



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EFFECTOS OCULARES PRODUCIDOS POR LUZ AZUL DE LAS LÁMPARAS DE
FOTOPOLIMERIZACIÓN UTILIZADAS EN ODONTOLOGÍA.**

**TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL PROGRAMA DE TITULACIÓN POR
ALTO PROMEDIO (TAP)**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

MARIANA MONTSERRAT DE LA GARZA PALACIOS

TUTORA: C.D. MARÍA ESTELA LÓPEZ MAGAÑA

MÉXICO, D.F.

2013



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.

DEDICATORIAS Y AGRADECIMIENTOS.

A Dios.

Por todo lo que se me ha dado, tantas bendiciones en mi vida, por jamás sentirme sola, gracias señor.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y Facultad de Odontología.

Por abrirme sus puertas, por todos los conocimientos recibidos y por formar profesionales de excelente calidad. Orgullosamente UNAM.

Al programa de Movilidad Estudiantil.

Por permitirme conocer otro país, otra cultura, otras formas de enseñanza, por darme la oportunidad de tener la mejor experiencia de mi vida.

A mi tutora.

C.D. María Estela López Magaña, por compartir su conocimiento, por su tiempo, su paciencia y apoyo. Gracias.

A mi Padre.

Por todo tu amor, tu apoyo incondicional, por impulsarme a alcanzar mis sueños así se vean muy complicados. Porque desde pequeña has sido mi inspiración. Por enseñarme que el limite esta en el cielo. Te amo.

A mi Madre.

Por ser mi mejor amiga, mi confidente, mi todo. Por siempre tener un buen consejo para mí y un abrazo reconfortante que me vuelve a dar fuerzas. Porque siempre creíste en mí. Te amo.

A mis hermanos Carlos y David.

Porque aunque parezca muy difícil alcanzar el sueño siempre se puede, que nadie les diga lo contrario. Los quiero mucho.

A mi sobrina Mia.

Porque eres mi mayor inspiración, cambiaste mi vida desde que llegaste y no hay un solo día que no quiera ser alguien mejor gracias a ti. Te adoro.

A mi tía Gaby.

Porque sin ti no estaría aquí. Gracias por ser un apoyo incondicional, por todo tu cariño y sobre todo gracias por ser mi segunda mamá. Te quiero mucho.

A David Bustamante.

Mi incondicional. Por ser mi amigo, mi novio, mi esposo. Por siempre estar a mi lado apoyándome y porque siempre creíste en mí. No hay un solo día en el que no me impulses a seguir adelante. Gracias por todo. Te amo.

A mis grandes amigos.

Edgar, Yuri, Karla y Ely. Por todo su amor, sus palabras de aliento y jalones de oreja. Por siempre apoyarme y motivarme, por convertirse en mi familia. Los adoro.

ÍNDICE

• CAPÍTULO I.- INTRODUCCIÓN.	6
• OBJETIVOS.	
-Objetivo General.	10
-Objetivos Específicos.	10
• CAPÍTULO II.- ANTECEDENTES.	11
2.1 Usos de las unidades de fotoactivación.	13
• CAPÍTULO III.- ANATOMIA Y FISILOGIA DEL OJO.	14
3.1 Constitución del Bulbo Ocular.	14
3.1.1 Capa Externa.	14
3.1.2 Capa Media o Tracto Uveal.	15
3.1.3 Capa Interna	16
3.2 Compartimientos o cámaras del bulbo ocular.	16
3.3 Resumen funcional del bulbo ocular.	17
3.4 Bastones y Conos.	18
• CAPÍTULO IV.- LUZ	19
4.1 Definición	19
4.2 Espectro de ondas electromagnéticas.	20
4.2.1 Radiación Ultravioleta.	21
4.2.2 Radiación Infrarroja.	21
4.3 Luz azul.	22
4.4 Tipos de Lámparas utilizadas en odontología.	23
4.4.1 Lámparas Halógenas.	25
4.4.1.1 Convencionales.	26
4.4.1.2 De curado gradual.	26
4.4.1.3 De alta potencia.	27
4.4.1.4 De baja potencia.	28
4.4.2 Lámparas de arco de plasma.	29
4.4.3 Dispositivos láser (láser de argón).	30
4.4.4 Equipos LED.	31

• CAPÍTULO V.- LESIONES OCULARES COMO CONSECUENCIA A EXPOSICIÓN DE LUZ.	35
5.1. Intensidad adecuada para el uso de la luz azul.	35
5.2. Daños probables a la visión.	36
5.3. Conclusiones de diversos estudios.	41
5.4. Efectos biológicos en el ojo por la radiación ultravioleta.	41
5.5. Mecanismos de protección.	42
• CAPÍTULO VI.- MEDIDAS DE PREVENCIÓN Y CONTROL DE LESIONES.	44
6.1 Monitorización y control periódico de los dispositivos.	44
6.2. Bioseguridad.	45
6.3. Protección personal.	46
• CONCLUSIONES.	48
• REFERENCIAS.	50

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN.

