pesar de todo, algunos estudios han demostrado que un composite puede perder alrededor del 20% de sus propiedades físicas en seis meses y hasta el 50% en un año si se conserva a temperatura ambiente. Cuando se conserva en frío, puede perder un 10% de sus propiedades en un año (de Lange, 1983). Por tanto, la vida media útil de un composite debería ser seis meses si se conserva a temperatura ambiente, y 18 meses si se conserva en un refrigerador.

POLIMERIZACION POR LUZ AMBIENTE

El tiempo de trabajo de los composites fotopolimerizables depende de la luz del equipo dental y también de la luz ambiente del gabinete.

Pequeñas diferencias en estas fuentes de luz pueden tener efectos dramáticos sobre el tiempo de trabajo de estos materiales.

INTENSIDAD DE LAS LAMPARAS

Cada una de estas unidades de luz visible para fotocurado posee características individuales de acuerdo con el fabricante como son:

- 1.- Peso y tamaño (portátiles o de mesa).*
- 2.- Inclusión de medidor de tiempo en segundos, automático (cronómetro) graduable o por emisión de sonido.*
- 3.- Características de luz de fotocurado sola, o luces diferentes adicionales para transiluminación, detección de placa, luz blanca para selección de color, etc.*
- 4.- Fibra óptica flexible y larga o un tubo rígido para la conducción de la luz.*
- 5.- Longitud de onda entre 450 y 496 nanómetros.*
- 6.- Profundidad de penetración promedio 2.5mm.*

La profundidad de penetración depende del tipo de lámpara usada, de la distancia entre la punta activa y la restauración de resina y del tipo de resina compuesta.

En términos generales los colores oscuros son más difíciles de polimerizar, por consiguiente las capas o instrumentos deben ser más delgadas 1.0, 1.5 mm. y polimerización así en capas delgadas.

Teniendo en cuenta que los fotoactivadores químicos dentro del cuerpo de la resina requieren de luz en la gama de 468 a 480 nm promedio, las lámparas se han ajustado a dicha gama que corresponde a la luz azul 424-491 nm. o a la franja verde 491-575nm.

Las unidades poseen picos de longitud de onda en los límites azul-verde.

La lámpara Translux CL de Kulzer además de ofrecer las características antes mencionadas ofrece:

1.- La fácil desinfección de la pieza de mano y de la varilla conductora de luz con los medios desinfectantes usualmente disponibles.

La varilla luminica se puede desmontar para la desinfección por aire caliente y soporta temperaturas de hasta 150°C.

2.- Rendimiento luminico constante mediante regulador electrónico, aún con oscilaciones de la tensión de red.

3.- Luz homogénea de polimerización en el intervalo de longitudes de ondas entre aprox. 380 y 500 nm. mediante un filtro de aristas interferencial y conducción luminica por haz de fibras.

4.- Absorción de la luz infrarroja y ultravioleta, dañina para los tejidos.

5.- Cuenta con accesorios prácticos y adecuados al uso, amplian el campo de aplicación y aumentan la comodidad de manejo del Translux C.L.

6.- Kulzer ofrece seguridad al operador porque su luz no daña al ojo, además que el calor generado por la lámpara no daña a la pulpa dental, claro colocando una base entre está y la resina.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

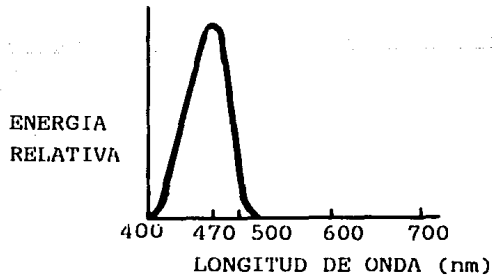
LUZ, COLOR Y ESTETICA

LA NATURALEZA DE LA LUZ

La luz visible es una parte muy pequeña del espectro electromagnético y posee una longitud de onda aproximadamente de 380 nm a 780 nm. La luz blanca está formada por la mezcla de colores, como puede demostrarse con el bien conocido experimento de Newton, en el que la luz se dispersa a través de un prisma.

Para representar una fuente de luz visible, es esencial conocer cuanta luz se emite en cada longitud de onda. Cuando se confronta la energía contra la longitud de onda se obtiene una curva típica de la luz del día.

La figura corresponde a la luz azul, con un pico de longitud de onda, aproximadamente, entre 470-480 nm; tipo de luz que se usa para la fotopolimerización de los materiales dentales restauradores.



Curva de distribución de la energía espectral de la luz azul

TEORIAS SOBRE LA LUZ

LUZ. Fuente de energía luminica que se transmite en el espacio por medio de ondas.

En 1672, Sir Isaac Newton, descubrió el fenómeno, ahora muy conocido, de la refracción de la luz solar.

James Clerk Maxwell, físico escocés, propuso una teoría, en 1873, considerando que electricidad, luz y magnetismo, estaban relacionados.

Este modelo clásico de la energía radiante sostiene que dicha energía es producida siempre que una carga eléctrica oscila o es ecelerada. El movimiento aparente de la carga es una perturbación caracterizada por la presencia de ondas eléctricas y magnéticas. Esta perturbación se llama onda electromagnética.

La teoría ondulatoria representa la radiación electromagnética como una onda continua que está siendo generada por algún sistema en vibración. Este efecto, descubierto en 1887 por destacado investigador de fenómenos electromagnéticos, Heinrich Hertz, fue objeto de estudios cuidadosos durante las tres décadas siguientes.

