

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

**UNIDADES DE CURADO POR LUZ
UTILIZADAS EN LA POLIMERIZACIÓN DE
LAS RESINAS COMPUESTAS**

Trabajo especial presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela por la
Odontóloga K'rola Vanesa Satine Pimentel
para optar al título de especialista en
Odontología operatoria y estética.

CARACAS, ABRIL 2004

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

**UNIDADES DE CURADO POR LUZ
UTILIZADAS EN LA POLIMERIZACIÓN DE
LAS RESINAS COMPUESTAS**

Autor: Od. K´rola Vanesa Satine Pimentel.

Tutor: Prof. Jesús Alfredo Díaz Siohl.

CARACAS, ABRIL 2004

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

**PRUEBAS MICROBIOLÓGICAS Y SALIVALES
UTILIZADAS EN LA DETERMINACIÓN DEL
RIESGO A CARIES**

Trabajo especial presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela por el
Odontólogo Aníbal Gerardo Freites Flores
para optar al título de especialista en
Odontología operatoria y estética.

CARACAS, OCTUBRE 2000

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

**PRUEBAS MICROBIOLÓGICAS Y SALIVALES
UTILIZADAS EN LA DETERMINACIÓN DEL
RIESGO A CARIES**

Autor: Od. Aníbal Gerardo Freites Flores.

Tutor: Prof. Rebeca Balda Zavarce.

CARACAS, OCTUBRE 2000

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:

(Coordinador) Jesús Alfredo Díaz S.
C.I. 4.165.037

FIRMA

Amarelys Pérez
C.I. 4.165.043

FIRMA

Raúl Guzmán
C.I. 3.174.099

FIRMA

Observaciones: _____

CARACAS, ABRIL 2004

DEDICATORIA

A mis padres, quienes con su ejemplo y abnegada entrega han inspirado este proyecto.

A mi hermana Karen, por su incondicional apoyo en todo momento.

Y a ti

AGRADECIMIENTOS

Al profesor Jesús Alfredo Díaz Siohl, Odontólogo, MSc en Odontología Restauradora, por su valiosa colaboración en el análisis y la selección de la información que conforma este trabajo especial de grado.

A la profesora Olga González Blanco, Odontólogo, MSc en Odontología Restauradora y Oclusión, por la orientación metodológica aplicada en este trabajo especial de grado.

Y a ustedes

LISTA DE CONTENIDOS

	Página
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
LISTA DE CONTENIDO.....	vi
LISTA DE GRÁFICOS.....	ix
LISTA DE TABLAS.....	xiii
RESUMEN.....	xiv
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1.- Fotopolimerización de resinas compuestas.....	3
1.1- Polimerización. Términos básicos.....	3
1.2- Tipos de energía en el espectro electromagnético.	
Luz visible.....	11
1.3- Fotoiniciación de las resinas compuestas.....	15
1.4- Proceso de fotopolimerización.....	22
2.- Unidades de curado por luz.....	25
2.1- Descripción de los componentes básicos de las	
unidades de curado por luz.....	25
2.1.1- Lámparas halógenas.....	31
2.1.2- Unidades de curado de arco de plasma.....	37
2.1.3- Unidades de curado de láser de argón.....	41
2.1.4- Lámparas de luz emitida por diodos.....	47

2.2- Características y usos potenciales de las unidades de curado por: luz halógena, luz de arco de plasma, luz de láser de argón, luz emitida por diodos.....	51
2.2.1- Lámparas halógenas.....	51
2.2.2- Unidades de curado de arco de plasma.....	59
2.2.3- Unidades de curado de láser de argón.....	62
2.2.4- Lámparas de luz emitidas por diodos.....	67
3.- Modos de curado.....	72
3.1- Modo de curado continuo.....	74
3.1.1- Alta intensidad: pulso de alta energía.....	75
3.1.2- Intermedia: continuo uniforme.....	75
3.1.3- Baja/ alta:	
3.1.3.1 Polimerización de inicio blando.....	76
3.1.3.2 Curado escalonado.....	76
3.1.3.3 Curado en rampa.....	77
3.2- Modo de curado discontinuo.....	78
3.2.1- Alta intensidad-curado de laboratorio.....	79
3.2.2- Baja intensidad-curado pulsado retardado.....	79
4.- Importancia clínica de las unidades de curado por luz para la polimerización de las resinas compuestas.....	80
4.1- Factores a considerar para una polimerización eficiente al restaurar con resina compuesta.....	84
4.1.1- Concepto de energía total.....	84

4.1.2- Punto gel.....	88
4.1.3- Factor C.....	91
4.2- Características de la contracción, dirección, magnitud, porcentaje por volumen.....	94
4.3- Manejo clínico para la reducción de la tensión.....	107
III. CONCLUSIONES.....	127
IV. REFERENCIAS.....	131

LISTA DE GRÁFICOS

Página

Gráfico 1. Distribución espectral de la luz visible.....	12
Gráfico 2. Distribución de la banda de la luz visible eficaz para polimerizar los materiales activados por luz.....	13
Gráfico 3. Estructura de la canforquinona.....	17
Gráfico 4. Representación esquemática de la reacción de fotopolimerización.....	21
Gráfico 5. Representación esquemática de la interrupción de la reacción de fotopolimerización.....	23
Gráfico 6. Representación esquemática de una unidad de curado por luz.....	25
Gráfico 7. Representación de un tipo de pieza de	

mano con un líquido en el cable conductor de luz.....	28
Gráfico 8. Representación de múltiples puntas.....	29
Gráfico 9. Vista frontal de un modelo de radiómetro.....	30
Gráfico 10. Representación de la degradación de un bulbo de una unidad de curado por luz.....	36
Gráfico 11. Puntas de curado por luz sucias por restos de materiales fotopolimerizables.....	37
Gráfico 12. Tecnología química de una LED.....	51
Gráfico 13. Modos de curado más comunes, también conocido como sucesiones de aplicación de energía.....	74
Gráfico 14. Modo de curado continuo de alta energía pulsado.....	75
Gráfico 15. Modo de curado continuo uniforme.....	76

Gráfico 16. Modo de curado escalonado.....	77
Gráfico 17. Modo de curado en rampa.....	78
Gráfico 18. Modo de curado discontinuo pulsado retardado	80
Gráfico 19. Punto gel.....	89
Gráfico 20. Representación del factor de configuración cavitaria, según los tipos de cavidad.....	91
Gráfico 21. Representación de los vectores de contracción de la resina.....	102
Gráfico 22. Análisis fotoelástico de la tensión por contracción de polimerización en restauraciones de resinas compuestas.....	103
Gráfico 23. Ilustración de la interrelación entre contracción volumétrica y contracción lineal.....	106
Gráfico 24. Resina fluida como liner o forro cavitario	

debajo de las resinas compuestas en el sector posterior.....	118
Gráfico 25. Polimerización del primer incremento de resina compuesta.....	124
Gráfico 26. Polimerización de la restauración desde vestibular, lingual, oclusal.....	125

LISTA DE TABLAS

Página

Tabla I. Enfoques en el manejo de la tensión por contracción de polimerización	110
---	-----

RESUMEN

Gran parte de los procedimientos odontológicos que incluyen técnicas adhesivas se llevan a cabo con materiales poliméricos. Las reacciones de polimerización y sus productos (los polímeros) han marcado de manera significativa el desarrollo tecnológico de la odontología del siglo XX y en el siglo XXI. Es así como la odontología restauradora ha nutrido sus avances gracias al desarrollo de los adhesivos y a la aplicación de los polímeros sintéticos. En estos tiempos resultaría difícil imaginar como sería la odontología sin la presencia de estos materiales. Las unidades de curado por luz visible se utilizan de rutina para polimerizar resinas compuestas, adhesivos, sellantes y cementos resinosos. La luz de curado aplicada durante la polimerización forma parte esencial de la odontología restauradora y estética. Sin embargo la tensión generada por contracción de polimerización inherente a las restauraciones que utilizan técnicas adhesivas podría comprometer el éxito de las mismas. Se analizan en este trabajo especial de grado una serie de conocimientos relacionados con el proceso de fotopolimerización debido a que el entendimiento de estos conceptos podría orientar al odontólogo, que busca el logro de restauraciones de calidad, hacia el manejo exitoso de las tensiones de contracción de polimerización.

I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, el creciente interés por la estética y la apariencia personal se torna fundamental, en todos los aspectos, incluyendo el dental, motivo por el cual la utilización de materiales estéticos y entre ellos los polímeros en la práctica odontológica se ha ido incrementando con el paso del tiempo.

Desde la introducción al mercado en 1970, de las resinas compuestas curadas por luz, anudada al desarrollo de los adhesivos, es posible ofrecer a los pacientes restauraciones dentales realizadas en cavidades más conservadoras, capaces de cumplir su función y además atendiendo a las demandas estéticas por parte del paciente.

Las unidades de curado por luz visible se utilizan para polimerizar resinas compuestas, adhesivos, sellantes y cementos resinosos. Así, la luz de curado, en la polimerización de estos materiales es una parte integral de los tratamientos estéticos en el marco de la odontología restauradora.

En este sentido, hoy en día existen varios tipos de unidades de curado por luz y distintos modos para lograr la polimerización

como son la energía proveniente de: luz halógena, luz halógena de alta intensidad, luz de láser de argón, luz de arco de plasma, luz emitida por diodos, con diferentes alternativas, además, en la forma de realizar el curado como son el convencional, curado por rampa, curado por pasos y curado pulsado, entre otros.

Como puede inferirse, el curado de polímeros por luz visible es un tema extenso y controversial que ha llevado a un interés creciente del odontólogo en buscar informaciones publicadas sobre este tema. Además, como múltiples factores pueden influir en el proceso de polimerización, todavía puede ser muy pronto para estar a favor de algunas de las nuevas técnicas de curado, que al comercializarse pudieran ser mejores que la técnica convencional usada por muchos años.

Es por lo expuesto que el objetivo de este trabajo especial de grado es describir las diferentes unidades de curado por luz utilizadas para la polimerización de las resinas compuestas.

II REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. FOTOPOLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS

1.1. Polimerización. Términos básicos

Polímeros

Un polímero puede ser definido en términos simples como una sustancia que contiene unidades estructurales recurrentes, cuando éstas corresponden a una molécula simple denominada monómero. El monómero, palabra que significa una parte, es una molécula simple que da origen a una unidad recurrente de la molécula del polímero por reorganización de los enlaces de valencia o por otros métodos¹.

En tal sentido el término polímero se describe como una molécula que está constituida por muchas (poli) partes de una molécula más sencilla denominada monómero. La terminación mero representa la unidad química estructural repetida más sencilla de la que el polímero está compuesto².

Polimerización

Es una reacción intermolecular repetitiva capaz de continuar de manera indefinida, donde las moléculas de un monómero se conectan unas con otras por medio de enlaces

covalentes para transformarse en un polímero³. Se define como la formación de un compuesto por la articulación simultánea sin interrupción de moléculas de bajo peso molecular que transforman al compuesto en uno de alto peso molecular².

El proceso empieza por la formación y el crecimiento alineado de la cadena de polímeros, la cual se ramifica. La reacción procede y las cadenas de polímeros aumentan en tamaño y en peso molecular. Esto acelera y continúa la reacción⁴.

Fotopolimerización

Reacción química iniciada por la absorción de energía lumínica por parte de algunos materiales específicos, los cuales mediante fotoactivación generan el desdoblamiento de los dobles enlaces presentes en sus moléculas y cuyo resultado final es el endurecimiento del material⁵.

Energía

Trabajo, potencia y energía son palabras que se emplean con frecuencia de una manera vaga e imprecisa, e incluso como si fueran sinónimos. Sin embargo, el estudio de la física permitió distinguir la diferencia entre estos conceptos tan íntimamente

vinculados. La energía es la causa capaz de producir un trabajo, es decir la capacidad que tiene un cuerpo para generar trabajo⁶.

La noción de energía implica pues, la posibilidad de cambiar de una forma a otra, de ser transferida y de ser aprovechada en la realización de una tarea útil. El principio de conservación de la energía es claro al postular: “la energía no se crea ni se destruye, se transforma”⁷.

En todos aquellos procesos en los cuales un cuerpo, que posee energía, transfiere parte de ella a otro cuerpo para ponerlo en movimiento, la energía transferida origina una fuerza y un desplazamiento. Cuando sobre un cuerpo actúa una fuerza y éste se desplaza, desde el punto de vista de la física se dice que se realizó un trabajo. Este trabajo es una medida de la energía transferida⁷.

La física describe diferentes unidades de trabajo y básicamente la diferencia se plantea en función del sistema de unidades que se esté empleando. Es así como en el sistema c.g.s. la unidad de fuerza (F) es la dina y la unidad de distancia (d) es el centímetro (cm.). Por consiguiente, si en la ecuación del trabajo tenemos $F = 1$ dina y $d = 1$ cm., se obtiene la unidad c.g.s

de trabajo llamada ergio (erg.). Un ergio es el trabajo realizado por la fuerza de una dina cuando su punto de aplicación se desplaza un centímetro en su misma dirección⁷.

En el sistema M.K.S la unidad de fuerza es el Newton y la unidad de distancia es el metro. Por consiguiente si en la ecuación del trabajo tenemos $F = 1$ Newton y $d = 1$ metro, se obtiene la unidad M.K.S de trabajo, llamada Joule. Un Joule es el trabajo realizado por la fuerza de un Newton cuando su punto de aplicación se desplaza un metro en su misma dirección^{5,7,8}.

Evidentemente existen equivalencias entre las distintas unidades de trabajo. Por ejemplo un Joule es igual a un Newton por un metro. Como un Newton es igual 100.000 dinas y un metro es igual a 100 cm., sustituyendo se tiene que $1 \text{ Joule} = 100.000 \text{ dinas} \times 100 \text{ cm.}$ ⁷.

En términos físicos el trabajo es independiente del tiempo. Sin embargo, desde el punto de vista práctico y comercial interesa no solamente que una fuerza realice un trabajo, sino que dicho trabajo se realice en el menor tiempo posible. La rapidez de realización de un trabajo se llama potencia⁷.

De hecho, la potencia viene definida por la relación entre el trabajo (T) y en tiempo (t), es decir potencia es igual al trabajo dividido entre el tiempo. Esto se plantea según la siguiente ecuación $P = W / t$ ^{5,7}.

De esta relación se deduce que en función a la unidad de trabajo empleada se obtendrá la unidad de potencia respectiva. Por ejemplo se desarrolla una unidad de potencia c.g.s. cuando se realiza el trabajo de un ergio en el tiempo de un segundo⁷.

Así mismo, si en la ecuación de la potencia la unidad de trabajo es el Joule y la del tiempo es el segundo se obtiene la unidad M.K.S. de potencia que recibe el nombre de Watt. Un Watt es igual a un Joule dividido entre un segundo. Un Watt es la potencia desarrollada cuando se realiza el trabajo de un Joule en el tiempo de un segundo^{7,8}. Las unidades de potencia tienen múltiplos y submúltiplos. Un submúltiplo del Watt es el miliwatt (mW). Un miliwatt es la milésima parte de un Watt, es decir, 0,001 Watt⁷.

En forma resumida, si se reconoce que el fotocurado es la producción de trabajo (fuerza que desplaza su punto de aplicación, en este caso de desplazamiento de electrones en una

reacción química) por medio de la energía radiante, se pueden deducir ciertos aspectos de importancia⁵.

Si trabajo (T) = fuerza (F) x distancia (d), y su unidad es el joule $J = \text{Newton} \times \text{metro}$, puede sostenerse que para la correcta polimerización de un material se hace necesaria una cierta cantidad de joules. Pero a su vez, ese trabajo debe ser realizado en un tiempo compatible con la situación clínica. Para ello hay que utilizar un dispositivo de suficiente potencia (potencia = trabajo / unidad de tiempo y su unidad es el watt = J / s) y esta potencia debe estar disponible en la superficie del material a polimerizar⁵.

En definitiva, se necesita una unidad de polimerización que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo de polimerización suficiente para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente, en un lapso razonable para una determinada situación clínica⁵.

Por ejemplo, las resinas compuestas generalmente requieren como mínimo 40 segundos de exposición a una luz espectralmente azul de 400 a 500 nanómetros (nm) y 400

miliwatts por centímetro cuadrado (cm^2). Como la unidad de trabajo es un submúltiplo del Watt y el tiempo está medido en segundos, se deduce que estamos trabajando en el sistema M.K.S. y en este sistema la unidad de trabajo es el Joule⁸.

Generalmente las resinas compuestas necesitan de 16 a 24 Joule, como mínimo, para polimerizar adecuadamente⁹. Este módulo de fuerza se calcula multiplicando el poder de aplicación, es decir el trabajo, por la duración de la aplicación en tiempo. Por ejemplo $400 \text{ miliwatts} \times 40 \text{ segundos} = 16 \text{ Joules}$, 16 joules también pueden generarse curando la resina a 800 miliwatts por 20 segundos. Así, los tiempos de curado dependen en parte de la intensidad de la luz⁸.

Todo esto plantea la importancia de comprender las nociones inherentes al concepto de energía en virtud de que las resinas compuestas fotocurables polimerizan gracias a la absorción de energía por parte del fotoiniciador⁸.

Espectro requerido para la polimerización (ER)

Éste puede ser definido como el ancho de banda o longitud de onda necesaria para activar el fotoiniciador en una resina compuesta específica; el ancho de banda al cual la energía de

luz es absorbida para formar radicales libres necesarios para la polimerización de la resina compuesta⁸.

Emisión espectral para la polimerización (EE)

Ésta puede ser definida como el ancho de banda efectivo o longitud de onda emitida por la unidad de curado para la fotopolimerización. La EE puede sobrepasar o ser congruente con el rango de absorción del fotoiniciador de las resinas compuestas⁸.

Densidad de poder (DP)

Es el poder total medido en mW o en W emitido por la unidad de curado dentro de un ancho de banda efectivo o EE, dividido por el tamaño de la punta de la guía de luz medido en cm^2 . Es el poder por unidad de área⁸.

Densidad de energía (DE)

Es definida como la densidad de poder multiplicada por el tiempo de exposición. Ejemplo $DE = 800\text{mW}/\text{cm}^2 \times 20 \text{ segundos} = 16 \text{ J}/\text{cm}^2$ ⁸.

1.2. Tipos de energía en el espectro electromagnético. Luz visible

Todas las formas habituales de energía se hallan en el sistema del espectro electromagnético, desde aquellas con longitudes de onda corta y con ello de frecuencia mayor como los rayos cósmicos, hasta las longitudes de onda muy largas y frecuencia menor, como la energía eléctrica. Entre ambos extremos se encuentran fuentes de energía que resultan familiares, como los rayos X, las ondas de la televisión y las ondas de radio¹⁰.

La luz visible es simplemente una pequeña parte del espectro electromagnético. La fuente de energía, denominada espectro de luz visible, se encuentra en una banda estrecha desde los 380 a los 760 nanómetros (nm) ¹⁰.

Estos rayos de luz tienen la capacidad de estimular las células de la retina y generar impulsos nerviosos, los cuales son interpretados a nivel cerebral para permitir el sentido de la vista¹⁰.

Los ojos humanos son realmente detectores sensibles de las diferentes longitudes de onda de la energía electromagnética.

Esto ocurre en una banda estrecha de energía denominada luz visible. En un extremo de la banda se encuentra el color rojo, asociado a una longitud de onda larga de energía cercana a los 700 nm, pasando por el naranja, amarillo, verde, azul y el violeta¹¹.

Cuando se va del rojo al violeta la frecuencia de la energía electromagnética aumenta y la longitud de onda disminuye. La energía cercana al rango violeta percibida por el ojo humano se aproxima a los 400 nm de longitud de onda ^{10,11} (Gráfico 1).

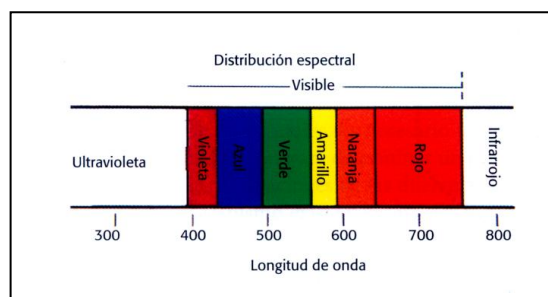


Gráfico 1. Distribución espectral de la luz visible.
Tomado de Goldstein, 2002.

La luz azul como parte del espectro electromagnético se encuentra en un rango variable comprendido entre los 400 a 500 nm ⁸. Generalmente las unidades de curado por luz poseen una emisión espectral para la polimerización ubicada entre los 400 a

500 nm⁸. La luz azul, ubicada en el extremo del espectro electromagnético visible, se utiliza de rutina en la polimerización de los materiales dentales restauradores fotocurados¹². Las unidades de curado por luz funcionan emitiendo una luz azul que oscila en un valor medio aproximado de 470nm⁵ (Gráfico 2).

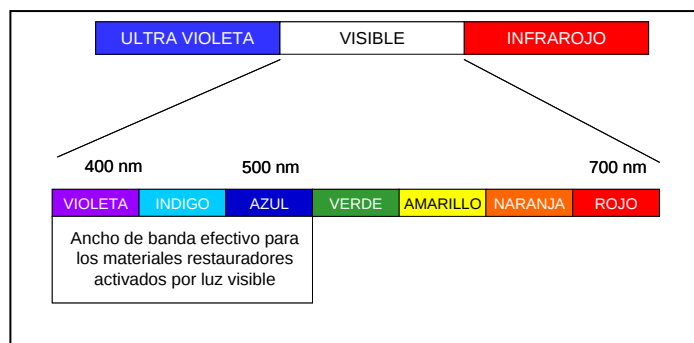


Gráfico 2. Distribución de la banda de la luz visible eficaz para polimerizar los materiales activados por luz.
Tomado de Shortall, 1996.

