

353



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

LÁSER COMO MEDIO PARA
FOTOPOLIMERIZAR

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

CLAUDIA MARISELA TOVAR VALDOVINOS

ASESORA: C.D PATRICIA FUMIKO MIYAKI ISHIHARA

Vo. Co. P. Fumiko Miyaki I.



CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO, D.F. 2002

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTO

A LA DRA GUMJKO MIYAKI

Por su apoyo y asesoría que fueron
fundamentales en la
elaboración de esta tesina.

A DR. JUAN CARLOS RODRÍGUEZ

Quien es un ejemplo a seguir no solo como maestro, sino
como persona, por el invaluable conocimiento que me
proporciono para elaborar este trabajo.

CLAUDIA

DEDICATORIA

A MIS PADRES

Por darme la vida y en todo momento estar conmigo apoyándome y alentándome a continuar por el camino correcto, para tratar hacer de mí una persona de bien. El haber llegado a esta meta es un triunfo suyo también.

GRACIAS. Los quiero mucho

A MIS ABUELOS

Porque con su sabiduría he aprendido que la paciencia y el respeto son virtudes tan importantes como el conocimiento; por su cariño.

GRACIAS

A MIS HERMANOS ESPECIALMENTE A TI ALEX

Con quien he compartido momentos agradables.

Te quiero

CLAUDIA

A DIOS

*Por iluminar mi vida y mi espíritu,
por guiarme por el camino del bien.
GRACIAS*

*DE MANERA MUY
ESPECIAL A BETO*

*Al llegar a este fin, quiero expresarte mi
más profundo agradecimiento por estar
conmigo; por ser para mí una razón
más para ser lo que ahora soy. Gracias a tu
apoyo he llegado a este momento que
siempre recordare como el más feliz de mi
existencia. Te amo.*

A MI GORDITA NAOMI.

*Por su enorme cariño que me
brinda día con día.
Eres mi adoración.*

CLAUDIA

A MIS TIOS, TIAS Y PRIMOS

*En testimonio de gratitud ilimitada por
su apoyo, aliento y estímulo; mismos que
posibilitaron la conquista de esta meta:*

Mi Formación Profesional

*Una dedicatoria especial a mi tía Pilar por
su apoyo.*

A MONTSE

*Con quién compartí mi vida universitaria y
cuya amistad espero persista por siempre.*

CLAUDIA

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	5
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	8
3. JUSTIFICACIÓN.....	9
4. OBJETIVOS.....	10
4.1 OBJETIVO GENERAL.....	10
4.2 OBJETIVO ESPECÍFICO.....	10
5. RESINAS COMPUESTAS.....	11
5.1 INTRODUCCIÓN.....	11
5.2 CONCEPTO.....	11
5.3 CLASIFICACIÓN.....	11
-Resinas compuestas de macropartículas.....	11
-Resinas compuestas de micropartículas.....	11
-Resinas compuestas híbridas.	11
-Resinas compuestas de partículas finas o pequeñas.....	11
5.4 COMPOSICIÓN.....	12
-Matriz orgánica.....	12
-Relleno inorgánico.....	13
-Agente de unión.	14

5.5 REACCIONES DE LA POLIMERIZACIÓN SISTEMAS DE ACTIVACIÓN	14
-Activación química.....	15
-Activación por luz ultravioleta.....	15
-Activación por luz visible.....	15
-Activación por calor.....	15
5.6 GRADOS DE POLIMERIZACIÓN.....	16
5.7 CAPA INHIBIDA.....	18
5.8 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN.....	18
5.9 PROPIEDADES GENERALES.....	19
- Dureza.....	19
- Resistencia al desgaste.....	19
- Resistencia mecánica.....	19
- Coeficiente de expansión térmica.....	19
- Pulido superficial.....	19
- Absorción acuosa.....	20
- Radiopacidad.....	20
- Propiedades ópticas y estéticas: color, índice de refracción, translucidez y opacidad.....	21

6. ZONAS DEL ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO DE INTERÉS EN ODONTOLOGÍA.....	22
---	----

7. LÁMPARAS UTILIZADAS PARA FOTOPOLIMERIZACIÓN.....	25
7.1 ELEMENTOS CONSTITUTIVOS PARA FOTOPOLIMERIZACIÓN INTRABUCAL.....	26
7.2 TIPOS DE GENERADORES.....	27
7.3 DIÁMETRO DE BOQUILLAS.....	28
7.4 CONTROL PERIÓDICO DE LOS DISPOSITIVOS.....	28
7.5 PROTECCIÓN PERSONAL.....	29
8. LÁMPARAS DE ARCO DE PLASMA.....	30
9. LEDS.....	31
10. LÁSER.....	32
10.1 HISTORIA.....	32
10.2 DEFINICIÓN.....	33
10.3 PRINCIPIOS.....	33
10.4 PROPIEDADES.....	36
10.5 COMPONENTES.....	37
10.6 CLASIFICACIÓN.....	39

11. EL LÁSER DE ARGÓN EN ODONTOLOGÍA.....	42
12. LÁSER COMO MEDIO PARA FOTOPOLIMERIZAR.....	44
13. DISCUSIÓN.....	56
14. CONCLUSIÓN.....	57
15. BIBLIOGRAFÍA.....	58
TABLA 1. TIPOS DE LÁSER.....	40
TABLA 2. LÁSER DE ARGÓN.....	41
TABLA 3. LÁMPARA DE FOTOCURADO.....	53
TABLA 4. LÁMPARA DE PLASMA DE ARCO.....	54
TABLA 5. LÁSER DE ARGÓN.....	55

1. INTRODUCCIÓN

En años recientes, la popularidad de restauraciones estéticas ha aumentado con el uso de resinas. Esto hace que el Cirujano Dentista tenga nuevos retos, tales como, la colocación de restauraciones y polimerización adecuada de resinas. (Vargas, 1998)

Desde el desarrollo del láser de rubí en 1960 ha habido gran cantidad de odontólogos y pacientes ansiosos por conseguir tratamientos dentales más placenteros. Los múltiples usos de los láseres en Odontología involucran cirugías de tejidos blandos, tratamientos de caries en tejidos duros reemplazando al instrumental rotatorio en gran medida, la fotopolimerización de resinas, así como la analgesia y aceleración de cicatrización y reparación de lesiones. (Stiberman, 2000)

Uno de los grandes avances en el área médica y odontológica de este siglo fue el desarrollo de la tecnología láser. Las aplicaciones de los diferentes tipos de láseres posibilitó un gran cambio en muchos procedimientos médicos reduciendo los tiempos quirúrgicos y de recuperación de los pacientes. Las investigaciones con láser en el área odontológica comenzaron en los primeros años de la década de los años 60 y en 1988 en el Primer Congreso de Láser en Japón se fundó la ISLD (International Society of Laser Dentistry) y luego la FDA aprobaba el uso del láser para cirugía de tejidos blandos en la cavidad bucal. (Stiberman, 2000)

Una polimerización adecuada es un factor crucial para lograr propiedades físicas y clínicas óptimas de las resinas. Se ha sugerido que el Láser de Argón (LA) puede ser útil para fotopolimerizar resinas dentales y se han hecho trabajos utilizando el espectro visible completo del LA para fotopolimerización. El LA tiene fuertes líneas de emisión de 477, 488 y 514.5 nm. que deberían hacer lo apropiado para la fotopolimerización de resinas. Se han llevado a cabo evaluaciones del láser de argón para fotopolimerizar; en la literatura esta aplicación puede ser apropiada en situaciones donde los materiales de resina son polimerizados en zonas profundas.

Casi 40 años han pasado desde que se usó el primer láser y aun el campo de los láseres y sus aplicaciones está lejos de ser agotado. (Stiberman, 2000)

El uso de las resinas compuestas como material para restaurar, ha aumentado en años recientes. Los pacientes son atraídos hacia una restauración que iguale el color del diente natural. La resina compuesta satisface esta demanda y se ha convertido en el material restaurador estético usado más frecuentemente en odontología.

Los fabricantes han desarrollado sofisticados sistemas de resinas con múltiples colores, que permiten ofrecer una restauración que sea altamente estética. Las resinas fotopolimerizables tienen un menor contenido aminas, resultando una menor coloración amarilla de la restauración.

Es necesario tener algunos aspectos de la composición y forma del funcionamiento del material. Para lograr la polimerización existen dos opciones: utilizar un sistema de activación constituido por dos sustancias químicas que al reaccionar producen radicales libres capaces de iniciar el proceso ó emplear sustancias capaces de generar esa misma situación frente a la acción de una radiación de luz. En definitiva el fotocurado permite alcanzar la situación favorable de disponer prolongado tiempo de trabajo y poco tiempo de endurecimiento.

Es conveniente hablar de las resinas ya que el éxito del empleo de estos materiales depende de un requisito necesario: la disponibilidad de un equipo que provea la radiación con la calidad y la cantidad apropiada para asegurar óptimas propiedades finales en el material.

La tecnología de fotocurado se basa en la fotoquímica, es decir, en la producción de trabajo a través de la energía para desencadenar una reacción química. Para que se produzca el fotocurado es necesario que se hable de radiación lumínica ya que es absorbida por el material. La absorción se produce en función de longitud de onda.