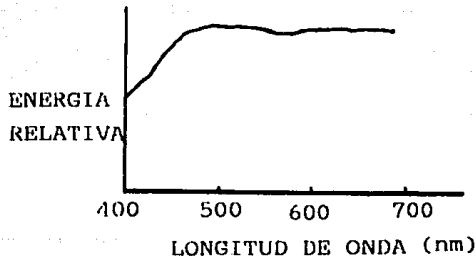
J.J. Thomson demostró que eran electrones lo que expulsaban ciertas superficies metálicas cuando la luz incidía sobre ellas.

Pronto se hizo evidente que sólo luz de una determinada frecuencia mínima (o longitud de onda) originaba el efecto fotoeléctrico.

En 1901, el físico alemán Max Planck rompió con la teoría ondulatoria clásica al suponer que la energía radiante generada por un sistema vibratorio no era de naturaleza continua, sino, más bien, discontinua. Así, la energía es absorbida en cantidades discretas o cuantos.

LONGITUD DE ONDA

Distancia de dos puntos correspondientes a una misma fase en 2 ondas consecutivas.



Curva de distribución de la energía espectral de la luz solar

COLORES (espectro electromagnético)

ESPECTRO ELECTROMAGNETICO

Nomenclatura	Frecuencia Hz	Longitud de onda aproximada m
Rayos gamma	$3 \times 10^{22} - 3 \times 10^{19}$	$10^{-14} - 10^{-11}$
Rayos X	$3 \times 10^{19} - 3 \times 10^{16}$	$10^{-11} - 10^{-8}$
Ultravioleta	$3 \times 10^{16} - 6 \times 10^{14}$	$10^{-8} - 5 \times 10^{-7}$
Luz visible	$6 \times 10^{14} - 3 \times 10^{14}$	$4 \times 10^{-7} - 8 \times 10^{-7}$
Infrarrojos	$3 \times 10^{14} - 3 \times 10^{12}$	$10^{-6} - 10^{-4}$
Microondas	$3 \times 10^{12} - 3 \times 10^8$	$10^{-3} - 1$
Radioondas	$< 3 \times 10^8$	> 1

ESPECTRO LUMINICO

Resultado de la separación de los átomos isotópicos. Cuando un haz de luz blanca incide sobre un prisma de vidrio se ve emerger de éste un haz de rayos divergentes de todos colores, si el haz emergente se proyecta sobre una pantalla, se observan sobre ésta bandas que producen los colores del arco iris, el conjunto de las bandas se llama espectro.

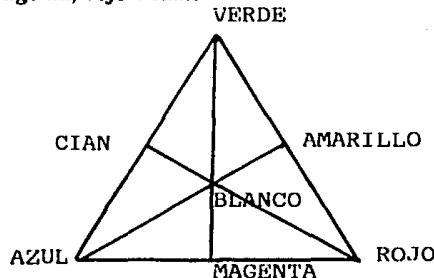
Newton y Huygens, mostraron que cada radiación monocromática (o sea de un color determinado) le corresponde una longitud de onda bien determinada, cuyo lugar en el espectro es siempre el mismo.

Las longitudes de onda son:

<i>Violeta</i>	<i>380-430 nm</i>
<i>Azul</i>	<i>430-460 nm</i>
<i>Azul-verde</i>	<i>460-500 nm</i>
<i>Verde</i>	<i>500-570 nm</i>
<i>Amarillo</i>	<i>570-590 nm</i>
<i>Naranja</i>	<i>590-610 nm</i>
<i>Rojo</i>	<i>610-780 nm</i>

Existen tres colores aditivos primarios: el azul, el verde y el rojo. Si las luces de estos colores se suman en las proporciones correctas, se produce la luz blanca. Con la adición de dos colores primarios se obtiene un color secundario. Así, azul+verde=cian; verde+rojo=amarillo; rojo+azul=magenta. La adición de los colores se puede representar con un triángulo equilátero:

los colores primarios, en los vértices, y los secundarios, en el punto medio de las caras. Se dice que dos colores son complementarios cuando al combinarse se produce el blanco. Ejemplos: azul+amarillo; verde+magenta; rojo+cian.



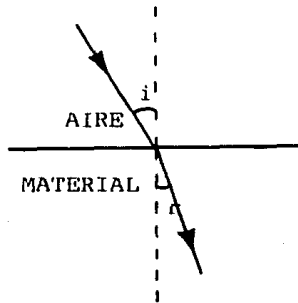
Representación de la adición de los colores

LUZ Y MATERIA

Cuando un rayo de luz incide sobre un objeto, puede ocurrir una de estas tres cosas: a) transmisión, b) absorción, c) dispersión de la luz.

TRANSMISION DE LA LUZ

Las sustancias transparentes transmiten la luz. Un rayo de luz cambia de dirección al contactar con los materiales, a no ser que el ángulo de incidencia sea de 90° . El índice refractivo n de una sustancia nos viene dado por: donde i es el ángulo de incidencia de la luz que penetra en el material desde el aire y r el ángulo de refracción de la luz.



Índice refractivo

ABSORCION DE LA LUZ

Los materiales opacos absorben la luz. Según la ley de Lambert, referente a los estados de absorción, cada una de las capas sucesivas de una sustancia a través de la cual pasa la luz, absorbe la misma fracción de ésta. Esto puede expresarse así:

$$I_x/I_o = e^{-Kx}$$

Donde:

I_o = Intensidad inicial de la luz

I_x = Intensidad de la luz después de pasar una distancia x del material

K = coeficiente de absorción del material

DISPERSION DE LA LUZ

En algunas circunstancias la luz puede ser dispersada por la materia. Esto sucede en un material que contiene partículas pequeñas con un índice refractario diferente al de la masa global de la sustancia. Se dice que la sustancia es translúcida.