A manera de reseña histórica resulta interesante destacar que fue en los años setenta cuando se desarrollaron las primeras resinas compuestas fotopolimerizables. Evidentemente ellas no han escapado a la evolución característica de la dinámica odontológica. Es así como, en las primeras resinas fotopolimerizables, el activador era la luz ultravioleta (UV). Ya para la generaciones posteriores de resinas fotopolimerizables, en contraste, el activador es la luz visible¹³.

Cuando se usa en odontología, esta luz azul es absorbida por un fotoiniciador, el cual estimula otras moléculas aminas. Estas aminas inician la reacción de polimerización y conducen a una reacción más estable, fotopolimerizando las resinas compuestas¹⁴.

En las longitudes de onda comprendidas en el rango de 450 a 490 nm, la exposición a la energía podría afectar la polimerización de la resina compuesta más que la longitud de onda como tal, sin embargo se sugiere que a otras longitudes de onda, el factor longitud de onda en si mismo si puede afectar considerablemente la polimerización. En consecuencia, la longitud de onda adecuada para una polimerización conveniente podría estar en el rango de 450 a 490 nm, y nunca por fuera de este rango¹⁵.

Lo anteriormente expuesto se refiere a la calidad de la radiación, es decir, a sus características con respecto al ancho de banda y a la longitud de onda a la cual es emitida, pero también es importante la cantidad, en relación a la potencia de la radiación, para que la reacción de polimerización sea completada de manera conveniente⁵.

1.3. Fotoiniciación de las resinas compuestas

La fotoiniciación puede ser definida como una reacción en la cual una molécula comúnmente llamada fotoiniciador es capaz de absorber luz, de forma directa o indirecta generando el inicio de la fotopolimerización de las resinas compuestas¹⁶. Esta reacción también se describe en la literatura bajo el término fotoabsorción de las resinas compuestas¹¹.

En términos prácticos, la eficacia de cualquier fotoiniciador es modulada por una serie de factores. Es así como, para que se logre una alta absorción obviamente debe existir una semejanza relativamente buena entre el espectro de absorción del fotoiniciador y el espectro de la emisión de la fuente de luz¹⁶.

Un fotoiniciador útil también debe tener un alto coeficiente de extinción molar (alta absorción a baja concentración). El compuesto también debe aguantar el alto paso del sistema al estado excitado (un cambio de la forma inicial no reactiva -singlet state- mediante la promoción de electrones, a la forma reactiva -triplet state-) para poder generar procesos químicos productivos en términos de fotopolimerización¹⁶.

Estos factores, así como las vías de desactivación

competitivas, como el iniciador de extinción o aniquilación por monómero u oxígeno, controlan el número de radicales activos producidos por los fotones de luz absorbidos^{16,17}.

La longitud de onda, la intensidad y duración de la exposición a la luz incidente definen la energía de irradiación. Estos factores, aunados a la concentración del fotoiniciador, permiten un alto grado de control externo sobre el proceso de fotopolimerización¹⁶. Es así como el odontólogo tiene un control considerablemente mejor sobre las resinas compuestas fotopolimerizables en comparación con las resinas de curado químico¹³.

Más allá de estas consideraciones, la composición de la resina compuesta -que incluye la estructura del monómero individual y las proporciones del comonómero- también ejerce una considerable influencia en la polimerización así como en los procesos de formación de la red del polímero¹⁶.

La activación o fotoiniciación comienza cuando las sustancias químicas sensibles a la luz, como la canforoquinona, reciben la radiación de una determinada longitud de onda¹³. El compuesto fotoabsorbente o fotoiniciador más comúnmente

empleado en odontología es la canforoquinona (CQ), ésta es un cuerpo sólido amarillo a temperatura ambiente^{11,17}. Es por eso que generalmente es incorporada a las resinas compuestas en cantidades que no interfieran con el color final de la resina¹⁸ (Gráfico 3).

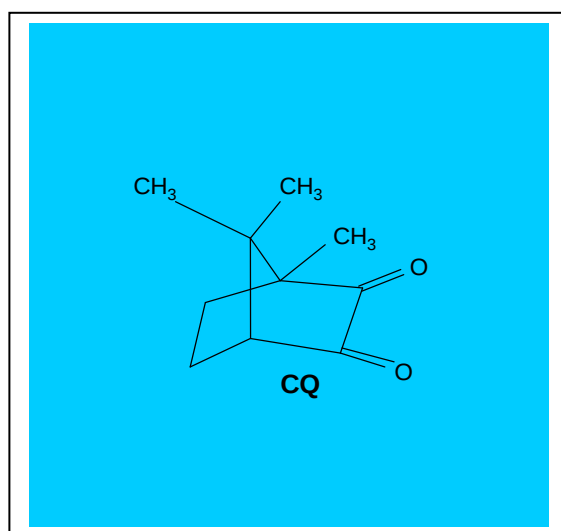


Gráfico 3. Estructura de la canforquinona.
Tomado de Stansbury, 2000.

Esto también explica el por qué debe tener alta absorción a baja concentración¹⁶, pues la QC no puede ser incorporada en grandes cantidades a las resinas compuestas ya que esto podría darle una coloración amarillenta a las restauraciones finales. No obstante, sería deseable poseer una gran cantidad de la misma para promover aún más la formación de radicales libres que

favorezcan de manera directa el grado de conversión de las resinas compuestas¹⁹.

La canforoquinona es un ejemplo clásico de un fotoiniciador que requiere un coiniciador para que el proceso de fotopolimerización pueda ocurrir eficazmente. Un coiniciador es un compuesto separado que no absorbe la luz pero interactúa recíprocamente con un fotoiniciador activado para producir un compuesto reactivo. En el caso de las resinas compuestas que contiene CQ, una amina terciaria fotoreductora se usa como coiniciador para proporcionar los radicales reactivos que inician la fotopolimerización^{16,20}.

Tradicionalmente, la CQ se utiliza como iniciador en las resinas compuestas. Ésta presenta un espectro de absorción relativamente ancho en la región visible de la luz 400-550 nm con un pico máximo de absorción calculado en 468 nm^{11,14,16,21,22,23}. Para otros autores, este fotoiniciador presenta un promedio de absorción entre 400 a 500 nm, con un pico máximo de absorción de 470 nm^{15,18,20,24,25}.

En consecuencia la resina puede reaccionar a diferentes fuentes lumínicas, que se encuentren en la región azul del

espectro de luz visible³. Por esta razón las unidades de curado por luz emiten una irradiación con luz azul para polimerizar las resinas compuestas¹⁸.

El sistema de canforoquinona absorbe la energía a una determinada longitud de onda²². La radiación en el rango de 400 a 550 nm promueve un electrón, en uno de los dos grupos carbonilos, de la CQ a un estado de energía excitado (con una vida media de aproximadamente 0.05 milisegundos para el estado excitado de la CQ o CQ triplete)^{22,26}.

Si, antes de su decaimiento o desactivación, encuentra una molécula de amina durante todo el proceso de difusión o una asociación preexistente puede formar un complejo de estado excitado¹⁶.

La reacción de fotoiniciación es acelerada por la presencia de una amina orgánica que contiene un doble enlace de carbono C=C. A una longitud de onda correcta se produce un estado de excitación del fotoiniciador que reacciona con la amina y forma radicales libres³.

La energía asociada a la emisión de fotones por parte de la

fuentes de luz, en el rango de 400-500 nm ¹⁶, puede ser absorbida por la molécula de CQ, promoviendo su paso desde un estado inicial no excitado a un estado excitado denominado estado de triplete^{11,13,16,22,26}.

En tal sentido la energía de un fotón individual es dictada por su localización en el espectro electromagnético, no por el número de fotones similares que son emitidos. La habilidad de un fotón de interactuar con un material es determinada por la energía individual, con una longitud de onda específica, en una región del espectro visible²⁷.

Es así como dentro de este estado de excitación, las aminas pueden donar primero un electrón a la CQ para formar un par de radicales iónicos y luego un protón para generar radicales libres, siendo el radical aminoalkyl el que inicia la polimerización del monómero¹⁶ (Gráfico 4).

La cadena de reacciones que definen el proceso de polimerización por adición de radicales libres mediante la absorción de fotones de luz por parte del fotoiniciador puede producir la incorporación de centenares de unidades de

monómero para conformar la red polimérica final, lo cual resulta en las siguientes fases del proceso de polimerización¹⁶.

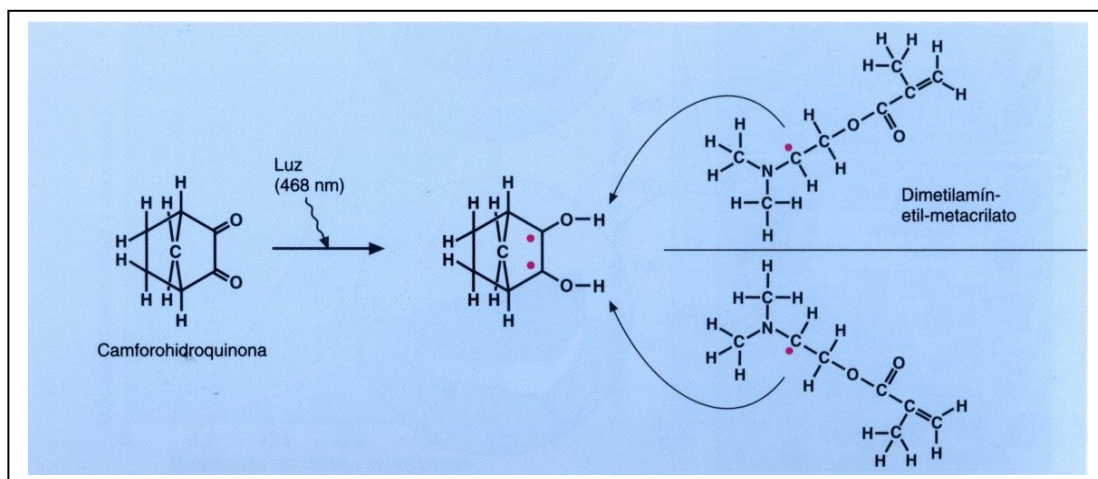


Gráfico 4. Representación esquemática de la reacción de fotopolimerización. Tomado de Schmidseider, 1999.

En un esfuerzo para aumentar la eficiencia de la fotopolimerización se han introducido variaciones en las formulaciones de los fotoiniciadores por luz visible. Los nuevos iniciadores podrían proveer un mayor grado de conversión o un porcentaje de curado más rápido con mínima exposición a la luz y una reducida concentración del iniciador. Sin embargo la evidencia científica no ha demostrado cabalmente dichas propiedades¹⁶.

1.4. Proceso de fotopolimerización

La polimerización consiste básicamente en la unión química de las unidades monoméricas para obtener moléculas de un elevado peso molecular denominadas polímeros. La mayoría de las reacciones de polimerización pertenecen a dos tipos básicos de polimerización: polimerización por adición y polimerización por condensación³.

Las principales reacciones de polimerización por adición son las reacciones de radicales libres, de apertura de anillos e iónicas y dentro de éstas, las reacciones de radicales libres suelen producirse en moléculas insaturadas que contienen dobles enlaces³.

La reacción de polimerización de radicales libres es la responsable de la polimerización de las resinas compuesta para restauración. En este tipo de reacción no se obtiene ningún subproducto y se desarrolla en tres fases denominadas de iniciación, de propagación y de conclusión³.

La reacción es iniciada por un radical libre, generado por fotoiniciación, tal como fue explicado en el punto anterior. Tras la fase de iniciación se produce la rápida adición de otras

moléculas de monómero al radical libre y la transferencia del electrón libre al extremo de la cadena en crecimiento que caracteriza la fase de propagación. Esta reacción de propagación continúa hasta que concluye el radical libre en crecimiento¹⁷. La reacción de polimerización finaliza cuando dos extremos de la cadena con electrones desapareados reaccionan entre si formando un producto final estable¹³ (Gráfico 5).

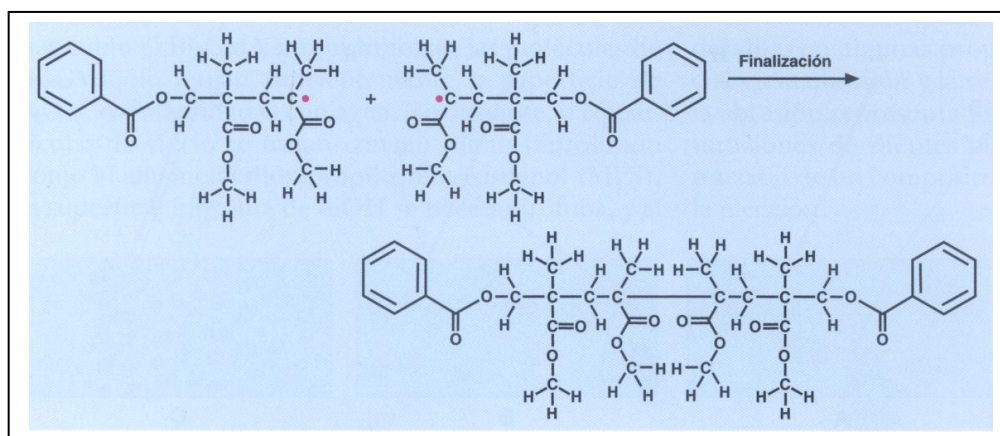


Gráfico 5. Representación esquemática de la interrupción de la reacción de fotopolimerización.
Tomado de Schmidseider, 1999.

Las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas por la presencia de cualquier material que reaccione con los radicales libres, que reduzca la velocidad de

iniciación o aumente la velocidad de conclusión. Sustancias como la hidroquinona, el eugenol o el oxígeno en grandes cantidades retardan o inhiben la polimerización¹⁷.

Sin embargo, la capa de inhibición por el oxígeno posibilita que a una resina compuesta ya polimerizada se le pueda colocar una capa de resina compuesta fotopolimerizable y se alcance una adhesión excelente entre ambas capas^{11,13}.

La cantidad de dobles enlaces remanentes esta correlacionado con el contenido de BisGMA en la mezcla del monómero^{22,28}. La cantidad de dobles enlaces remanentes sin reaccionar pueden ser un factor significativo para las propiedades mecánicas, físicas y químicas de las resinas compuestas²⁸.

En todas las resinas compuestas se producen radicales libres espontáneamente durante el almacenamiento¹³. Para inhibir la polimerización espontánea, el monómero contiene pequeñas cantidades de inhibidor. El inhibidor reacciona con los radicales libres y lo neutraliza. Como consecuencia sólo se inicia la formación de cadenas cuando se han agotado todas las moléculas de inhibidor¹³. En algunos casos se agregan

inhibidores para mejorar la estabilidad de la resina a la luz del ambiente o del consultorio odontológico³.

2. UNIDADES DE CURADO POR LUZ

2.1 Descripción de los componentes básicos de las unidades de curado por luz:

Los componentes básicos de las unidades de curado por luz pueden variar. Es importante que se les conozca pues, esto asegura un correcto mantenimiento de la unidad⁵ (Gráfico 6).

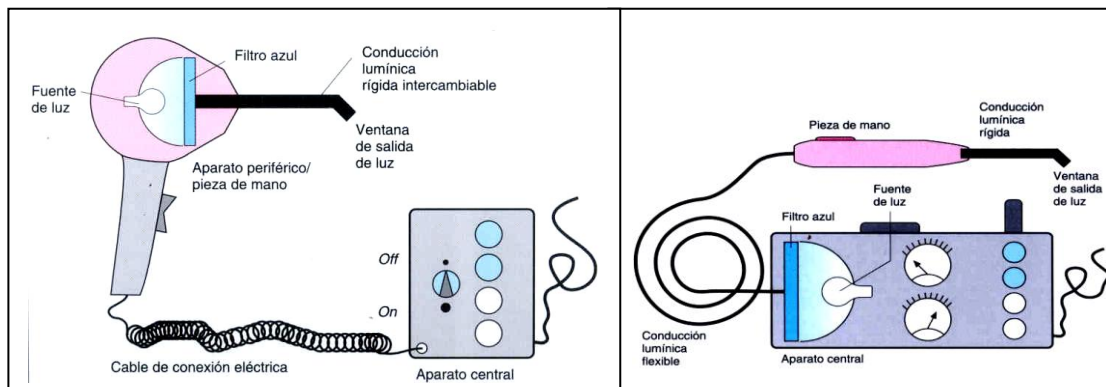


Gráfico 6. Representación esquemática de una unidad de curado por luz.
Tomado de Schmidseider, 1999.

Componente electrónico: La presencia de un temporizador o regulador de tiempo brinda la posibilidad de controlar el tiempo de exposición para adecuarlo a lo requerido según la situación

clínica y/o material. En general se prefieren aquellos equipos que emiten una señal audible para cada período seleccionado. Algunas unidades tienen tiempos programados de 10,20,30,40 segundos y encendido con emisión continua. Existen equipos con tiempos preprogramados una vez encendida la unidad⁵.

Programas: Ciertas unidades los poseen, para emitir diferentes niveles de potencia y tiempos de aplicación, de acuerdo a la actividad que se este realizando, e incluso en algunas existe la alternativa de variarlos⁵.

Sistema de ventilación: Un ventilador, preferentemente ubicado cercano a fuente generadora de luz, es un componente necesario para evitar el sobrecalentamiento. Es necesario debido al calor generado en el equipo por la fuente de luz, de lo contrario la vida de ésta se acorta⁵.

Fuente de luz: Generalmente son bombillos de luz visible de alta intensidad⁵. Sin embargo, pueden ser descritas cuatro fuentes principales de luz como son: las lámparas halógenas de cuarzo tungsteno (QTH), las lámparas de arco de plasma (PAC), las de láser de argón y las de luz emitida por diodos (LED)¹⁸.

Filtros: Son los responsables de que la emisión de luz esté en los rangos necesarios para producir la polimerización. Generalmente los equipos poseen filtros para el rango del color azul. Éstos absorben todas las longitudes de onda del espectro, excepto las correspondientes a la luz azul reteniendo las longitudes de onda no deseadas⁵. También se utilizan filtros con el fin de eliminar cualquier radiación ultravioleta¹⁷. Sin embargo, las unidades de láser argón y las LED no poseen ningún tipo de filtro¹⁸.

Conductor lumínico: Es el encargado de llevar la luz emitida hasta el sitio a polimerizar. La luz es conducida a través de un sistema óptico que puede ser una manguera flexible con fibra óptica o una varilla rígida, también conocida como guías de luz o puntas⁵.

Algunas fibras conductoras del sistema flexible pueden fracturarse durante el uso, especialmente si no se utilizan con cuidado, perdiéndose la posibilidad de conducir luz y así de disponer la potencia para la polimerización⁵. Algunas guías usan un tubo flexible que contiene un líquido transparente para la transmisión de la luz²⁹. En general se prefiere el sistema de varilla pues mantiene mejor a lo largo del tiempo la integridad de

los componentes ópticos⁵. Tanto la manguera de la punta flexible como la varilla rígida están expuestas a retener restos de material a polimerizar⁵ (Gráfico 7).

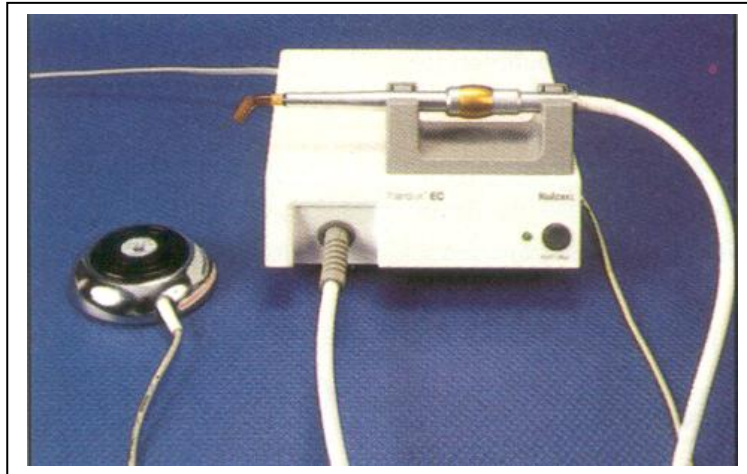


Gráfico 7. Representación de un tipo de pieza de mano con un líquido en el cable conductor de luz.
Tomado de Shortall, 1996.

Son convenientes las varillas intercambiables y de distintos diámetros en su punta para poder acceder a preparaciones con diferentes tamaños de superficie expuesta. Las guías de luz de mayor diámetro en su punta de 12mm pueden utilizarse solamente en equipos con lámparas de alta potencia para que la polimerización esté garantizada tanto en el ancho como en la profundidad del material⁵.

Existe una variedad importante de diámetros incluidos dentro del diseño de las puntas para las lámparas de curado por luz, comprendidas en un rango que varía entre 2mm a 13mm ²¹. (Gráfico 8).