Para ser eficaz, la radiación debe ser absorbida por la sustancia responsable de desencadenar la reacción pero no debe ocasionar daños ni a los tejidos ni al material.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Hoy en día, existen diferentes medios para polimerizar resinas: lámparas con diferentes características, así como el láser, sin embargo, son pocos los conocimientos que se tienen sobre este último. Debido a que en la actualidad del avance tecnológico nos lleva a probar nuevas alternativas, es conveniente contar con información actualizada sobre el láser como medio para fotopolimerización ya que su uso no está difundido. Esta información es importante para determinar si el láser es una buena opción para este fin.

3. JUSTIFICACIÓN

De forma cotidiana se usan medios como son las lámparas para fotopolimerizar, sin embargo, es conveniente realizar una revisión bibliográfica, para determinar si el láser es una alternativa viable y si ofrece alguna ventaja sobre el resto de los sistemas para fotopolimerizar en la práctica dental.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Hacer una revisión bibliográfica sobre el láser como medio para fotopolimerizar resinas y determinar si las propiedades que se obtienen son equiparables con las de una resina curada con una lámpara convencional.

4.2 OBJETIVO ESPECIFICO

Valorar las ventajas y desventajas que ofrece el láser como medio para fotopolimerizar.

5.RESINAS COMPUESTAS

5.1 INTRODUCCIÓN

La era de las obturaciones de resina comenzó con la introducción de los acrilatos endurecedores, desarrollados en Alemania a principios de los años 50. Los materiales combinados o compuestos, en general han adquirido gran importancia y desarrollo en todos los terrenos industriales. (Ketterl, 1994)

El decisivo avance en la obtención de una resina para obturación clínicamente útil lo consiguió Bowen, quien venía trabajando en la síntesis de un monómero de alto peso molecular (el bisfenol-A-glicidil-metacrilato(Bis-GMA) y la adición de partículas de silicatos inorgánicos. La importancia y la idea de los trabajos de Bowen sigue siendo la misma desde hace 50 años y sus indicaciones se amplían constantemente. (Ketterl, 1994)

5.2 CONCEPTO En odontología una resina compuesta (composite) está formada por un componente orgánico y otro inorgánico que se ligan entre sí gracias a un tercer componente, el "acoplador". (Ketterl, 1994)

5.3 CLASIFICACIÓN En base al relleno existen:

- * 1ra Generación: donde la partícula mide 1-4 μm , y se llama macrorrelleno, tiene mucha resistencia a la compresión pero no a la abrasión, no es estética.
- * 2da Generación: donde la partícula mide 0.1-0.4 μm , se conoce como microrrelleno, como hay mas cantidad de polímero es menos resistente a la compresión y mas a la abrasión, por su buena textura superficial, estabilidad de color, y sus cualidades excelentes de pulido, se les utiliza como sustitutos de esmalte en el sector anterior. (Uribe, 1990)

- * 3ra Generación: son híbridas y tiene las mejores propiedades de la 1ra y 2da generación.
- * 4ta Generación: está indicada para dientes posteriores con técnica indirecta. (Uribe, 1990)

Existe también una clasificación según la naturaleza del relleno:

- * Cuarzo. Aporta dureza y rigidez.
- * Compuestos de bario. Aumentan la radiopacidad.
- * Sílice pirogénica. Base de las resinas compuestas de microrrelleno.
- * Silicatos de Aluminio. Confiere resistencia.
- * Estroncio. Contribuye a aumentar la radiopacidad.
- * Zirconio. Se obtiene partículas de hasta 0.001 micras.
- * Yterbio. En forma de tetrafluoruro de Yterbio, persigue una acción anticariogénica. (Vega del Barrio, 1996)

5.4 COMPOSICIÓN En la composición de las resinas compuestas hay que distinguir tres componentes fundamentales: matriz orgánica, refuerzo inorgánico y el agente de unión que sirve de puente entre lo orgánico e inorgánico. (Vega del Barrio, 1996)

- * Matriz orgánica: está integrada por monómeros, comonómeros (diluyente) y diversos aditivos, como iniciadores (catalizadores), coiniciadores (aceleradores), inhibidores y fotoestabilizadores. Es basada en un sistema de polímero llamado BIS-GMA, siendo de dos compuestos Bisfenol-A y Glicidil-metacrilato. (Vega del Barrio, 1996)

Los monómeros que forman al BIS-GMA son viscosos y pueden ser de metacrilato de metilo o dimetil metacrilato.

Los estudios más recientes se ocupan del desarrollo de monómeros bifuncionales, que se endurecen originando ciclos o anillos, en donde se pone de manifiesto que presentan una contracción netamente inferior. Puesto que las resinas de alto peso molecular solo admiten una cantidad pequeña de relleno inorgánico, es preciso añadir comonómeros de bajo peso molecular como diluyentes. (Ketterl, 1994)

El endurecimiento de una resina se inicia y se mantiene gracias a un sistema iniciador redox/coiniciador. Es decir, que el iniciador se encuentra en la pasta catalizadora, mientras que en la pasta base se encuentra el acelerador.

Los inhibidores como el antioxidante hidroxitolueno-butilado (BHT) o eugenol, tienen como finalidad retardar la reacción de polimerización, con el fin de garantizar un tiempo adecuado para trabajar el material. Por otra parte, estas sustancias evitan la polimerización espontánea en el recipiente y permiten un almacenamiento suficiente. (Ketterl, 1994)

* Relleno inorgánico; los rellenos de las resinas compuestas son los responsables, de las propiedades físico-mecánicas, su proporción supera el 50% en peso. (Ketterl, 1994)

Su incorporación en grandes cantidades mejora las propiedades físicas y el coeficiente de expansión térmica es menor, la absorción de agua es menor, la resistencia a la tracción, a la compresión y el módulo de elasticidad se mejoran, así como la resistencia a la abrasión. Entre los rellenos más utilizados están silicatos de aluminio y bario, silicatos de aluminio y litio, cuarzo fundido, vidrios de sílice con bario o estroncio, sílice coloidal, sílice pirogénica y zirconio. (Vega del Barrio, 1996)

* Agente de unión: una unión directa entre ambas fases no es posible, por lo que es necesario recurrir a un agente de acoplamiento que sea simultáneamente hidrófilo e hidrófobo. (Ketterl, 1996)

El agente de unión más usado es el silano orgánico (emetoxi-propil-trimetoxi-silano). Los grupos metacrilatos del compuesto silano orgánico forman uniones covalentes con la resina cuando polimeriza y así es la unión. También es importante que la matriz y el relleno estén estrecha y firmemente unidos, esto es: Unión mecánica que se consigue con relleno que tenga superficie irregular, de tal forma que la matriz durante la polimerización se introduzca en las rugosidades formando una buena unión mecánica. Y por unión química se trata de intercalar entre matriz y relleno algún compuesto químico que adhiera los dos componentes. (Vega del Barrio, 1996)

5.5 REACCIONES DE LA POLIMERIZACIÓN Y SISTEMAS DE LA ACTIVACIÓN

El primer paso que se busca es la generación de radicales libres, mediante la apertura de dobles enlaces. Estas reacciones son ligeramente exotérmicas. En general, las resinas compuestas pueden ser termopolimerizables, quimiopolimerizables y fotopolimerizables. Las primeras resinas comercializadas para uso clínico eran las autopolimerizables, en donde era necesario mezclar dos componentes y en un tiempo determinado se producía la reacción. Como esto no resultaba práctico ya que a veces modelar una restauración con suficiente meticulosidad, consume bastante tiempo, fueron apareciendo, sucesivamente sistemas de resinas compuestas fotopolimerizables.

Primero, mediante lámparas que emitan radiación ultravioleta y, después mediante luz visible.

Elo supuso un avance notable en la Odontología ya que el clínico no tenía que modelar apresuradamente las restauraciones puesto que aplicaba la luz a voluntad cuando lo consideraba oportuno. (Vega del Barrio, 1996)

Los sistemas activación-iniciación son variables.

- * Para las quimiopolimerizables se usa peróxido de benzoilo más una pequeña cantidad de una amina terciaria.
- * En el caso de las termopolimerizables, se trata del peróxido de benzoilo más la aplicación de moderada cantidad de calor.
- * En el caso de las fotopolimerizables por luz ultravioleta, un éter alquílico de la benzoina.
- * Para las resinas fotopolimerizables mediante luz visible, canforoquinona más una amina terciaria ó aromática. (Vega del Barrio, 1996)

En cualquiera de los cuatro sistemas de polimerización la finalidad es la formación de radicales libres y reactivos que desencadenen el proceso de endurecimiento de la resina compuesta. (Urbe, 1990)

Desde el punto de vista clínico hay que resaltar que la luz visible puede penetrar mejor que la UV. La "cantidad" de radiación absorbida por un material y la "cantidad" de reacción química producida están en íntima relación.

A su vez, está en dependencia de:

- * Composición del material.
- * Espesor del material.
- * Color del material.
- * Naturaleza del relleno inorgánico.
- * Tamaño de partícula.
- * Temperatura.
- * Distancia entre la fuente y el material.
- * Tiempo de exposición.
- * Estado de la lámpara.