Algunos materiales tienen la propiedad de la fluorescencia. Esta se define como la capacidad de absorber luz de una longitud de onda y emitirla de diferente color o longitud de onda. Por ejemplo, los dientes naturales absorben la radiación ultravioleta (400 nm. de longitud de onda) y emiten luz que tiene una longitud de onda de 400-450 nm.

CONSIDERACIONES DENTALES

Las consideraciones estéticas son importantes en muchos aspectos de la odontología restauradora.

El fabricante es quien pigmenta los materiales y debe tenerse cuidado en la selección del matiz del material para dar el color exacto. Las guías de colores se distribuyen para este propósito. Es importante comprobar los colores en apropiadas condiciones de luz. Para un mejor efecto estético, los materiales deberían ser translúcidos.

Es importante conocer la longitud de onda (color) de las lámparas de fotocurado, para darles un mejor uso.

DAÑOS CAUSADOS POR LA LUZ ULTRAVIOLETA

Dentro de la Radiación U.V. existen 3 tipos según su longitud de onda:

a) Radiación U.V. Onda Corta

Longitud de onda entre 200 y 290 nanómetros:

Esta es una radiación germicida, ionizante, produce muerte celular, atacando el D.N.A. de la célula. Puede causar esistema y conjuntivitis.

b) Radiación U.V. Onda Media

Longitud de onda entre 290 y 320 nanómetros:

Como la anterior tiene efecto ionizante, y produce ionización sobre el DNA/RNA, produce quemaduras y formación de ampollas sobre l piel, arrugas, queratosis y cáncer de piel, Irrita la conjuntiva produciendo conjuntivitis, tiene como el anterior efecto acumulativo y tiempo de latencia.

c) Radiación U.V. Onda Larga

Longitud de onda entre 320 y 400 nanómetros:

Causa el denominado bronceado de la piel, es relativamente inocua. Causa, sin embargo, en determinados pacientes exacerbación viral. Se contraindica el uso en pacientes albinos, pacientes medicados con drogas de efecto fototóxico, con lupus eritematoso sistémico, xeroderma pigmentoso.

Las lámparas Ultravioletas necesitan un período de tiempo de aproximadamente 5 minutos de calentamiento, y la profundidad de penetración de la luz es solo de 1 a 2 mm.

Uno de los primeros productos comerciales fue la lámpara U.V. de polimerización Nuve-lite de la casa L.D. Caulk., al poco tiempo de su uso, se produjeron algunas publicaciones en relación con los posibles efectos pátogenos de la radiación Ultravioleta por lo cual, cae un desuso y es retirado este sistema comercialmente.

LAMPARAS HALOGENAS

El fraguado de los composites actuales puede lograrse con cualquier tipo de lámpara halógena comercializada a tal efecto. Las diferencias básicas entre las distintas unidades de polimerización son la profundidad de fraguado efectivo que logran, el diámetro, la cantidad y diversidad de aditamentos que acompañan y el calor que generan sobre el diente durante la polimerización. La mayoría de los equipos actuales utilizan filtros metálicos especiales. La calidad de los cables también difieren de unas lámparas a otras y esto puede ocasionar diferencias en efectividad de la luz, cuando la fuente de luz sea idéntica. Existen tres tipos básicos de unidades de polimerización por luz halógena; las lámparas tradicionales de manguera, las lámparas tipo pistola y las unidades de pieza de mano.

LAMPARAS TRADICIONALES DE MANGUERA

En estos sistemas, todos los elementos funcionales están en una caja y la luz es transmitida hasta el paciente por un cordón de fibra óptica. Algunas de estas lámparas se activan desde el extremo de la manguera, de manera que el operador no ha de desplazarse hasta la caja para accionar el dispositivo.

Las ventajas de estas lámparas son principalmente su mayor economía frente a otros tipos, y que precisamente los elementos funcionantes, incluido el ventilador, quedan fuera del campo de trabajo.

El hecho de que muchas de ellas no se puedan accionar desde el extremo de la manguera, y que por lo general se presenten con puntas de diámetro pequeño, son sus mayores desventajas. Además, en el sistema de manguera los haces de fibra óptica pueden romperse con el tiempo y requerir un recambio periódico.

LAMPARAS DE PISTOLA

En este tipo de sistema, la fuente de luz se halla en un elemento llamado pistola de mano. La luz se transmite a través de un pequeño cordón de fibra óptica o vástago de cristal que forma el cañón de la pistola. Por lo general, la pistola está unida por un cordón a un soporte de mesa o de pared que contiene el transformador necesario para que funcione la luz.

Las ventajas de estas lámparas son principalmente que se activan desde la misma pistola y que generalmente sus extremos son de mayor diámetro, sin que ello afecte a la intensidad de la luz. Por otra parte, como son de menor tamaño son también más manejables y fácilmente transportables. A diferencia del sistema de manguera, la posibilidad de deterioro de las fibras ópticas es muy baja, ya que el cañón suele ser rígido.