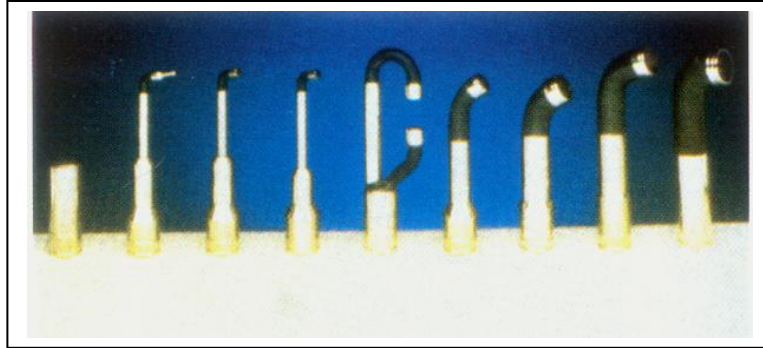


Gráfico 8. Representación de múltiples puntas.
Tomado de Goldstein, 2002.

Radiómetro incorporado al equipo: Los radiómetros son indicadores de la radiación generada por las unidades de curado por luz en un momento dado³⁰. Este componente representa un elemento útil ya que de manera rápida y sencilla permite una evaluación continua de la potencia de salida del haz lumínico emitido por las unidades de curado. Estos dispositivos para medir la emisión de luz⁵ pueden ser clasificados de manera simple como:

- a) Cuantitativos, marcan el valor numérico de la potencia alcanzada (Gráfico 9) ⁵.

- b) Cualitativos, indican la normalidad de la potencia del haz emitido por medio de una pequeña luz LED que se ilumina, o bien al alcanzar cierto color de una escala cromática⁵.



Gráfico 9. Vista frontal de un modelo de radiómetro.
Tomado de Goldstein, 2002

Pantalla de protección ocular: La radiación emitida por las unidades de curado por luz provoca alteraciones oculares -en la retina- que pueden ser irreversibles. Por tanto, el odontólogo, el personal auxiliar y el mismo paciente deben ser protegidos con barreras efectivas que permitan impedir el paso de la luz visible^{5,17}.

Las pantallas de protección pueden venir adosadas en la fibra óptica de algunos equipos, otras se presentan como pantallas de mano. Son preferibles los anteojos de protección pues dan mayor libertad de trabajo y comodidad⁵.

2.1.1 Lámparas halógenas

Las lámparas halógenas de cuarzo tungsteno (QTH) representan la fuente de luz más comúnmente empleada como herramienta de fotopolimerización en la práctica odontológica^{11,14,18,27,29,31,32,33}, a pesar de algunas limitaciones inherentes a la degradación de la fuente de luz^{29,30}.

Todas las unidades de curado por luz halógena de cuarzo tungsteno son similares en su constitución. Las lámparas halógenas proveen una luz azul a partir del paso de una corriente eléctrica a lo largo de un filamento de tungsteno cubierto por un bulbo de cuarzo lleno de gas halógeno de bromo o yodo^{11,14,31,33}. El cuarzo es una forma cristalina de dióxido de silicio capaz de resistir los altos niveles de calor generados por la incandescencia emitida por el filamento cuando la electricidad pasa a través del mismo¹¹.

El bulbo halógeno de las unidades de curado puede

presentarse de distintas potencias de salida de acuerdo con las características de los diferentes equipos: 50,75,100 ó 150 watt⁵ y puede presentar interiormente diferentes gases inertes, que se queman a distintas temperaturas, generando variados niveles de energía de salida inherentes al gas inerte que contengan¹¹.

La función del compuesto a base de gas halógeno es proporcionar el denominado "ciclo de halógeno." El filamento se pone tan caliente que literalmente los átomos del tungsteno hierven fuera de la superficie del filamento y entran en un estado de vapor. Cuando el bulbo se apaga y el contenido interior ubicado dentro de las paredes cuarzo se refresca, el vapor del tungsteno se puede condensar contra las paredes internas de cuarzo¹¹.

Con el tiempo, esta deposición produce una película de tungsteno que torna oscuro y opaco al bulbo. El gas de halógeno es responsable de quitar esta película al redepositar el tungsteno en el filamento. Esto aumenta la vida del filamento y mantiene niveles altos de rendimiento de la energía generada por el filamento¹¹.

Si el gas se elimina, el ciclo de halógeno no reducirá el

aumento del tungsteno en la pared de cuarzo interna, y el rendimiento de energía radiante disminuye considerablemente. La pérdida del ciclo de halógeno no ocurre normalmente durante el funcionamiento de la fuente de luz, sin embargo, si puede ser el resultado del mal uso de la unidad de curado por parte del operador¹¹.

Si no se permite a los bombillos de cuarzo tungsteno que se refresquen desde un nivel de temperatura crítico, entonces es posible que el aire penetre en el bombillo a través de la pérdida del sellado presente alrededor del electrodo y la cubierta de cuarzo. Cuando esto ocurre, el gas halógeno se pierde, el oxígeno entra y la vida útil del bombillo decrece dramáticamente¹¹.

Así, los odontólogos deben asegurarse de proporcionar un flujo adecuado e incesante de aire refrescante a través de la unidad cuando ésta está en uso, evitando así su excesivo recalentamiento. Esto se logra mediante el chequeo adecuado del sistema de ventilación de la unidad de curado. Es por esta razón que no deben cubrirse las aberturas de ventilación con protección de barrera pues esta acción acorta la vida útil del bombillo debido al recalentamiento generado¹¹.

Sin embargo, un recalentamiento importante puede ocurrir incluso después de apagar la fuente de luz. Por esto es importante permitir a los ventiladores de las unidades de curado por luz atravesar completamente su ciclo refrescante después de que la unidad ha completado la exposición. Apagar la unidad debido a la molestia de ruido del ventilador garantiza el temprano fracaso del bombillo así como una disminución en la intensidad de la luz¹¹. En consecuencia resulta de suma importancia el estado general de la fuente de luz en vías de garantizar una polimerización óptima²¹.

Así las cosas, cuando la corriente pasa a través del filamento, se generan calor y energía en forma de luz. La luz blanca producida contiene luz de todas las longitudes de onda. El reflector localizado detrás de la bombilla refleja la luz y el calor enviándolos a través de dos filtros: un filtro de interferencia y otro infrarrojo (filtro IR)^{27,31}.

El filtro de interferencia estrecha los espectros de luz blanca a la longitud de onda azul (380 nm a 520 nm) y el filtro infrarrojo reduce los espectros infrarrojos y calor que puede llegar hasta la estructura dentaria^{27,31}.

Después que la luz pasa a través del filtro, entra en la guía de luz³¹ o conductor lumínico⁵. Las guías de luz están disponibles en muchos tamaños y formas: las genéricas de lados paralelos, las ahusadas o cónicas (punta turbo) y las hendidas^{31,34}.

Las puntas turbo concentran la energía lumínica estrechando el haz de luz. Estas puntas enfocan la luz de manera similar a una lupa, concentrando la luz en un área más pequeña y produciendo una potencia de salida superior a la generada por las puntas genéricas de lados paralelos^{31,34}.

Es un hecho comprobado que la luz emitida por las unidades de curado por luz de halógeno disminuye su intensidad con el uso. Esto se debe principalmente a la degradación del bulbo halógeno y del reflector (Gráfico 10), o por la presencia de grietas en el filtro interno asociadas al recalentamiento o también por la existencia de daños en la fibra óptica. Inclusive puede darse una combinación de los factores mencionados anteriormente. Todos estos problemas pueden ser corregidos y evitados mediante un buen mantenimiento^{35,36}.

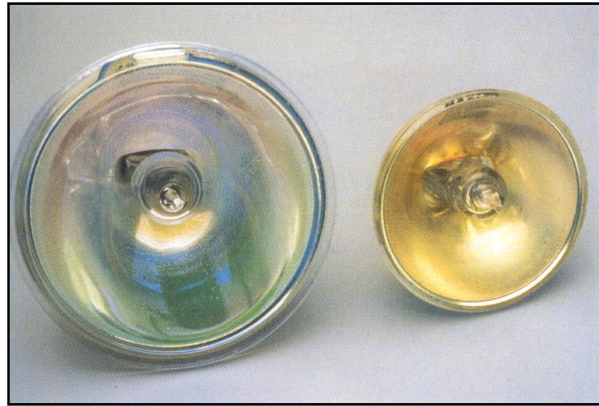


Gráfico 10. Representación de la degradación de un bulbo de una unidad de curado por luz.
Tomado de Schmidseeder, 1999.

El uso inapropiado de las unidades de curado por luz generalmente disminuye el poder de densidad requerido para una polimerización adecuada de las restauraciones^{35,36}. Numerosos factores influyen en la intensidad de luz o poder de densidad de las unidades de curado por luz. Estos factores incluyen básicamente, la línea de voltaje, deterioro del bulbo y del filtro, contaminación de la fibra óptica, la vida útil de la fibra óptica³⁶. (Gráfico 11).

También se conoce que el continuo uso va disminuyendo la intensidad, produciendo una inadecuada polimerización^{25,35,36,37}. Cuando la intensidad de la luz no es la adecuada afecta las propiedades físicas de la resina compuesta³⁸. Esta intensidad de luz disminuye gradualmente en el tiempo, siendo imposible

detectar estos cambios a través del ojo humano¹⁸, por lo cual se hace necesario un monitoreo y mantenimiento de las unidades de curado por luz²⁵.

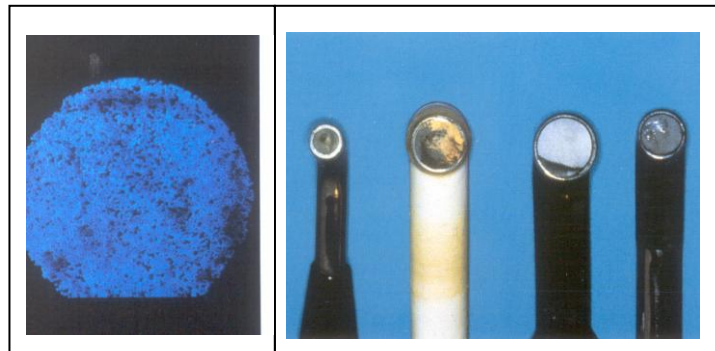


Gráfico 11. Puntas de curado por luz sucias por restos de materiales fotopolimerizables.

Tomado de Schmidseider, 1999.

Las unidades de curado por luz halógena gozan de mucha popularidad, al ser relativamente poco costosas, presentan buen poder de densidad y emiten un amplio espectro de luz azul útil³¹. Además, representan la fuente de luz más comúnmente empleada como herramienta de fotopolimerización en la práctica odontológica^{11,14,18,27,29,31,32,33}, a pesar de las limitaciones inherentes a la degradación de la fuente de luz^{29,30}.

2.1.2 Unidades de curado de arco de plasma

Otro tipo de unidades de curado por luz son las lámparas de arco de plasma (PAC). Las lámparas de arco de plasma de

gas xenón se conocen desde 1950, pero no es sino hasta finales de la década de los 90 cuando aparecen las unidades de curado de arco de plasma con un bulbo de xenón, para el curado de materiales de aplicación dental^{18,38}. El gas xenón se puede encontrar en la atmósfera terrestre como trazas de un gas natural, que es producto de la destilación fraccionada del aire líquido³⁸.

En este tipo de lámparas, una corriente eléctrica pasa a través, del gas xenón, el gas es ionizado y forma un plasma compuesto de un modo general por igual número de partículas cargadas positiva y negativamente^{11,18,31,38}. El término de plasma se refiere un gas ionizado a una alta temperatura, compuesto de electrones e iones positivos¹¹.

Estas fuentes de luz desarrollan un potencial eléctrico extremadamente alto entre dos electrodos (ánodo y cátodo) de tungsteno encerrados en una cámara presurizada de cuarzo que contiene el gas inerte (xenón)^{11,38}. Cuando el gas xenón está a una presión baja en el interior de la cámara emite una luz azul blanquecina y cuando esta a alta presión emite una luz que en el espectro parece la luz del día³⁸.

Los electrodos se posicionan dentro de la cubierta para que la energía radiante formada se refleje hacia atrás, fuera de la fuente, para luego ser dirigida hacia adelante y pueda concentrarse en un área focal de la misma manera como en las fuentes de luz halógena. La energía reflejada hacia adelante pasa a través de una ventana de zafiro. Esta ventana puede oscurecerse con el tiempo como resultado de la deposición del tungsteno. Los niveles del rendimiento de estas lámparas pueden decrecer en el tiempo igual que en las fuente de QTH¹¹.

La emisión primaria de las lámparas de arco de plasma es energía infrarroja. Un vidrio relativamente delgado capaz de absorber calor se utiliza para eliminar la porción de esta energía no deseada. La emisión de energía radiante se dirige a través de un filtro para formar la porción de energía visible, la cual es transmitida entonces a través de un cordón relleno de líquido¹¹. Estas lámparas también utilizan guías de luz con líquido para reducir los niveles de radiaciones infrarroja y ultravioleta³⁴.

Clínicamente se usa una fibra óptica para la transmisión de la luz a través de un cordón. Este cordón está constituido por cientos de cables individuales flexibles de la fibra óptica y además presenta un líquido en su interior. Si el cuerpo del

cordón es enrollado algunas fibras pueden romperse y el nivel de transmisión de la luz disminuye¹¹.

El rango de energía espectral de estas fuentes de luz es más ancho que el emitido por los bombillos de cuarzo tungsteno e incluye la energía ultravioleta (UV), la energía en forma de luz visible y la energía infrarroja (IR)¹¹.

La luz emitida puede ser filtrada hasta un rango de 450 a 500 nm, es decir, en un de pico de absorción apropiado para los fotoiniciadores más comunes^{11,38}. La emisión de energía se da en un pico natural muy cercano al pico de absorción de la CQ (465 nm)¹¹. Para otro autor estas emisiones pueden estar en el rango de 380 a 500 nm⁸.

Las lámparas de arco de plasma de xenón son capaces de producir una mayor intensidad de luz que la emitida por las lámparas de luz halógena. Las lámparas de arco de plasma emiten una exposición de luz continua de aproximadamente 1000 mW/cm² ³⁹. Otros autores mencionan que las PAC pueden emitir entre 2400 y 2500 mW/cm² de densidad de poder^{8,11}.

En cuanto a la duración de la fuente de luz, las unidades

de arco de plasma pueden durar entre 10 a 100 veces el tiempo de vida de las lámparas halógenas (aproximadamente 50 horas de uso) pero son mucho más costosas en términos económicos⁴⁰.

2.1.3 Unidades de curado de láser de argón

Otra categoría de unidades de curado por luz son las de láser de argón. Introducido a finales de la década de los 80 y principios de los 90 el láser de argón, nace para reducir el tiempo de polimerización de las resinas compuestas. LASER son las sigla en inglés que describen la forma como es producido el rayo de luz y estas siglas significan amplificación de la luz por la emisión de radiación estimulada^{11,18,31,37,41,42}.

La luz láser es definida como una radiación monocromática, coherente, unidireccional ubicada dentro de las regiones infrarroja, visible y ultravioleta del espectro electromagnético en forma colimada y con un alto potencial de energía^{11,18,41,42,43}.

Se dice que es monocromática porque toda la radiación tiene la misma longitud de onda condicionada por un medio activo gaseoso. Se califica como coherente porque los átomos del medio activo emiten fotones en fase, es decir son siempre

iguales en el tiempo y en el espacio. En consecuencia las características del haz de luz son idénticas en un mismo momento, en dos puntos diferentes, como en dos momentos diferentes al ser enfocado en un mismo punto⁴¹.

Es unidireccional porque todos los fotones se propagan en una misma dirección y es colimada porque las ondas son emitidas estrechamente, enfocadas y no son divergentes, es decir, son paralelas^{37,41,42,44}.

Para obtener un haz de radiación láser es necesario un medio activo, un sistema de bombeo y un resonador óptico. De esta forma el sistema de bombeo actúa sobre el medio activo y los fotones de éste se propagan sin dirección, sólo unos pocos seguirán el eje paralelo del resonador óptico y rebotarán en los espejos⁴¹.

El medio activo es un elemento químico que puede ser líquido sólido o gaseoso. En él se produce la inversión de población mediante una energía externa, lo cual condiciona la longitud de onda. El sistema de bombeo es un generador de descargas eléctricas que aporta la energía externa sobre el medio activo para mantenerlo en inversión de población⁴¹.

El resonador óptico está constituido por dos espejos, uno que refleja totalmente y el otro parcialmente un 99%. Estos espejos deben estar correctamente alineados para que los fotones no se multipliquen en forma desordenada⁴¹.

La fuente láser, cuando es activada por un suplidor de poder, excita las moléculas del medio presente en el interior de un tubo específicamente diseñado para producir fotones de energía, los cuales pasan al exterior del tubo en forma de un rayo láser⁴².

Las unidades de láser argón producen específicamente la energía útil por excitación de iones presentes en una cámara resonante rellena de gas argón. La luz emitida es enfocada por un lente y pasa a través de una pieza de mano para ser emitida finalmente³¹.

La luz del láser consiste en sólo un tipo de fotones, es decir, en una sola frecuencia o fase. Cada fotón es la copia de un fotón específico generado en un sitio y momento específico. Por eso el rendimiento de energía es óptimo debido a que es posible escoger el ancho de banda de la luz del láser emitida a la longitud de onda deseada¹⁸.

La radiación láser es una onda luminosa electromagnética que se sitúa en diferentes niveles del espectro en función de cada emisor láser. La longitud de onda dependerá del medio activo empleado por cada emisor láser⁴¹. La fuente láser de fotocurado emite una luz específica en un ancho de banda ubicado en el rango de 454nm a 514nm⁸.

El láser de argón produce una elevada concentración de energía y la emisión de luz se encuentra alrededor de 480nm de longitud de onda³⁸. El láser de argón libera energía en una variedad de longitudes de onda (según como se sintonice la fuente láser) ubicada dentro de los requerimientos de absorción de la QC⁴².

La luz de láser argón muestra la capacidad para iniciar la fotopolimerización, especialmente a las longitudes de onda de 476,5 nm y 488 nm, la cual resulta óptima para reaccionar fotoquímicamente con la QC⁴². Por esta razón las unidades láser no emplean filtro de luz³⁷.

El tamaño del punto de emisión es un factor crucial para el curado clínico con láser. Típicamente, la potencia del láser es muy pequeña en diámetros estrechos y se lleva al diente vía

fibra óptica de pequeño diámetro. Esta fibra puede ser de unos 50 μm (0.050 mm) ó menos. El rendimiento del láser puede ser sólo 250 mW y este valor puede parecer bajo o inapropiado para la fotopolimerización. Sin embargo, toda esta energía se confina a sólo un pequeño número de longitudes de onda y la potencia de la energía por longitud de onda del láser es sumamente alta comparada a la de las otras fuentes¹¹.

La densidad de energía transmitida a la fibra es muy alta. Si 250 mW son transmitidos a través de una fibra de 50 μm , el flujo de energía resultante en mW/cm^2 es más de 12.000.000.000 mW/cm^2 . Para curar la superficie de una restauración sin necesidad de sobreponer las exposiciones, la punta de curado se sostiene típicamente a cierta distancia del material restaurador y el láser es desenfocado¹¹.

Algunas unidades tienen componentes difusores que aumentan el tamaño del punto de emisión para permitir la exposición de un área mayor de superficie durante una sola exposición de curado. Sin embargo, haciendo esto, la intensidad por unidad de área (el flujo de energía) también es reducida¹¹.

Algunos odontólogos fotocuran resinas utilizando la propia

fibra de diámetro pequeño. Hay una técnica en la que la fibra del láser se coloca directamente sobre el esmalte dental que contiene el material que será fotopolimerizado. La fibra se mueve entonces encima de la estructura del diente hasta que el punto de emisión contacte al diente y éste obtenga unas características ópticas tales que indican que el mismo actúa como un medio de transmisión para la luz emitida. En este caso el diente completo parece brillar¹¹.

De esta manera, se transmite la energía emitida desde la unidad curado a lo largo del diente y supuestamente todas las superficies del diente en contacto con la fibra reciben la energía radiante. Sin embargo, el nivel de intensidad podría ser muy reducido en comparación a la colocación del punto de emisión directamente por encima del propio material restaurador¹¹.

La fotopolimerización de los materiales restauradores a través de una fuente láser reduce el tiempo de exposición de los mismos a la luz visible⁴³. Esto resulta en una mayor economía del tiempo clínico empleado para polimerizar materiales restauradores, lo cual hace del láser una alternativa deseable para polimerizar dichos materiales⁴³.

Sin embargo, son necesarias investigaciones futuras que evalúen gran variedad de materiales en cuanto a su comportamiento clínico en conjunción a los más novedosos sistemas adhesivos, para así explorar el potencial de estos sistemas de polimerización⁴³.

2.1.4 Lámparas de luz emitida por diodos

Las lámparas de luz emitida por diodos (LED siglas en inglés que significan luz emitida por diodos), fueron introducidas en la práctica odontológica como una fuente de luz alternativa para la polimerización de los materiales restauradores⁴⁵ en comparación con las unidades de curado por luz previamente existentes. Esto obedece al hecho que la luz azul emitida por diodos (LED) ofrece un número considerable de potenciales ventajas sobre la luz emitida por las fuentes de curado que la anteceden⁴⁶.

La luz emitida por diodos se utiliza de rutina en los tableros de los carros y aviones como indicadores debido a que presentan un tiempo de vida que superan las 10.000 horas, presentan una pequeña degradación de su potencia a lo largo del tiempo, son muy resistentes a los golpes, a la vibración y consumen pequeñas cantidades de energía eléctrica lo cual posibilita sus

aplicaciones en artefactos portátiles. Esto representa importantes ventajas en comparación con los bombillos de luz halógena²⁹.