5.6 GRADOS DE POLIMERIZACIÓN Debe definirse como la cantidad o tasa de transformación de monómero a polímero (o copolímero). Todo va a percutir en las propiedades finales del material. (Vega del Barrio, 1996)

Cuando se realiza el proceso de polimerización de una resina, sea cual fuese su sistema de activación, quedan radicales libres, reactivos y dobles enlaces ($C=C$) en las cadenas poliméricas, es decir, que no han reaccionado. La cantidad de radicales libres y dobles enlaces pendientes marcan el grado de polimerización de una resina compuesta como ya se había mencionado. (Uribe, 1990) Es decir, el grado de conversión de una resina está determinada por los dobles enlaces de carbono, que se convierten posteriormente, en enlaces sencillos de carbono. (Tarle, 1995)

Las resinas quimiopolimerizables, teóricamente, deberían garantizar la polimerización de todo el material mezclado, independientemente de su volumen y espesor. (Vega del Barrio, 1996)

En las resinas fotopolimerizables, el grado de conversión es mejor, pero como la radiación lumínica tiene que ir atravesando la masa del material, la transformación de estado plástico en estado sólido, puede verse interferida por diferentes factores; tales como:

- * La distancia entre la apertura del iluminador y la obturación debe ser la menor posible, de 1-3 mm es la distancia ideal. (Uribe, 1990)
- * La ventana de irradiación debe estar limpia.
- * La lámpara debe reemplazarse a intervalos regulares.
- * Un descenso de tensión puede reducir la intensidad de iluminación, es decir que los dispositivos con acumuladores recargables sólo deberían emplearse al máximo de carga.
- * Deben evitarse las lentes dispersoras para aumentar la superficie de irradiación.
- * El material de la obturación debe polimerizarse en capas de 2 mm de espesor como máximo.
- * Cada capa sucesiva debe irradiarse durante un mínimo de 40 ó 60 seg. Este último valor es aplicable para colores oscuros y en casos de irradiación a través de esmalte y dentina. (Vega del Barrio, 1996)
- * Técnica de polimerización utilizada. Neo, J. Y colaboradores, estudiaron la influencia del diámetro de la lámpara sobre el curado, concluyendo que el mejor curado se logra en diámetros amplios (13mm) en lugar de los clásicos (7 y 8 mm). En la técnica de barrido, debido al movimiento de la

pieza de mano lumínica mientras dura la emisión de la luz, no es posible lograr buenos resultados; por el contrario, siempre debe estar fija la posición de la lámpara mientras dure la emisión lumínica. (Uribe, 1990)

5.7 CAPA INHIBIDA Cuando termina la polimerización de una resina compuesta, queda sobre su superficie una capa no polimerizada, que se puede percibir al tacto, con una sensación levemente untuosa. Significa que los radicales libres producidos durante la apertura de los dobles enlaces de los extremos de las moléculas de monómero, tienen más afinidad química por el oxígeno atmosférico que por otras moléculas de monómero, por lo que no reaccionan con ellas. La capa superficial inhibida es un extremo no polimerizado de las moléculas de los monómeros. (Vega del Barrio, 1996)

5.8 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN Cuando fueron descritas las primeras resinas compuestas, a base de BIS-GMA, se encontró una gran diferencia en comparación con las resinas acrílicas. En los monómeros de las resinas BIS-GMA el peso molecular es mayor (500) y su cadena principal tiene muchos átomos de carbono, por lo que la molécula es larga y esto determina una contracción menor.

Las resinas compuestas autopolimerizables se contraen hacia el centro de la obturación, mientras, en el caso de los fotopolimerizables se ha pensado hasta ahora que la contracción se produce hacia la fuente de luz. La contracción de polimerización de las resinas compuestas actuales oscila de 2-3% en volumen.

La contracción de polimerización depende de:

- * Concentración y tipo de resina de la matriz.
- * Grado de polimerización.
- * Cantidad de oxígeno presente en la mezcla. (Vega del Barrio, 1996)

5.9 PROPIEDADES GENERALES Las propiedades fisicomecánicas y clínicas dependen básicamente de su componente inorgánico. Por ello no es posible definir unas propiedades exactas ni tampoco catalogar una de estas resinas por una sola de sus propiedades. (Vega del Barrio, 1996)

* Dureza. Es la resistencia del material a la deformación plástica. (Roth, 1994) PHILLIPS muestra una dureza Knoop de 25-30 para resinas de microrrelleno y 50-60 para resinas híbridas. Hoy en día se están consiguiendo importantes logros, llegando a cifras próximas a las de las amalgamas. (Vega del Barrio, 1996)

* Resistencia al desgaste. La resistencia al desgaste está en íntima relación con la naturaleza del relleno y el tamaño de los agentes acoplantes.

* Resistencia mecánica. Hoy en día la resistencia a la compresión puede alcanzar cerca de los 400 kg/cm². Las resinas con microrrelleno son las menos resistentes.

* Coeficiente de expansión térmica. Puede oscilar entre 20-60 x 10⁻⁶/°C, lo cual repercute en filtración marginal.

* Pulido superficial. Cuando se efectúa una restauración con resina en estado plástico, una vez endurecida, se debe llegar a un compromiso entre

pulido superficial y resistencia mecánica. A menor tamaño de relleno inorgánico mejor pulido y mejores cualidades estéticas superficiales.

* Absorción acuosa. Las resinas compuestas absorben muy pequeña cantidad de agua, la parte responsable de este fenómeno es la porción orgánica puesto que estas moléculas, aunque en su conjunto son hidrofóbicas, presentan algunos radicales hidrofílicos. (Vega del Barrio, 1996) La absorción se ve favorecida por las porosidades y las fisuras y constituye un factor de degradación de las resinas compuestas en los fluidos bucales. (Roth, 1994).

* Radiopacidad. La visualización sobre una radiografía de un material de obturación coronario representa una gran ventaja para la apreciación de los contorneados, la residencia de caries y las interfases. (Stiberman, 2000)

Esta propiedad se debe a la presencia de rellenos inorgánicos. Al principio los rellenos inorgánicos eran diferentes clases de vidrios finamente divididos. Hoy los rellenos son de cuarzo, sílice coloidal, o diferentes vidrios que contienen bario, litio, estroncio, silicatos de aluminio y zirconio. (Vega del Barrio, 1996)

* Propiedades estéticas. Las propiedades estéticas determinantes son el color, el índice de refracción, la translucidez y la opacidad y, por último, la capacidad de pulido de la restauración.

* Color. Es percibido por el ojo humano, que distingue la longitud de onda dominante, el brillo y la saturación. Los pigmentos son fundamentales.

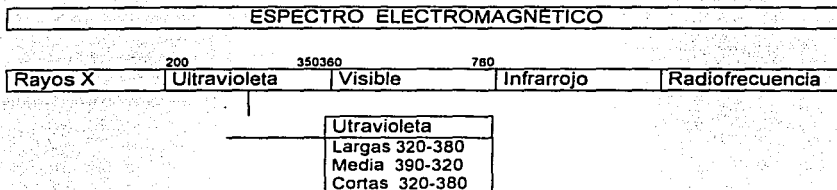
- * Índice de refracción. Debe aproximarse a los tejidos dentarios vecinos, como condición indispensable para conseguir un efecto estético correcto.
- * Translucidez y opacidad. La translucidez permite la penetración difusa de la luz, mientras que la opacidad la impide. (Roth, 1994)

6. ZONAS DEL ESPECTRO ELECTROMAGNETICO DE INTERÉS EN ODONTOLOGÍA

Hace algunos años, las radiaciones ultravioleta entraron en el campo dental para muchas aplicaciones: la fotopolimerización de ciertas resinas compuestas, así como en algunas técnicas de control visual de la placa bacteriana y en ciertos procedimientos de visualización de la mucosa oral. Posteriormente, debido a algunos de los problemas que se presentan con las radiaciones ultravioleta, han sido sustituidas por radiaciones producidas por lámparas de halógeno. (Vega del Barrio, 1996)

El espectro electromagnético se extiende desde las longitudes de ondas más largas (radio) hasta las longitudes de onda más cortas (gamma). Las primeras se miden en metros, las últimas en unidades Angstrom o en nanómetros.

En una zona intermedia se encuentra la banda o espectro de la luz o radiación visible su rango esta entre los 380 nanómetros y los 790 nanómetros (nm.) Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible como se acaba de mencionar, constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión. Esta radiación visible presenta actividad fotoquímica. La propia naturaleza de los fenómenos de la visión, en la retina, son un ejemplo de la actividad fotoquímica. Por encima de los 790 nm. se encuentran las radiaciones infrarrojas (fundamentalmente caloríficas) y por debajo de los 380 nm. se encuentran las ultravioleta (UV). (Vega del Barrio, 1996)



Las radiaciones ultravioleta son mencionadas porque, pueden distinguirse tres tipos. Su espectro está comprendido entre los 200 y los 380 nm. Se divide en longitud de onda larga, media y corta. También se les denomina A,B,C. Pueden tener origen natural o artificial.

- A. Radiación UV de longitud de onda larga. Es la zona fotoquímica y fluorescente; se le llama también luz negra. Abarca entre 320 y 380 nm. de longitud de onda y se produce naturalmente. Es necesario saber, que la percepción indiscriminada por la piel puede ocasionar riesgos para los profesionales, ayudantes y pacientes; en forma de eritema cutáneo o irritación ocular.

- B. Radiación UV de longitud media. Abarca entre 290 y 320 nm. En exposiciones prolongadas origina piel arrugada, seca, hiperqueratósica, factor al que se culpa de cáncer cutáneo.

