

238



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

DEFICIENCIAS EN EL PROCESO DE FOTOPOLIMERIZACION

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE: CIRUJANA DENTISTA PRESENTA: KARLA PRISILA VEGA DOMINGUEZ

DIRECTORA: C.D. MARIA DEL CARMEN LOPEZ TORRES
ASESOR: C.D. GASTON ROMERO GRANDE



MEXICO, D. F.

ENERO 2000

273909



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A MIS PADRES
SALVADOR VEGA Y SILVIA DOMÍNGUEZ

Por darme la vida, su apoyo, cariño, confianza y comprensión, por todo lo que me han dado sin escatimar esfuerzo alguno, por brindarme parte de su vida y por todo lo que soy.

GRACIAS

A MI HERMANO
SALVADOR VEGA D.

Por tu compañía y apoyo, por estar con migo en las buenas y las malas y por todos los momentos que compartimos juntos.

GRACIAS

A LA MEMORIA
De quienes se nos adelantaron en el camino de la vida
RAFAEL Y GABY

AGRADEZCO A LA

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Por mi formación profesional, por los conocimientos y experiencia adquirida en sus instalaciones. Y por que orgullosamente soy **UNIVERSITARIA.**

A todos los profesores que me brindaron sus conocimientos, y por su apoyo en mi formación profesional.

A los profesores que conformaron, este seminario de titulación, gracias por su apoyo.

Al asesoramiento de la Doctora María del Carmen López Torres y al Dr. Gastón Romero Grande para la elaboración de esta tesina.

Al Doctor Víctor Moreno Maldonado por su apoyo en las buenas y las malas, por su calidad como persona, y por brindarme sus conocimientos.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	3-4
---------------------	------------

CAPÍTULO 1: CONSIDERACIONES GENERALES

1.1 Qué es la luz	5-6
1.2 Qué es el color	6-7
1.3 Qué es el láser	7-10
1.4 Principios elementales	10-11

CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES DE LAS LÁMPARAS PARA FOTOPOLIMERIZAR

2.1 Lámparas de luz ultravioleta	12-16
2.2 Lámparas de luz de halógeno	16-22
2.3 Lámparas de rayo láser	22-23

CAPÍTULO 3: POLIMERIZACIÓN

3.1 Definición de polimerización	24
3.2 Proceso de polimerización	25
Propiedades físicas	25-26
Polimerización por condensación	26-27
Polimerización por adición	27-29
3.3 Fotopolimerización	29-33

CAPÍTULO 4: FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

4.1 Deficiencias en la fotopolimerización	34-35
4.1.1 Lámpara	35-36
Características	36
Mantenimiento	36-37
Intensidad	37-38
Duración de exposición	38-39
4.1.2 Manejo Clínico (Odontólogo)	39
Distancia	39
Area de superficie	39
4.1.3 Material restaurador	40
Grosor del material	41
Color del material	41
Porosidad	42
Contracción	42-43
4.2 Soluciones clínicas a los defectos de polimerización	43-44
CONCLUSIONES	45-46
BIBLIOGRAFIA	47-49

INTRODUCCIÓN

El odontólogo debe poner especial atención en las deficiencias que se dan en el proceso de fotopolimerización, que se deben a diversos factores que pueden afectar el éxito del tratamiento.

Estos factores pueden ser: el estado actual de las lámparas, la calidad del material restaurador, el manejo y las precauciones que el odontólogo debe tener a ambas cosas.

Desafortunadamente el Odontólogo no le da la debida importancia al manejo de la lámpara, ya que se cree que por el hecho de emitir un haz de luz, la lámpara está polimerizando de manera adecuada. Y evidentemente este es un error, ya que las lámparas constan de diversos componentes, que deben ser evaluados y revisados en forma constante.

Su uso en la actualidad es cada vez mayor, debido a la evolución de las restauraciones estéticas fotopolimerizables y la demanda de estas por parte del paciente.

Este proceso de polimerización activado por luz (fotoactivación, fotocurado o fotopolimerización) sustituyó por completo a los materiales de autopolimerizado, aunque algunos odontólogos los siguen utilizando.

Este proceso de polimerización tuvo sus inicios en los años 70's con la aparición de las lámparas de luz ultravioleta (UV), que como todo "bomm" o moda, tuvo su auge, pero desafortunadamente así como presentaba ventajas también presentó sus desventajas, ya que ocasionaba calentamiento al diente y tejidos blandos y llegaba a causar lesiones en retina, principalmente al odontólogo. Pero sobretodo su capacidad de polimerización era disminuida por diversos factores que involucran al diente a restaurar y el material restaurador.

Es por esto, que las lámparas para polimerizar han ido evolucionando.

A principios de los años 80's aparecieron en el mercado las lámparas de luz de halógeno, que en la actualidad sustituyen a las lámparas de luz ultravioleta (UV), estas presentan menores inconvenientes, aunque siguen ocasionando ligero calentamiento al diente.

Actualmente existen las lámparas de luz o rayo láser, que se utiliza en diversos campos de la odontología como: cirugía, prótesis, operatoria dental (en el proceso carioso y polimerizado de composites).

Cada uno tiene uso diferente por el tipo de gas utilizado en cada aparato, por lo que un mismo láser no sirve para todos los procedimientos, este podría ser un inconveniente debido a su elevado costo.

Por lo que las lámparas de luz de halógeno, son la solución para el odontólogo en el proceso de polimerización.

CAPÍTULO 1

CONSIDERACIONES GENERALES

En este capítulo, se mencionan algunos conceptos y definiciones, sobre la luz y el color, con la finalidad de recordar los conocimientos básicos y así facilitar la comprensión sobre el tema a tratar.

1.1 QUÉ ES LA LUZ

La luz es una radiación electromagnética visible para el ojo humano, es una forma de energía que impresiona al sentido de la vista.

Algunas de sus propiedades encuentran explicación, si se le considera como resultado de la propagación de un movimiento vibratorio, mientras que otras se justifican considerándola como un flujo continuo de partículas sin masa, llamadas fotones.

Es posible suministrar energía a un átomo o molécula por distintos medios como: calor, radiación, energía química, etc.

Cuando parte de la energía suministrada se almacena en los electrones exteriores del átomo, se dice que el átomo está excitado. Esta energía puede quedar almacenada temporalmente o emitirse en forma de radiación electromagnética, en este último caso se desprende del átomo un fotón, especie de corpúsculo, dotado de energía.

En consecuencia toda materia cuya temperatura sea superior al cero absoluto, emite radiación, parte de ella en forma de luz.

PRINCIPIOS FÍSICOS:

- 1. Luz visible:** forma de radiación electromagnética (viaja a una velocidad de 300.000 km/seg).
- 2. Radiación:** capacidad de efectuar un trabajo

1.2 QUÉ ES EL COLOR

Color y luz son términos que se utilizan para describir nuestra percepción, cuando el sentido de la vista se estimula por radiaciones electromagnéticas de determinadas longitudes de onda, estos pueden clasificarse con ayuda del sistema de colores naturales, mediante el llamado, cilindro de colores.