La luz azul de bajo poder emitida por diodos basada en la tecnología del carburo de silicona está disponible desde hace ya varios años. Esta tecnología permite una potencia de salida de 7 microwatts por cada LED, lo cual imposibilita su aplicación en el campo odontológico como una fuente de luz para la polimerización de materiales restauradores, por ser demasiado débil²⁹.

No es sino hasta 1995, cuando fue desarrollada la LED azul basada en la tecnología del nitrato de galio, que se logra un potente LED de más de 3 mW/cm^2 . Este aumento representa un incremento de más de 400 veces en el poder, comparado con el logrado por la tecnología del carburo de silicona²⁹.

Un LED consiste de dos elementos de un material procesado llamado semiconductor tipo P y semiconductor tipo N. Estos dos elementos son colocados en contacto directo, formando una región llamada unión PN¹⁸. Los LED tienen un empaque transparente, que permite el paso de la energía visible

a través de él. Los LED poseen también una unión larga en el área PN cuya forma es hecha a la medida para la aplicación¹⁸. Los semiconductores son alineados ordenadamente en grupos de LED dependiendo de si son anchos o angostos³¹.

Las unidades de curado LED utilizan un semiconductor basado en el nitrato de galio el cual emite luz visible cuando la corriente eléctrica pasa a través de él^{11,18}. Las lámparas LED producen una luz azul por electroluminiscencia, es decir, la recombinación radioactiva de un electrón en la unión del semiconductor PN para generar un fotón²⁹.

El diodo produce una luz con una longitud de onda en el rango de 450 y 490nm con un pico de 460nm. Este rango de energía es ideal para activar a los materiales restauradores que emplean canforoquinona como fotoactivador²⁹. El desarrollo de las nuevas LED, emiten una luz azul de una longitud de onda de 470nm^{29,47}.

La longitud de onda dependerá de los niveles de energía eléctrica aplicada durante el proceso de recombinación así como del material utilizado como semiconductor para conformar el LED. El semiconductor de nitrato de galio o LED azul emite sólo

la luz azul visible en un máximo de 460 nm y un ancho de banda estrecho que corresponden con el pico de absorción de la CQ (470 nm)⁴⁶.

Una comparación entre el poder de densidad de las QTH y las LED demuestra que las LED poseen un poder de densidad significativamente menor al de las QTH. Sin embargo, aunque su densidad de poder es menor, las unidades de curado LED parecen ser eficientes³¹.

Las lámparas de luz emitida por diodos, son desarrolladas por varios fabricantes a nivel mundial. Este tipo de lámpara presenta varias ventajas con respecto a las otras unidades de curado^{18,46}.

Las LED no requieren ventilador ya que el calor que producen las longitudes de onda infrarrojas son eliminadas^{18,46}, son menos irritantes a la pulpa y a la encía⁴⁸, son de bajo peso^{39,48}, no se degradan con facilidad en el tiempo, no necesitan reflectores ni filtros, ya que la luz que ellas emiten es de constante longitud de onda e intensidad. Este proceso se realiza sin necesidad de filtro alguno y solo con corriente eléctrica como fuente de energía⁴⁸.

Las LED tienen una vida útil calculada en miles de horas sin reducir su intensidad, pueden ser operadas con baterías recargables por su bajo consumo de energía⁴⁶. La microelectrónica permite fabricar dispositivos más pequeños. La estructura puede ser completamente desinfectada, al parecer no requiere de hendiduras de ventilación¹⁴. Los LED tienen una corriente continua de baja de línea de voltaje, tremenda resistencia al impacto por golpes y vibración⁴⁵.

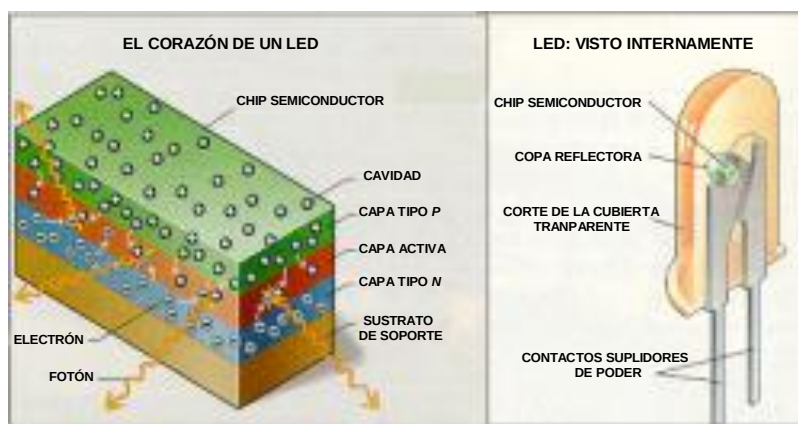


Gráfico 12. Tecnología química de un LED.
Tomado de Davidson ,2002.

2.2 Características y usos potenciales de las unidades de curado por: luz halógena, luz de arco de plasma, luz de láser de argón, luz emitida por diodos

2.2.1 Lámparas halógenas

Históricamente, entre todas las categorías de unidades de curado, las unidades de curado por luz visible son las más

populares debido a que se utilizan generalmente para polimerizar resinas compuestas, adhesivos dentinarios, sellantes de fosas y fisuras, así como cementos resinosos, entre otros materiales³¹. Dentro de esta categoría las lámparas halógenas de cuarzo tungsteno representan la variedad de unidades de curado más popular en la práctica odontológica³¹.

Las lámparas halógenas de cuarzo tungsteno producen una luz por incandescencia, mediante el calentamiento de un filamento, a través del cual se hace pasar una corriente eléctrica, que causa la excitación de átomos en un amplio rango de niveles de energía lo que produce una luz de un amplio espectro²⁹.

Por tal motivo se requiere de un filtro que restrinja el paso de la luz emitida, dejando pasar únicamente la región azul del espectro electromagnético requerido para polimerizar. Mucha de la energía eléctrica se convierte en el calor, y la luz resultante consiste en una luz caracterizada por poseer muchas longitudes de onda²⁹.

Durante años, los métodos convencionales de exposición de las resinas compuestas fotoiniciadas emplearon fuentes de luz de relativa baja potencia (35-75 W), específicamente

lámparas halógenas de cuarzo tungsteno (QTH). Estas unidades, después de filtrar la luz emitida, proporcionan un rendimiento espectral ancho, ubicado entre 400 y 500nm; sin embargo, la intensidad de la luz emitida era típicamente inferior a 1000 mW/cm^2 ^{31,34}.

Las unidades de curado halógenas de cuarzo tungsteno convencionales hacen uso de una lámpara incandescente y un filtro para generar una luz azul en la región de 470 nm²⁹ en un espectro efectivo para activar al fotoiniciador³¹. Sin embargo, las unidades convencionales producen un rayo de luz divergente lo que resulta en una pérdida de 40% de la energía desde 6mm de superficie de curado, por lo que la intensidad de la luz se reduce en una relación inversamente proporcional a la distancia¹⁷.

Así mismo estas unidades de curado, operan en un modo de curado continuo, es decir cuando la fuente de luz se activa, mantiene la intensidad de la luz constante durante todo el período de duración de exposición seleccionado. Al usar estas fuentes de luz, la duración de la exposición recomendada para 2 mm de espesor de una capa de resina colocada mediante la técnica incremental está entre 40 y 60 segundos³⁴.

La polimerización de las resinas compuestas depende de muchos factores, entre los cuales merecen ser destacados los inherentes al compuesto (su fotoiniciador, el tipo de relleno, la translucidez) y los inherentes a las unidades de curado (intensidad y rendimiento espectral de la unidad de curado y posiblemente el modo de curado)³¹. Por tal motivo los fabricantes han introducido en el mercado una variedad de unidades de curado con la finalidad de fotoiniciar las resinas compuestas de forma ideal⁴⁹.

La unidad de curado por luz visible ideal debería ser poderosa en cuanto a intensidad de la luz se refiere, ligera, portátil, debe poseer una fuente de luz con una vida útil indefinida y de larga duración en el tiempo, la profundidad de curado debería ser infinita y debería ser fácil de usar. Adicionalmente, las unidades de curado deben polimerizar todas las resinas compuestas sin tomar en cuenta el tipo de fotoiniciador empleado³¹.

En tal sentido las diferentes casas fabricantes de unidades de curado están afinando sus diseños, en la búsqueda de unidades de curado que reúnan la mayor cantidad de características ideales, para así proporcionar al odontólogo una

herramienta útil a la hora de polimerizar los materiales odontológicos empleados en la confección de restauraciones dentales con parámetros de excelencia.

Actualmente, las unidades de curado convencionales QTH se ofrecen en una amplia variedad de modelos, adicionalmente están disponibles para emplearlos en diferentes modos de curado. Las más novedosas unidades de curado ofrecen una intensidad de rendimiento notablemente más alta que la ofrecida por las unidades QTH convencionales descritas previamente. También, cuentan con muchos rasgos relacionados al control de la intensidad de rendimiento durante la exposición^{11,34}.

Las unidades de curado de alta intensidad QTH representan una clasificación separada a las unidades de curado QTH convencionales. Típicamente, la intensidad de estas fuentes supera los 1000 mw/cm². Este nivel podría alcanzarse en las QTH convencionales, simplemente reemplazando la punta de luz de curado convencional con otra que concentra la luz al final de la punta con un diámetro más pequeño^{11,34}.

Estas puntas, son llamadas puntas turbo y operan recogiendo la luz desde un punto cercano a la fuente de emisión

mediante una guía de mayor diámetro, que se va adelgazando hacia el extremo de emisión concentrando la luz en un diámetro de punta más pequeño. Esta concentración es el resultado del uso de una fibra adelgazada^{11,34}.

Un método adicional de proporcionar mayor intensidad en una luz de QTH convencional es el uso de una luz de alta potencia que se origina por una fuente que utiliza un número alto de vatios generadores de una luz producida a distancia del campo operatorio, para luego dirigir la intensa radiación desde la unidad de curado a la restauración mediante una guía de luz rellena de líquido^{11,34}.

Es importante destacar que el rendimiento de la intensidad de los bombillos de luz halógena de cuarzo tungsteno disminuye con el tiempo¹¹. Esto se debe a que el bombillo de cuarzo se torna más blanco (más opaco) o más oscuro^{11,18,34,45}.

Otra razón para el fracaso del bombillo es el quemado del filamento. Algunos bombillos halógenos tiene un límite de tiempo efectivo alrededor de 30 a 50 horas^{11,18,34,45}, otros pueden tener una vida útil de 40 a 100 horas⁴⁶. El reflector que rodea el

bombillo también puede degenerarse y reducir el rendimiento de la unidad de curado^{11,34}.

Además, la presencia de resina compuesta sobre la guía de luz puede disminuir el rendimiento de las fuentes de luz QTH. La resina puede quitarse fácilmente con acetona; la limpieza abrasiva de la punta de curado debe evitarse pues, también, puede disminuir el rendimiento. Envolver la guía de luz con plástico transparente puede prevenir la adición de resina³¹.

Las guías de luz también están sujetas a fracturarse y a agrietarse³¹. Estas fracturas o rupturas aparecen como sombras o líneas en la punta de curado¹². Un método rápido para verificar que la guía de luz está intacta es poner la base de la guía sobre una página de periódico y si se puede leer claramente o ver las imágenes en la punta de curado, entonces la guía de luz estará intacta³¹.

Otra causa importante de variación en la intensidad de la luz emitida por las unidades de curado halógenas de cuarzo tungsteno está representada por las fluctuaciones en la fuente de voltaje de las unidades de curado¹².

Éstas pueden afectar la continuidad eléctrica que el transformador envía al bombillo. Un incremento en la fuente del voltaje puede aumentar el rendimiento de la intensidad del bombillo pero disminuye su vida útil. Excesivo voltaje en la fuente quemará el bombillo. A la inversa, una disminución en el voltaje disminuye el rendimiento de la intensidad y prolonga la vida del bulbo¹².

Con algunas lámparas la intensidad lumínica disminuye un 25% si el voltaje de la línea disminuye un 6%, pero esa reducción es sólo del 10% en las lámparas que disponen de un regulador de tensión en su instalación¹⁷.

Cualquiera de estos problemas puede disminuir el rendimiento con el tiempo de las unidades de curado halógenas de cuarzo tungsteno, por consiguiente las unidades de curado QTH deben verificarse periódicamente con un radiómetro para asegurar el rendimiento adecuado. Un radiómetro con un marcador digital es mejor porque permitirá la comparación con las medidas anteriores y una determinación rápida del estado de la luz curado³¹.

A pesar de estas consideraciones, las unidades de curado

halógenas de cuarzo tungsteno son muy populares porque ellas son relativamente económicas, tienen una buena densidad de poder, y emiten un espectro ancho de luz utilizable. Las unidades de curado halógenas de cuarzo tungsteno de alta intensidad tienen densidades de poder que van desde 600 mW/cm^2 a 1000 mW/cm^2 . Muchas unidades QTH de alta potencia tienen modos de curado diferentes y pueden cambiar del modo continuo al modo de curado en rampa³¹. Este punto será tratado más adelante.

2.2.2 Unidades de curado de arco de plasma

Con anterioridad se mencionó que la luz de arco de plasma de xenón es capaz de producir una mayor intensidad de luz que las lámparas de luz halógena. Este tipo de luz puede ser filtrada en una concentración de banda ancha de 450 a 500 nm cerca del pico de absorción de los fotoiniciadores más comunes³⁸. Las unidades de arco de plasma están caracterizadas por un alto poder de energía de luz con una longitud de onda alrededor de los 470nm ³⁸.

Como se mencionó anteriormente, estas lámparas generalmente tienen un ánodo y cátodo de tungsteno en un tubo de cuarzo llenó del gas de xenón. Cuando el gas de xenón en el

interior del tubo está a baja presión, emite una luz blanca azulada y a una presión más alta, emite la luz que en el espectro se parece a la luz del día³⁸.

Por esta razón, las lámparas de xenón normalmente se utilizan en los estroboscopios fotográficos para producir intensos y sumamente cortos destellos de luz y en los proyectores de películas de cine para producir una luz luminosa con un color y temperatura parecidos a la de la luz del día³⁸.

La alta intensidad de la luz producida por un bombillo de arco de plasma de xenón adecuadamente filtrada produce una luz azul muy útil para el curado rápido de las resinas compuestas, incluyendo aquellas usadas como agentes de cementación de los aditamentos ortodónticos³⁸.

Las unidades de curado de arco de plasma de xenón se crearon para reducir el tiempo de curado requerido durante el proceso de polimerización³². El tiempo de exposición requerido, para la polimerización de las resinas compuestas, a la luz de las unidades de arco de plasma es de 6 a 9 segundos ³⁸.

Las unidades de curado de arco de plasma de xenón son

muy eficaces para curar las restauraciones indirectas porque la luz se atenúa al atravesar la resina compuesta, el diente natural, o la cerámica. Con las modificaciones introducidas en el filtro interno de las unidades de curado de arco de plasma de xenón se eliminan los problemas inherentes a la pobre polimerización de algunos materiales de resina compuesta³¹.

Las unidades de curado de arco de plasma de xenón son costosas, tienen partes móviles y su potencia se reduce con el tiempo; sin embargo, ellas curan la resina compuesta rápidamente y se recomiendan para curar las restauraciones indirectas³¹.

Una aplicación prometedora en el uso de las unidades de curado de arco de plasma de xenón se encuentra en el cementado directo de aditamentos ortodónticos. Esta luz produce una resistencia a la unión equivalente a la producida por la luz halógena convencional, pero a un muy reducido tiempo de exposición a la luz. Básicamente estas fuentes de luz reducen dramáticamente el tiempo de polimerización requerido³⁸.

Debido a que la luz del xenón produce un poder de densidad cerca de al menos 4.5 veces más que la luz halógena

convencional, el tiempo de exposición también puede ser reducido en un factor de 4 veces. La contracción de polimerización inherente a las altas intensidades de luz, probablemente no es un problema concerniente a las aplicaciones de este tipo de luz en ortodoncia³⁸.

Las lámparas de arco de plasma son costosas. Sin embargo son menos costosas que las unidades láser, pero más costosas que las de cuarzo tungsteno. El rendimiento de la unidad va disminuyendo con el tiempo, ellas polimerizan de forma más rápida que otras unidades de curado y están recomendadas para el cementado de las restauraciones indirectas³¹.

2.2.3 Unidades de curado de láser de argón

Gracias a la continua evolución de la tecnología dental es posible la aparición de nuevos métodos de realización de ciertos procedimientos dentales. El láser de argón puede ser un claro ejemplo³⁷.

El estado del arte de la polimerización de los materiales restauradores fotoiniciados presenta adelantos significativos a través del desarrollo alcanzado por la tecnología del láser. Acoplado con el aumento en el conocimiento de los pacientes,

los cuales resultan cada vez más interesados por su apariencia, se ha reforzado el valor de este adelanto clínico⁴².

Los desarrollos innovadores en los materiales y técnicas, combinados al uso del láser de argón, permiten lograr de rutina procedimientos complejos con mayor facilidad, en un tiempo considerablemente reducido⁴².

Su uso en la polimerización de las resinas compuestas demuestra claramente un grado de polimerización más alto al obtenido con las unidades de luz halógena convencional. Este aumento en la polimerización se refleja en el mejoramiento de las propiedades físicas³⁷.

Aunque estas mejoras pueden ser un efecto temporal, tienen unas implicaciones clínicas importantes en la prevención de los fracasos prematuros de las restauraciones. La máxima polimerización temprana no sólo es importante para evitar los fracasos de retención, también es importante para reducir las respuestas pulpares adversas al monómero no polimerizado³⁷.

La luz del láser de argón puede ser utilizada para una gran variedad de tratamientos odontológicos porque es

monocromática, es coherente y es emitida en una sola dirección. Específicamente estas unidades de curado emiten un rayo colimado, estrecho, enfocado y no divergente sobre el objetivo específico lo que resulta en un mayor poder de densidad en la distancia si se utiliza el lente apropiado ^{37,43,44}. En esta elevada concentración de energía, la emisión de luz emitida es de 480nm de longitud de onda³⁸.

El láser de argón puede polimerizar las resinas compuestas a mayor velocidad que las lámparas convencionales¹⁸. La reducción en tiempos de polimerización proporcionada por el láser de argón puede demostrar efectos beneficiosos al minimizar el tiempo de trabajo clínico en el sillón dental^{37,44} y al lograr la satisfacción paciente, sobre todo al atender pacientes infantiles y más si son inquietos³⁷.

También podría ser útil en las situaciones clínicas dónde el mantenimiento del control del campo operatorio resulta difícil para cualquier período de tiempo³⁷. El láser de argón también puede ser de extrema utilidad en los casos en que resulta imposible poner la guía de luz en íntima proximidad a la restauración³⁷.

Las emisiones de luz láser tienen la ventaja de no disminuir perceptiblemente la intensidad a medida que aumenta la distancia, tal como ocurre con las unidades de luz halógena convencional³⁷.

El aumento en la profundidad de penetración del láser de argón posibilita fotocurar a través de secciones con mayores espesores de estructura dentaria y a través de restauraciones indirectas de color dental³⁷.

Estas ventajas pueden hacer del láser de argón una importante herramienta a la hora de cementar restauraciones indirectas color dental en áreas donde resulte complicado lograr acceso con otras unidades de curado. Por otro lado, la estrecha y enfocada emisión de luz del láser puede tornar más crítica la angulación de la pieza de mano en las áreas de difícil acceso³⁷.

El láser de argón puede usarse para iniciar la polimerización en cualquiera de los materiales restauradores activados por luz actualmente utilizados. Además de las resinas compuestas y los adhesivos, esta creciente familia incluye las bases cavitarias, los forros cavitarios, los sellantes de fosas y

fisuras y los materiales de impresión. Por consiguiente, el láser de argón puede demostrar ser clínicamente bastante versátil³⁷.

La pregunta acerca de la microfiltración marginal es bastante seria. Si la contracción de polimerización no es compensada por los beneficios planteados por el uso del láser de argón, entonces no hay ganancia global. De hecho, puede resultar un efecto negativo³⁷.

Si la llamada contracción de polimerización sólo puede ser reducida utilizando una menor intensidad de luz con mayores beneficios a los de un tiempo de exposición más largo, entonces ningún beneficio con respecto al tiempo se comprende³⁷.

Si la contracción de polimerización solamente puede ser reducida utilizando un láser diferente, esta fuente de luz representaría una multa muy fuerte desde el punto de vista financiero, sólo por haber intentado quedarse al frente de la tecnología³⁷. Además, son equipos relativamente grandes³⁸.

Para justificar una pieza de equipo dental tan costosa, deben seguirse muy de cerca los estudios longitudinales³⁷. La fuente de luz láser tiene una vida limitada y esta vida no puede

relacionarse al uso del equipo. Así, el láser envejecerá se use o no se use. El reemplazo de una fuente de luz láser es costosa y no puede ser realizada en el consultorio odontológico ni por personal inexperto¹¹.

Entretanto los odontólogos deben mantenerse actualizados con respecto a esta nueva tecnología y deben evaluar críticamente la literatura actualizada antes de tomar una decisión irreversible³⁷.

2.2.4 Lámparas de luz emitida por diodos

Una posibilidad alternativa para producir luz azul empleada en la fotopolimerización de materiales odontológicos está representada por las lámparas LED. Ésta, es considerada una de las técnicas más prometedoras capaz de liberar luz a una intensidad fiable y estable sin generar calor excesivo¹⁴.