- C. Radiación UV de longitud de onda corta. Abarca entre los 200 y 290 nm. Recibe el nombre de radiación germicida, ya que en este sistema esta basado para conservar en ambiente estéril instrumentos y material quirúrgico. La zona germicida máxima se consigue hacia la zona de los 260 nm. Y es capaz de producir queratoconjuntivitis y eritema cutáneo. (Vega del Barrio, 1996)

7. LÁMPARAS UTILIZADAS PARA FOTOPOLIMERIZACIÓN

Los sistemas adhesivos, los selladores y las resinas compuestas inauguraron la era del fotocurado. El éxito del empleo de estos materiales depende de un requisito necesario, la disponibilidad de un equipo que provea la radiación con la calidad y la cantidad apropiada para asegurar óptimas propiedades finales en el material. (Macchí, 2000)

También es necesaria una unidad de polimerización (lámpara) que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo de polimerización, para que el material alcance sus propiedades finales convenientes en un lapso razonable. Se considera que la potencia mínima requerida para desencadenar el fotocurado de modo adecuado oscila alrededor de los 350 mW/cm². La capacidad de una unidad de polimerización determinada para alcanzar esta condición puede ser evaluada con dispositivos medidores denominados radiómetros.

Se ha comprobado en el caso de las resinas compuestas, que una potencia demasiado elevada (más de 800 mW/cm²) de luz aplicada directamente sobre el material puede ocasionar una brusca contracción de endurecimiento que tiende a desprenderlo de la superficie sobre la que se ha ubicado y además, ocasionar una polimerización sólo de la capa superficial del material en cuestión. (Macchí, 2000)

Se tiene que medir la potencia generada que debe ser alrededor de 500 nm. y se mide con radiómetros térmicos. (Macchí, 2000)

7.1 ELEMENTOS CONSTITUTIVOS PARA FOTOPOLIMERIZACIÓN INTRABUCAL

Es conveniente que se conozcan los elementos constitutivos de las lámparas para fotopolimerizar para asegurar un correcto mantenimiento de la unidad. (Roth, 1994)

- **Componente electrónico.** Un regulador de tiempo brinda la posibilidad de controlar el tiempo de exposición para adecuarlo a lo requerido de cada situación y/o material. Algunas unidades tienen tiempos programados de 10, 20, 30, 40 segundos y encendido con emisión continua. Es deseable una intensidad de salida del haz de luz alta y constante con encendido continuo.

- **Sistema de ventilación.** Un ventilador cercano al bulbo generador de luz, es necesario para evitar el sobrecalentamiento.

- **Bulbo o lámpara propiamente dicha.** Consta de un bulbo halógeno y un reflector. Hay de distinta potencia: 50, 75, 100, 150 watt.

- **Filtros.** Debe tener un filtro para el rango del color azul y por el contrario no absorber de otra longitud de onda no deseada.

- **Sistema de conducción de luz.** La luz es conducida a través de un sistema óptico que puede ser flexible (manguera) o rígida (varilla). Son convenientes las varillas intercambiables y de distinto diámetro en su punta

para poder acceder a preparaciones con diferente tamaño de superficie expuesta. Las guías de luz de mayor diámetro en su punta pueden utilizarse sólo en lámparas de alta potencia para que la polimerización esté garantizada tanto en el ancho como en la profundidad del material irradiado.

- Radiómetro incorporado al equipo. Pueden ser:
 - a) Cuantitativos, marcan el valor numérico de la potencia alcanzada.
 - b) Cualitativos, indican la normalidad de la potencia del haz emitido por medio de una pequeña luz que se ilumina, o bien alcanzar un cierto color de una escala cromática.
- Pantalla de protección ocular. (Roth, 1994)

7.2 TIPOS DE GENERADORES

Hay dos tipos de generadores.

- Generadores de tipo caja. Son los primeros que aparecieron en el mercado. Se colocan sobre un plano de trabajo y son relativamente molestos, la transmisión luminosa queda asegurada por un largo cordón flexible constituido por fibras ópticas de 0.01 mm. de diámetro.
- Generadores de tipo pistola. La lámpara, el filtro y el ventilador se encuentran en el cuerpo de la pistola, y la luz se transmite a través de una óptica rígida de cuarzo o de vidrio. Tiene como inconveniente un sobrecalentamiento de mango, un ventilador ruidoso. (Roth, 1994).

7.3 DIÁMETRO DE BOQUILLAS

Resulta útil poseer varias boquillas, de acuerdo a la función de la extensión de la restauración y de su acceso.

- 13 mm de diámetro x 60 mm de largo: para superficies vestibulares.
- 5 mm de diámetro x 90 mm de largo: para superficies proximales.
- 5 mm de diámetro x 90 mm de largo: para superficies linguales y palatinas.
- 3 mm de diámetro x 90 mm de largo: para superficies laterales.
- 8 mm de diámetro x 90 mm de largo: para superficies ocluso laterales.
- 8 mm de diámetro x 90 mm de largo: boquilla estándar. (Roth, 1994)

7.4 CONTROL PERIÓDICO DE LOS DISPOSITIVOS.

Para que las unidades para fotopolimerización actúen correctamente y el fotocurado sea el adecuado, es necesario que mantengan la longitud de onda y potencia requerida.

La potencia luminica puede verse disminuida por:

- a) Alteraciones de la unidad generadora debido a la degradación del reflector o suciedad sobre él. Lo ideal es reponer la lámpara cada 3 o 6 meses como promedio. Y se sugiere una limpieza periódica.
- b) Alteraciones de los filtros, sea por contaminación o fractura.
- c) Alteraciones del sistema de transmisión óptica. Consiste en tratar de leer un texto con claridad desde la punta de la fibra, habiendo apoyado su parte posterior en él.

La esterilización de la fibra óptica puede hacerse en autoclave con agua destilada a 273°F (134°C)/30 psi durante 20 minutos. (Macchi, 2000)

7.5 PROTECCIÓN PERSONAL.

La radiación generada por estos dispositivos, así como sus reflejos sobre las superficies irradiadas, provoca alteraciones oculares (en retina) que pueden ser irreversibles. (Macchi, 2000) Adicionalmente se ha expresado la preocupación de los investigadores de una exposición indirecta de reflejo que también puede dañar los ojos del operador. (Fleming, 1999)

El odontólogo, asistente y paciente, deben ser protegidos con lentes que den mucha seguridad. (Macchi, 2000).

DAÑOS OCASIONADOS POR LAS DIFERENTES LONGITUDES DE ONDA.

UV-A (315-380 nm.)	Niveles altos o exposiciones prolongadas pueden causar cataratas
UV-B (280-315 nm.)	Cataratas, quemaduras cutáneas
UV-C (100-280 nm.)	Daño de la córnea y el cristalino. Pérdida de visión
Luz azul(400-480 nm.)	Daño de la retina, pérdida de visión
IR-A (700-1400 nm.)	Daño de la retina
IR-B (1400-3000 nm.)	Daño de la córnea y el cristalino

8. LÁMPARA DE ARCO DE PLASMA

En los años pasados se desarrollaron métodos alternativos de curado. Los fabricantes de estos instrumentos costosos dicen que baja el tiempo de polimerización pero que las propiedades mecánicas son similares a las curadas por luz convencional, sin embargo se ha demostrado que no es cierto.

La luz en estas lámparas no se produce por filamento de tungsteno, sino que se colocan dos electrodos cercanos y se aplica alto voltaje produciendo un arco de luz. Sin embargo, la luz de radiación de Planck es cierta para estas lámparas.

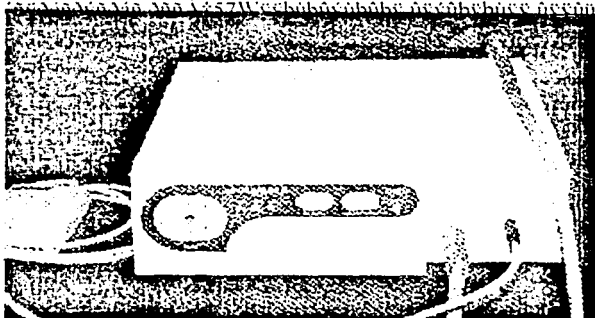


FIG. 1 LÁMPARA DE ARCO DE PLASMA

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

9. LEDS

En contraste con las lámparas de halógeno, la luz emitida por diodos (LEDs), no produce luz visible por calentamiento de filamentos metálicos sino por efecto mecánico. En términos simples los LED's son una combinación de dos diferentes semiconductores. La característica más importante de la luz LED's, es el color, que es determinado por la composición química de la combinación de los semiconductores. Estos se caracterizan por un supuesto hueco que se utilizan directamente para la producción de luz. Cuando los electrones de los semiconductores se relajan de un nivel de energía mayor a un nivel menor, la diferencia de energía exacta, se libera en forma de fotón. En comparación con la lámpara convencional la luz producida por LED's tiene una distribución espectral estrecha. Por consiguiente, este método innovado es una manera mucho más eficiente de convertir una corriente eléctrica en luz.

Ventajas

No necesita sistema de filtración.
Alta eficiencia en la conducción.
No requiere ventilación.
Bajo consumo de energía.
Se puede usar con baterías.
Se puede desinfectar fácilmente

Desventajas

Solo puede polimerizar materiales con el máximo de absorción entre 440 y 448 nanómetros.