En el siglo XVII Isaac Newton mostró como la luz blanca se descomponía en diferentes colores al pasar a través de un prisma. Cuando el haz de luz blanca incide sobre un objeto, las radiaciones de determinadas longitudes de onda se absorben, mientras que otras son reflejadas.

Los colores que percibimos están determinados por las longitudes de onda de la luz, que llegan hasta nuestros ojos, las radiaciones luminosas de pequeña longitud de onda originan el color violeta y las de gran longitud de onda el color rojo, entre estos dos colores se encuentran todos los demás del espectro visible, formado por el violeta, azul, verde amarillo naranja y rojo.

Los diferentes colores que percibimos, se pueden distinguir entre sí, destacando cualidades entre ellos, como:

- **BRILLO:** Intensidad de la impresión sensorial que recibe el ojo (fuerza).
- **MATIZ O TINTE:** Cualidad del color al que debe su nombre, rojo, azul, amarillo, etc.; dependiendo de la longitud de onda y de la frecuencia de la luz de que se trate.
- **SATURACIÓN:** Corresponde a la cantidad de luz blanca que acompaña al matiz o tinte de que se trate.

1.3 QUÉ ES EL LÁSER

El láser es un acrónimo de la frase inglesa (Light Amplification by Stimulated of Radiation), que quiere decir amplificación de la luz por emisión estimulada de la radiación.

En 1917 Einstein describe las bases teóricas del láser, propuso que el proceso de emisión de las radiaciones se interfiriera, estimulándose el paso del átomo del estado de excitación al de reposo, lo que libera energía necesaria para la creación de este.

En 1960, el Dr. Theodore Maiman, construyó el primer láser que funcionó. Utilizó como material activo una varilla de monocristal cilíndrico de rubí sintético hechos de óxido de aluminio, adopado con óxido de cromo.

En 1961 apareció el láser de gas desarrollado por Javan y en 1964 se fabricaron láseres que utilizaban niveles energéticos de gases ionizantes (láser de mercurio, láser de argón). En este mismo año se construyó el primer láser molecular de anhídrido carbónico (CO₂), que daba mayores rendimientos.

A partir de este primer láser comenzó un desarrollo vertiginoso, y actualmente se conocen diferentes láseres que se utilizan en diversas ramas de las ciencias, que pueden emitir radiación a diferentes longitudes de onda.

Se han publicado artículos sobre el uso de láseres en odontología durante los últimos treinta años y generalmente su uso se da en operatoria dental cirugía, soldadura de prótesis dentales, polimerización de resinas compuestas, etc.

MECANISMO DE ACCIÓN

El láser se basa en el principio de emisión de energía radiante, por efecto estimulado: una fuente muy intensa, (descarga eléctrica de alta tensión o un potente flash luminoso) irradia algunos átomos de una determinada sustancia (medio activo) excitandolos, confiriendo a varios de sus electrones una cantidad de energía superior a la poseída por ellos en condiciones normales.

Los electrones excitados son inestables y en segundos pierden su excitación volviendo a su estado normal. Los átomos emiten la energía extra adquirida en forma de radiación con la misma longitud de onda que la incide.

DIFERENCIAS ENTRE LÁSER Y LUZ NORMAL

El principio común es que todos los láseres trabajan; en la generación de una radiación monocromática, coherente y colimada por un medio apropiado en un resonador óptico.

La luz incandescente o fluorescente es aparentemente blanca, pero, realmente es una mezcla de muchos colores (energías) de luz. Y el láser en contraste es una sola energía.

MONOCROMÁTICA: Esto quiere decir que los rayos tienen la misma longitud de onda u oscila en un campo muy limitado y pueden emitir luz en el campo del ultravioleta, del visible o del infrarrojo.

COHERENTE: Espacial y temporal. Las ondas electromagnéticas están altamente colimadas y por lo tanto transportan una enorme cantidad de energía electromagnética.

DIRECCIONALIDAD: Los rayos luminosos mantienen la misma dirección y avanzan en línea recta.

BRILLO: Superior al de cualquier otra fuente, se le atribuye a la elevada potencia y a su notable direccionalidad.

CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTALES DE LA FUENTE DE LUZ LÁSER SON:

- Toda energía se emite en un haz paralelo, muy pequeño por lo que la lente concentra toda la energía emitida en la región focal.
- La longitud de onda es mucho menor que la del rayo de cualquier fuente no láser.

COMPONENTES BÁSICOS DE TODO LÁSER

- Un medio activo
- Una fuente de energía llamada (bomba láser)
- Cavidad óptica formada por dos espejos y el espacio entre ellos.
- Estructura mecánica que haga que coincidan los ejes de los espejos.

1.4 PRINCIPIOS ELEMENTALES

LONGITUD DE ONDA:

Es la distancia que existe entre dos puntos contiguos de iguales características (por ejemplo dos crestas de onda) en el movimiento ondulatorio, y esta no cambia mientras el movimiento se transmita en un mismo medio. Las radiaciones visibles son aquellas comprendidas entre 4 y 7 diezmilésimas de milímetro, el

color depende de la longitud de onda y así grandes longitudes de onda producen la luz roja, mientras que las longitudes cortas originan las luces azul y violeta.

- **CICLO:** mínima porción no repetitiva de onda
- **PERÍODO:** tiempo en efectuar un ciclo
- **FRECUENCIA:** número de ciclos en un segundo
- **LONGITUD DE ONDA:** distancia recorrida por onda en un período.
- **POTENCIA:** cantidad de energía en unidad de tiempo
- **DENSIDAD DE ENERGIA:** cantidad de energía aportada en una superficie determinada.

ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO:

En este espectro se pueden observar las radiaciones electromagnéticas que va desde las ondas de radio a los rayos cósmicos. La angosta banda del espectro que conocemos como visibles o blanca que esta hecha de luz roja, anaranjada, amarilla, verde, azul y violeta.

Estas frecuencias así como todas las ondas de radiación están mezcladas o difusas como el sonido en cambio, la luz láser es organizada y concentrada.

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES DE LAS LÁMPARAS PARA FOTOPOLIMERIZAR.

2.1 LÁMPARAS DE LUZ ULTRAVIOLETA (UV)

En los años 70's surgió la primera técnica de polimerización por energía radiante, utilizando una fuente productora de rayos ultravioleta.

Fue la primera activación lumínica que se empleó en operatoria dental, para polimerizar los selladores de fosetas y fisuras, en (1970), sin embargo, su uso se extendió luego al campo de las restauraciones con resinas compuestas.

El sistema de fotocurado causó gran impacto dentro de la profesión, pues su principal ventaja radicaba en la facilidad de elaborar grandes reconstrucciones sin apremio de tiempo, en comparación con las restauraciones de resinas autopolimerizables.

Y con la posibilidad de selección y combinación de colores para lograr el efecto estético deseado, además de lograrse un grado de polimerización mayor, (en comparación con los materiales autopolimerizables).