Una de las principales desventajas de estos sistemas radica en la instalación del ventilador en la propia pistola, que si por un lado puede producir un ruido molesto, por otro es posible que no tenga suficiente capacidad para mantener el sistema refrigerado por espacios largos de tiempo, dando como resultado un excesivo calentamiento de la pieza. Igualmente, la pistola es más pesada y más aparatosa que las mangueras tradicionales, y, por último, estas unidades son, por lo general de costo más elevado.

ADITAMENTO PARA POLIMERIZACION AJUSTABLE A LAS PIEZAS DE MANO DE FIBRA OPTICA

Este tipo de sistema consiste en un aditamento para piezas de mano de fibra óptica. En estos aditamentos el extremo es el diámetro semejante o incluso menor que el de las mangueras. Por otra parte, y a diferencia de éstas, las unidades de mano generan gran cantidad de calor en el diente, sobre todo por que la mayoría no llevan filtros de luz azul incorporados. El Insight II es una de estas unidades de mano adaptadas para la polimerización. Sus ventajas son principalmente la economía cuando ya se posee una pieza de mano de fibra óptica, pues sólo ha de añadirse el aditamento. Además, son pequeñas y no necesitan instalación especial en el entorno del gabinete dental. Las principales desventajas de este sistema son el excesivo calor que pueden producir, que generalmente tienen un extremo de diámetro más pequeño y que la fuente de luz es menos intensa. Además, los cordones de fibra óptica pueden sufrir un deterioro con el tiempo.

CONSIDERACIONES PARA LA SELECCION DE LA LAMPARA DE POLIMERIZACION

La selección del tipo de lámpara guardará estrecha relación con el tipo de práctica del profesional. Estos son algunos de los factores que se deben tener en cuenta a la hora de comprar una lámpara halógena:

- 1. Profundidad y diámetro de polimerización*
- 2. Calor que se genera sobre el diente*
- 3. Interruptores de accionamiento en el extremo del operador*

4. *Durabilidad de la manguera y costos de renovación*
5. *Solidez de la unidad*
6. *Tamaño y facilidad de transporte*
7. *Temporizador*
8. *Regulador de voltaje*
9. *Compatibilidad con la unidad de pieza de mano*
10. *Precio*

No hay que olvidar que la lámpara halógena es hoy un elemento importante en el gabinete dental, por lo que la decisión ha de tomarse cuidadosamente. Además, ha de considerarse, como una inversión a largo plazo, ya que se utilizará casi diariamente durante años. Igualmente es recomendable disponer de dos unidades, pues en caso de que una se averte, la otra nos permitirá acabar el tratamiento en curso.

MANTENIMIENTO DE LAS LAMPARAS HALOGENAS

Para constatar que una unidad de polimerización funciona correctamente deben hacerse ciertas comprobaciones.

EL EXTREMO DE LA LAMPARA. *Debe evitarse que se acumulen sobre el extremo o punta pequeñas cantidades de composite que disminuiría en forma importante la intensidad de la polimerización. Para ello se procurará la distancia recomendable de 1 mm.*

LOS HACES DE FIBRA OPTICA. Las fibras ópticas de los haces son muy frágiles y pueden romperse con el uso. Lo mejor en el caso de las mangueras es no doblarlas excesivamente para evitar romper las fibras. Para comprobar el estado de las fibras basta con retirar la manguera de la caja y observar el extremo apoyando el otro contra un visor de radiografía. De este modo pueden observarse cuántas fibras transmiten luz. Con sólo un 20% de haces que no transmitan la manguera pierde ya un 60% de efectividad y debe ser reemplazada.

LOS FILTROS. La mayoría de las lámparas llevan un filtro que selecciona la longitud de onda apropiada. Por lo general, están situados entre la bombilla y el extremo de la manguera o del cañon. Estos filtros también deben revisarse periódicamente para destacar grietas o roturas.

BOMBILLA PLATEADA. Muchas de las marcas de lámparas halógenas utilizan una bombilla de proyector como fuente de luz. Estas bombillas han sido utilizadas durante años y se sabe que producen luz sustancial mientras funcionan. Algunas unidades utilizan bombillas propias, que por lo general son más pequeñas y de mayor potencia que las convencionales. Un problema común a todas ellas es la aparición de la bombilla plateada, cuando la porción interna del vidrio de la bombilla aparece decolorada por el depósito de plata y otros óxidos metálicos. A partir de entonces, aunque el filamento siga iluminado, los depósitos negros reducirán la intensidad de la luz que emane de la bombilla. Esta debe revisarse en el momento en que se advierte una caída de la intensidad de la fuente luminosa, y, si el cristal presenta depósitos negros, debe renovarse la bombilla.