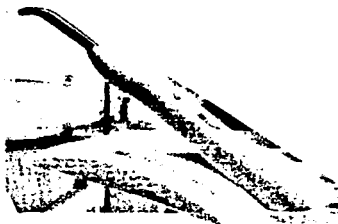


Fig. 2 LED

10. LASER

10.1 HISTORIA

En el año 1917, Albert Einstein postuló la base teórica del láser, y describió sus propiedades físicas, y no fue hasta 1960 que Theodore Maiman construyó el primer tipo de láser, fue un láser rubí formado por un cristal de Al_2O_3 también llamado corindón, desde entonces comenzó el desarrollo acelerado de los rayos láser en la Odontología.

En 1951 Theodore Maiman llegó a la conclusión teórica necesaria para desarrollar un aparato emisor de microondas realmente operativo, hasta lograr un efecto de cascada que producía el rayo deseado de microondas. El proceso fue descrito como Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation, **MÁSER**. Mientras las aplicaciones del máser se multiplicaban, Charles H Townes planeó el uso de moléculas de sólido para mejorar la ampliación de microondas. Los másers ópticos fueron entonces llamados Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, **LÁSER**. (Stiberman, 2000).

Los primeros estudios en tejidos duros dentarios datan de 1964 en los que se demostró que utilizando láser de rubí se conseguía reducir la permeabilidad a la desmineralización ácida del esmalte. Sin embargo, las altas temperaturas generadas causaban daños pulpareos irreversibles. (Stiberman, 2000)

Dederich y colaboradores fueron los primeros en estudiar y describir los distintos efectos durante la interacción láser – tejidos.

Ali Javan creó el láser de Helio-Neón (He-Ne). Kumar N Pastel crea el láser de Dióxido de Carbón (CO₂), mientras Guesic Marcos y Van Viter introducen el láser de Neodimio Itrio y Granate (Nd:YAG). (Martínez, 1994) La primer aplicación de láser de rubí en un diente "in vivo" fue realizada por Goldman en 1965 y, siendo él médico, lo utilizó en un diente de su hermano, odontólogo y relató que el paciente no sintió dolor ni en el acto operatorio ni después de este.

Así pues, el primer procedimiento odontológico con láser fue realizado por un Médico y el primer paciente fue un Odontólogo. (Stiberman, 2000)

10.2 DEFINICIÓN

La palabra LASER es una sigla que responde a los vocablos ingleses "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" o sea, "Luz Amplificada por Emisión Estimulada de Radiación" y este fenómeno se basa en principios teóricos postulados por A. Einstein en 1917 a través del cual se obtiene una luz con propiedades específicas, muy diferente a la luz ordinaria y con un alto grado de concentración energética. (Stiberman, 2000)

10.3 PRINCIPIOS

La luz es una forma de energía electromagnética que viaja en ondas (olas), en una velocidad constante. Llaman la unidad básica de esta energía radiante un fotón, "o una partícula" de luz. Una onda de fotones puede ser

definida por dos propiedades básicas. El primero es la amplitud, que es definida como la altura total de la oscilación de onda de la cima del pico a profundizar. Esto es una medida de la cantidad de energía en la onda: mientras más grande es la amplitud, más grande es la cantidad de energía que puede hacer el trabajo útil. Un joule es una unidad de energía; una cantidad útil para la odontología es un milijoule, que es el milésimo de un joule. (Donald, 1998) La segunda es la longitud de onda, que es la distancia entre dos puntos de ondas sucesivas entre una y otra cresta y de un valle a otro valle. (Martínez, 1994) La longitud de onda es medida en metros; y las unidades más pequeñas de esta medida son micrones y nanómetros. Una característica relacionada con la longitud de onda, es la frecuencia, que es la medida del número de oscilaciones de onda por segundo. La frecuencia es inversamente proporcional a la longitud de onda, es decir, la longitud de onda más corta es, la frecuencia más alta y viceversa. (Donald, 1998)

La luz ordinaria producida por una lámpara de mesa, como un ejemplo, es por lo general un brillo caliente blanco. El color blanco visto por el ojo humano es realmente una suma de muchos colores del espectro visible - rojo, amarillo, verde, azul, y violeta. La luz de láser es de un color específico; por lo cual es llamada monocromática. La precisión del rayo está prevista a dos características adicionales: colimación y coherencia. (Donald, 1998)

Colimación se refiere al rayo que tiene fronteras específicas espaciales. Estas fronteras aseguran que hay un tamaño de rayo constante y la forma que es emitida de la cavidad de láser. Un rayo de rayos X tiene la característica idéntica. (Donald, 1998)

La coherencia es una característica única a láseres y se refiere al hecho de que un haz sale prácticamente de un punto y los fotones viajan en la misma dirección. (Martínez, 1994) Las ondas de luz producidas por un láser son una forma específica de energía electromagnética. Es decir todos los picos y valles tienen el mismo tamaño. Así la luz láser es monocromática, colimada y coherente.

Esta energía es emitida, o irradiada, como fotones idénticos, viajando como una onda coherente. Estos fotones son capaces de estimular más átomos, que más lejos emiten fotones adicionales idénticos, causando una amplificación de la energía de luz, produciendo así un láser. (Donald, 1998)

Las ondas de luz producidas por el láser son una forma específica de energía electromagnética. El espectro electromagnético es la colección entera de energía de onda en los límites de rayos gama, a ondas de radio. Todos los dispositivos disponibles dentales de láser tienen las longitudes de onda de emisión de aproximadamente 0.5 micrones, o 500 nanómetros a 10.6 micrones o 10,600 nanómetros. (Donald, 1998)

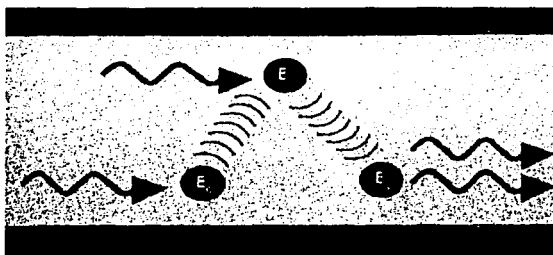


FIG. 8 PROCESO EN EL QUE UN CUANTO DE ENERGÍA ADICIONAL ES ABSORBIDA POR EL ÁTOMO. CUANDO ESTÁ EN LA FASE 1 CAUSANDO LA LIBERACIÓN DE DOS CUANTOS DE ENERGÍA AL REGRESAR A SU FASE INICIAL O FASE 0. ESTE PROCESO DE ESTIMULACIÓN Y AMPLIFICACIÓN DE LA ENERGÍA FUE CREADO POR ALBERT EINSTEIN.

10. 4 PROPIEDADES

Básicamente son cuatro las propiedades que caracterizan a la luz láser y las que determinan sus excepcional importancia:

- Gran intensidad. La luz láser puede ser muy intensa y se puede concentrar en un objeto, con lentes apropiados, calentándolo a temperaturas altísimas. Como el de He-Ne tiene una intensidad muy baja ($<1.5\text{mW}$). por el contrario el láser de rubí o CO_2 por su potencia puede perforar hasta diamantes.
- Gran monocromaticidad. (coherencia temporal). La luz láser es monocromática o sea de un solo color o longitud de onda; y se refiere a que los fotones emitidos tienen la misma frecuencia.
- Gran directividad o colimación. El haz del láser tiene una divergencia muy pequeña, del orden de 1 miliradián o sea que el haz es casi constante a lo largo de distancias grandes.
- Gran coherencia espacial. Se refiere a que el haz sale de un punto y la parte más intensa está en el centro de este cilindro. (Ruiz, 1981)

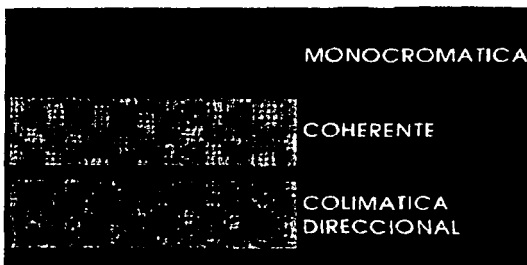


FIG. 4 PROPIEDADES DE LA LUZ LÁSER.

10.5 COMPONENTES DEL LÁSER

Todos los láseres están formados por cinco componentes básicos:

- Medio activo. Puede ser líquido, sólido o gas y es el que determina la longitud de onda de láser, por ejemplo el láser que presenta como medio activo el argón es llamado láser de ARGÓN. El medio activo se encuentra dentro de la cavidad de resonancia y al ser estimulado produce fotones con la misma longitud de onda.
- Cavidad de resonancia. Está compuesta por un sistema óptico que consiste en dos espejos pulidos separados entre sí con sus superficies paralelas y alineadas., encontrándose entre ellos el medio activo, que al liberar fotones produce un rayo de luz monocromático y direccional.
- Medio de bombeo o estimulación. Generalmente es una lámpara o flash que estimula con su luz a el medio activo.
- Sistema de enfriamiento. Se encarga de mantener el medio activo a una misma temperatura para su mejor operación, debido al calor generado.
- Panel de control. Consiste en una microcomputadora localizado en la parte superior de láser y tiene como funciones: encendido, cantidad de energía, cantidad de pulsaciones por segundo y encendido de láser guía. (Martínez, 1994)

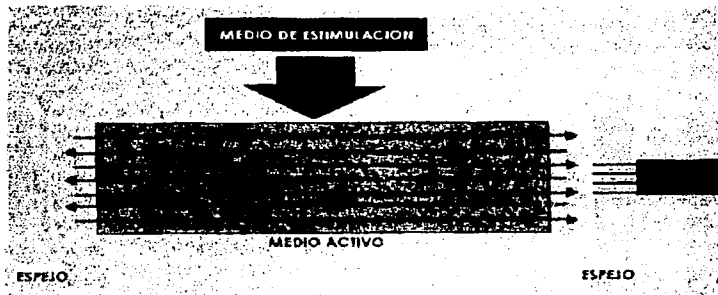


FIG 5. COMPONENTES DEL LÁSER.