Uno de los primeros productos comerciales fue la lámpara de luz ultravioleta Nueva-Lite, de la casa Caulk; al poco tiempo de

su uso, se publicaron artículos, en relación con los posibles efectos patógenos de la radiación ultravioleta.

Al respecto el Consejo de Materiales Dentales de la Asociación Americana, hace una publicación acerca de la radiación ultravioleta y su aplicación en la odontología, en este reporte se mencionan los diferentes tipos de emisión de la radiación ultravioleta, y su clasificación de acuerdo a su longitud de onda.

Estos rayos ultravioleta emitidos dentro de un espectro próximo a los 365 nm presentaban numerosos inconvenientes:

- Resultaban nocivos para el odontólogo y para el paciente, ya que producían dermatosis y trastornos oculares.
- La profundidad de polimerización era insuficiente, de 1.5mm por término medio, fenómeno que se veía agravado por la imposibilidad de actuar a través de la pared del esmalte.
- Pérdida de tiempo por el precalentamiento de 6 minutos antes de su uso.
- Pérdida rápida de la eficacia de la bombilla generadora del rayo ultravioleta.

CLASIFICACIÓN DE LA RADIACIÓN ULTRAVIOLETA DE ACUERDO A SU LONGITUD DE ONDA

A) RADIACIÓN UV ONDA CORTA: (longitud de onda entre 200 y 290nm). Esta es una radiación germicida, que posee capacidad ionizante, por consiguiente produce muerte celular, atacando el DNA de la célula, es componente de los rayos solares, filtrada en gran parte por las capas atmosféricas, puede causar además eritema y conjuntivitis. (es una radiación que debe evitarse).

B) RADIACIÓN UV ONDA MEDIA: (longitud de onda entre 290 y 320nm) componente dentro de la radiación solar también tiene efectos ionizantes y provoca desprogramación celular por ionización sobre DNA y RNA, produce quemaduras y formación de ampollas sobre la piel e irrita la conjuntiva y puede provocar conjuntivitis, tiene efecto acumulativo y tiempo de latencia.

C) RADIACIÓN UV ONDA LARGA (longitud de onda entre 320 y 400nm), esta radiación llega en gran cantidad dentro de la radiación solar.

La utilización de las lámparas de luz ultravioleta prácticamente desapareció, ya que actualmente se utilizan las de luz de halógeno, de longitud de onda mayor, aproximadamente 450 nm y que carecen de los efectos de fotosensibilización propios de la radiación ultravioleta.

UNIDADES DE LUZ ULTRAVIOLETA.

Las unidades que producen luz ultravioleta intensa, fueron utilizadas para el efecto de polimerización de resinas compuestas, la fibra óptica y otros sistemas de los conductos de luz, por lo general son empleados para permitir que la luz sea proyectada al diente a tratar. Muchos de los parámetros importantes han sido determinados, tales como la corriente luminosa en relación con el tiempo de polimerización.

ACTIVACIÓN POR LUZ ULTRAVIOLETA.

En los materiales fotopolimerizables por luz ultravioleta, su iniciador es el éter metil-benzoico y el activador la radiación ultravioleta cuya longitud de onda oscila entre 300 y 400 nm, con una absorción específica del iniciador (cerca de 365 nm).

Ante el efecto de la energía radiante ultravioleta, se divide la molécula, creando radicales libres excitantes o reactivos que desencadenan el proceso de polimerización induciendo a la apertura de dobles enlaces y formación de cadenas.

Al iniciarse la activación por un agente físico (luz ultravioleta) la polimerización del material solo se produce cuando actúa la luz ultravioleta, empleando algún dispositivo que emita luz sobre el órgano dentario a tratar de manera adecuada.

Con la radiación ultravioleta, se tenía limitación en la penetración en el material ya que solo podían polimerizar porciones de pocos milímetros de espesor.

Como se mencionó anteriormente esta radiación presentaba bastantes inconvenientes, tanto para el paciente como para el operador, presentando limitantes para la fotopolimerización del material restaurador sustituyendola posteriormente por la luz de halógeno.

2.2 LÁMPARAS DE LUZ DE HALÓGENO

En 1981, surge la utilización de las lámparas de luz de halógeno o azul, para la polimerización de composites.

Este tipo de activación se ha convertido en el más utilizado de los sistemas activados por luz, ya que aportan mayores beneficios en comparación con la activación por luz ultravioleta.

Las lámparas de luz de halógeno, emiten una longitud de onda comprendida entre 350 y 550 nm, con un pico de intensidad de 450 a 510 nm, siendo 480 nm la medida necesaria, para asegurar una buena polimerización. Todos los aparatos disponibles, responden a esta ultima exigencia.

Algunos autores han realizado estudios con unidades generadoras de luz para polimerizar, como Paul Erikson, quien establece en este estudio, que las luces dentales examinadas consisten en una fuente luminosa adjunta y una provisión de poder, acoplado a una pistola por medio de un cable de fibra óptica, luz guía saliendo de esta, una punta de donde se emite el haz de luz hacia el diente a tratar.

VENTAJAS

- La profundidad de curado es mayor que con las lámparas de luz ultravioleta, puede variar entre 2 o 2.5 mm, aunque actualmente hay productos, donde su polimerización es eficiente en un grosor de 4 mm, todo esto depende de diversos factores como son: color de la resina, tiempo de exposición a la radiación, distancia entre fuente y restauración, etc.
- Con las resinas de fotocurado el odontólogo dispone de todo el tiempo que sea necesario, para su manipulación así como del control efectivo.
- Se asegura una perfecta polimerización en los márgenes delgados.
- Permite la aplicación por capas, la combinación de colores y la aplicación de tintes con el fin de caracterizar la restauración, llegando así a la mimetización con los dientes adyacentes, en un proceso altamente artístico, razón por la cual se habla en la actualidad de odontología estética o cosmética.
- La contracción es mínima y controlada
- Es posible lograr la polimerización a través del esmalte.
- La profundidad de acción es constante a diferencia de la emisión de UV, ya que con el tiempo iba perdiendo intensidad.

DESVENTAJAS

- El desprendimiento de calor durante la polimerización, puede causar ligera irritación pulpar.
- El uso de esta luz sin protección adecuada, puede producir lesiones en la retina por lo que es recomendable utilizar lentes protectores, actualmente todas las lámparas traen protector.

COMPONENTES Y CARACTERISTICAS

Los componentes de la lámpara es una fuente que produce una luz de Halógeno cuya salida es transmitida por una barra de cuarzo o cable de fibra óptica. El iniciador por luz halógena es la canforoquinona, la que se muestra reactiva a una longitud de onda de 470 nm.

Las lámparas se componen de una bombilla halógena, un triple filtro que permite la selección de las radiaciones de longitud de onda superior a los 400 nm, ventilador que se encuentran en la pistola y una boquilla distribuidora de la luz, de diámetro variable. También incluye un sistema de minuterero.