El objetivo de este trabajo es mostrar los efectos oculares producidos por luz azul de las lámparas de fotopolimerización utilizadas en odontología, así como también la manera de reducirlos.

Es evidente la estrecha relación existente entre la odontología estética y los materiales fotoactivables. Existe una alta demanda sobre los materiales que necesitan la activación lumínica por lo que la industria ha incrementado sus esfuerzos para el desarrollo y aplicación en odontología de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces.

Las resinas, los selladores y los composites inauguraron la era del fotocurado. Los ionómeros vítreos adoptaron posteriormente esa tecnología que hoy es parte de la rutina en el ejercicio de la odontología. El éxito del empleo de estos materiales depende de un requisito necesario, aunque no suficiente. La disponibilidad de un equipo que provea la radiación con la calidad y en la cantidad apropiadas para asegurar óptimas propiedades finales en el material.

Para que se produzca el fotocurado, es necesario que la radiación lumínica sea absorbida por el material. La absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide.

La principal misión de la lámpara de fotoactivación consiste en la activación, mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formulación del material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado.

El órgano de la visión es el aparato sensorial especializado en la percepción de los estímulos luminosos. Éstos son percibidos por una membrana neural especializada: la retina, que forma parte del ojo, considerado el órgano más importante de la visión. Posteriormente, los estímulos son transmitidos por el nervio óptico hacia el área cortical, donde se hace consciente la visión.

La luz es una onda electromagnética capaz de afectar el sentido de la vista. La luz que entra a nuestros ojos es el principal medio mediante el cual

recibimos información. La característica que distingue a la luz de otras formas de radiación electromagnética es su energía. Una de las más importantes propiedades de la luz es el hecho de que viaja en línea recta.

Las radiaciones electromagnéticas pueden ser identificadas por su longitud de onda. Su espectro comienza en valores inferiores al nanómetro (milésima de micrómetro) con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos, como las ondas de radio o televisión.

Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada “luz visible”, constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión. Su rango abarca aproximadamente entre los 400 y 700 nm y a las cuales el ojo humano es sensible, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. Los restantes colores se ubican entre ellas.

Damos el nombre de luz azul, a la luz cuyo espectro de onda varía entre los 400 y 500 nanómetros (nm), cuya producción puede obtenerse a partir de lámparas especiales.

Las unidades para la activación intrabucal de la polimerización funcionan proveyendo una radiación que oscila en un valor medio de alrededor de 470 nm. Por ello, también pueden denominarse dispositivos de luz azul o luz visible.

Las luces de curado dentales tienen muchas aplicaciones en odontología, incluyendo la fotopolimerización de resinas, para selladores de foseas y fisuras, restauraciones de cavidades, la vinculación de las restauraciones indirectas, adhesivos de ortodoncia y blanqueamiento dental.

Para que sea 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. Todo esto se refiere a la calidad de la radiación, pero también es importante su cantidad para que el trabajo de polimerización sea completado de manera conveniente.

Todas las lámparas de fotoactivación que existen actualmente en el mercado pueden ser clasificadas en función de las distintas tecnologías que poseen en cuatro grupos:

1. Lámparas halógenas.
2. Lámparas de arco de plasma.

3. Dispositivos láser (láser de argón).
4. Equipos LED.

La mayoría de estas lámparas emiten una luz azul intensa a una longitud de onda entre los 400 nm y 500 nm, y algunas también emiten luz en el rango ultravioleta "UVA" (315-400 nm). Aunque la luz azul (y, para algunas resinas, la luz UVA) es esencial para que la reacción de polimerización se produzca en las resinas curadas con luz, la exposición prolongada a la luz azul y UVA tiene efectos adversos para la salud, sobre todo daños oculares.

El mayor peligro ocular relacionado con la luz azul se produce en alrededor de los 440 nm (cerca de la longitud de onda máxima de muchas luces LED).

La luz azul se transmite a través de los medios oculares y son absorbidos por la retina. En niveles bajos de exposición crónicos, la luz azul amplifica el envejecimiento y la degeneración de la retina, causando lesión fotoquímica en el epitelio pigmentado y coroides de la retina. Las manifestaciones clínicas del daño en la retina incluyen fotorretinitis aguda (inflamación de la retina, producida por la acción excesiva de la luz) y, en casos severos, la degeneración macular relacionada con la edad. En contraste, la luz UV es absorbida principalmente por la conjuntiva, la córnea y el cristalino antes de que alcance la retina. Por lo tanto, la radiación UVA provoca lesiones en la córnea o fotoqueratitis (inflamación de la córnea), así como cataratogénesis y la opacificación transitoria o permanente de la lente.

El daño visible por la luz azul a las células del epitelio pigmentado de la retina se produce a través de un mecanismo fotooxidativo y el daño resultante puede inducir o exacerbar la degeneración macular relacionada con la edad.

Para que las unidades para fotopolimerizar actúen correctamente y el fotocurado sea el adecuado, es necesario que mantengan la longitud de onda y potencia requeridas. Es responsabilidad del profesional y de sus auxiliares asegurar la utilización de un aparato adecuado y la realización de un control y mantenimiento apropiados.