10.6 CLASIFICACIÓN

Existen dos tipos:

- Láser terapéutico o láser blando. Los efectos de estos láseres son: analgésico, antiinflamatorio y bioestimulador. Su penetración puede ser de 2-5 cm.
- Láser quirúrgico o láser duro. Los efectos de estos láser son:
 - Fotothermal. Cuando la luz láser es absorbida por los tejidos, se convierte en calor, dando como resultado aumento de temperatura.
 - Fotodisrupción. La energía láser se convierte en energía mecánica rompiendo la estructura del tejido donde se aplica,
 - Fotoquímica. La luz láser se convierte en energía química rompiendo las cadenas moleculares.
 - Bioestimulación. Envuelve a los factores físicos y químicos. (Martínez, 1994)

Dependiendo del tiempo de funcionamiento se distinguen dos clases de láser: Láser continuo y Láser pulsado. Desde el punto de vista de los efectos, tanto físicos como biológicos, es imposible trazar una línea de separación precisa entre ambas clases. El láser continuo es capaz de emitir radiación de forma continua mientras en láser pulsado libera su energía en forma de pulsos. La diferencia entre ambos es el tiempo de duración de la emisión láser. De acuerdo con la Norma Europea EN 60825, la duración mínima de la emisión, para ser considerado continuo, es de 0,25 s, que es la duración del reflejo palpebral. (Martínez, 1994)

TABLA 1. TIPOS DE LÁSER.

TIPO DE LASER	LONGITUD DE ONDA	RADIACIÓN	MEDIO ACTIVO	ABSORCIÓN BIOLÓGICA	TRANSMISIÓN	EMISIÓN	PRECAUCIONES	PRINCIPAL APLICACIÓN
Ho YAG	2 100 NM	INFRARROJO CERCANO	SÓLIDO	AGUA	FIBRA ÓPTICA	PULSO	AFFECTA LA CORNEA PRODUCE CATARATAS QUEMA LA PIEL	TEJIDOS Duros
Er YAG	2 94 NM	INVISIBLE EN EL INFRARROJO	SÓLIDO	AGUA	BRAZOS ARTICULADOS	PULSO	AFFECTA LA CORNEA PRODUCE CATARATAS Y QUEMA LA PIEL	TEJIDOS Duros
CO2 LASER	10 600 NM	VISIBLE COLOR ROJO	GAS	MELANINA	FIBRAS ÓPTICAS	ONDA CONTINUA	AFFECTA LA CORNEA PRODUCE ERITEMA CARCINOGENESIS ERITEMA HIPERPIGMENTACION	ENDODONCIA
HeNe	0 632 NM	VISIBLE COLOR ROJO	GAS	MELANINA	FIBRAS ÓPTICAS	ONDA CONTINUA	CAUSA LESIÓN A LA RETINA QUEMA LA PIEL. REACCIONES FOTOSENSIBLES	LASER GUIA PARA LASER.
CO2	10 6 NM	RADIACIÓN INVISIBLE EN EL INFRARROJO	GAS	AGUA	BRAZOS ARTICULADOS	ONDA CONTINUA Y PULSOS	QUEMA CORNEA Y PIEL	TEJIDOS SUAVES
Nd YAG	1 064 NM	INVISIBLE EN EL INFRARROJO	SÓLIDO	MELANINA Y HEMOGLOBINA	FIBRAS ÓPTICAS	PULSO Y ONDA CONTINUA	AFFECTA LA CORNEA PRODUCE CATARATAS. RETINA Y PIEL QUEMA	TEJIDOS Blandos. Duros Y ENDODONCIA

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

TABLA 2 LÁSER DE ARGÓN.

LONGITUD DE ONDA	RADIACION	MEDIO ACTIVO	ABSORCIÓN BIOLÓGICA	TRANSMISIÓN	EMISIÓN	PRECAUCIÓN	PRINCIPAL APLICACIÓN
0.488 VERDE	UVB						TEJIDOS
0.5145 AZUL	VISIBLE	GAS	HEMOGLOBINA Y MELANINA	FIBRA ÓPTICA	ONDA CONTINUA	LESIONA LA RETINA, QUEMA LA PIEL, FOTOSENSIBLE.	BLANDOS CURAR RESINAS. (Martinez, 1994)

TRABAJOS CON
FALTA DE ORIGEN

11. EL LÁSER DE ARGÓN EN ODONTOLOGÍA

El láser de argón tiene un medio activo de gas de ión argón, cuya energía es enviada a través, de una fibra óptica por modalidad pulsátil y onda continua. Este láser posee dos longitudes de onda no ionizantes, ambas visibles para el ojo humano: 488 nanómetros (nm.), de color azul y 514 a 532 nm. de color verde-azulado. (Revista Warelengths, 2000)

La onda de 514 nm. tiene su absorción máxima en el pigmento rojo. Por lo tanto los tejidos que contienen hemoglobina, hemosiderina y melanina interactúan fácilmente con este láser. De hecho, es un láser quirúrgico muy útil con capacidades hemostáticas excelentes. Este láser es ideal para el tratamiento de enfermedad periodontal inflamatoria aguda y de lesiones altamente vascularizadas, como hemangiomas, usado en contacto con el tejido.

La onda de 488 nm. es exactamente aquella necesaria para activar la canforoquinona, el fotoiniciador más común de resinas compuestas; causando la polimerización de la resina en materiales restaurativos compuestos. Usando la luz de argón para este propósito, resulta un tiempo de curado mucho más corto comparado con el curado de luces convencionales, con la ventaja de tener una cantidad suficiente de fotones para asegurar un fotopolimerizado apropiado del material. Existen estudios que demuestran incremento en la resistencia de la resina curada por láser al comparar resina curada por luz visible. El láser de argón también puede ser utilizado con otros materiales dentales, tales como pasta de impresión activada por luz, y geles blanqueadores activados por luz o calor.

Ninguna de las longitudes de onda se absorben bien ni en tejidos dentales duros ni en agua. La inexistencia de absorción en el esmalte y la dentina es una ventaja al usar este láser para cortar y esculpir tejidos gingivales, ya que no hay ninguna interacción apreciable y en consecuencia no habrá daño en la superficie del diente durante estos procedimientos. Ambas ondas se pueden ocupar como una ayuda para detectar caries. Cuando la luz del láser de argón ilumina el diente, el área con caries, se ve de color naranja-rojizo y es fácilmente distinguible. (Revista Warelengths, 2000)

12. LASER COMO MEDIO PARA FOTOPOLIMERIZAR.

En años recientes, la popularidad de restauraciones estéticas ha aumentado con el uso de resinas. Esto hace que el Cirujano Dentista tenga nuevos retos, tales como, la colocación de restauraciones directas de resina y la adecuada polimerización de éstas. (Vargas, 1998)

Una polimerización adecuada, es un factor crucial para lograr propiedades físicas y clínicas óptimas de las resinas. Los problemas asociados a una mala o inadecuada polimerización, incluyen propiedades físicas inferiores como: solubilidad en boca y aumento de microfiltración con la consecuente formación de caries e irritación pulpar. (Vargas, 1998)

Se sabe que la luz ultravioleta (UV), es una herramienta para iniciar reacciones químicas, en particular la polimerización. Resulta ser especialmente efectiva, en transformar en segundos una resina líquida en una material polimérico duro. En la búsqueda continua para reacciones de polimerización, el láser parece representar la luz de curado más rápido y actual por el poder de su rayo. Bajo tal intensidad de iluminación se genera un curado casi instantáneo y, por lo tanto, la solidificación de la resina. (Decker, 1999)

El interés dental en los láseres ha ido en aumento y ha sido objeto de investigaciones para encontrar formas y mejorar aún más los tratamientos dentales a través de su aplicación. (Fleming, 1999)

Las resinas activadas con luz, se apoyan en una suficiente intensidad de luz para lograr una polimerización adecuada. Mientras la luz pasa a través de la resina compuesta, ésta es absorbida, lo que atenúa la intensidad y reduce la efectividad de la luz para la polimerización de la resina conforme la profundidad aumenta.

Los factores que afectan la profundidad de curado de resinas fotoactivadas incluyen: tipo y tamaño de relleno; transmisión de luz, tipo, grosor y color de resina; tiempo de exposición, distancia de la fuente de luz e intensidad de ésta.