Las características que reúne son, de peso y tamaño portátil, que contiene cronometro, automático o graduable o por emisión de sonido, fibra óptica flexible y larga o tubo rígido para la conducción de la luz, profundidad de penetración de 2.5 mm.

Actualmente algunas lámparas traen integrado el radiómetro (para revisar constantemente la intensidad de la luz).

TIPOS DE GENERADORES (CAJA y PISTOLA)

GENERADORES TIPO CAJA - son los primeros que aparecieron en el mercado, se colocan sobre un plano de trabajo, son relativamente molestos, la transmisión luminosa queda asegurada por un cordón largo y flexible constituido por fibras ópticas de 0.01 mm de diámetro, el deslizamiento de una fibra sobre otra, puede determinar su deterioro, difícil de localizar.

GENERADOR TIPO PISTOLA - la lámpara, el filtro y el ventilador se encuentra en el cuerpo de la pistola, y la luz se transmite a través de una fibra óptica rígida de cuarzo o de vidrio, este sistema de aspecto manejable presenta, sin embargo, algunos inconvenientes como el recalentamiento del mango.

Los demás elementos quedan incorporados en una caja cargadora, unida a la red por un cable de alimentación.

DIAMETRO DE LA BOQUILLA

Resulta muy útil poseer varias boquillas, que se eligieran en función de la extensión de la restauración y de su acceso.

Hay varias lámparas con la opción de un lote de boquillas, de las que algunas son acodadas con longitudes generalmente comprendidas entre 60 y 90 mm.

PROBLEMAS DE MANEJO

CONTROL DE LA FRECUENCIA - Una revisión de pruebas realizadas sobre lámparas de polimerización, demostró que presentaban alguna alteración en la luz emitida y, por lo tanto en la capacidad de polimerización; la degeneración de las lámparas se debe a las fracturas de fibras ópticas del cable de transmisión de la luz o bien del deterioro de los filtros en los aparatos tipo pistola.

DEFINICIÓN DE FIBRA ÓPTICA - Conductor o tubo capilar de cristal o plástico, se caracteriza por su flexibilidad, transmite información luminosa siguiendo una propagación.

CONTROL DE FIBRAS OPTICAS - Las alteraciones en la intensidad luminosa pueden controlarse por un aparato llamado analizador, que permite una lectura y detecta las alteraciones luminosas.

CONTROL DE LAS LÁMPARAS TIPO PISTOLA - Retirar la boquilla y revisar el filtro, este debe presentar aspecto de espejo.

Las abolladuras, fisuras y descamaciones son indicativas de deterioro del filtro y este debe ser sustituido.

CONTROL DE LA BOMBILLA - La bombilla de la lámpara no debe tener un aspecto blanco o escarchado, y que la superficie del reflector no presente abolladuras.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

VOLT - Diferencia de potencial que existe entre dos puntos. (Unidad de potencial eléctrico).

WATT - Es la potencia eléctrica.

FUENTE DE LUZ -

- Foco halógeno de tungsteno de 75 W.
- Vida media del foco de 4.000 ciclos de 20 segundos cada uno.
- Duración de foco 14 horas de uso.
- Filtro óptico que permite el paso de la luz en la banda de 400-500 nm.

GUIA DE LUZ -

- Diámetro de 8 mm (diámetro iluminado)
- Longitud de 93 mm con un ángulo de 60 grados

ELECTRICIDAD - 120 V o 220 V

ACCESORIOS -

- Regulador de voltaje
- Medidor integrado de intensidad de luz
- Indicador de tiempo en la pieza de mano (pistola)
- Foco de repuesto.

En la actualidad estas unidades de luz de halógeno, es el más empleado e importante, desde su aparición hace casi 20 años, ha brindado mejores resultados y menores inconvenientes que las lámparas de luz ultravioleta.

2.3 LÁMPARAS DE RAYO LÁSER

En los últimos años se han realizado algunas pruebas con láser de argón, este haz luminoso coherente puede conseguir una disminución considerable de la potencia necesaria.

La coherencia del haz, asegura una gran penetración y la ausencia de dispersión, permite una localización precisa, la polimerización en profundidad, incluso a través de las paredes del esmalte es asegurada por estas unidades.

El láser más empleado en odontología son los de CO₂ y las de Argón, además del láser de Helio-Neón que se usa como orientador de los láser de longitud de onda invisible al ojo humano como los de dióxido de carbono.

El láser propiamente dicho, está contenido en una pieza de mano que consta de una cavidad cerrada por dos espejos que contienen el gas CO₂

Una descarga eléctrica de alta frecuencia es la encargada de producir la vibración de las moléculas del gas. Esta estimulación da lugar a la emisión de fotones con una amplia longitud de onda de 10.6 micrómetros.

La propagación lumínica es guiada por medio de un amplificador, resultando así un láser guiado de ondas selladas.

Existen actualmente en el mercado varios tipos de láser definidos por las características de un resonador (tubo con dos espejos), uno de ellos presenta un pequeño orificio que permite la emisión de luz, por emisión simultánea de radiación, monocromática, coherente y direccional.

El uso del láser para la polimerización de resinas compuestas es relativamente nuevo, su único inconveniente es su alto costo, se dice que hay mayor eficacia en la polimerización debida a la longitud de onda y que por este método disminuye la probabilidad de contracción en el material restaurador.

CAPÍTULO 3

POLIMERIZACIÓN

3.1 DEFINICIÓN DE POLIMERIZACIÓN

La composición de una sustancia polímera se describe en términos de sus unidades estructurales, como lo indica la etimología de la palabra polímero (es decir, muchas partes). La polimerización se produce a través de una serie de reacciones químicas por las cuales se forma una macropartícula o polímero a partir de una gran cantidad de moléculas simples, conocidas como meros (una molécula o un mero). En otras palabras gran cantidad de moléculas (meros) de bajo peso molecular de una o más especies, reacciona y forma una molécula grande de elevado peso molecular.

Las resinas compuestas endurecen por un proceso de polimerización por el cual, a partir de una gran cantidad de pequeñas moléculas denominadas monómeros y a través de una serie de reacciones químicas, se forma una molécula grande o polímero. Las resinas compuestas, como todas las utilizadas en odontología, polimerizan por adición lo que significa que la estructura del monómero esta repetida, determinada cantidad de veces en el polímero teniendo ambos la misma formula química.

3.2 PROCESO DE POLIMERIZACIÓN

Estas unidades estructurales deberán ser activadas de alguna forma para que se desencadene el proceso de polimerización por medio de un agente llamado iniciador, cuya finalidad es la formación de radicales libres en los monómeros. El radical libre es un compuesto con un electrón impar que lo transforma en altamente reactivo.

Induciendo un iniciador en una molécula de BIS-GMA y a través de un activador, aquel rompe la doble ligadura C=C, apareándose con una de ellas y dejando libre la otra, la cual puede reaccionar con mas BIS-GMA, continuando este proceso hasta la completa polimerización.