Las unidades láser y las LED producen una verdadera y real luz azul originada en la fuente de luz. Por consiguiente pertenecen a un grupo de unidades de curado por luz diferente de las QTH y a las unidades de arco de plasma¹⁴.

Las LED tienen bajos requisitos de poder. La mayoría de

los diferentes tipos pueden operarse con suplidores de energía a batería. Ellas operan a voltajes relativamente bajos ubicados en un rango aproximado de 1 a 4 voltios y las corrientes eléctricas se encuentran entre 10 y 40 miliamperios aproximadamente. Por consiguiente, pueden fabricarse los dispositivos LED inalámbricos¹⁴.

Las LED también son eficaces porque la mayoría de la electricidad proporcionada es convertida en una radiación en el rango deseado de aproximadamente 450 a 490 nm, con una producción de calor mínima. La conversión de energía global está alrededor de 7% y es aproximadamente diez veces superior que en una luz halógena convencional²⁹.

La producción de calor es mínima, un ventilador raramente es necesario. Esto proporcionará un dispositivo más pequeño, miniaturizado que opera más silenciosamente que un dispositivo de curado con ventilador¹⁴.

Sin ventilador, ninguna abertura es necesaria, con lo cual se favorece la higiene del dispositivo siendo éste más fácil de limpiar. Hasta el momento, la tecnología LED parece tener el mayor potencial para aplicar extensas mejoras a futuro¹⁴.

El espectro de la emisión óptima de una lámpara debe estar en el rango de 440 nm a 480 nm. En la luz halógena convencional, casi 95% del espectro de la emisión están en el rango de aproximadamente 400 nm a 510 nm. El máximo del espectro de la emisión de un LED azul es 465 nm y este valor está relativamente muy cerca del pico de absorción de la canforoquinona¹⁴.

Por consiguiente, la probabilidad de que un fotón emitido por un dispositivo de curado con LED azul pueda ser absorbido por la canforoquinona obviamente es más alta que en el caso de un dispositivo de curado de luz halógena¹⁴.

Esta probabilidad más alta de un fotón de ser absorbido en el caso de la fotopolimerización mediante un dispositivo LED podría explicar el hecho que las lámparas LED son más eficaces a pesar de su relativamente más bajo poder de densidad¹⁴.

Como fue mencionado anteriormente, la energía de un fotón individual es dictada por su localización en el espectro electromagnético, no por el número de fotones similares que son emitidos. La habilidad de un fotón de interactuar con un material

es determinada por la energía individual, con una longitud de onda específica, en una región del espectro visible²⁷.

En otros términos, los dispositivos de fotopolimerización LED tienen un más bajo poder de densidad en comparación con los dispositivos de fotopolimerización con luz de QTH convencional, pero la luz azul emitida por diodos no obstante es capaz de iniciar el proceso de fotopolimerización¹⁴.

Las LED azul pueden usarse para fotopolimerizar resinas y materiales restauradores de una manera comparable a la luz QTH o a la luz de arco de plasma. Se sabe que las unidades de curado QTH convencionales presentan una intensidad de por lo menos 200 mW/cm² ⁵⁰. Sin embargo la calidad de polimerización no depende exclusivamente de intensidad de la luz¹⁴.

Es conocido que el grado de polimerización de las resinas depende de varios factores. Éstos incluyen: la intensidad, la longitud de onda de luz de curado, el tiempo de la exposición y las características del material activado por luz⁴⁸.

En el futuro las unidades de curado por luz con mayor número de LED, pueden proveer un poder de densidad mayor,

necesario para una mejor polimerización del material⁴⁸, así mismo la profundidad de curado está dada por el número de diodos LED presentes en las lámparas LED⁴⁶.

Los LED no han sido todavía totalmente perfeccionados, sin embargo ellos podrían ser el futuro en la generalidad de las unidades de fotopolimerización utilizadas en la odontología, gracias a que ellos producen el más bajo calor, son portátiles y serán menos costosos³¹.

Además algunas de estas unidades de curado permiten al odontólogo la posibilidad de utilizar distintos modos de curado: el curado convencional, el curado en rampa, de inicio suave los primeros segundos para luego seguir incrementando la intensidad⁴⁶.

Aun cuando las lámparas LED presentan todas estas potencialidades, razón por la cual son mercadeadas en forma agresiva por parte de los fabricantes, las investigaciones no han determinado que esta tecnología esté lo suficientemente afinada como para reemplazar a las unidades de curado que utilizan la luz halógena de cuarzo tungsteno³³.

3. MODOS DE CURADO

Resulta un hecho comprobado la relación existente entre la densidad de poder de la luz utilizada para fotopolimerización y la ya característica contracción de polimerización de los materiales a base de monómeros que formarán polímeros^{51,52,53,54,55,56,57}.

Por esta razón son introducidos en la práctica odontológica diferentes métodos de polimerización, también conocidos como modos de curado, los cuales se caracterizan por poseer una variedad de intensidades y tiempos de curado distintos, cuyo objetivo primordial es minimizar clínicamente los efectos de la contracción de polimerización inherente a la formación de los polímeros⁵¹.

De la misma manera, esta variedad de modos de curado son posibles gracias a la introducción en el mercado de numerosas y diferentes unidades de curado. Como es ya conocido, los fabricantes han introducido en el mercado, unidades de curado que emplean la QTH, la PAC o el LÁSER y lo han hecho con cada vez más altas intensidades de luz o PD medido en mW/cm^2 . Esto con la finalidad de fotoiniciar las resinas compuestas⁴⁹.

El uso de una DP más alta durante períodos fijos de exposición a la luz, generalmente resulta en un grado de conversión más alto de los monómeros al polímero. Esto tiene implicaciones en cuanto a las mejoras asociadas a las propiedades mecánicas de la resina durante la polimerización⁴⁹.

Sin embargo, altos porcentajes de fuerza de contracción de polimerización generados por una conversión más rápida pueden producir pérdida de adhesión en la interfase diente restauración⁴⁹.

Tomando en cuenta que las concentraciones de las sustancias fotosensibilizadoras presentes en las diferentes presentaciones de las resinas compuestas pueden tener un profundo efecto sobre la sensibilidad de las resinas a intensidades particulares de luz, resulta necesario conocer la respuesta de este tipo de materiales a múltiples permutaciones y combinaciones de densidad de energía luminosa, a los períodos de retraso en la aplicación de la fuente luminosa durante la fotopolimerización. De allí la importancia de conocer los distintos modos de curado⁵⁷ (Gráfico 13).

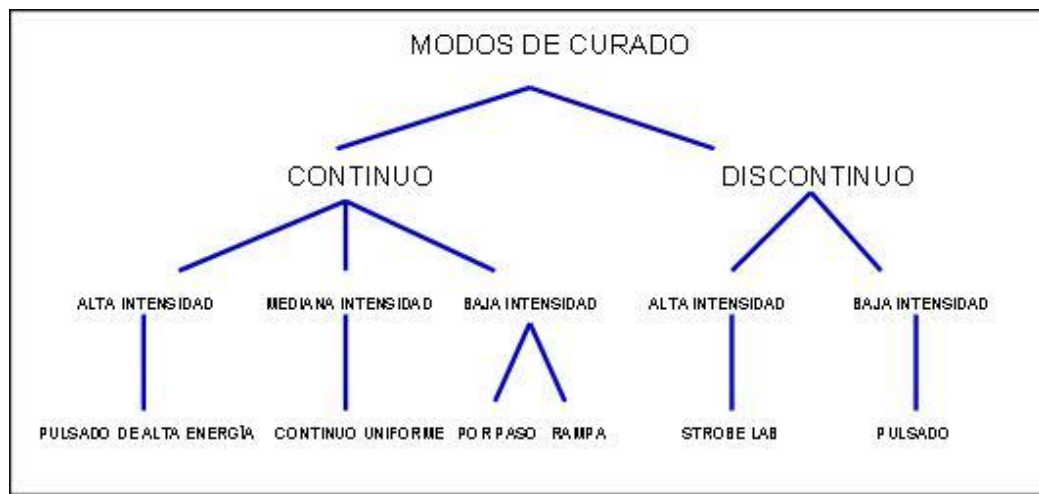


Gráfico 13. Modos de curado más comunes, también conocido como sucesiones de aplicación de energía.
Tomado de Albers, 2000.

3.1 Modo de curado continuo

El modo de curado continuo puede ser definido como aquel que requiere de una secuencia de luz de curado en la que la luz es aplicada continuamente, sin interrupciones. Se describen cuatro tipos de curado continuo y éstos a su vez pueden darse en tres niveles distintos de intensidad: alta intensidad, intensidad intermedia e intensidad combinada baja/alta⁸.

Cada nivel de intensidad presenta al menos un modo de curado distinto. Para el nivel de intensidad alto se describe el modo de curado denominado pulso de alta energía. Para el nivel de intensidad intermedia se describe el modo de curado denominado continuo uniforme y para el nivel de intensidad

combinada baja/alta se describen los modos de curado denominados polimerización blanda, curado escalonado y el curado en rampa⁸.

3.1.1 Alta intensidad: pulso de alta energía

Esta técnica utiliza energía de pulsos muy cortos y de alta intensidad de unos 1000 a 2800 mW/cm², por períodos de 10 segundos. Estas cifras implican de tres a seis veces el poder de intensidad normal⁸ (Gráfico 14).

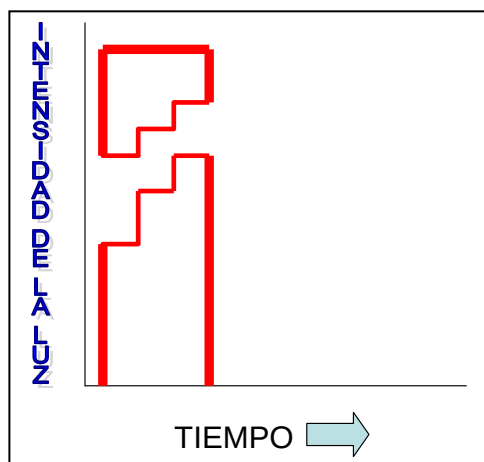


Gráfico 14. Modo de curado continuo de alta energía pulsado.
Tomado de Albers, 2000.

3.1.2 Intermedia: continuo uniforme

En el modo de curado continuo uniforme, una luz de constante intensidad es aplicada a la resina compuesta en un período de tiempo específico⁸ (Gráfico 15).

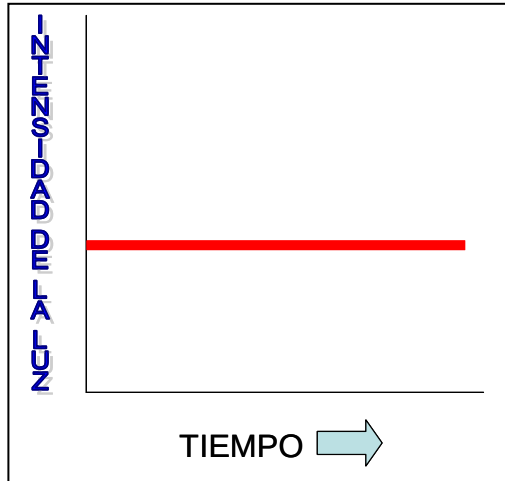


Gráfico 15. Modo de curado continuo uniforme.
Tomado de Albers, 2000.

3.1.3 Baja/alta:

3.1.3.1 Polimerización de inicio blando

La polimerización de inicio blando se basa en la prolongación del período pregel mediante la emisión de una intensidad baja de energía con la finalidad aumentar la capacidad de fluir del material, para luego aplicar una alta intensidad de luz necesaria para completar la polimerización⁵⁸. La polimerización se inicia con baja intensidad seguida por una a una alta intensidad^{55,59,60}.

3.1.3.2 Curado escalonado

En este modo de curado la resina es primeramente fotopolimerizada con un bajo nivel de energía para luego seguir

avanzando a niveles de energía cada vez más altos, cada uno con una duración fija en períodos de tiempo⁸.

El curado escalonado es posible solo con las lámparas halógenas, con las lámparas de arco de plasma y las lámparas de láser de argón no se puede porque emiten largas cantidades de energía en cortos periodos de tiempo⁸ (Gráfico 16).

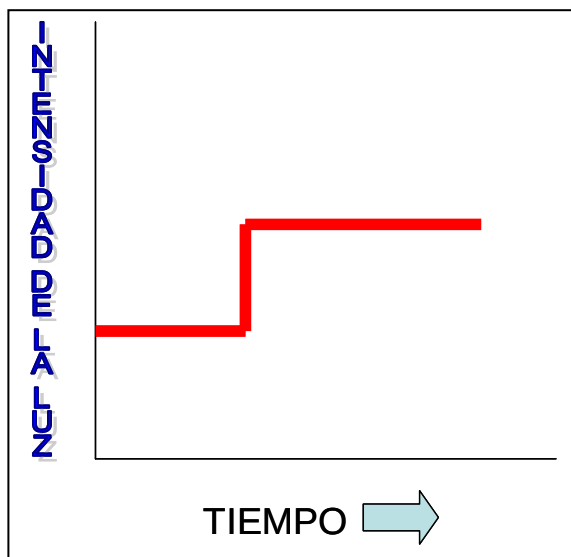


Gráfico 16. Modo de curado escalonado.
Tomado de Albers, 2000.

3.1.3.3 Curado en rampa

En este caso, la aplicación de la luz inicial es a baja intensidad y gradualmente se va incrementando a una alta intensidad en un determinado período de tiempo. El curado en rampa es posible utilizarlo en las lámparas halógenas, porque en

las lámparas de arco de plasma y en las lámparas de láser de argón se generan cantidades de energía muy altas⁸ (Gráfico 17).

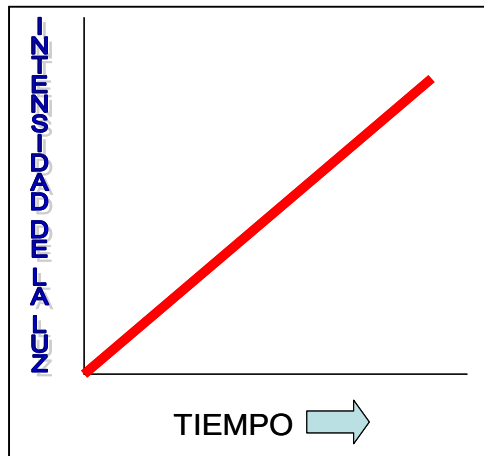


Gráfico 17. Modo de curado en rampa.
Tomado de Albers, 2000.

3.2 Modo de curado discontinuo

El modo de curado discontinuo puede ser definido como aquel que se utiliza para iniciar una polimerización lenta de la resina, seguido de una pausa en la emisión de energía, para luego continuar el ciclo de polimerización con una intensidad de energía incrementada. Este modo de curado se caracteriza por la aplicación de la luz en forma discontinua o con interrupciones, también es conocido como técnica de curado blando⁸.

Se describen dos tipos de curado discontinuo y éstos a su vez pueden darse en dos niveles distintos de intensidad: alta intensidad y baja intensidad⁸. Cada nivel de intensidad presenta

al menos un modo de curado distinto. Para el nivel de intensidad alto se describe el modo de curado denominado curado en laboratorio. Para el nivel de intensidad baja se describe el modo de curado denominado curado pulsado retardado ⁸.

3.2.1 Alta intensidad- curado en laboratorio

Este tipo de curado emite una alta intensidad de luz de 2500mW/cm^2 en muy pocos segundos. Donde en poco tiempo se incorpora una gran intensidad de energía, impidiendo que la resina compuesta libere las tensiones, formando cadenas cortas de polímeros, lo cual produce disminución de sus propiedades⁸.

3.2.2 Baja intensidad- curado pulsado retardado

En el modo de curado pulsado retardado, un único pulso de luz es aplicado a la restauración con un bajo poder de densidad de 200 mW/cm^2 por 3 segundos, seguido por una pausa de 3 a 5 minutos, luego se aplica un segundo pulso de alto poder de densidad de 600 mW/cm^2 por 10 segundos en cada superficie de la restauración⁸. El curado pulsado es usualmente utilizado con las lámparas halógenas^{8,23} y durante el tiempo de espera, el compuesto puede terminarse y puede pulirse⁶¹ (Gráfico 18).

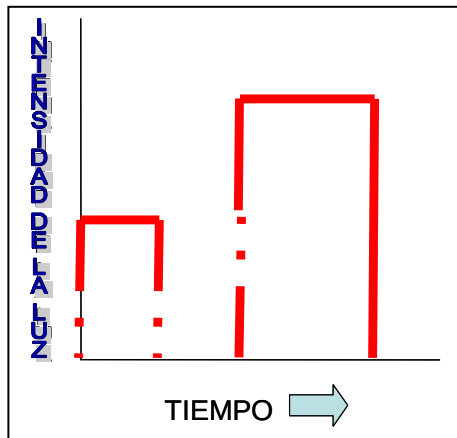


Gráfico 18. Modo de curado discontinuo pulsado retardado.
Tomado de Albers, 2000.

4. IMPORTANCIA CLÍNICA DE LAS UNIDADES DE CURADO POR LUZ PARA LA POLIMERIZACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Una de las características inherentes a las resinas compuestas, capaz de imponer restricciones a las técnicas de restauración es la contracción de polimerización⁵⁶. La contracción de las resinas compuestas es inherente a la naturaleza de las mismas²³, por tal motivo el odontólogo debe familiarizarse con los problemas relativos a la contracción de las resinas compuestas e implementar medidas tendientes a controlar los efectos negativos de la contracción de polimerización sobre las restauraciones adhesivas⁶².

Para comprender los problemas relativos a la contracción de las resinas compuestas, se debe admitir la premisa de que el

proceso de endurecimiento correspondiente a la formación de un polímero (polimerización) ocurre por el enlace de las moléculas de monómeros que, después de unirse, ocupan un volumen menor al presentado inicialmente⁶¹.

Aún cuando se conocen, a través de los datos experimentales, algunas características específicas de la conducta de las resinas compuestas de restauración directa durante la polimerización, se puede afirmar que para entender el desarrollo de las tensiones de contracción de polimerización, únicamente mediante la experimentación, ésta no resulta eficaz⁶³.

La primera razón es que las tensiones son el resultado de la combinación de propiedades de los materiales (la contracción, los módulos, etc), la geometría y las condiciones límite. Estas relaciones son bien definidas por las leyes universales de la mecánica. Sin embargo, debido a las formas complejas de las estructuras dentales (los tejidos duros) y a la no uniformidad del desarrollo las propiedades del material dependientes del tiempo, estas relaciones no pueden preverse fácilmente a través de únicamente resultados experimentales⁶³.

Secundariamente, algunos resultados son casi imposibles de recuperar sólo a través de los experimentos, por ejemplo la distribución de la tensión dentro de una restauración o el diente. En tercer lugar, los experimentos son muy costosos, sobre todo si hay muchas variables a ser estudiadas⁶³.

En esencia en los sistemas fotoiniciados, el proceso de la polimerización no es uniforme, y la cinética de la reacción varía en el cuerpo de la resina compuesta. Para estudiar el proceso de contracción de las resinas compuestas polimerizadas por luz, el estudio debe hacerse en función de la distribución de la intensidad de la luz y del grado de conversión resultante. Además, debido a la dependencia de la cinética de la reacción a la intensidad de la luz, los cambios en las propiedades del material dependientes del tiempo pueden ser significativos⁶³.

Básicamente, se realizan cuatro tipos de determinaciones experimentales: (1) la atenuación de la luz en el compuesto para establecer cómo la intensidad de la luz se distribuirá en la resina compuesta dependiendo de la posición de la fuente de luz; (2) el grado de curado o de conversión en función de la intensidad de la luz ; (3) la contracción (pregel y postgel) en función del grado

de curado, intensidad de la luz y tiempo; (4) los módulos en función al grado de curado, intensidad de la luz y el tiempo⁶⁴.

En tal sentido, algunos estudios demuestran la relación existente entre la contracción de polimerización y la intensidad de luz (Feilzer et al, 1995, Silikas, Eliades y Watts, 2000 citados por Cavalcante). En consecuencia, resulta conocida la introducción en el mercado de novedosas unidades de polimerización por luz que buscan minimizar o controlar la contracción de polimerización de las resinas compuestas⁵¹.

Clínicamente hablando, el problema es que la contracción de polimerización de las resinas compuestas curadas por luz puede crear tensiones capaces de desunir el material restaurador de las paredes cavitarias con la subsecuente falla marginal, originando microfiltración o el paso de bacterias, fluidos y toxinas implicadas en la generación de la hipersensibilidad dentinaria, caries secundaria, inflamación pulpar y necrosis pulpar. Teóricamente esto ocurriría si la tensión de contracción excede la fuerza de unión de la resina al esmalte y a la dentina⁴⁹.

Adicionalmente, la tensión por contracción de polimerización también puede generar la fractura de cúspides debilitadas o de los márgenes en esmalte, condición que desde el punto de vista clínico generalmente se caracteriza por la presencia de una línea blanca en el margen cavitario³⁹.

Por tal motivo resulta conveniente conocer los factores que modulan la cinética de la reacción de fotopolimerización⁶⁴ para tratar de entender el origen y la magnitud de las tensiones impuestas por la contracción de polimerización durante los procedimientos clínicos relativos a la colocación racional de una restauración de resina compuesta⁴.