Recientemente se ha puesto de interés usar el Láser de Argón (LA) para iniciar la polimerización. (Vargas, 1998) La coherencia espacial de la emisión láser hace que el rayo puede ser movido a un pequeño punto. (Decker, 1999)

Los resultados de estudios previos sugieren que la polimerización con LA resulta en mejores propiedades que la luz convencional. El LA difiere de fuentes de luz en:

1. Emisión de energía sobre una banda angosta de longitud de onda (40 nm. vs 120 nm.) centrados alrededor de 480 nm. que es la longitud de onda óptima para activar la canforquinona.
2. Colimación de LA que resulta en una gran densidad de potencia a distancia. A diferencia de las fuentes convencionales que disminuyen con la distancia debido a una mayor divergencia de la fuente de luz. Estos dos factores pueden ser, los responsables de la eficiencia en la polimerización de resinas compuestas. (Vargas, 1998)

En estudios se han revisado las propiedades físicas de las resinas compuestas polimerizadas con el láser de argón comparadas con una luz convencional. En la literatura se ha comparado la microdureza a varias profundidades con las dos fuentes de luz. La microdureza ha sido mostrada como un adecuado indicador del grado de conversión o polimerización de las resinas compuestas. El grado de polimerización es un valioso indicador del funcionamiento clínico de un material restaurativo de una resina. (Vargas, 1998)

En un estudio realizado por Masutani (1990), se comparó la dureza de la superficie de la resina curada con LA a densidades de energía equivalentes, pero con distintas potencias de salida y tiempos de exposición. Se consiguieron durezas de superficie más grandes usando una potencia de salida más baja (300 W/m^2) por 40 segundos, comparado con (600 W/m^2) por 20 segundos. (Vargas, 1998)

Severin y Maquin, reportaron una dureza de superficie mayor usando un láser de argón a un mínimo de 100 mW, en comparación con una luz convencional a tiempos de exposición equivalentes. (Vargas, 1998)

Puckett y Bennett, compararon la dureza de la superficie y el fondo de la resina compuesta polimerizada con láser de argón a un tiempo de 10 segundos contra una luz convencional a un tiempo de 30 segundos. Aunque la dureza de la superficie no difirió significativamente con ninguna de las dos fuentes de luz, la dureza de la resina compuesta a una profundidad de 3 mm. fue significativamente mayor cuando se polimerizó con el láser de argón comparado con la luz convencional. (Vargas, 1998)

Waknine y Cipolla obtuvieron una dureza semejante en la superficie con 5 segundos de exposición a una luz láser de argón comparada 40 segundos con la luz convencional, mientras que una dureza semejante en el fondo a 1 mm. de grosor de la resina fue lograda con 10 segundos a exposición por el láser de argón. (Vargas, 1998)

A pesar de que la microdureza es un parámetro típico para indicar el grado de polimerización de resinas, la dureza no asegura la polimerización completa a través de la restauración. Otros estudios previos han reportado material poco polimerizado en el fondo de la restauración curada de acuerdo con los tiempos de curado recomendados por el fabricante. Estas resinas poco polimerizadas pueden tener consecuencias no deseables, tales como, la formación de espacios, filtrado marginal, caries recurrente, efectos pulpares adversos, y finalmente falla en la restauración. La dureza del fondo influye mucho en el pronóstico a largo tiempo de la restauración. (Vargas, 1998)

Basados en resultados de numerosos estudios, los fabricantes actualmente recomiendan 40 segundos de exposición a luz convencional, para lograr una adecuada polimerización de los materiales de resina más allá de los 3 mm, de profundidad. Sin embargo aún hay preguntas sobre el tiempo adecuado de exposición para lograr una polimerización similar con el LA. (Vega del Barrio, 1996) Premier Laser Systems, Inc; dice que el láser de Argón requiere solo $\frac{1}{4}$ del tiempo de exposición o sea 10 segundos para polimerizar resinas a 2 mm de profundidad, comparado con 40 segundos recomendados para los sistemas convencionales. (Fleming, 1999)

Las resinas compuestas polimerizan cuando el iniciador canforquinona se inicia con una luz azul, que tiene una longitud de onda de un rango de 400-500 nanómetros (nm.) Con una actividad de 480 nm. (Fleming, 1999) Las unidades de luz convencional pueden activar la canforquinona, pero el poder óptimo de curado no se logra y las unidades frecuentemente fallan en restauraciones complejas.

Adicionalmente el color y brillantez dentro de los parámetros de la luz convencional visible no son uniformes a través del tiempo. Los bulbos, reflectores y las puntas de luz se degradan y los filtros se queman por el calor generado de las unidades, como resultado, el espectro de luz se altera. A diferencia de las unidades de luz visible, en el láser de Argón no se emplean los filtros.

Finalmente, desde un punto de vista de mercadotecnia, la utilización del láser puede representar una imagen al público de un consultorio dental dedicado a mantener la innovación tecnológica. La percepción de los pacientes en general al usar el láser en la Odontología ha demostrado ser positivo. (Fleming, 1999)

DESVENTAJAS.

A pesar de que el tamaño, peso y portabilidad de los láseres de Argón, ha mejorado grandemente en los últimos años, aún así, es mucho más grande que una unidad convencional. El láser puede generar una cantidad sustancial de calor y los ventiladores que son para enfriar pueden ser bastante ruidosos y existe un tiempo de 30 segundos entre el encendido de la unidad y la emisión de la luz. (Fleming, 1999)

Otra desventaja del láser de argón es: los tiempos de exposición; cuando se utilizaron tiempos de 10 y 20 segundos se notaron efectos mínimos, mientras que se noto necrosis, 5 días después de la aplicación de 30 segundos. Estos tiempos se basan en un estudio que se hizo in vivo en perros, en donde se dice que existe una temperatura elevada en el techo dentinario de la cámara pulpar, así como dentro de la pulpa misma, cuando el láser de argón se utiliza para curar resinas compuestas. (Fleming, 1999)

A pesar de que existen reportes de las propiedades físicas aumentadas de las resinas compuestas polimerizadas con láser; también, existen reportes que conflictuan el sellado marginal obtenido con el curado del láser, el aumento en la contracción y la capacidad de descamarse de algunas partículas de la resina. Se ha reportado de un estudio in vitro, que no existe un cambio significativo, en la polimerización lineal de la resina curada con láser de argón, mientras que, en otro estudio se mostró que los selladores de fasetas y fisuras curados con láser de argón mostraron un sellado superior a los curados con luz visible. Sin embargo, las restauraciones compuestas clase V, en dientes extraídos primarios y permanentes humanos, mostraron un mayor grado de microfiltración en el curado con láser comparado con el curado con luz. (Fleming, 1999).

En otra investigación se vio la posibilidad de obturar los conductos radiculares con una resina compuesta curada con láser de argón, se evaluó con microscopia electrónica, y se reveló una penetración de la resina dentro de los túbulos. Sin embargo, la observación de espacios entre la resina y las paredes del conducto lleva a los autores a sugerir que la contracción de polimerización afectó la adhesión en la dentina. Una posible explicación para estos resultados, es que la unión de la resina a dentina es durable sólo en superficies planas o en cavidades muy poco profundas.

En investigaciones recientes de la influencia de la intensidad de la luz, se ha sugerido un rango más rápido de curado, obtenido con un curado de alta intensidad que no permite suficiente tiempo para la relajación del material. Los resultados in vitro con unidades de luz convencionales han mostrado que el uso del curado de alta densidad tiene un efecto negativo que la integridad marginal de la restauración final, en el sellado marginal, sin embargo, la prepolimerización iniciada con una luz baja, seguida con una luz a una intensidad suave, mejoran significativamente la integración marginal de las resinas compuestas curadas con luz.

Debido a que la reacción de polimerización continúa después de su endurecimiento, las muestras curadas con las unidades de luz normal incrementaron su fuerza después de 20 días. Sin embargo, las resinas curadas con láser resultaron con valores más altos, pero estas diferencias desaparecieron a los 20 días también. (Fleming, 1999)

Se realizó un estudio en la Universidad de London, que tuvo como propósito comparar las temperaturas de curado de las resinas sobre la pulpa, con tres fuentes de luz: lámpara de halógeno Demetron Optilux 401, láser de argón Lasermed Accucure 3000 y arco de plasma Apollo 95E. en este estudio se utilizaron muestras de parafina a profundidades de 1, 2 y 4 mm. Se encontraron resultados altos en cuanto a la temperatura de 2 mm de resina cuando sólo 1 mm de tejido estaba presente entre la base de la resina y la pulpa.

Un curado de 40 segundos con una punta de 8 mm utilizando Optilux produjo una temperatura de 5.4°C, el láser mostró esto mismo, pero después de 15 segundos de curado. Las temperaturas alcanzadas con la luz de plasma fueron menores. En conclusión las tres fuentes de luz producen temperaturas que no dañan el tejido pulpar. (Mercer, 2000)

En odontología la tecnología LED es una alternativa para aumentar el tiempo de vida de una resina. La luz del sistema LED se enfoca en un pequeño rango espectral comparable al láser. Se utilizan diodos que emiten 470 nanómetros igual a los de luz azul

En un estudio realizado por Frentzen, se utilizaron muestras de resina (A1, B2, B3) de 4 mm de profundidad y fueron irradiados por un tiempo de 1 minuto con la tecnología LED (80mA) y 3 minutos con luz halógena a 470 nanómetros respectivamente. Los grupos de prueba(LED 1 minuto para 3.6 mm y 3 minutos para 4.4 mm) la profundidad de curado fue significativamente alta comparada con el grupo control de luz halógena (1 minuto para 2.5 mm y 3 minutos para 3.4 mm). Como resultado la tecnología LED pudo superar a la luz halógena. (Frentzen, Föll, 2000)

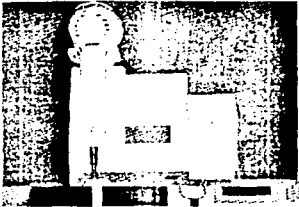


FIG. 6 LAMPARA CONVENCIONAL

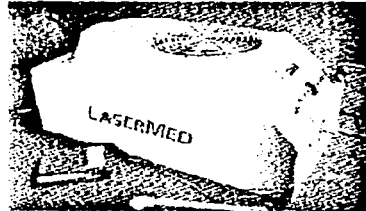


FIG. 7 LÁSER DE ARGÓN

TABLAS COMPARATIVAS DE DIFERENTES SISTEMAS DE FOTOCURADO (CRA, 1999)

CARACTERISTICAS DE LAS LAMPARAS DE FOTOCURADO CONSIDERADAS ESENCIALES POR EVALUADORES DE CRA.