Básicamente la polimerización puede ser activada por medios físicos o químicos (luz ultravioleta, luz visible, calor, etc.). De modo que la estructura básica de la resina, más un iniciador dará lugar siempre a la formación de radicales libres cuando es activado por energía o por medios químicos.

- Resina + Iniciador + activación química = radicales libres
- Resina + Iniciador + activación física = radicales libres.

PROPIEDADES FÍSICAS

Las propiedades físicas del polímero reciben gran influencia de cualquier cambio en la temperatura ambiente composición o peso molecular y estructura. En general cuando más elevada sea la temperatura, más se ablanda y debilita el polímero, a medida que se forman las macromoléculas, aumentan las uniones

secundarias que las mantiene juntas, el resultado es que también aumentan las propiedades que se vinculan con estas fuerzas.

Los polímeros no presentan resistencia mecánica hasta que alcanzan un grado mínimo promedio de polimerización, aunque depende de su tipo, las resinas, por lo general tienen resistencia mecánica sólo cuando su grado de polimerización es relativamente alto.

La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones de condensación o por simples reacciones de adición, si la polimerización se da por reacciones de primer tipo, el proceso se denomina polimerización por condensación, si se produce por una reacción de adición, se lleva a cabo una polimerización por adición.

POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN

Las reacciones que producen polimerización por condensación se llevan a cabo por los mismos mecanismos de las reacciones químicas entre dos o más moléculas simples. Los compuestos primarios reaccionan con la formación de productos colaterales como agua, ácidos halógenos y amoníaco. La estructura de los monómeros es tal que el proceso puede repetirse por si mismo y dar lugar a macromoléculas.

Sin embargo, (los meros) unidades que se repiten, contienen menor número de átomos que los del monómero original.

Así, las resinas por condensación son aquellas en las que:

- Los grupos funcionales se repiten en la cadena del polímero.
- La formación de polímeros por condensación es lento por su formación paso a paso de monómero a dímero o trímero y así sucesivamente, hasta que se forman grandes moléculas de polímero que contienen muchas moléculas de monómero. Con esto el proceso de polimerización tiende a detenerse antes de que las moléculas alcancen un tamaño relativamente grande por que, a medida que se crece la cadena, se tornan menos móviles y numerosas.

En la actualidad, las resinas por condensación no tienen gran empleo en restauraciones.

POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN

Las resinas de mayor uso en los tratamientos dentales son producto de la polimerización por adición, de hecho, este proceso es tan frecuente, que muchas veces al utilizar el término polimerización sólo, se da por entendido que se trata de polimerización por adición. A diferencia del proceso por condensación no hay cambio en la composición. Las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas o monómeros sin cambio de composición, pues tienen las mismas formas empíricas. Es decir, se repite en el polímero muchas veces la estructura del monómero. Este proceso se lleva a cabo sin la formación de productos colaterales.

En contraposición con la polimerización por condensación, es posible formar con facilidad moléculas gigantes, casi de tamaño ilimitado. Comienzan por un centro activo, incorporan un monómero a la vez y arman una cadena que en teoría pueden seguir su crecimiento de manera indefinida hasta que lo permita el aporte de unidades que lo constituyen. Un requisito para un compuesto polimerizable por adición es la presencia de un grupo no saturado.

PERIODOS DE POLIMERIZACIÓN

El proceso de polimerización se lleva a cabo en cuatro periodos: **INDUCCIÓN, PROPAGACIÓN, TERMINACIÓN Y TRANSFERENCIA DE CADENA.**

INDUCCIÓN - El periodo de inducción o iniciador es el tiempo durante el cual las moléculas del iniciador adquieren energía o se activan, y las transfieren a las moléculas del monómero.

La luz funciona como activador de un tercer tipo de sistema inducción (también puede ser por calor o químico). En este sistema los fotones de energía luminosa activan el iniciador y generan radicales libres que a su vez inician el proceso de polimerización.

Así, en las restauraciones dentales de resina fotocurables, reaccionan la canforoquinona y una amina cuando se irradian con luz visible para generar radicales libres.

Como no se produce una polimerización visible a temperatura ambiente en un sitio oscuro, estas composiciones son sistemas de una sola fase y se almacenan de manera que no estén expuestos a la luz.

PROPAGACIÓN - Una vez que empieza el crecimiento, el proceso continúa a una velocidad considerable. En teoría, las reacciones en cadena continúan con la evolución de calor hasta que todo monómero se cambia en polímero.

TERMINACIÓN - Las reacciones en cadena terminan por acoplamiento directo o por intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena de crecimiento a otra.

TRANSFERENCIA DE CADENA - Aunque la terminación de la cadena pueda derivarse de la transferencia, el proceso difiere de las reacciones descritas en las que el estado activo se transfiere de un radical activo a una molécula inactiva y se crea un núcleo nuevo de crecimiento.

3.3 FOTOPOLIMERIZACIÓN

Como estas resinas son monómeros de dimetacrilato, ellas polimerizan por mecanismos de adición que se inician en radicales libres. Como se mencionó antes, los radicales libres se generan por activación química o energía externa (calor ó luz).

En este caso nos interesan los que polimerizan por una energía externa, como es la luz (radiación de luz de halógeno)

Los primeros sistemas fotoactivados utilizaron luz ultravioleta, para iniciar los radicales libres. Estos sistemas tuvieron problemas por la penetración limitada de la luz en la resina, así como de la falta de su paso a través de la estructura dental.

Después se desarrollaron sistemas activados por luz visible con gran mejoría en la capacidad de polimerizar incrementos gruesos. Estos desplazaron por completo a los primeros. También las resinas compuestas fotoactivadas con luz visible tienen un uso más extenso que las de activación química.

Las resinas compuestas fotocurables para restauraciones se expenden como pasta única. El sistema para iniciar los radicales libres constan de una molécula de activador amina, que contiene esta pasta. A menos que estos dos componentes no se expongan a la luz, permanecen sin interactuar.

Sin embargo, en presencia de luz con longitud de onda correcta, se produce un estado de excitación de fotoiniciador que reacciona con la amina y forma radicales libres.

El fotoiniciador que se utiliza con frecuencia es la canforoquinona, promedio de absorción entre 400 y 500 nm, que se encuentran en la región azul del espectro visible. Este iniciador está presente en la pasta con niveles de 0.25% por peso.

Hay una cantidad disponible de aceleradores de amina, un ejemplo es DEAEMA (dietil-amino-etil-metacrilato) presente en cerca de 0.15% por peso en la pasta. En algunos casos se agregan inhibidores para mejorar la estabilidad a la luz del ambiente o del consultorio dental.

Los materiales de fotoactivación tienen un gran número de ventajas sobre los de activación química. Estos materiales son pastas de un solo componente, y como no requieren mezcla, se elimina la variable humana (operador). El tiempo de trabajo es el que escoja el clínico, para su curado, los materiales endurecen con rapidez a la luz. Como se mencionó anteriormente la profundidad de curado es limitada, así, en cavidades profundas las restauraciones de deben colocar por capas.