4.1. Factores a considerar para una polimerización eficiente al restaurar con resina compuesta

4.1.1 Concepto de energía total

El desarrollo en el campo de las resinas compuestas hizo que las mismas evolucionaran hacia materiales que poseen requisitos y propiedades diferentes a los compuestos del pasado. Los fotoiniciadores son más eficaces y las unidades de curado aumentaron su intensidad. Entonces la pregunta a resolver es ¿por qué los tiempos de exposición a la luz de curado de las

resinas compuestas han permanecido relativamente constantes durante los últimos años?²³.

La densidad de energía total requerida para una polimerización óptima de las resinas compuestas necesita ser determinada. La densidad de energía (en milijoules/cm² o mJ/cm²) se define como la densidad de poder (en milliwatts/cm² ó mW/cm²) multiplicado por el tiempo de exposición de la resina a la luz de curado. La densidad de poder es igual al poder por unidad de área (Watt/cm²) y la densidad de energía es igual a la densidad de poder multiplicada por el tiempo de exposición de la resina a la luz de curado (watt/segundo/cm² ó Joule/cm²)^{11,23,31}.

$$\text{mW/cm}^2 \times \text{seg} = \text{mJ/cm}^2$$

energía total de las unidades de curado por luz

En tal sentido, se intenta proporcionar a los odontólogos un sistema que ofrezca la información pertinente a las necesidades de una resina compuesta en cuanto a la intensidad de luz y a las características de las unidades de curado en función a las necesidades de la resina, para que ésta ofrezca una óptima polimerización¹¹.

Se podría hacer la analogía con una película fotográfica dónde la duración de la exposición y la sensibilidad de la película fotográfica varían en función a las condiciones de luz ambiental. La película fotográfica más sensible requiere tiempos de exposición más cortos y para los bajos niveles de iluminación se requieren películas de menos sensibilidad¹¹.

El concepto está centrado en la teoría que sostiene que el curado de una resina compuesta fotoiniciada se basa en la energía total entregada a la propia resina. Para calcular esta energía total, es necesario saber la intensidad de la fuente curando (en mW/cm^2) y la duración de la exposición (en segundos)¹¹.

Por ejemplo, considerando que la resina requiere 40 segundos de exposición a $600 \text{ mW}/\text{cm}^2$ para proveer un adecuado curado a 2 mm de profundidad. La cantidad de energía impartida hacia el material es el producto o resultado de estos términos: $40\text{seg} \times 600 \text{ mW}/\text{cm}^2 = 24000 \text{ mJ}/\text{cm}^2$ o $24 \text{ J}/\text{cm}^2$. Si este concepto es verdad entonces cualquier combinación de duración de la exposición y de intensidad de luz resultaría en una producción de $24 \text{ J}/\text{cm}^2$ y proporcionaría igual cantidad de curado¹¹.

Por consiguiente, si una unidad de curado de arco de plasma emite 2400 mW/cm^2 , entonces sería necesaria una sola exposición de 10 segundos. Por el contrario, si el odontólogo prefiere una intensidad mucho más baja para permitir la liberación de tensiones, puede proporcionar una serie de exposiciones que sumen sus entregas individuales de energía equivalentes a la cantidad deseada: 10 segundos a 300 mW/cm^2 (3 J/cm^2) y tres exposiciones individuales de 10 segundos a 700 mW/cm^2 ($3 \times 7 \text{ J/cm}^2$ ó 21 joules/cm^2) lo cual totaliza 24 J/cm^2 ¹¹.

El requisito de energía de cada tipo de resina compuesta simplemente se etiquetaría en el tubo. Así mismo las unidades de curado tendrían los niveles de densidad de energía etiquetados. Sin embargo, para asegurar la intensidad apropiada todavía se requiere la valoración mediante un radiómetro porque la intensidad de la luz podría disminuir con el tiempo. A fin de cuentas la investigación necesita demostrar la validez de estos supuestos¹¹.

Si bien es cierto que, la energía total requerida para una resina compuesta puede conocerse, la consecuencia lógica sería reconocer que la energía puede influir en las propiedades físicas de las resinas compuestas²³. En tal sentido, la densidad de

energía es un determinante importante de la energía total de luz necesaria para una eficiente polimerización de la resina compuesta⁴⁴. La energía total requerida para el curado de las resinas compuestas varía entre $21\text{J}/\text{cm}^2$ y $24\text{J}/\text{cm}^2$ ³¹.

Si la resina compuesta no recibe suficiente densidad de energía ésta puede reducir el grado de conversión de los monómeros⁵⁹, aumentar la citotoxicidad y reducir la dureza del polímero⁶⁵. Por tanto, una mayor duración de la exposición requerida por la resina compuesta, para lograr la energía total, podría ser equivalente a un mejor manejo clínico de la misma²³.

4.1.2 Punto gel

Considerando que los monómeros se transforman en polímeros durante la polimerización⁶⁶ y que esta reacción se lleva a cabo a través de etapas sucesivas, al hacer referencia del paso de las resinas compuestas de un estado viscoso a un estado sólido podemos definir el punto gel³¹. El punto gel es aquel en el cual la resina cambia de una pasta viscosa a un sólido elástico^{4,11,53,61,66}.

Es decir, el punto en el que el polímero adquiere un módulo de elasticidad más alto y puede transferir las tensiones de

curado a la interfase diente restauración. Este punto, guarda relevancia desde el ámbito clínico, debido a que el mismo varía con la intensidad de la luz de curado⁶⁷.

Como se mencionó anteriormente la contracción de polimerización de las resinas compuestas puede dividirse, según los módulos elásticos, en fase pregel y fase postgel⁶⁸. Inicialmente la masa de resina compuesta comienza a tornarse viscosa, pero todavía puede fluir y cambiar de forma, es decir, tiende a deformarse en si misma siendo esta etapa conocida como fase pregel. Durante esta fase, la contracción del material no produce consecuencias mayores, ya que la disminución de volumen es facilmente compensada por el material que, pudiendo fluir, todavia puede redistribuirse y ocupar todo el volumen de la cavidad^{63,66,67,68} (Gráfico 19).



Gráfico 19. Punto gel.
Tomado de Tessore y Trincherro, 2001.

Secuencialmente, el proceso de polimerización continua y se forman moléculas mayores de polímero, transformando la masa en un material sólido: a partir de este punto, conocido como estado "gel", el movimiento o difusión de las moléculas se reduce y cualquier disminución del volumen por contracción transmite una tensión a las regiones donde la resina está adherida. Esta tensión puede repercutir en la calidad de la resturación final^{63,67,68}.

Las resinas necesitan polimerizar para adquirir sus propiedades; cuanto más se polimerizan, mejores propiedades adquieren. Pero lamentablemente, cuanto más se polimerizan, más se contraen. Y cuanto más se contraigan durante la fase postgel, más van a someter a tensión las superficies adheridas^{63,67}.

Resumiendo, cuando las resinas compuestas pasan de una pasta viscosa a un sólido elástico, el módulo aumenta hasta que el compuesto ya no pueda fluir más. En este punto, se transfiere la tensión al diente y esta tensión puede causar deformación de las cúspides, fractura de las cúspides si están muy debilitadas, fractura de esmalte y brechas marginales debido al fracaso adhesivo y posiblemente sensibilidad postoperatoria^{31,68}.

4.1.3 Factor C

Uno de los factores a considerar durante la generación de tensiones inherentes a la contracción de polimerización es la configuración de la cavidad o factor C. El factor “C” se refiere a la tensión generada en los diferentes diseños cavitarios, proporcional a la configuración de los mismos. Este factor puede ser definido como la relación existente entre las áreas de superficies adheridas y las no adheridas⁶⁹ (Gráfico 20).

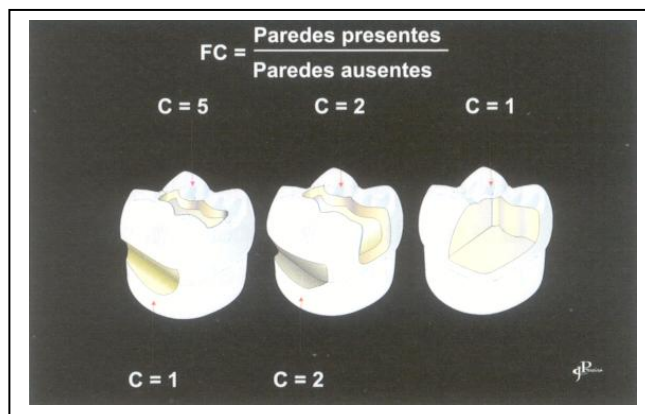


Gráfico 20. Representación del factor de configuración cavitaria, según los tipos de cavidad.
Tomado de Pereira y Segala, 2003.

Es así como, la forma de la cavidad influye en la tensión ejercida sobre la interfase diente restauración según lo descrito en el estudio de Feilzer, de Gee y Davidson⁷⁰. Un mayor número de superficies adheridas con respecto a las superficies libres de la preparación dentaria, da como resultado el aumento del Factor

C y éste guarda estrecha relación con la mayor tensión ejercida en la interfase diente restauración^{66,71}.

Tomando en cuenta la posibilidad de preservación de la unión diente restauración, una cavidad oclusal en forma de caja será más desventajosa que una fractura de un borde incisal, donde sólo existe una superficie de contacto para la adhesión y la resina compuesta puede fluir más fácilmente durante la polimerización^{66,71}.

Mientras mayor sea el valor del factor C, mayor será la restricción del flujo de la resina compuesta y mayor la acumulación de tensiones por contracción dentro del material⁷⁰. Así, los valores del factor C son directamente proporcionales al número de paredes cavitarias, razón por la cual se puede concluir que a mayor factor C, menor flujo, por lo tanto mayor será el efecto de la contracción sobre las paredes cavitarias y mayor la posibilidad de que ocurra deflexión cuspea^{70,71}.

Esto se explica porque solamente la superficie libre de una restauración de resina compuesta, la cual no está confinada por la unión a paredes cavitarias, puede actuar como un reservorio para la deformación plástica en la etapa inicial de la

polimerización, o como ya se dijo mientras más alta sea la proporción de unión a la superficie de resina libre, menor flujo puede compensar la fuerza de contracción^{72,73}.

Como ya se mencionó, cuanto mayor sea el factor C, mayor será el estrés generado durante la polimerización. Un típico ejemplo es una cavidad clase I en un molar, en la cual se encuentran cinco superficies de unión diente resina contra una superficie libre (la oclusal); si todas las superficies tuvieran la misma área, el factor C sería igual a cinco. Si otra cavidad clase I fuera muy rasa y ancha, se estaría en una mejor situación: el factor C habría disminuido (quedando más cerca de 4 cuanto más rasa fuera la cavidad), pues disminuye el área de resina adherida a las paredes⁶³.

Por esta razón el factor de configuración cavitaria o factor C debe ser considerado ya que la tensión desarrollada durante el curado puede ser minimizada tomando en cuenta la proporción entre las áreas de superficies adheridas y el área de superficies no adheridas. Cuando esta proporción aumenta, como en las Clase I y clase V, el polímero tiene muy poco espacio para fluir y para liberar las tensiones causadas durante la polimerización. En la Clase II y Clase IV, la proporción de áreas de superficie no

adheridas no difiere mucho del área garantizada, para que las tensiones de la interfase sean liberadas y reducidas¹¹.

4.2. Características de la contracción, dirección, magnitud y porcentaje por volumen

Uno de los defectos de las resinas compuestas, independientemente de su generación o características, es la contracción de polimerización que se produce como consecuencia de la reacción química de transformación de los monómeros en polímeros¹⁷. Este reordenamiento dimensional de monómeros dentro de las cadenas de polímeros durante la polimerización inevitablemente conduce hacia una contracción del volumen⁷⁴.

Esto influye drásticamente en su comportamiento biomecánico en el momento que cambia del estado viscoso al sólido⁶⁴. En teoría, la contracción que sufre la resina compuesta durante la polimerización ocasiona fuerzas que pueden superar la resistencia de unión de los sistemas adhesivos a las paredes cavitarias⁷⁴.

La contracción de polimerización de las resinas compuestas es uno de los factores negativos más importantes,

ya que se extrapola directamente al comportamiento clínico de estos materiales⁷⁵.

El significado clínico de esa contracción se refleja en: microfiltración marginal, caries secundaria, degradación marginal, fracturas del esmalte y sensibilidad postoperatoria⁷⁴. Por lo tanto, para realizar restauraciones que observen un buen desempeño clínico, es primordial conocer lo que sucede cuando la resina compuesta se coloca en la cavidad y se somete a la fotoactivación⁷⁴.

La contracción que se produce durante la polimerización y endurecimiento en las técnicas de adhesión a la estructura dentaria genera fuerzas en la masa del material, que expresadas sobre una superficie se traducen en tensiones. La energía que esas tensiones representan necesariamente debe disiparse mediante una deformación que se manifiesta externamente o que ocasiona alteraciones internas en el material en el que se produce el cambio de estado⁷⁶.

Versluis y Tantbirojn⁶⁴, describen la contracción de polimerización en tres definiciones:

a. Cuantificación, contracción volumétrica y lineal

- b. Fase pregel, postgel y total de contracción de polimerización
- c. Distribución uniforme o no uniforme de la contracción de polimerización

- a. Cuantificación, contracción volumétrica y lineal.

Contracción volumétrica ($\Delta V/V_0$) es la proporción del cambio en volumen (ΔV) en comparación con el volumen original (V_0). La contracción volumétrica es medida en tres dimensiones. La contracción lineal ($\Delta L/L_0$) es la proporción del cambio en una dimensión (ΔL) en comparación con la dimensión original (L_0)⁶⁴.

- b. Fases. Para explicar la fluidez y el fenómeno de desarrollo de tensiones, se distinguen básicamente dos fases durante el proceso de contracción de polimerización: contracción antes del punto gel y contracción después del punto gel. En un contexto biomecánico, el punto gel se define como el punto a que el compuesto empieza a transferir las tensiones. La contracción total es la suma de la contracción pregel y contracción postgel. Se puede expresar la contracción total en los valores de contracción volumétricos y lineales⁶⁴.

- c. Distribución. Para las resinas compuestas uniformemente contraídas, es decir cuando la contracción de polimerización es

igual a lo largo de toda la resina compuesta, la contracción puede valorarse en números, por ejemplo, 1% de contracción volumétrica. Se asume generalmente que las resinas de polimerización química presentan un modelo de contracción uniforme⁶⁴.

Sin embargo, la contracción de las resinas compuestas polimerizadas por luz no es uniforme, probablemente sea porque la distribución de la intensidad de la luz no es uniforme en la resina compuesta y además disminuye con la profundidad. En consecuencia la contracción de polimerización de las resinas compuestas fotocuradas no puede caracterizarse totalmente mediante un solo valor de contracción⁶⁴.

La dirección en que se contrae puede representarse como vectores de contracción. Se ha sugerido que la orientación de vectores de contracción de polimerización sea clínicamente significativo en la adaptación marginal^{77,78}.

La dirección de los vectores de contracción depende de varios factores, como la forma de la cavidad, proporción y grado de conversión del polímero, las condiciones límite. Pueden describirse las condiciones límite como las restricciones que se

imponen en las resinas compuestas mientras se contraen. Éstos incluyen la vinculación a las paredes de la cavidad y como fluyen a las superficies libres⁷⁷.

Desde la introducción de las resinas compuestas como materiales restauradores dentales, la importancia de tales condiciones límite se reconocen como una razón del por qué dichas resinas no contraen uniformemente en cada dirección⁷⁹.

Se usa el término contracción eficaz para las resinas compuestas que son restringidas por las paredes de la cavidad en situaciones clínicas, como opuesto a la contracción libre para una muestra de resina compuesta que fue estructurada experimentalmente (por ejemplo, en un dilatómetro). Para las resinas autocuradas, es ampliamente convenido que el espécimen de prueba, al contraer hacia el centro del material⁷⁹, los vectores de contracción se dirigen hacia el centro. Esto simplemente puede verse como una densificación uniforme^{3,77}.

Aunque la expresión "contracción hacia la luz" se usa ampliamente en la literatura odontológica, esta es aplicada a cosas diferentes, como la fluidez, la deformación e incluso la

tensión. Por consiguiente, las condiciones usadas aquí como la fluidez, deformación y contracción merecen ser definidas^{77,80}.

La fluidez es el transporte de masa dentro de un medio viscoso. La deformación es la distorsión de un sólido bajo cargas. La contracción es la densificación dentro de un sistema polimérico sin la pérdida apreciable de masa. La direccionalidad es inherente a la fluidez y a la deformación (vectores) la contracción de polimerización no es direccional^{77,80}.

Muchas de las técnicas restauradoras que utilizan la polimerización de las resinas compuestas se relacionan con la teoría de la contracción de las resinas hacia la luz. Se cree que la contracción dirigida hacia los márgenes cavitarios es responsable de algunas mejoras observadas en las propiedades de las resinas⁷⁷. Sin embargo, en la literatura no se apoya esta teoría de forma consistente. Si esto fuera verdad, no debe haber ninguna formación de vacíos al margen cerca de la luz⁷⁷.

Los autores atribuyen la mejora en la adaptación marginal, observada con esta técnica, a la alteración de vectores de encogimiento debido a la posición de la luz⁷⁸. Por consiguiente, las diferencias entre los modelos de la dirección de contracción

de las resinas autocuradas y las resinas fotocuradas son mínimas, no hay ninguna diferencia significativa^{64,77,81}.

Versluis y Tantbirojn⁷⁷ concluyen que la resina compuesta no se contrae hacia la luz, pero que la dirección es predominantemente determinada por la forma de la cavidad y calidad de unión. El movimiento de contracción se dirige hacia la superficie de unión con las paredes cavitarias⁷⁷.

Debido a la complejidad del proceso de fotopolimerización, en relación a la forma de interacción entre las distintas variables que lo modulan, se ha propuesto el estudio del mismo a través de la técnica del elemento finito. Esta técnica es utilizada como un sistema integrador de los diferentes parámetros que regulan la contracción durante la polimerización. En un análisis de elemento finito, la totalidad de la estructura a estudiar es subdividida en un número dado de pequeños elementos de forma simple, de tal manera que su deformación individual, relacionada a la tensión, pueda ser calculada de una manera más sencilla en comparación al de la totalidad de la estructura⁸².

En un estudio donde se aplicó la técnica del elemento finito, la distribución de elementos fue creada mediante la

digitalización de un corte transversal de un premolar. En las distintas regiones se dan las propiedades, mediante datos cargados en un programa de computación, para el esmalte, la dentina y para la luz iniciadora del proceso de polimerización de la resina compuesta⁸².

La restauración que atraviesa el esmalte y la dentina se comienza a fotopolimerizar desde oclusal, con lo cual se crea una distribución de la luz a través de la resina, con una intensidad más alta en la superficie y más baja en el fondo de la restauración. Por consiguiente, la contracción postgel en la superficie se desarrollará más rápidamente y alcanzará valores superiores a los alcanzados por la resina localizada más profundamente en la restauración⁸².

En este estudio tres casos fueron simulados⁸²: (Gráfico 21).

- a) Una restauración que muestra buena unión en el esmalte y dentina⁸²
- b) Una restauración que muestra buena unión en el esmalte pero no a la dentina⁸²;
- c) Una restauración cuya unión no está garantizada⁸².

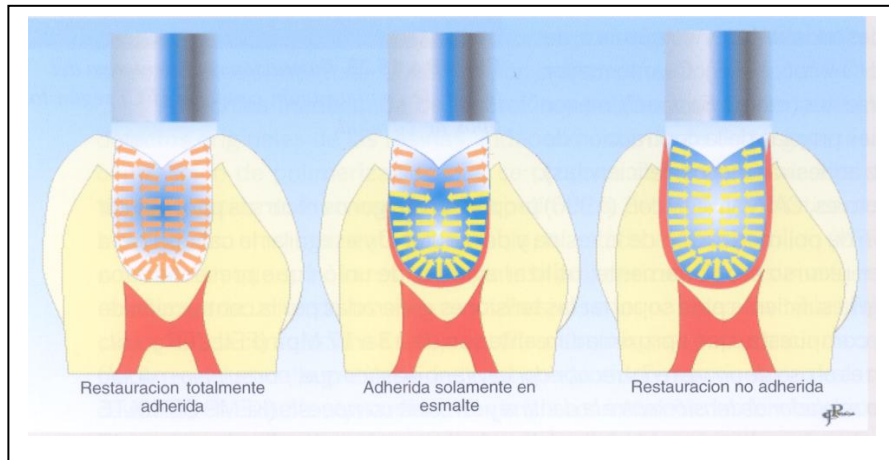


Gráfico 21. Representación de los vectores de contracción de la resina.

Tomado de Versluis y Tantbirojn, 2000.

Las muestras de la simulación señalan que la contracción se dirige hacia las áreas donde la unión está garantizada, es decir, hacia aquellas áreas que si muestra buena unión y no hacia la luz de curado. Si la resina compuesta no está adherida a la estructura dentaria la contracción se dará hacia el centro del material⁸².

Otros investigadores han analizado la tensión de la contracción de polimerización con el método del elemento finito y emplean la teoría de elasticidad, los resultados obtenidos son bastante específicos. El método de fotoelasticidad, sin embargo, parece ser particularmente satisfactorio para este propósito^{80,83}.

El análisis fotoelástico es una técnica que determina la distribución y la magnitud de las tensiones internas de las resinas compuestas que son el resultado de la contracción de polimerización^{80,83}.

Las modificaciones de métodos fotoelásticos tradicionales, que utilizan resinas compuestas transparentes y microscopios, se realizaron para visualizar las tensiones internas producidas en los materiales a través de modelos visibles por luz^{80,83} (Gráfico 22).