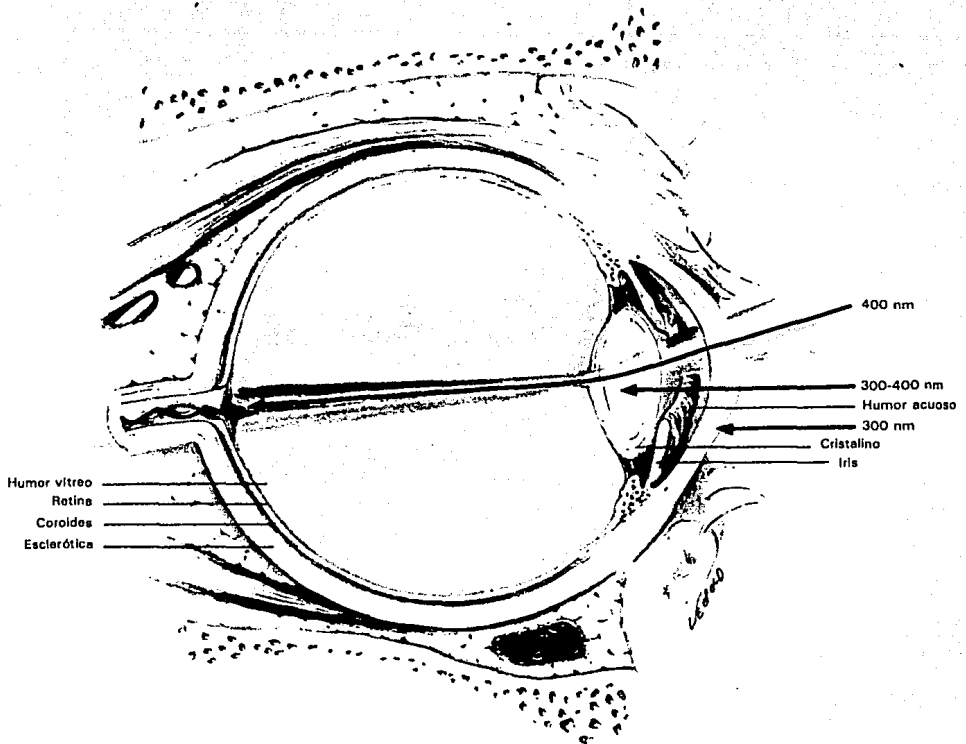
EFFECTOS SECUNDARIOS DE LA LUZ DE POLIMERIZACION

NATURALEZA DE LA VISION Y DE LA POLIMERIZACION

VISION. *El fenómeno de la visión, puede ilustrarse tomando en consideración la respuesta del ojo humano a la luz que proviene de un objeto.*

La luz inside en un ojo proveniente de un objeto que se enfoca en la retina y se convierte en impulsos nerviosos que se transmiten al cerebro. Los conos de la retina dan lugar a la visión del color; estas células tienen un nivel de intensidad necesario para la visión del color y también presentan una curva de respuestas relacionadas con la longitud de onda de luz insidente. El ojo es más sensible a la luz en la región del verde amarillento y menos sensible al rojo y al azul. Dado que en la visión del color participa una respuesta nerviosa, la estimulación constante con un solo color puede producir una fatiga para ese color con consiguiente disminución en la respuesta del ojo. Las señales provenientes de la retina son procesados por el cerebro para producir la percepción psicológica del color. Los defectos en ciertas porciones de los receptores sensibles al color dan lugar a los diferentes tipos de ceguera para el color. Por consiguiente entre los individuos varía, enormemente la capacidad para distinguir los colores.

En sentido científico, el ojo humano puede comparar un colorímetro diferencial excepcionalmente sensible. El ojo iguala o excede el estado actual del desarrollo tecnológico en instrumentación y capacidad para diferenciar entre dos colores colocados juntos.



El ojo humano se ha seccionado para ilustrar su exposición a distintas longitudes de onda del espectro electromagnético.

La córnea absorbe los rayos $< 300\text{ nm}$, mientras que el cristalino absorbe los rayos entre 300 y 400 nm . Por tanto, la retina se expone a rayos luminicos de $> 400\text{ nm}$.

Debido a la nocividad de la luz ultravioleta sobre la piel y tejidos oculares, los composites polimerizables por luz ultravioleta se utilizaron, desde el principio, con cierta prevención hacia sus posibles efectos secundarios e incluso muchos dentistas no consideraban segura su utilización en el gabinete dental.

Por ello los composites polimerizables por luz halógena tuvieron gran aceptación, por que el mismo nombre con que se les designa, luz visible, lleva implícita la ausencia de riesgos, ya que nadie pensaría ni por un momento que la luz visible pudiese ser perjudicial.

El ojo humano se desarrollo durante miles de años de evolución, y está adaptado a la luz que se encuentra en las selvas en que vivian los hombres primitivos. La mayor parte de esta luz estaba en el rango de los amarillos y verdes, que aun hoy constituyen la longitud de onda más apropiada para el ojo humano.

El fraguado por luz visible se activa por acción de una banda muy estrecha de luz azul de alta energía. La luz azul tiene un papel muy distinto del resto de las formas de luz visible, y constituye una de las longitudes de onda menos esenciales para la visión. La mancha amarilla en el área central de la retina actúa como filtro y absorbe las longitudes de onda corta de la luz. En esta área central de la visión es más aguda por que el filtro amarillo intensifica la agudeza. Así, por ejemplo, Marksmen llevaba gafas con cristales amarillos para reducir los tonos azules y agudizar los contrastes. La distancia focal de los ojos para las longitudes de onda de la luz visible es muy variable, ya que los cristalinos refractan la luz azul en forma diferente de las demás longitudes de onda de luz visible. En general el ojo enfoca en las longitudes de onda más largas que refractan los objetos y por ello la luz azul no se enfoca en la retina.

Además, la luz azul, como las demás longitudes de onda corta, está sujeta al fenómeno de dispersión. La luz azul sufre una dispersión por las moléculas del medio en que se transmite. Esto reduce la agudeza de la visión y ocasiona en los sujetos de edad la visión borrosa, debido a la mayor incidencia de partículas flotantes en el ojo.