Aunque parece una limitación, en realidad es una ventaja. Una porción importante de contracción de polimerización se compensa al ir obturando en capas la cavidad.

La pasta de resina no se dispensa antes de su uso. La exposición a la luz de la unidad dental por cualquier tiempo apreciable inicia la polimerización del material.

La colocación del material en la cavidad se hace de manera que se reduzca la formación de burbujas. Una vez que se coloca la capa se va dando una ligera anatomía y se polimeriza y así sucesivamente.

VENTAJAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN.

La fotopolimerización presenta numerosas ventajas ya que, la presentación en una sola pasta lista para su uso permite conseguir los siguientes resultados.

- Un material homogéneo
- Ausencia de burbujas de aire y por lo tanto de porosidades, ya que éstas disminuyen las características mecánicas y estéticas del composite, por lo que esta es una ventaja muy importante que al contrario de las autopolimerizables no se da.
- Una buena porción entre base y catalizador ya que viene determinada por el fabricante.
- Mejores propiedades fisicoquímicas, especialmente mayor dureza y un mejor control de las variaciones dimensionales.
- Economización del material que hay que utilizar.
- Amplia gama de colores
- Control de tinte del composite que sale de la jeringa listo para su colocación, pero se debe tomar siempre en cuenta una ligera variación de color después de la fotopolimerización

LA FOTOPOLIMERIZACION PERMITE

- Dominio del tiempo de trabajo
- Disminución de la duración del acto operatorio (por eliminación de mezclado y del tiempo de polimerización)
- Reconstrucción por capas
- Combinación de densidades retoques y caracterización
- En general la mejora de propiedades mecánicas y estéticas

Sin embargo también tiene algunos inconvenientes asociados a la utilización de fuentes luminosas fotopolimerizables.

- Un ligero aumento de la temperatura en el diente que justifica el espaciamiento de las aplicaciones
- Deslumbramiento del paciente y operador. Se recomienda un sistema de protección (lentes o pantalla protectora), ya que la luz puede ocasionar lesiones en retina cuando las exposiciones son prolongadas.

CAPÍTULO 4

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

Muchos clínicos atribuyen el proceso de polimerización solamente a la intensidad de la lámpara. Y en realidad todos los siguientes factores influyen significativamente en la polimerización como son lámpara, operador y material restaurador.

A continuación se mencionan algunas deficiencias en la polimerización y al final de este capítulo, se describen algunas soluciones para este problema.

4.1 DEFICIENCIAS EN LA POLIMERIZACIÓN

Una polimerización defectuosa involucra los cambios de una restauración con resina compuesta. Estos defectos se traducen en un empobrecimiento de las propiedades físicas y clínicas del material, afectando su condición estética (estabilidad de color, porosidad y la permanencia de la obturación, contracción de polimerización, profundidad de curado y resistencia al desgaste).

Cuando se realiza el proceso de polimerización de una resina, sea cual fuese su sistema de activación, (químico o físico), quedan radicales libres, reactivos y dobles enlaces (C=C) remanentes en las cadenas poliméricas que no han sido saturadas, es decir que no han reaccionado. La cantidad de radicales libres y dobles enlaces pendientes marcan el grado de polimerización de una resina compuesta.

Varios son los factores que pueden influir en el grado de conversión de una resina, dependiendo de su forma de activación.

En el caso de resinas compuestas activadas químicamente, la polimerización se realiza uniformemente en todo el material sin importar el espesor de la restauración y dependerá de la proporción amina-peróxido, como así también la cantidad de inhibidor, cuyo exceso disminuye el grado de curado.

Las resinas fotoactivadas polimerizan solo hasta cierta profundidad lo que varia según:

- Poder de penetración de la luz
- Tiempo de exposición
- Interposición del esmalte o dentina entre luz y la resina
- Cantidad de inhibidor y características de absorción del iniciador
- Técnicas de polimerización utilizadas
- Composición y características del material restaurador.

4.1.1 LÁMPARA

- Se necesita alta intensidad para polimerizar a través del esmalte y dentina, así como llegar a polimerizar un cemento dual a través de una restauración.
- Bombilla, filtro, fibras ópticas y puntas, deben estar en condiciones óptimas para producir una excelente polimerización

- La longitud de la onda debe ser compatible con el iniciador de la resina
- Chequeo constante de la intensidad de la lámpara con un radiómetro

CARACTERÍSTICAS QUE DEBE REUNIR UNA LÁMPARA

- Intensidad adecuada para polimerizar a través de las restauraciones.
- Punta curva de amplio diámetro 10 mm sobre la lámpara.
- Radiómetro incorporado para probar la fuerza de intensidad antes de cada uso.
- Encendido continuo sin necesidad de apagar para enfriar
- Cronómetro, ofreciendo varias elecciones a través de un amplio campo.
- Tamaño pequeño, ligero y mango que se pueda fijar para facilitar su transportación

MANTENIMIENTO DE LAS LÁMPARAS

- Eliminar cualquier resto de resina polimerizada sobre la punta, se pueden utilizar instrumentos de plástico, romos o actualmente existen discos especiales para la eliminación segura de una resina que este pegada (los tiene la casa Dentply y Kerr).

- Mantener la punta limpia; colocar una protección de plástico adherente por encima de la punta, y así prevenir la acumulación de resina y mayor control de infecciones.
- Revisar filtro y bombilla regularmente

El uso provechoso de los materiales compuestos fotocurables depende bastante de la intensidad y de un periodo de curado adecuado. A continuación se exponen los parámetros para las condiciones óptimas de curado con énfasis sobre el mantenimiento de las lámparas.

La polimerización de una resina depende por completo del suministro adecuado de energía luminosa. La polimerización comienza y perdura cuando la intensidad de la luz de curado basta para conservar el agente fotosensible (canforoquinona) en un estado excitado. Sólo cuando la canforoquinona se encuentra en tal situación puede reaccionar con un agente reductor de aminas para formar radicales libres, iniciándose así la polimerización del material compuesto.

La polimerización de la resina depende de la potencia de la irradiación y su duración

INTENSIDAD DE LA LUZ

La potencia de la fuente luminosa de las unidades de curado disponibles en el mercado, varía desde 350 hasta 800 mW/ cm². Se estima que 280 mW/cm² es la intensidad mínima para

polimerizar de manera conveniente en incrementos de 2 mm de espesor de un material compuesto de tono universal

Por lo tanto la mayor parte de las lámparas de activación poseen en un principio adecuada intensidad. Sin embargo hay una correlación negativa entre la intensidad generada y la antigüedad de las unidades.

DURACION DE EXPOSICIÓN

Si la intensidad de la energía luminosa basta para excitar a la canforoquinona, la duración de la exposición es el paso que limita la velocidad del proceso de polimerización

Dado que el estado físico de las lámparas de fotopolimerizado puede afectar el tratamiento clínico de las restauraciones, por lo tanto es preciso valorar el rendimiento periódicamente de los filtros y focos.