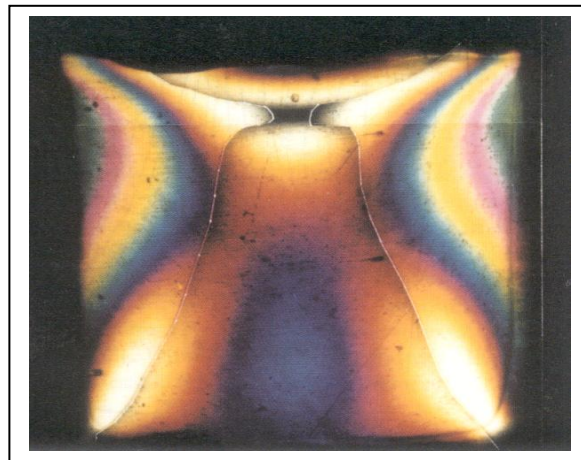


Gráfico 22. Análisis fotoelástico de la tensión por contracción de polimerización en restauraciones de resinas compuestas.

Tomado de Kinomoto,1998.

Las tensiones de contracción medidas con un tensiometro expresarían las tensiones máximas del espécimen utilizado en la

prueba bajo condiciones dadas. Sin embargo, se supone que la tensión en la pared de la cavidad, cerca de los márgenes exteriores, difiere mucho de la tensión que se da en el piso de la cavidad⁸³.

La naturaleza de la polimerización de las resinas compuestas parecía no tener influencia en la distribución de las tensiones internas en las condiciones límites intactas, es decir, la distribución de las tensiones internas no es afectada por el sitio de la iniciación de la polimerización⁸¹. La velocidad de polimerización parecía ser el factor más importante que contribuye a la magnitud de la tensión interior generada en las restauraciones con resina compuesta⁸¹.

La diferencia de magnitud entre las resinas autocuradas y resinas activadas por luz fue observada previamente. La razón principal para esta diferencia de magnitud es que la proporción o porcentaje de polimerización de las resinas compuestas curadas por luz es mayor que la de las resinas autocuradas⁸⁰.

La proporción de polimerización para estos dos tipos de compuestos es evidentemente diferente. Porque en las resinas compuestas activadas por luz sólo existe una fase de gel para un

momento dado y además no hay suficiente tiempo como para que la resina fluya⁸⁰.

La conducta de la contracción puede ser muy específica a cada una de las resinas compuestas dada su única combinación de relleno, características del relleno y su formulación. ¿Hay un límite acerca de cuánta carga de relleno, cómo las pequeñas partículas del relleno y cómo la óptima química de las resinas pueden lograr una contracción mínima sin perder las buenas propiedades físicas?. Probablemente si lo hay, pero como todavía, es desconocido se requieren más investigaciones extensas⁸⁴.

La reducción volumétrica asociada con la polimerización de las resinas compuestas es un problema debido a que ella conlleva a la discontinuidad marginal y causa las tensiones destructivas en las restauraciones adhesivas^{70,74,85}.

La contracción de polimerización es un proceso de densificación de las resinas compuestas durante la polimerización, luego que los polímeros son formados a partir de los monómeros. Estos cambios dimensionales pueden ser

expresados en cambios volumétricos o en contracción lineal⁸² (Gráfico 23).

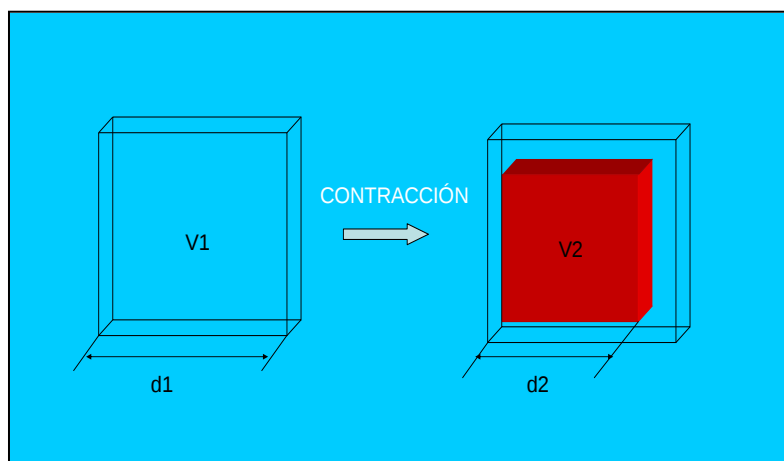


Gráfico 23. Ilustración de la interrelación entre contracción volumétrica y contracción lineal.
Tomado de Versluis y Tantbirojn, 1999.

La contracción de las resinas compuestas es cerca de 1% a 7% por volumen^{71,73,84}, volumen de contracción de polimerización. La contracción volumétrica durante la polimerización puede ser tan grande que puede generar fuerzas de contracción de 4 MPa hasta 23 MPa^{61,70,73,83}.

La contracción fue evidenciada en todas las superficies no adheridas, con un máximo desplazamiento de 31 a 82 μm ⁷². En mediciones in vitro de la contracción de polimerización de resina compuesta va en un rango de 0,2% a 2% de contracción lineal⁸⁶.

Las tensiones de contracción de polimerización representan una característica indeseable e inevitable en las restauraciones adhesivas de resinas compuestas y estas tensiones son capaces de comprometer el éxito clínico de las mismas⁶⁰.

Aunque se realizan esfuerzos en el diseño de métodos para reducir esta contracción en las restauraciones de resinas compuestas, éstos resultan pocos eficaces. Por consiguiente, el odontólogo debe entender los conceptos implicados en la contracción de polimerización y comprender que la calidad de las restauraciones de resina compuestas depende del manejo exitoso de la tensión que produce la contracción en la interfase diente resina compuesta⁸⁰.

4.3. Manejo clínico para la reducción de la tensión

Según lo expresado en puntos anteriores, si las fuerzas de contracción de polimerización exceden la fuerza de unión en la interfase diente restauración, la brecha marginal resultante puede generar pigmentación, microfiltración marginal, sensibilidad postoperatoria, caries secundaria, inflamación pulpar y necrosis pulpar⁴⁹.

Si por el contrario esta interfase permanece intacta, las fuerzas de contracción de polimerización pueden transferir la tensión a la estructura dentaria circundante y si ésta se encuentra debilitada, la tensión resultante puede crear el colapso de una porción o de toda la estructura dentaria vecina a la interfase diente restauración. En efecto, es posible en estos casos la fractura del esmalte debido a su alto módulo de elasticidad y también es posible que ocurra sensibilidad postoperatoria por esta causa⁴⁹.

De allí la importancia, del conocimiento, por parte del odontólogo, de los problemas relativos a la contracción de las resinas compuestas, así como los materiales y procedimientos clínicos tendientes al logro de restauraciones directas a prueba de microfiltración marginal y con un potencial de éxito clínico conforme a los parámetros de excelencia⁶².

Para esto inicialmente se debe seleccionar adecuadamente el material restaurador, pues tanto el porcentaje de contracción de polimerización como el módulo de elasticidad del material influyen en el resultado final de la tensión generada en la interfase diente restauración⁶³.

Es fácil comprender que la adhesión está íntimamente relacionada con las propiedades mecánicas de los materiales que deberán ser adheridos y especialmente por su rigidez, la cual es determinada por los valores de su módulo elástico⁷⁶.

En tal sentido y desde el punto de vista teórico, una resina compuesta con una alta proporción del relleno tendrá una menor contracción de polimerización, pero paradójicamente genera una tensión mayor, como consecuencia de que debido a su más bajo volumen de matriz de resina, la hace menos elástica y con una menor capacidad de fluir durante la polimerización^{87,88}.

Esto hace que la utilización de un material con escasa contracción de polimerización pero con alta rigidez cree una situación tanto o más desfavorable que el empleo de uno con alta contracción de polimerización pero con baja rigidez⁷⁶.

Para encarar esta doble necesidad de alta rigidez final, sin perder la posibilidad de la liberación de tensiones durante la transformación inherente a la polimerización se pueden seguir dos enfoques⁷⁶ (Tabla I).

ENFOQUE	TÉCNICAS CLÍNICA
1.- Desarrollo de productos comerciales que buscan regular la velocidad de conversión de las moléculas de monómero en polímeros.	● Adhesivos con carga de relleno
2.- Prolongación de la etapa pregel a través de la regulación de la energía que genera la reacción de polimerización	● Polimerización blanda ● En rampa ● Pulsada retardada

Tabla I. Enfoques en el manejo de la tensión por contracción de polimerización. *Tomado de Macchi 2003*

El primero de ellos es apoyado por algunas líneas de investigación y por el desarrollo de productos comerciales en los que se busca regular la velocidad de conversión y entrecruzamiento de las moléculas de monómero^{63,76}.

En este orden de ideas, la mejor vía estaría orientada hacia la obtención de resinas compuestas activadas por luz con un porcentaje bajo de contracción, pero con un alto grado de conversión mediante el desarrollo e incorporación de nuevos sistemas fotoiniciadores^{16,62}.

El otro enfoque trata de prolongar la duración de la etapa pregel a partir de la regulación externa de la energía que genera la reacción de polimerización, dosificando el régimen de entrega de energía fotoiniciadora. Para ello, se emplean las ya

mencionadas unidades de polimerización con intensidades crecientes en la radiación de la luz emitida y los diferentes modos de curado⁷⁶.

Teóricamente en la fase de pregel, la contracción es compensada por el flujo viscoso inducido por el propio peso de la resina. En la fase postgel, la tensión que se genera en la interfase diente restauración no puede ser compensada por el flujo de la resina, debido a que en esta etapa ya es un sólido; por consiguiente, teóricamente, una polimerización que prolonga la fase de pregel reduce la tensión generada en la interfase diente restauración⁵⁹.

Aunque no esté demostrado que una fase pregel más prolongada esté asociada a una fase postgel menos problemática, los investigadores innovaron modos diferentes de activar las resinas⁶³.

Para reducir los efectos de la contracción de polimerización de la resina compuesta y del factor C, se proponen algunas alternativas como son⁷⁴ : tomar en cuenta el diseño cavitario, así como las maniobras clínicas que comprenden la selección de la fuente de curado y el modo de curado, la selección de los

materiales y la técnica de colocación, las cuales se explicarán a continuación.

A. Amplitud y diseño cavitario versus técnica de inserción de la resina compuesta: Con las técnicas de relleno o inserción incrementales se busca encontrar la forma de polimerizar resina en porciones volumetricamente más pequeños y con un factor C más bajo, por ejemplo polimerizando incrementos que no abarquen más de dos paredes cavitarias: así, una cavidad clase I restaurada en cuatro incrementos pequeños generará menos transferencia de tensiones, por contracción de polimerización a las paredes cavitarias, porque cada uno de los incrementos presentaría un factor C menor (equivalente al de una cavidad ancha y rasa) en comparación con el factor C correspondiente a la restauración en bloque de la misma cavidad⁶³.

B. Manobras clínicas

En cuanto a la selección de la fuente de curado y el modo de curado

a. Unidades de curado: Es evidente la proliferación de las unidades de curado por luz en el mercado, si se considera que las unidades de curado convencional han evolucionado hacia

niveles de densidad de poder más altos, mientras que otras unidades de curado pueden hoy en día proporcionar intensidad baja durante una irradiación inicial seguida por otra irradiación con una intensidad más alta. Igualmente, otros dispositivos ofrecen una emisión de intensas dosis de luz azul diseñada para curar de forma rápida a alta intensidad⁴⁹.

En efecto, con miras a reducir el tiempo operatorio, surgieron los sistemas de alta intensidad, preconizando tiempos de activación tan reducidos como tres segundos⁶³ y están disponibles en el mercado las diferentes unidades de curado por luz que proporcionan esta alta intensidad^{46,54}.

Un ejemplo de ellas son las de luz de arco de plasma, que pueden reducir el tiempo de fotopolimerización y pueden proveer propiedades aceptables a las resinas compuestas en pocos segundos. Sin embargo esta posición forma parte de una interesante controversia. No obstante, el uso de unidades de curado por luz con altas intensidades puede crear mayores módulos de tensión debido a que la misma no es libera durante la contracción y como consecuencia puede ocurrir, una falla marginal^{46,54}.

b. Modos de curado: Otra alternativa para reducir la contracción de polimerización puede ser la disminución del rango de emisión lumínica de la fuente de polimerización a menos de 180mW/cm^2 . Esta situación reduce las tensiones de polimerización haciendo que el activador de la resina compuesta trabaje más lentamente, produciendo una disminución de las tensiones internas por la prolongación de la etapa pregel y retardando su polimerización en la etapa rígida de postgel⁷⁵.

Muchos estudios afirman que estos modos de polimerización minimizan la aparición de brechas marginales, aumentan la integridad marginal y mejoran las propiedades mecánicas del material^{28,35,49,51,53,54,56,58,78,85,88,92}. Las novedosas técnica de curado escalonado, curado en rampa o exponencial y curado por pasos están presentando buenos resultados, aunque no consiguen solucionar totalmente el problema de los efectos negativos de la contracción de polimerización^{48,51,52,53,54,55,56,58,61,62,78}.

La fotoactivación de las resinas compuestas a través de las unidades de curado por medio de un pulso de baja intensidad puede ayudar a minimizar los efectos de la contracción de polimerización al prolongar el alcance del punto gel²². Como se

mencionó anteriormente, una de las vías para minimizar los efectos de la contracción de polimerización de las resinas compuestas activadas por luz es permitir que fluya a través de una polimerización controlada durante la colocación⁶⁸.

Esto se puede conseguir al aplicar períodos cortos de energía lumínica o pulsos de baja intensidad seguidos por un curado final de alta intensidad, polimerización blanda o combinación de ambas⁶⁸.

Sin embargo, esta técnica de pulso tardío representa un recurso para hacer viable una velocidad de polimerización más lenta, la cual no debe confundirse con la subpolimerización de la resina compuesta⁷⁴.

Si el operador no cuenta con una unidad de curado que le brinde estas opciones, puede reducir la intensidad de la emisión de energía alejando la fuente de luz a unos 3 cm aproximadamente del objetivo durante los primeros 2 a 10 segundos, o puede polimerizar la resina a través de la estructura del esmalte⁷⁵.

Aun cuando se han verificado grandes avances en el

desarrollo de las unidades de curado por luz, aunados a las nuevas técnicas de polimerización, los métodos convencionales siguen siendo los preferidos. Éstos proveen una adecuada polimerización y además con ellos, si se realizan maniobras precisas, se pueden generar niveles de energía similares a los conseguidos mediante la polimerización blanda y además los requisitos energéticos totales que requiera cada incremento de la resina compuesta⁵¹.

En cuanto a la selección de los materiales:

Se sugiere que se podría minimizar los efectos de la contracción de polimerización aplicando un adhesivo con carga de relleno, un cemento de vidrio ionómero, o una resina fluida⁸⁷. También se han utilizado resinas autocuradas⁷⁴.

a. Adhesivo con carga de relleno: La presencia de relleno en el adhesivo dentinario supone la ventaja de la formación de una capa más gruesa, la cual permitiría aplicar en algunos casos solamente una capa. Aunque se sigue considerando adecuada la técnica que aplica dos capas, ya que si surgiera algún defecto en la primera capa, la segunda lo corregiría, además tiene más resistencia mecánica⁸⁹.

Se sugiere que los adhesivos sin carga de relleno se deben aplicar en más de una capa para que cumplan con la función amortiguadora de tensiones. Una capa de adhesivo con relleno podría aliviar las tensiones de la contracción de la resina compuesta, al formar una capa gruesa, capaz de distenderse cuando la resina compuesta contraiga⁸⁹. Sin embargo, esta afirmación puede ser rebatida desde el punto de vista biomecánico, tal cual como será explicado más adelante. Por otra parte un adhesivo con carga de relleno tendrá más resistencia mecánica para contrarrestar los efectos de la contracción de polimerización.

Teóricamente, la capa más elástica, de menor módulo de elasticidad, ubicada entre la restauración y el diente, tendría la función de distenderse debido a la contracción de la resina, impidiendo así la deformación y la aparición de resquebrajaduras en la estructura dental⁸⁹. Este mismo concepto se ha transferido al uso de resinas fluidas.

b. Resina fluida: La técnica de colocación de resina fluida como liner o forro cavitario fue introducida para disminuir el efecto del mayor módulo de elasticidad de las resinas compuestas, al facilitar una capa de material capaz de

deformarse con mayor facilidad, funcionando como un amortiguador de tensiones de contracción de polimerización⁶³ (Gráfico 24).

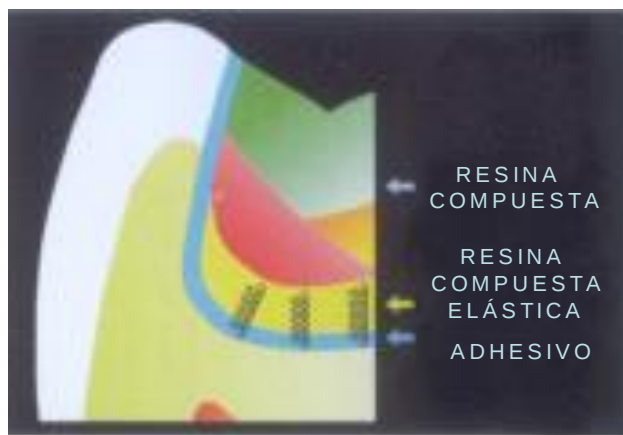


Gráfico 24. Resina fluida como liner o forro cavitario debajo de las resinas compuestas en el sector posterior.
Tomado de Tessore y Trinchero, 2001.

En teoría, la fluidez ayudaría a mejorar el contacto y la adaptación resina diente. Por otro lado, la fluidez está asociada a un menor módulo de elasticidad; o sea, son resinas que se deforman con más facilidad que las resinas de restauración, las cuales, son más rígidas por poseer un módulo de elasticidad mayor⁶³.

El resto de la cavidad se rellena con una resina de restauración que, al contraerse, provoca la deformación de la capa de resina fluida, la cual actúa como un amortiguador de tensiones entre la pared de la cavidad y la resina restauradora⁶³.

Bajo este principio, se utilizan las resinas fluidas como liners o forros cavitarios debajo de las resinas compuestas en el sector posterior o como primera capa en el piso gingival del cajón proximal de las cavidades clase II⁵⁶.

No obstante, los resultados obtenidos por los investigadores que han experimentado con esta idea han variado bastante. Esta situación puede servir de indicador para pensar que esta técnica no representa una solución garantizada⁶³.

Se pueden señalar dos motivos teóricos que explicarían el por qué esta técnica no funciona bien: si es verdad que la resinas fluidas tiene menor rigidez por contener menor porcentaje de carga también, por este mismo motivo, se contraen más en porcentaje; además de esto, es razonable pensar que la acción de amortiguador es muy limitada a causa del pequeño espesor en que es utilizada⁶³, es por eso se ha derrumbado este concepto.

En efecto, las resinas fluidas sufren una elevada contracción de polimerización por su alto contenido de matriz orgánico cuando son aplicados sobre la pared pulpar, axial o cervical de las preparaciones cavitarias y además la unión por

copolimerización entre resina fluida y resina compuesta de restauración genera desprendimientos con fracturas adhesivas y/o cohesivas⁷⁵.

c. Cemento de vidrio ionómero: También se ha intentado reducir la contracción de polimerización disminuyendo el espesor de la capa de resina mediante la inserción en el piso cavitario de un cemento de vidrio ionómero convencional o fotopolimerizable. Se espera reducir las tensiones generadas, al reemplazar la adhesión de la resina por la adhesión de vidrio ionomérico sobre la pared pulpar o como sustituto dentinario, disminuyendo el volumen del material restaurador y logrando una adhesión eficiente de la resina compuesta al vidrio ionómero⁷⁵.

Esta idea se sustenta en que la adhesión químico micromecánica a los tejidos y las propiedades mecánicas similares a la de la dentina, unidos a su espesor de capa, hacen del cemento de ionómero de vidrio el material ideal que posibilita mantener un cierre interfásico permanente, no destruido por la contracción de polimerización de los sistemas resinosos^{75,90}. Así las combinación de materiales involucrando otros diferentes a las resinas (ionómero de vidrio en la pared gingival de los cajones

proximales) completando con resina compuesta, han alcanzado resultados promisorios⁶³.

d. Resinas autocuradas: Se han indicado para restaurar las cajas proximales en cavidades clase II. La polimerización más lenta de las resinas compuestas autopolimerizables induce menos tensión en la unión con los adhesivos, favoreciendo la adaptación en los márgenes cavitarios en esmalte^{74,91}.

Sin embargo, los investigadores sostienen que ninguno de los métodos o de los materiales restauradores eliminan la microfiltración como consecuencia de los cambios térmicos y la diferencia de coeficiente de expansión dimensional térmica entre el tejido dental y el material restaurador⁹².

En cuanto a la técnica de colocación:

a. Técnica incremental: La inserción progresiva de la resina en incrementos es otra opción para reducir la tensión en las paredes cavitarias generada por la contracción de polimerización. La técnica incremental, definida por Rupp en 1979, es la técnica de colocación de resinas compuestas más aceptada y resulta ser la más usada por muchos odontólogos⁵².

La aplicación de la resina compuesta de esa manera determina que cada incremento, individualmente actúe como si se tratase de una cavidad con igual número de paredes presentes y ausentes, permitiendo reducir el factor C y fraccionando la contracción por volumen a lo que contrae cada incremento porque cada capa se contrae ligeramente antes de aplicar las siguientes capas^{17,52,74}.