1. Intensidad $>400 \text{ mW/cm}^2$ para polimerizar a través desde restauraciones hasta alcanzar el cemento.
2. Punta curva, diámetro amplio de la lámpara ($>10 \text{ mm}$).
3. Radiómetro incorporado para revisar intensidad de la salida de luz antes de su uso.
4. Que siga funcionando sin necesidad de apagarla hasta enfriar.
5. Reloj conveniente.
6. Tamaño pequeño, ligera, manejo seguro para facilitar el traslado.
7. Costo razonable.

TABLA 3. LÁMPARAS DE FOTOCURADO

MARCA Y NOMBRE DE LA COMPAÑIA	PRECIO DE LISTA	PUNTA INSERTA EN LA COMPRA	RADIOMETRO INCORPORADO	INTENSIDAD DE SALIDA	CARACTERISTICAS CONVENIENTES
ASTRALIS 5 Ivoclar N. América 716-691-0010	US\$550	7.0mm	No	620 mW/cm ²	<ol style="list-style-type: none"> 1. Incluye 2 de 7 características: reloj con 10, 20, 30, 40, 60 y 80 seg. fácil de trasladar. 2. Fácil recambio de bombilla. 3. Gatillo de encendido y apagado. 4. Ventilador silencioso. 5. Cuerda ligera.
CURING LIGHT 2500 3M Dental 651-575-5144	US\$618	11.5mm	NO	830 mW/cm ²	<ol style="list-style-type: none"> 1. Incluye 4 de las 7 características y no incluye radiómetro. 2. Ventilador silencioso.
XL3000 3M Dental 651-575-5144	US\$966	11.5mm	Si	600 mW/cm ²	<ol style="list-style-type: none"> 1. incluye 5 de las 7 características. No tiene manilla y costo razonable. 2. Ventilador silencioso. 3. bombilla fácil de remplazar. 4. gatillo de encendido y apagado. 5. Almacenamiento de bombilla en la base

TABLA 4. LÁMPARA DE PLASMA AL ARCO

MARCA Y NOMBRE DE LA COMPAÑIA	PRECIO DE LISTA	PUNTA INSERTA EN LA COMPRA	RADIOMETRO INCORPORADO	MAXIMA INTENSIDAD DE SALIDA	TIPOS DE POLIMERIZADO
APOLLO 95 E DMD 805-381-2700	US \$4,495	6.7mm	No	1930 mW/cm ²	1. SCC: 1 nivel de intensidad de 1930 mW/cm ² con opciones de tiempo de 1, 2, y 3 seg. 2. SCA: 1280 mW/cm ² por 2 seg. Que automáticamente hasta 1900 mW/cm ² por 6 seg.
PAC LIGHT ADT 248-395-3900	US \$4,995	7.0mm	Si	1440 mW/cm ²	3. SCC: 1 nivel de intensidad de 1440 mW/cm ² por 10 seg.
VIRTUOSO Den-Mat 805-922-8491	US \$4,500	5.7mm	No	2040 mW/cm ²	4. SCC: 1 nivel de intensidad de 2040 mW/cm ² con opciones de tiempo de 3, 5, 7, y 9 seg.

SCC: Salida de Corriente Continua

SCA: Salida de Corriente Alterna

TABLA 5. LASER DE ARGÓN

MARCA Y NOMBRE DE LA COMPAÑIA	PRECIO DE LISTA	PUNTA INSERTA EN LA LISTA	RADIOMETRO INCORPORADO	MÁXIMA INTENSIDAD DE SALIDA	TIPOS DE POLIMERIZADO
ACCURE 3000 LaserMed 801-256-0074	US \$8,950	Punto brillante de 6.0mm en una ventana de 11.5mm	Si	730 mW/cm ²	1. SCC, con 4 niveles de intensidad de 320, 480, 640 y 730 mW/cm ² , hasta que el operador apague la lámpara.

SCC: Salida de Corriente Continua.

13. DISCUSIÓN

De acuerdo con los resultados que reporta Vargas muestran que el láser de Argón es un medio eficiente y rápido para polimerizar resinas. Las longitudes de onda más eficientes fueron 477 y 488 nanómetros. La longitud de onda de 514.5 nanómetros fue relativamente ineficiente para polimerizar comprobando que la absorción de la canforoquinona es de 470-490 nanómetros.

Puckett y Bennett refieren que la resinas fotopolimerizadas con láser de argón provee mejores propiedades como la dureza. En algunos experimentos se encontró con el láser de argón un mayor grado de polimerización.

Fleming en su artículo indica que existen varios reportes de un mal sellado marginal obtenido con el curado del láser; los láseres de argón cuando fotopolimerizan aumentan el grado de contracción de las resinas.

Otros factores que afectan la profundidad y velocidad de curado se deben a la especificidad de la longitud de onda, la intensidad de luz y el tiempo de exposición, espesor del material, tipo, tamaño de partícula y el matiz.

14. CONCLUSIÓN

El curado inducido por láser es una técnica relativamente nueva. Actualmente se cree que la tecnología láser en el campo de la odontología, especialmente para fotopolimerizar resinas, tiene un vía por recorrer. Por lo tanto, es necesario que se lleven a cabo más investigaciones acerca del tema, ya que en la actualidad resulta ser una herramienta útil. Desafortunadamente el aspecto económico deja mucho que desear, ya que resulta difícil que se utilicen de manera rutinaria en los tratamientos convencionales y principalmente que los fabricantes de láseres nos brinden un equipo confiable.

De acuerdo con la revisión bibliográfica realizada, se encuentran datos que indican que el uso del láser es mejor en cuanto a que la dureza de las resinas fotopolimerizadas es mayor. sin embargo, existen otros datos que indican que el grado de contracción de polimerización es mayor con láser de argón que con lámparas convencionales. Además hay ventajas en cuanto al tiempo de trabajo debido a que el tiempo de polimerización con láser.

Por todo lo anterior sería conveniente realizar otros estudios in vitro evaluando propiedades físicas de resinas polimerizadas con diferentes medios como son: lámparas de luz halógena, lámparas de arco de plasma, LEDS (estos dos últimos que actualmente inician su venta en el mercado nacional) y el láser para determinar si aún este último medio puede ser una buena alternativa.

SEIS CON
FALLA DE ORIGEN

BIBLIOGRAFÍA

- Clinical Research Associates Newsletter. Agosto, 1999. volumen 22.
- Decker Christian. High-speed curing by laser irradiation. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 151 (1999) 22-28 pág.
- Donald J. Coluzzi, DDS An Overview of Laser Wavelengths used in Dentistry.
- Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of Composite Resin using the Argon Laser. Journal of the Canadian Dental Association. 1999 Sep; 65(8): 447-50.
- Frentzen. M, Föll, Braun. A. University Dental Clinic Bonn. 2000.
- Ketterl. Odontología conservadora. Ed. Masson- Salvat. Tercera Edición. 1994.
- Macchi, Ricardo Luis. Materiales dentales: Fundamentos para su estudio. Buenos aires, México; Médica Panamericana 2000. 273 pág.
- Martínez, Héctor. Manual de odontología láser. Ed. Comunicatio corporación. México. 1994. 123 pág

TEJIS CON
FALLA DE ORIGEN

- Mercer, Ch. Composite curing temperatures achieved with Alojen, laser and plasma light sources. St. Bartolomew's and the Royal London School of Medicine and Dentistry, Queen Mary University of London.

- Revista Wavelengths. Septiembre 2000.

- Roth, F. Los composites. Ed. Masson. S.A. Barcelona. 1994. 244 pág.

- Ruiz, R. Láser. Breve introducción y algunas demostraciones sencillas. 2da ed. Ed. Universidad Nacional Autónoma de México. 1981. 51 pág.

- Stiberman, Leonardo. Director Unidad Láser del Circulo Argentino de Odontología. Septiembre 2000.

- Tarle Z, Menga A, Ristic M, Suta o J, Pichler G. Polymerization of composites using pulsed laser. Eur J Oral Sci 1995 Dec; 103(6): 394-8..

- Uribe, Echeverría Jorge. Operación Dental: Ciencia y práctica. Ed. Avances. Madrid. 1990 385 pág.

- Vargas MA, Cobb DS, Schmit. Polimerization of Composite Resins: Argon Laser vs Conventional Light. Operative Dentistry, 1998, 23, pág:87-93.

- Vega del Barrio, José Maria. Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Ed. Avances médicos dentales. 1ra ed. Madrid. 1996.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

TEJIS CON

N