El operador debe adquirir lámparas de polimerizado de calidad razonable y generar un programa periódico de conservación y evaluación del foco, el reflector y la punta. La degradación del foco y el reflector es atribuida de manera principal al sobrecalentamiento.

Se debe usar un radiómetro para medir cada semana o mes la intensidad de la luz, dependiendo del uso. El valor mínimo aceptable se ubica entre 280 y 300mW/cm². Cuando sea posible, las restauraciones serán fotopolimerizadas en incrementos no mayores de 2 mm. Con los matices más oscuros puede ser prudente disminuir hasta 1 mm el incremento.

Es importante usar métodos de curado idóneos para las restauraciones, la magnitud de la buena polimerización de un material se ve reflejada en sus propiedades físicas.

4.1.2 MANEJO CLÍNICO (Odontólogo)

- La distancia desde la punta del mango hasta la superficie de la resina, debe de mantenerse lo más cerca posible durante la polimerización y así asegurar una buena penetración del rayo lumínico, debiendo permanecer inmóvil durante el proceso de curado. La distancia ideal sería de 1mm de la restauración, pudiendo llegar hasta los 3 mm.
- En general el tiempo de polimerización es de 40 segundos, el óptimo para una capa de 2 mm de resina, siempre y cuando la lámpara esté en buenas condiciones.
- El grosor de la resina de 2 mm resulta razonable, las resinas de colores claros permiten que el odontólogo, conozca que las polimerizaciones son profundas
- El clínico debe dedicar más tiempo a vigilar la fuerza de intensidad con el radiómetro e inspeccionar y mantener la lámpara en condiciones óptimas.
- Se debe empezar a polimerizar una restauración colocando la punta siempre en las caras vestibular, lingual o palatina, mesial y distal, dejando al último la cara oclusal y así podemos disminuir y controlar la contracción del material.

- El operador debe tener especial cuidado con la exposición y duración de la radiación de luz, no sobrepasando lo indicado por el fabricante y sobretodo dirigir correctamente el haz de luz.
- El operador debe tomar siempre en cuenta su protección y la del paciente, en cuanto a la vista, ya que la intensidad de la luz ocasiona lesiones en retina, por lo tanto este debe portar lentes protectores o un protector integrado a la lámpara y de preferencia también colocarle protección al paciente. Estos protectores, son a base de pigmento vegetales, tienen caducidad, por lo cual deben ser remplazados, y de preferencia, no ver la luz.

4.1.3 MATERIAL RESTAURADOR

- Tamaño y distribución de las partículas de relleno. Las resinas con partículas muy pequeñas, densamente empaquetadas, tales como aquellas presentes en las resinas de microrelleno polimerizan lentamente y por lo tanto necesitan más tiempo de polimerizado.
- Los colores oscuros necesitan más tiempo de polimerización
- La sensibilidad del iniciador de la resina, debe de corroborarse con la intensidad de la lámpara.
- Interposición del esmalte o dentina entre luz y resina, varios investigadores, han demostrado de la interposición de los tejidos dentarios entre luz y composite disminuye la

profundidad de polimerización y la dureza del material que queda parcialmente curado.

- Cantidad de inhibidor y características de absorción del iniciador.
- Las características de los foto iniciadores eter-metil-benzoico y canforoquinona para los composites lumínicos regulan la formación de cadenas controlando, de esta forma, la porción de la polimerización
- Técnica de polimerización utilizada, cuando nos referimos a la penetración del rayo lumínico sabemos que, la profundidad de polimerización será mejor si colocamos el material restaurador en capas.
- En ella aplicamos capas de aproximadamente 1.5 a 2mm, aunque algunos materiales actualmente indican su colocación en capas de 4 mm que en ambos casos deben ser polimerizadas una tras otra, algunos autores recomiendan una polimerización final, después de colocar la restauración completa, para así asegurar el endurecimiento o polimerización total de la resina.
- Composición y características propias del material restaurador, las diferencias en la composición de la matriz resinosa y en la cantidad y calidad de relleno hace que los composites se comporten en forma distinta cuando se polimerizan, del mismo modo el color de la resina determina la necesidad de mayor

tiempo de curado, para los matices oscuros que para los claros.

POROSIDAD

Todas las resinas compuestas se ven afectadas por esta propiedad indeseable que es la porosidad, que contribuye en gran parte a la absorción acuosa y a modificar el efecto estético del material.

La cantidad de poros de un material resinoso es variable siendo siempre menor en los composites de fotocurado, ya que esta constituido por pasta monocomponente y generalmente envasadas al vacío.

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Los composites en su calidad de materiales resinosos no escapan a la contracción de polimerización, sus valores fluctuan entre 1.7 a 5.7 en volumen, correspondiendo generalmente las cifras bajas a las resinas compuestas fotopolimerizables.

En el caso particular de las resinas fotocuradas, la contracción dependerá de la distancia entre la fuente lumínica y la superficie del material, pudiendo el operador controlar dicho fenómeno, posicionando la emisión lumínica desde la superficie lateral del órgano dentario ya que estas resinas compuestas se contraen hacia la luz.

La consecuencia inmediata de la contracción de polimerización es la formación de una brecha entre obturación con la cavidad con la consiguiente microfiltración. Invasión microbiana, sensibilidad pulpar y el desarrollo de caries secundaria.

Algunos hablan de la producción de fracturas en el esmalte por efecto de las fuerzas de contracción generadas.

4.2 SOLUCIONES CLÍNICAS A LOS DEFECTOS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

Para asegurar un correcto grado de polimerización deben seguirse una serie de pasos y tomarse en cuenta algunas precauciones como:

- Utilizar un tiempo de polimerización adecuado al tipo de resina (según el fabricante)
- Colocar el extremo de la lámpara lo más cerca posible de la obturación, no mayor de 1 mm
- En restauraciones de extensión intermedia recurrir a la técnica estratificada o multicapas.
- No polimerizar capas mayores de 2mm de espesor, sobretodo cuando se utilizan colores oscuros, tintes o resinas con alta carga de relleno.

- Se aconseja en cavidades clase II el uso de matrices transparentes que permitan detectar la presencia de poros y excesos.
- Utilizar cuñas lumínicas que posibiliten la adecuada distribución y dispersión de la luz en el espacio interproximal orientando la contracción de curado hacia las paredes cavitarias
- Evitar el atrapamiento de aire durante la adaptación del material a las paredes cavitarias o entre capa y capa.
- El tiempo de polimerizado no debe ser menor de 40 o 60 segundos
- La luz que emiten las lámparas de curado pueden causar daño a la retina por lo que se aconseja el uso de protección para el operador y para el paciente.

CONCLUSIONES

Con el estudio y el constante manifiesto de las deficiencias durante el proceso de fotopolimerización en restauraciones, se ha llegado a la conclusión de que el odontólogo tiene en sus manos el éxito o fracaso del tratamiento, con base a sus conocimientos, dedicación, actualización y superación, tomando siempre en cuenta las necesidades del paciente.