Las lámparas de polimerización actuales emiten una luz azul de alta energía, que produce el fraguado de los composites al hidrolizar los dobles enlaces de los aceleradores canforoquinonas formando radicales libres, que comienzan la reacción de polimerización de la resina. Se ha demostrado en múltiples estudios que la luz azul resulta dañina para la retina del mono y recientemente se ha explicado también el mecanismo por el cual se produce este daño retinal (W. Ham, CER, 1984). Estos autores apuntan que la luz azul forma en el ojo radicales libres reactivos, al igual que en los composites, que reaccionan con el agua de las células dando como resultado la formación de peróxidos de las células visuales de la retina. Estos peróxidos son muy reactivos y ocasionan la desnaturalización de los delicados fotorreceptores del ojo. Los resultados son muy nocivos para la visión y se estima que la luz azul es 33 veces más dañina para los fotorreceptores de la retina que la luz ultravioleta. Se piensa incluso que pequeñas dosis de luz azul son igualmente peligrosas, debido a que el proceso visual es extremadamente delicado. Al igual que la química del fraguado del composite el mecanismo bioquímico de la visión también utiliza dobles enlaces de carbono. Los fotorreceptores del ojo humano parecen depender de la rotación de un doble enlace de carbono de una molécula de la vitamina A. Una fotoenzima mantiene a la vitamina A en una posición inestable cis de alta energía. Cuando un fotón de luz choca contra este doble enlace, la vitamina A cambia una posición trans de baja energía y se provoca el proceso de la visión. La vitamina A recupera su posición cis

consumiendo energía ATP, y queda nuevamente en disposición de reaccionar con la luz azul pueden destruir estos delicados fotorreceptores convirtiendo los dobles enlaces de alta energía en radicales libres.

La profesión dental ha tardado unos años en constatar que esta luz de probados efectos nocivos es la misma que emiten las actuales lámparas halógenas de polimerización. La mayor parte de la investigación en este campo se ha llevado a cabo con monos rhesus que constituyen un modelo experimental excelente, ya que sus ojos son muy similares a los humanos; no hay que olvidar que los resultados experimentales que se obtienen con los monos rhesus tienen mucho peso entre la profesión médica.

DAÑO OCULAR

ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACION SOBRE EL DAÑO OCULAR. *Zigman y Vaughn fueron los primeros en investigar los efectos de la luz azul sobre la visión (Invest. Ophth, 1984). En sus trabajos sometían series de ratones a radiaciones de la luz ultravioleta y observan un adelgazamiento de los fotorreceptores tras diez semanas de exposición. Tras de 16 semanas se observaban una pérdida acentuada de fotorreceptores y la destrucción continuaba hasta que a las 87 semanas todos los fotorreceptores habían desaparecido.*

En 1978, Zuclick y Taboada (Appl. Optics., vol. 17, 1978) sometieron a una serie de monos rhesus a radiaciones de luz azul de 325 nm. y encontraron que el daño retinal se producía con menor exposición de la necesaria para dañar la córnea o el cristalino.

La longitud de onda de la luz que polimeriza el composite está en el rango de 468 a 480 nm. Nótese que este rango es uno de los más dañinos para los ojos. Este estudio del Dr. Ham demostró que se podían producir quemaduras retinales en estos monos tras exposiciones a la luz azul inferiores a un segundo. Las quemaduras aumentaban su gravedad a medida que se incrementaba el tiempo de exposición. A este tipo de daño ocular se ha denominado retinitis solar. Las quemaduras retinales aparecían 48 hrs. después de la exposición a la luz y cicatrizaban en 20 o 30 días. Las áreas cicatrizales se convertían en un tejido degenerativo irreparable que histológicamente tenía la apariencia de una degeneración macular senil. En otras palabras, la exposición a la luz envejece rápidamente las células de la retina. W. Ham y H. Mueller han demostrado que este daño producido en la retina es irreparable (AJO, 93(1982)), ya que los bastoncillos y los conos fotorreceptores de la retina dañados no pueden regenerarse.

Hasta que las quemaduras retinales cicatrizan (entre 2 y 30 días) la inflamación resultante afecta la capacidad de los monos rhesus para llevar a cabo tareas visuales.

Se considera que el límite mínimo, por debajo del cual ya se produce un daño grave, es de 510 nm. (W. Ham). Las longitudes de onda más cortas, las esenciales para polimerizar el composite, son exponencialmente más peligrosas que las longitudes de onda más largas. Por ejemplo, la longitud de onda más dañina, 441 nm., es 2.5 veces más peligrosa que la longitud de 488 nm.

En otro estudio, Harweth y Sperling demostraron que una exposición adicional a la luz azul, el daño que se produce es también más profundo. Griess y Blanckenstein (Invest. Oph; vol. 20 1981) demostraron que exposiciones repetidas a muy bajos niveles de luz azul producen en los monos rhesus una afectación retinal acumulativa. Observaron además, que el efecto aditivo resultante de exposiciones repetidas incluso a bajos niveles de luz azul, debe evitarse a toda costa.

Cuando más joven es el ojo, más profundo es el daño que produce la luz azul. Por ello los profesionales deben poner cuidado en evitar que los niños miren fijamente a estas lámparas durante el tratamiento, ya que podría producirse un daño profundo y para toda la vida.

De acuerdo con el informe de la Sociedad Oftalmológica de Norteamérica, la intensa luz producida por las lámparas halógenas de fotocurado, pueden ocasionar efectos irritantes sobre la conjuntiva ocular. El uso prolongado puede ocasionar efectos patógenos sobre la retina y en especial sobre el cristalino, ocasionando su opacificación a largo plazo (cataratas).