Así, el espesor de los incrementos de resina compuesta puede ser un factor influyente en la fuerza de unión o de adhesión final entre el material restaurador y la estructura dentaria. Los resultados de los estudios sugieren que los incrementos de resina compuesta empleados al aplicar esta técnica no deben ser mayores de 2 mm. de espesor³¹.

Desde el punto de vista clínico, se sugiere que el primer incremento a colocar no sea mayor de 1 mm. En cavidades clase II, se coloca ese primer incremento en el piso del cajón proximal, el cual por su grosor asegurará la apropiada polimerización pero además con efectos mínimos debidos a su contracción de polimerización^{43,48,71}.

Se debe tener precaución al colocar el segundo incremento de resina compuesta para no dejar burbujas de aire atrapadas entre un incremento y otro^{43,48,71}. Seguidamente se colocan las capas de los segmentos vestibulares y linguales de la cavidad con la finalidad de reducir el factor de configuración⁷⁴.

b. Otra alternativa empleada durante la colocación de resinas aplicando la técnica incremental es el uso de una punta de luz cónica llamada colimador. El cajón proximal es obturado con resina hasta el área próxima a la relación de contacto y la punta cónica es colocada dentro de la resina, con lo cual se podrían minimizar los efectos de la contracción de polimerización y se garantiza que la luz llegará a las zonas más profundas⁷¹.

c. Cuñas transparentes reflectoras: La técnica LUTZ que preconiza el uso de cuñas transparentes reflectoras y relleno incremental de los cajones proximales, parecía en la época en que fue postulada como una buena solución. El autor explicaba los buenos resultados obtenidos debido a que la contracción sería dirigida en el sentido en el que la luz penetra la resina; así la luz proveniente de la cuña dirigiría la contracción acercando la resina a la pared gingival, disminuyendo la formación de

brechas marginales⁶³ (Gráfico 25). En tal sentido, cabe destacar como ya fue explicado, que la resina no contrae hacia la luz.

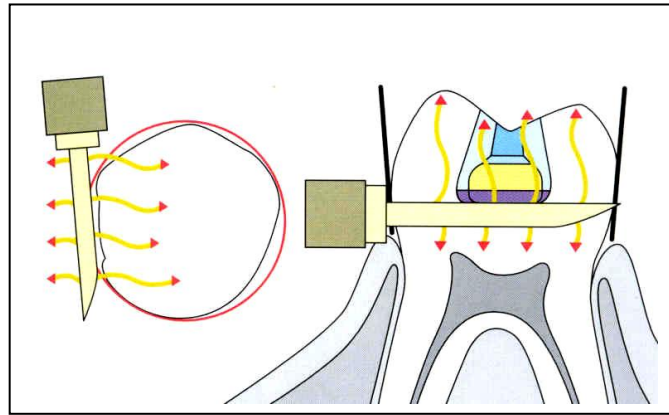


Gráfico 25. Polimerización del primer incremento de resina compuesta.
Tomado de Schmidseeder, 1999.

d. Polimerización transesmalte: Otro método que trata de controlar la contracción de polimerización de las resinas compuestas está representado por la técnica denominada polimerización transesmalte, referida por Belvedere³¹, donde el adhesivo, la resina fluida y la resina compuesta son colocados dentro del diente en bloque y luego se polimeriza a través del diente en la superficie vestibular y lingual del esmalte, al final la luz es colocada en oclusal³¹ (Gráfico 26).

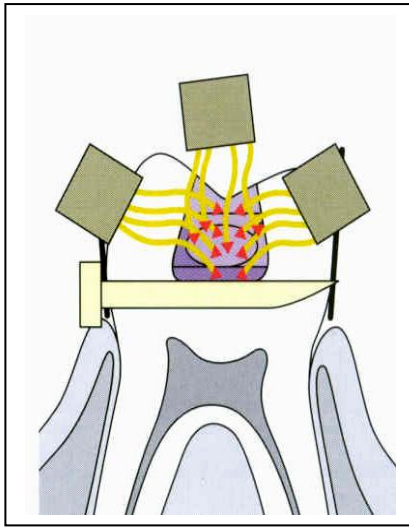


Gráfico 26 . Polimerización de la restauración desde vestibular, lingual y oclusal.
Tomado de Schmidserder,1999.

Como fue mencionado anteriormente, la contracción de las resinas compuestas y la integridad marginal final son afectadas por múltiples factores entre los cuales destacan: el tamaño de la preparación y su configuración cavitaria, la luz de curado, su intensidad, las técnicas clínicas de inserción de la resina compuesta y de curado, la selección de los materiales, la unión entre el adhesivo y la resina compuesta así como dependiendo del tipo de adhesivo, el tiempo de polimerización y el régimen de polimerización⁷⁰.

Si bien todas estas son posibilidades de manejo clínico tendientes a crear situaciones más favorables, es difícil cuantificar su efecto y establecer comparaciones entre ellas. Tanto las investigaciones de laboratorio como las clínicas carecen del poder estadístico o la validez suficientes como para permitir arribar a conclusiones definitivas sobre los beneficios que puedan obtenerse con cada una de ellas⁷⁶.

Finalmente, el conocimiento de los conceptos fundamentales inherentes a la fotopolimerización, así como los factores que pueden influir en el resultado final aunados al chequeo clínico de las restauraciones realizadas bajo condiciones controladas, representan la clave del éxito en la elaboración y colocación de las restauraciones dentales¹¹.

III. CONCLUSIONES

1. La fotopolimerización es un componente integral de la práctica odontológica. Una mejor apreciación del proceso de fotopolimerización resulta en un mayor conocimiento de sus potencialidades y sus limitaciones, así como en una mejor práctica odontológica.
2. El fenómeno de polimerización clínica de las resinas compuestas es un proceso complejo, dependiente de múltiples variables interdependientes.
3. La polimerización de las resinas compuestas está modulada por variables dependientes a las unidades de curado, tales como: densidad de poder, tipos de filtros y puntas de luz de curado; variables dependientes de la resina, tales como: color del material, tamaño de las partículas de relleno y tipo de fotoiniciador.
4. La contracción de polimerización es una de las características indeseables, inevitables e inherentes a la naturaleza de las resinas compuestas, capaz de imponer

inconvenientes a las técnicas restauradoras que utilizan tecnología adhesiva.

5. Comprender los problemas generados por la contracción de polimerización y en consecuencia aplicar métodos tendientes a minimizar sus consecuencias a través de un mejor manejo clínico podría ayudar al odontólogo en la búsqueda del máximo beneficio en la selección y aplicación de las resinas compuestas así como para el logro de restauraciones con un elevado estándar de calidad.

6. Cada una de las resinas compuestas necesitan una densidad de energía específica para polimerizar óptimamente, alcanzando unas buenas propiedades físicas y mecánicas, al igual que un espectro de radiación dentro de la banda de absorción del fotoiniciador. Estas características deberían ser especificadas por las casas fabricantes de resinas compuestas.

7. Nuevos métodos de polimerización, también conocidos como modos de curado, fueron introducidos en la práctica odontológica con la finalidad primordial de minimizar clínicamente los efectos de la contracción de polimerización inherente a la formación de los polímeros. Los mismos se

caracterizan por presentar variadas intensidades y tiempos de polimerización. Resulta necesario analizar la efectividad de los mismos en relación al control del adaptado marginal y la calidad final de la restauración.

8. Resulta difícil cuantificar el efecto y establecer comparaciones entre las distintas estrategias de manejo clínico tendientes a minimizar los efectos de la contracción de polimerización sobre la interfase diente restauración. Tanto las investigaciones de laboratorio como las clínicas carecen del poder estadístico o la validez suficientes como para permitir arribar a conclusiones definitivas sobre los beneficios que puedan obtenerse con cada una de ellas. Al respecto resultan necesarias nuevas investigaciones que validen la aplicación de los distintos modos de curado.

9. Mientras las pruebas científicas basadas en las evidencias no demuestren la superioridad de las nuevas unidades de curado (LED, PAC y LÁSER) en el manejo clínico de las tensiones tendiente a minimizar los efectos de la contracción de polimerización sobre la interfase diente restauración, las unidades de curado halógenas de cuarzo tungsteno pueden

seguir siendo las de primera elección, conociendo a profundidad sus potencialidades y manejo.

10. Parece lógico esperar que la siguiente generación de unidades de curado empleada de rutina en la práctica odontológica esté representada por las unidades de curado LED, en vista de sus potencialidades y ventajas. Esto será posible siempre y cuando se superen las limitaciones inherentes a su densidad de poder y su compatibilidad con todos los fotoiniciadores de las resinas compuestas.

11. El conocimiento de los conceptos fundamentales inherentes a la fotopolimerización, así como el manejo de los factores que pueden influir en el resultado final, aunados al chequeo clínico de las restauraciones realizadas bajo condiciones controladas, representan la clave del éxito en la elaboración y colocación de las restauraciones dentales, con sistemas adhesivos y resinas compuestas de restauración.

IV. REFERENCIAS

1. Macy, R. Química orgánica simplificada. Buenos aires: reverté, 1958; 520.
2. Glosario de términos de prostodoncia. En: The academy of prosthodontics. Séptima edición,1999;82.
3. Phillips R. Química de las resinas sintéticas.En:Phillips,editor. La ciencia de los materiales dentales. México: nueva editorial interamericana S.A.,1996;161-181.
4. Sakaguchi R. A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications. Compendium, 1999;25:20.
5. Macchi, R. Materiales dentales. En: Macchi, editor. Buenos aires: médica panamericana, 2000;159-166.
6. Maiztegui, A. Sabato, J. Introducción a la física. Buenos aires: kapelusz, 1965;267.
7. Camero, F. Crespo, A. Física. Caracas: ediarfa, 1985;157.
8. Albers, H. Resin polymerization. Adept report. Editorial adept institute, 2000;6:1-16.
9. Rueggeberg F, Caughman W, Curtis J. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Operative dentistry,1994;19:26-32.
10. Goldstein, R. Odontología estética, principios comunicación métodos terapéuticos.En:Goldstein, editor, Barcelona: arsmedica,2002;1:289-341.

11. Rueggebert, F. Contemporary issues in photocuring. Compendium, 1999;20(25):5-15.
12. Roulos, J. Styner, D. Lámparas de curado: cambios en el rendimiento de la intensidad con el tiempo de servicio. Journal de clínica en odontología, 1999/2000;15(1):47-53.
13. Schmidseider J. Composites: materiales. En: Schmidseider, editor. Atlas de odontología estética. Barcelona: masson, 1999; 85-102.
14. Meyer G, Ernst C, Willershausen B. Decrease in power output of new light emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. Journal of adhesive dentistry, 2002;4:197-204.
15. Rie Nomoto. Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. Dental materials journal, 1997;16(1):60-73.
16. Stansbury J. Curing dental resins and composites by photopolymerization. Journal of esthetic dentistry, 2000;12:300-308.
17. Craig R. Materiales de odontología restauradora. En: Craig, editor. Barcelona: Harcourt brace, 1998; 127-136.
18. Carel Davidson. Light curing devices. Odontoiatria adesiva e ricostruttiva. VI international symposium, 2002; 66-71.
19. Harrington E, Wilson H, Shortall A. Light activated restorative materials: a method of determining effective radiation times. Journal of oral rehabilitation, 1996; 23:210-218.
20. Watts D, Amer O, Combe E. Characteristics of visible light activated composite systems. British dental journal, 1984;24:156-209.

21. Shortall. A, Harrington, E. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *British dental journal*, 1996;23(10): 180.
22. Ruyter I, Oysed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta odontológica Scandinavica* 1982;40:179-192.
23. Suh B. Controlling and understanding the polymerization shrinkage induced stress in light cured composites. *Compendium*, 1999; 25:20.
24. Miyazaki M, Oshida Y, Moore B, Onose H. Effect o flight exposure on fracture toughness and flexural strength o flight cured composites. *Dental materials*, 1996;12:328-332.
25. Tate W, Porter K, Dosh R. Successful photocuring: don't restore without it. *Operative dentistry*, 1999;24:109-114.
26. Caughman W, Rueggeberg F, Curtis J. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *Journal of the american dental association*,1995;126:1280-1284.
27. Nagel R. Operation and diagnostic features of the vip light. *Compendium*, 1999; 20(25):55-66.
28. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scandinavian journal of dental research*,1982;90:490-496.
29. Mill R, Jandt K, Ashworth S. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British dental journal*,1999;186(8):388-391.
30. Leonard D, Charlton D, Roberts H, Cohen M. Polymerization efficiency of LED curing light. *Journal of esthetic*

and restorative dentistry,2002;14:286-295.

31. Burgess J, Walker R, Porche C, Rappold A. Light curing an update. *Compendium*, 2002; 23(10):889-908.

32. Munksgaard E, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European journal of oral sciences*, 2000;108:341-345.

33. Dunn W, Bush A. A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen based light curing units. *Journal of the american dental association*,2002;133:335-341.

34. Rueggeberg F, Ergle J, Mettenburg D. Polymerization depth of contemporary light curing units using microhardness. *Journal of esthetic dentistry*, 2000;12:340-349.

35. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing light. *Journal of the american dental association*, 1994;125:992-996.

36. Miyazaki M, Hattori T, Ichitshi Y, Kondo M, Onose H, Moore B. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Operative dentistry*, 1998;23:50-54.

37. Fleming M, Maillet W. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal of the Canadian dental association*,1999;65(8): 447-450.

38. Larry Oestterle, Newman S, Craig S. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 2001;119:610-616.

39. Burke FJT, Shortall ACC. Successful restoration of load-

bearing cavities in posterior teeth with direct- replacement resin-based composite. Dental Update, 2001; 28: 388-398.

40. Davidson C, deGee A. Light curing units, polymerization and clinical implication. Journal adhesive dentistry, 2000;2:167-173.

41. Pardo F. Fundamentos del laser. Operatoria dental y biomateriales. En: Gilberto Henostroza, editor. Lima Perú,2000;1:46-48.

42. Docktor M. Esthetics and the argon ion laser. Journal of esthetic dentistry, 1994;6(2): 77-82.

43. Powell G, Kelsey P, Blankenan R, Barkmeier W. The use of an argon laser for polymerization of composite resin. Esthetic dentistry,1989;1:34-37.

44. Vargas M. A, D.S Cobe, J.L Schimit. Polymerization of composite resins: argón laser vs convencional light. Operative dentistry, 1998; 23:87-93.

45. Mill R. Blue light emitting diodes another method of light curing?. British dental journal,1995;169.

46. Swift E. Visible light curing. Journal of esthetic and restorative dentistry, 2001;13(1):16-17.

47. Price R, Ehrnford L, Andreou P, Felix C. Comparison of quartz- tungsten-halogen, light emitting diode, and plasma arc curing light. The journal of adhesive dentistry,2003;5:193-207.

48. Leonard D, Charlton D, Roberts H, Cohen M. Polymerization efficiency of LED curing lights. Journal of esthetic and restorative dentistry, 2002;14:286-295.

49. Murray R., Bouschlicher, Rueggeberg F. Effect of romped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. Journal of esthetic and restorative dentistry, 2000;12:328-339.
50. Pilo R, Delgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potencial for depth of cure among light curing units in clinical use. Journal of dentistry, 1999;27:235-241.
51. Cavalcante LMA, Peris AR, Amaral CM, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Influence of polymerization technique on microleakage and microhardness of resin composite restorations. Operative dentistry. 2003; 28-2:200-206.
52. Koran P, Kurschner R. Effect sequential versus continuos irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. American journal of dentistry,1998;11:17-22.
53. Goracci G, Mori G, Casa de Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. Quintessence international,1996;27:355-362.
54. Kanca I, Suh B. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. American journal of dentistry,1999;12:107-112.
55. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Effects of soft start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. Operative dentistry, 2001;26:389-395.
56. Cunha LG, Sinhoreti MAC, Consani S, Sobrinho LC. Effect of different photoactivation methods on the polymerization depth of a light – activated composite. Operative dentistry. 2003; 28-2:155 -159.
57. Yap A, Soh M, Siow K. Post gel shrinkage with pulse

activation and soft start polymerization. Operative dentistry, 2002;27:81-87.

58. Mehl, Hickel, Kunzelman. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". Journal dentistry, 1997; 25:321-330.

59. Nomoto R, Uchide K, Horasawa T: Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. Dental materials journal, 1994; 13:198-205.

60. Christensen R, Palmer T, Ploeger B, Yost M. Resin polymerization problems are they caused by resin curing light, resin formulations, or both?. Compendium, 1999;20(25):42-54.

61. Tessore G, Trincherio A. Post operative sensitivity consequent to composite restorations in posterior sectors. Odontoiatria adesiva e ricostrutiva, V international symposium, 2001;62-65.

62. Bibi S. Dauvillier, Maxim P. Aarts, Albert J. Feilzer. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. Journal of esthetic and restorative dentistry, 2000;12:291-299.

63. Walter Gomes Miranda Junior , Rafael Yagüe Ballester, Roberto Ruggiero Braga. Problemas comunes en la polimerización de las resinas compuestas. En: Rielson José Alves Cardoso, Elenice Aparecida Nogueira Goncalves, editor. Estética odontológica nueva generación. Sao Paulo: Arte Medica latinoamericana, 2003;31-34.

64. Verluis A, Tantbirojn D. Theoretical considerations of contraction stress. Compendium, 1999;20(25):24-32.

65. Price R, Dérand T, Sedarous M, Andreou P, Money R. Effect of distance on the power density from two light guides. Journal of esthetic dentistry, 2000;12:320-327.

66. Sakaguchi R, Ferracane J. Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light activated composite during polymerization. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2001;13:121-130.
67. Sakaguchi R, Sasik C, Bunczak M, Douglas W. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *Journal dentistry*, 1991; 19:312-316.
68. Yap A, Soh M, Siow K. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft start polymerization. *Operative dentistry*, 2002;27:44-49.
69. Carvalho R, Pereira J, Yoshiyama, Pashley D. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry*, 1996,21: 17-4.
70. Feilzer A, de Gee A, Davidson C. Setting in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal dental research*, 1987;66(11):1636-1639.
71. Davidson C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer based restoratives. *Journal of dentistry*, 1997;25:435-440.
72. Abdul-Haq Suliman, Boyer D, Lakes R, Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *Journal of prosthetic dentistry*, 1994;71:7-12.
73. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pasley DH. Effect of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *Journal dental research*, 1999; 78(4):898-905.
74. Pereira J, Segala A. Sensibilidad post restauración adhesiva: causas y tratamiento. En: Gilberto Hernostroza, editor. *Adhesión en odontología restauradora*. Curitiba Paraná Brazil: Maio, 2003:397- 436.

75. Uribe Echeveria J, Protto G, Spadiliero M. Adhesión a esmalte y dentina con adhesivos poliméricos. En: Gilberto Hernostroza, editor. Adhesión en odontología restauradora., Curitiba Paraná Brazil: Maio ,2003;71- 109.
76. Macchi R. Polimerización y adhesión. En: Gilberto Hernostroza, editor. Adhesión en odontología restauradora Curitiba Paraná Brazil: Maio, 2003:53-70.
77. Versluis A., Tantbirojn D., Douglas WH.. Do dental composites always shrink toward the light?. Journal dental research, 1998;77(6):1435-1445.
78. Unterbrink G, Muessner R. Influence of light intensity two restorations. Journal dentistry, 1995; 23:183-189.
79. Hansen E. Visible light cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. Scandinavia journal dental resech, 1982;90:329-335.
80. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Polymerization contraction stress of resins composite restorations in a model class I cavity configuration using photoelastic analysis. Journal of esthetic dentistry, 2000;12:309-319.
81. Kinomoto, Torii, Takeshige, Ebisu. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. Journal of dentistry, 1999; 27:383-389.
82. Versluis A, Tantbirojn D. Deformation and stress in composite restorations due to polymerization. Odontoiatria adesiva e ricostrutiva, V international symposium, 2000; 46-50.
83. Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. Journal of dentistry, 1998;26(2):165-171.

84. Aw T, Nicholl J. Polymerisation shrinkage of densely filled resin composite. *Operative dentistry*, 2001;26:498-504.
85. SS. Davidson- Kaban, CL Davidson, AJ Feilzer, AJ de Gee, N Erdilek, Georges. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2001;13-3.
86. Estafan D, Estafan A, Artega Y. Flotable composite: a microleakage study. *Journal dental research*, 1998;77:938.
87. Kemp-Sholte C, Davidson C. Complete marginal seal of class V composite resin restorations affected by increased flexibility. *Journal dental research*, 1990;69:1240-1243.
88. Goracci G, Mori G, Casa de Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence International*, 1996;27:355-362.
89. Garone W. Evolución de los sistemas adhesivos poliméricos. En: Gilberto Hinostroza, editor. *Adhesión en odontología restauradora*. Curitiba Paraná Brasil: Maio, 2003:113-138.
90. Davidson C. Glass ionomer bases under posterior composite. *Journal of esthetic dentistry*, 1994;6:223-226.
91. Bertolotti R. Posterior composite technique utilizing novel matrix. *Practice periodontic aesthetic dentistry*, 1991;3:53-58.
92. Caldwell R, Kulkarni G, Tiley K. Does single versus stepped curing of composite resins affect their shear bond strength?. *Journal of the Canadian dental association*, 2001;67(10):588-592.

V ANEXO

Anexo 1. Lámparas de curado por luz