Se ha observado, la evolución de las lámparas para fotopolimerizar ,a través de los años, así como de los materiales restauradores y en general de la Odontología Estética. Que cada vez va teniendo más auge e importancia, no solo para el operador, sino para el paciente, ya que este pide y en ocasiones exige restauraciones estéticas, no importando el costo.

Pero definitivamente depende de nosotros informar y conscientizar al paciente sobre los nuevos materiales y tratamientos satisfaciendo sus necesidades.

Lo más importante para un tratamiento es tener en buen estado el equipo utilizado, específicamente en este caso las lámparas para fotopolimerizar, dependiendo de un buen polimerizado, el éxito de una restauración, ya que por más estético que este sea si hay deficiencias como la contracción la

restauración fracasara. Casi siempre hay una mínima contracción del material, pero esta puede ser controlada.

En si el método no es el malo, sino la mala manipulación por parte del odontólogo. Pero sobretodo sino tenemos los conocimientos y precauciones necesarias, así como el interés en el equipo y material utilizado, el tratamiento fracasara.

BIBLIOGRAFIA

ABSTRACT

1.CAMBIOS DE TEMPERATURA DE CAMARA PULPAR INDUCIDOS POR LASER. El Laser de Surj Clin Med 1999 Feb; 17(1):3-5 Powell, Anderson, Blankenau

2.UNA EVALUACIÓN DE CUATRO UNIDADES DE CURADO SUAVE Y DURO Pract Periodontics Aesthet Abollan 1999 Jan-Feb;11(1):125-32; interruegue 134

3.PHOTOPOLYMERIZATION OF COMPOSITE RESIN USING THE ARGON LASER J Can Dent Assoc 1999 Sep;65(8):447-50

4.EFICACIA DE LA UNIDAD DE LUZ PARA CURADO VALORADO POR RADIOMETROS DENTALES J Abolla 1995 Aug;23(4):227-32

5.INFLUENCIA DE LA INTENSIDAD LIGERA EN LA DISMINUCION DE LA POLIMERIZACION E INTEGRIDAD DE LA RESTAURACION Eur J Sci Oral 1995 Oct;103(5):322-6

6.INSPECCIÓN DE LA EFICACIA DE UNIDADES DE CURADO DE LUZ. El Bollo J de Br 1996 Jun8;180(11):411-6

7.LAS UNIDADES DE LA LUZ VISIBLE QUE CURAN: LA CORRELACION ENTRE LA PROFUNDIDAD DE CURACION Y LA DISTANCIA ENTRE VENTANA DE SALIDA Y SUPERFICIE DE RESINA. Acta Odontol Escudriño 1997 Jun;55(3):162-6

8.PULSED CURAR AZUL LASER Biomaterials 1997 Oct; 18(20):1349-54

9.EVALUACIÓN DE UNIDADES DE CURADO USADOS EN CONSULTORIOS DENTALES Oper Abolla 1999 Mar-Apr; 23(2):50-4

UNA INSPECCIÓN DE LA EFICIENCIA DE UNIDADES VISIBLES DE CURADO J Abolla 1998 Mar;26(3):239-49

10.ELEVACIÓN DE LA TEMPERATURA DURANTE LA POLIMERIZACIÓN DE COMPUESTOS ACTIVADOS POR LUZ J Rehabil Oral 1998 Dec;25(12):908-13

11.INSPECCIÓN DE LA INTENSIDAD DE SALIDA Y EL POTENCIAL PARA LA PROFUNDIDAD DE CURADO ENTRE UNIDADES DE USO CLINICO J Abolla 1999 Mar;27(3):235-41

ARTICULOS

12.FOTOCURADO DE RESINAS RESTAURATIVAS: lineamientos para el éxito clínico Dental Abstrac-Vol. 4 No. 3 Sep-Oct. 1996 pág 115-116.

13.LÁMPARAS DE FOTOCURADO DEFICIENTES EN ALGUNOS CONSULTORIOS PRIVADOS Dental-Abstrac-Vol 3 No. 1 Mayo-Junio 1995 pág 24

14.POLYMERIZATION OF COMPOSITE RESINS: ARGON LASER vs CONVENTIONAL LIGHT Vargas, Cobb, Schmit Operative Dentistry, 1998, 23.pág 83-93

15.PHOTOELASTIC ANALYSIS OF POLIMERIZATION CONTRACTION STRESSES IN RESIN COMPOSITE RESTORATIONS. Kimoto, Torii 1998 Journal of Dentistry, Vol. 26. No. 2. Pág 165-171

16.EFFECT OF A RESIN-MODIFIED GLASS IONOMER LINER ON VOLUMETRIC POLYMERIZATION SHRINKAGE OF VARIOUS COMPOSITES. Tolidis. Nobecourt, Rendall Nov 1998 Dent Mater 14:417-423

17.LIGHT TRANSMITTANCE CHARACTERISTICS OF LIGTH-CURED COMPOSITE RESINS. Arikawa, Fujii, Kanie, Inoue Nov 1998 Dent Mater 14:405-411

18.REVISION DE LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN: LA INFLUENCIA DEL DESARROLLO DE ESTRÉS VERSUS LIBERACIÓN DE ESTRÉS Carvalho, Pereira, Yoshiyama 1997, RCOE Vol. 2 N. 1. 73-75

19. CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES NEWSLETTER. CRA Octubre
1998 Vol 12. N. 10

BIBLIOGRAFIA

20. URIBE ECHEVERRIA .Operatoria dental ciencia y práctica. Editorial.
Avances Cap. 8-12. 1990

21. ROTH FRANCOISE. Los composites. Editorial MASSON. S.A, Barcelona,
Madrid, 1994 pág. 6-15

22. GUZMÁN BÁEZ. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Edit. Cat-
editores. Universidad Nacional de Colombia. Cap. 15 1990.pág. 210-214

23. GARBER, GOLDSTEIN, DDS. Porcelain y Composite, Inlays y Onlays
Esthetic Posterior Reatauration Ed. Quintessence Publishing Co. Inc, Illionis
1994

24. BARRANCOS, MONEY: Operatoria Dental, Restauraciones Ed.
Panamericana. 1991

25. PHILLIPS. La ciencia de los materiales dentales. Ed. Interamericana-
McGraw-Hill. 9a EDICIÓN 1993

26. GARCIA-PELAYO Y GROSS. LAROUSSE DICCIONARIO
ENCICLOPÉDICO 6ª EDICIÓN, TOMO 3-5, 1993 MEXICO. D.F

27. GARCÍA-PELAYO Y GROSS. LAROUSSE ENCICLOPEDIA CIENTIFICA
EN COLOR 2ª EDICIÓN ACTUALIZADA TOMO 1-3 1998 MEXICO D.F

28. MODERNA ENCICLOPEDIA VISUAL. EDITORIAL OCÉANO TOMO 1-5
ESPAÑA