PROTECCION OCULAR

En la mayoría de las situaciones clínicas, la luz azul que entra en contacto con el ojo es una luz reflejada. Muchos científicos piensan que la luz azul reflejada es mucho menos peligrosa para el ojo, pero no se ha constatado todavía si este tipo de luz resulta dañina, y en cualquier caso se recomienda utilizar una protección ocular (W. Ham).

La mejor protección consistiría en evitar por completo mirar a la luz de polimerización, o cubrir la zona con un objeto obscuro. Algunos clínicos cubren la zona de polimerización con su mano, pero se desconocen los posibles efectos de la luz azul sobre piel.

Un método simple y efectivo de proteger los ojos de esta luz es cubrirla durante el trabajo con la cara reflecta nuevamente hacia la zona de polimerización, mejorando el fraguado. Si esto no fuera posible, se puede utilizar una servilleta de las habituales en clínica, doblada, para cubrir campos operatorios mayores o con múltiples luces, y por el reflejo a través de la servilleta se percibe si la luz funciona o no. En caso de que fuera necesario mirar hacia la parte de la lámpara para mantener su posición, lo mejor es utilizar una protección directa. Por desgracia, la mayoría de las gafas graduadas y las lentes de contacto transmiten la luz azul y la radiación ultravioleta con muy poca atenuación. En cambio, hay algunas lentes que parece que protegen los ojos de estas luces dañinas, con una efectividad de bloqueo de la luz azul del 99%; no obstante, como toda lente contiene tintes orgánicos, es posible que se decoloren con el tiempo y pierdan parte de su efectividad. Por otra parte, se dispone de pocos estudios independientes sobre estos dispositivos protectores. Si se utiliza una protección ocular debe recordarse que ninguna lente ha probado ser protectora al 100%.

Las lámparas de polimerización deben utilizarse con cuidado, y, aunque se disponga de sistemas protectores, debe en todo caso evitarse la visión o el contacto ocular con estas luces.



PROTECCION OCULAR

DAÑO PULPAR

Es sabido que el proceso de polimerización conlleva el desprendimiento de calor.

Este calor puede dar como resultado un incremento a la temperatura a nivel pulpar, que podría ser dañino (pulpitis).

Por ello, si es necesario un tiempo de polimerización adicional es mejor polimerizar guardando intervalos de pausa de algunos minutos, para permitir que este calor se disipe.

Esta información no se encuentra reportada por los fabricantes, y en la literatura científica aparecen pocos artículos.

CALOR GENERADO POR LAS LAMPARAS DE POLIMERIZACION

Todas las lámparas halógenas de uso dental generan calor en mayor o menor cantidad, dependiendo de la longitud de onda y la intensidad de luz que emitan. A intensidad similar se genera mayor cantidad de calor por unidad de superficie cuanto mayor sea la longitud de onda. Sin embargo, la cantidad de calor generada no guarda relación con la capacidad de polimerización del sistema. La cantidad de luz azul y de longitudes de onda más largas que generan las distintas unidades de polimerización es muy variable.

En la facultad de Odontología de la UNAM se llevo a cabo un estudio para determinar la cantidad de calor generado durante el proceso de polimerización de las resinas compuestas fotopolimerizables.

El objetivo de este estudio es determinar la cantidad de calor que generan las lámparas de luz halógena para fotopolimerización o transluminación, así como las resinas en el momento de la polimerización con este tipo de radiación.

MATERIAL Y METODO. *La medición se hizo utilizando los siguientes criterios:*

- 1) Medir la cantidad de calor que expide la boquilla de la lámpara en relación al medio ambiente.*
- 2) Medir la cantidad de calor que produce la fotopolimerización de una resina en contacto con el bulbo del termómetro.*
- 3) Medir la cantidad de calor que produce la fotopolimerización de una resina sobre 1 y 2 mm. de dentina.*

Para ello se diseñó un soporte con las siguientes características:

- a) Que alojara un termómetro evitando que el bulbo quedara en contacto con las paredes y de esta manera impedir que la temperatura del soporte modifique la medición.*
- b) Que fuera mal conductor térmico.*
- c) Que tuviera una ventana a través de la cual se depositaran las muestras y/o colocar la boquilla de la lámpara.*

El soporte se elaboró en resina acrílica termopolimerizable transparente. Se utilizó un termómetro con escala de -10° a 110° C.

Se obtuvieron muestras de dentina con un espesor de 1 y 2 mm. con diámetro suficiente para cubrir la ventana del soporte y quedar en íntimo contacto con el bulbo del termómetro. Estas muestras se obtuvieron por desgaste y fueron rodeadas en su periferia con resina acrílica

autopolimerizable, con el propósito de tener un ajuste exacto en la ventana del soporte, así mismo, se mantuvieron en solución de Hartman hasta el momento de la prueba.

Las lámparas utilizadas fueron de la marca Optilux y Kulzer. El medio óptico en la lámpara Optilux es rígido en tanto que la lámpara Kulzer es un gel. El espesor de la resina fue de 2 mm., sugerencia dada por el fabricante. El tiempo de exposición fue el recomendado por el fabricante, este es como una o dos veces el tiempo transcurrido entre las señales audibles emitidas por las unidades de fotopolimerización (lámparas). Este tiempo fue cronometrado y comparado con el dado por el fabricante.

El termómetro se posicionó dentro del soporte y se registró la temperatura. A continuación se colocó la boquilla de la lámpara sobre el bulbo del termómetro sin entrar en contacto con él, se accionó la fuente emisora y se registró la temperatura de la luz.

Para determinar la temperatura que emiten las resinas fotosensibles en el momento de polimerizar, se posicionó el termómetro dentro del soporte, sobre el bulbo se colocó la resina (2 mm.) y se registró la temperatura. Se activó la lámpara y la temperatura fue nuevamente registrada.

En la siguiente prueba se colocó el termómetro dentro del soporte y sobre el bulbo, en íntimo contacto con la muestra de dentina con espesor de 1 mm. Sobre éste se deposita la resina (2 mm.), se registra la temperatura y se acciona la lámpara. De igual manera se realizó la prueba con la muestra dentinaria de 2 mm. de espesor. Se realizaron 5 pruebas para cada criterio y se obtuvo un promedio.

Los resultados obtenidos fueron:

<i>MARCA</i>	<i>TEMP I</i>	<i>TIEMP EXP</i>	<i>TIEMP F</i>	<i>DENT</i>	<i>AUM TEMP</i>
<i>Optilux</i>	<i>24.5°C</i>	<i>12.20 seg</i>	<i>25.90°C</i>	<i>Luz</i>	<i>1.40°C</i>
<i>Optilux</i>	<i>24.5°C</i>	<i>24.40 seg</i>	<i>27.00°C</i>	<i>Luz</i>	<i>2.50°C</i>
<i>Opt/Silux</i>	<i>24.5°C</i>	<i>12.20 seg</i>	<i>27.30°C</i>	<i>0 mm</i>	<i>2.00°C</i>
<i>Opt/Silux</i>	<i>24.5°C</i>	<i>24.40 seg</i>	<i>27.30°C</i>	<i>0 mm</i>	<i>4.84°C</i>
<i>Opt/Silux</i>	<i>25.0°C</i>	<i>12.20 seg</i>	<i>29.34°C</i>	<i>1 mm</i>	<i>1.00°C</i>
<i>Opt/Silux</i>	<i>25.0°C</i>	<i>24.40 seg</i>	<i>26.00°C</i>	<i>1 mm</i>	<i>2.00°C</i>
<i>Opt/Silux</i>	<i>25.0°C</i>	<i>12.20 seg</i>	<i>27.00°C</i>	<i>2 mm</i>	<i>0.50°C</i>
<i>Opt/Silux</i>	<i>25.0°C</i>	<i>24.40 seg</i>	<i>25.50°C</i>	<i>2 mm</i>	<i>1.06°C</i>
<i>Kulzer</i>	<i>21.0°C</i>	<i>25.00 seg</i>	<i>22.60°C</i>	<i>Luz</i>	<i>1.60°C</i>
<i>Kulzer</i>	<i>21.0°C</i>	<i>50.00 seg</i>	<i>23.90°C</i>	<i>Luz</i>	<i>2.90°C</i>
<i>Kul/Kulzer</i>	<i>26.0°C</i>	<i>25.00 seg</i>	<i>28.50°C</i>	<i>0 mm</i>	<i>2.50°C</i>
<i>Kul/Kulzer</i>	<i>26.0°C</i>	<i>50.00 seg</i>	<i>29.34°C</i>	<i>0 mm</i>	<i>3.34°C</i>
<i>Kul/Kulzer</i>	<i>25.5°C</i>	<i>25.00 seg</i>	<i>26.00°C</i>	<i>1 mm</i>	<i>0.50°C</i>
<i>Kul/Kulzer</i>	<i>25.0°C</i>	<i>50.00 seg</i>	<i>27.00°C</i>	<i>1 mm</i>	<i>1.50°C</i>
<i>Kul/Kulzer</i>	<i>21.0°C</i>	<i>25.00 seg</i>	<i>21.34°C</i>	<i>2 mm</i>	<i>0.34°C</i>
<i>Kul/Kulzer</i>	<i>21.0°C</i>	<i>50.00 seg</i>	<i>22.08°C</i>	<i>2 mm</i>	<i>1.08°C</i>

CONCLUSIONES

Se observo que los efectos secundarios causados por la luz de polimerización (ultravioleta y halógena) son de gran importancia, ya que si los conocemos, los podemos hacer mínimos o casi nulos.

Por lo tanto, hay que proteger nuestra vista con lentes correspondientes y evitar mirar la luz de fotopolimerización, así como proteger la pulpa dental con un puente dentinario y una base con un espesor adecuado.

Así obtendremos una obturación de resina, con el tiempo de trabajo suficiente para su colocación, sin ocasionar daño pulpar, ni dañar nuestra vista.

BIBLIOGRAFIA

1. **ALBERS, Harry F. D.D.S.**
ODONTOLOGIA ESTETICA
Selección y colocación de materiales
1 era. Edición
Editorial Labor, S.S.
2. **PHILLIPS, Ralph W.**
LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES DE SKINNER
8 va. Edición
Nueva editorial interamericana
3. **GUZMAN, Báez Humberto José**
BIOMATERIALES DENTALES DE USO CLINICO
1 era. Edición
Editores CAT
4. **COMBE, E. C.**
MATERIALES DENTALES
1 era. Edición
Editorial Labor S. A.
5. **JORDAN, Ronald E.**
COMPOSITES EN ODONTOLOGIA ESTETICA
Técnicas y materiales
2 da. Edición
Salvat Editores
6. **O'BRIEN, William J.**
RYGE, Gunnar
MATERIALES DENTALES Y SU SELECCION
2 da. Edición
Editorial Médica Panamericana
7. **PRACTICA ODONTOLOGICA**
Revista Volumen 12 Número 3
Marzo 1991
Separata de la facultad de odontología UNAM