En primer lugar, el operador debe evitar mirar directamente la luz, o realizar lo mismo a cierta distancia.

La radiación generada por estos dispositivos, así como su reflejo sobre las superficies irradiadas, 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 azul.

OBJETIVO GENERAL.

- Determinar los efectos oculares producidos por luz azul de las lámparas de fotopolimerización utilizadas en odontología.

OBJETIVOS ESPECIFICOS.

- Determinar que es la “luz azul” y sus efectos.
- Identificar las estructuras del bulbo ocular más sensibles a la luz azul.
- Identificar los tipos de lámparas de fotopolimerización utilizadas en odontología así como sus ventajas y desventajas.
- Conocer las medidas de prevención y control de lesiones para evitar o disminuir los daños provocados por la luz azul.

CAPITULO II

ANTECEDENTES.

Es indiscutible la necesidad de materiales más estéticos tanto para los odontólogos como para los pacientes, debido a esto las resinas sintéticas evolucionaron como materiales para restauraciones de manera fundamental por sus características estéticas¹³.

El desarrollo de los materiales acrílicos autocurables en los últimos años del decenio de 1940, hizo posible la restauración de los dientes con resina directa. El monómero y el polímero se combinan y se obtiene una masa o gel plástico que se inserta dentro de la cavidad ya preparada, donde polimeriza *in situ*¹³.

Los acrílicos de obturación directa tuvieron éxito parcial al cubrir los requisitos de un material de restauración estético y durable para dientes anteriores. Ciertas características los convirtieron en un elemento superior al cemento de silicato. Sin embargo, otras propiedades, como su alta contracción de polimerización y su elevado coeficiente de expansión térmica ocasionaron problemas; incluso en las restauraciones no sujetas a tensión¹³.

Debido a estos problemas de las resinas autocurables se comenzó con la utilización de las resinas polimerizables. Estos materiales, constituyeron un nuevo capítulo dentro de la terapéutica odontológica, al permitir reparaciones dentales más rápidas, menos notorias que las tradicionales, y con niveles de resistencia similares a las anteriores⁶. Dichas resinas podían ser polimerizadas, mediante reacciones catalizadas por químicos o por efectos de la luz de onda corta, en especial la conocida "luz azul"⁶. Como estas resinas son monómeros de dimetacrilato, ellas polimerizan por mecanismos de adición que se inician en radicales libres. Los radicales libres se generan por activación química o energía externa (calor, luz)¹³.

A partir de los años 70 comienza un intento por tener control sobre los tiempos de polimerización de las resinas compuestas, por medio de sistemas físicos, con la utilización de las lámparas de luz ultravioleta⁷. Los primeros sistemas fotoactivados utilizaron la luz ultravioleta para iniciar los radicales libres. Estos sistemas tuvieron problemas por la penetración limitada de la luz en la resina, así como por la falta de su paso a través de la estructura dental. Esto hace que la resina no polimerice de manera adecuada, excepto en capas muy delgadas con acceso directo a la fuente de luz¹³, además de su

lentitud de fotoactivación y riesgo de dermatosis o lesión ocular ante exposiciones prolongadas¹⁰.

Las primeras unidades de energía radiante para la polimerización de resinas compuestas aparecen hace más de 30 años, destacándole el sistema NUVA-LITE de la compañía L.D. Caulk. Este sistema utiliza la radiación ultravioleta, con una longitud de onda promedio de 360 nanómetros dentro del Espectro Electromagnético.

Las fórmulas de resina compuesta NUVA-FIL y sellante de puntos, fisuras y fasetas NUVA-SEAL, se hicieron muy populares y de gran aceptación por parte de los odontólogos ante las posibilidades de poder elaborar restauraciones en odontología estética sin el apremio de tiempo y modelar grandes restauraciones, con la posibilidad de combinar diferentes colores.

El mecanismo de inducción de radicales libres para luego permitir la formación de cadenas poliméricas se logra mediante la inducción de la luz ultravioleta de 360 nm como activador sobre la resina compuesta la cual se le incorpora como iniciador el benzón-metil-eter.

Desafortunadamente al poco tiempo se publican varios reportes científicos que alertan sobre problemas biológicos inherentes a la utilización de radiación ultravioleta, entre otros el reporte del consejo de materiales dentales de la Asociación Dental Americana A.D.A publicado en su revista oficial J.A.D.A. Vol. 92, Abril 1976¹¹.

La publicación de Birdsell, D, y colaboradores, advierte sobre los efectos nocivos en la utilización de radiación U.V¹¹.

Después se desarrollaron sistemas activados por luz visible, con gran mejoría en la capacidad de polimerizar incrementos gruesos. Estos desplazaron por completo a los primeros. También, las resinas compuestas fotoactivadas con luz visible tienen un uso más extenso que las de activación química¹³.

Las resinas, los selladores y los composites inauguraron la era del fotocurado. Los ionómeros vítreos adoptaron posteriormente esa tecnología que hoy es parte de la rutina en el ejercicio de la odontología. El éxito del empleo de estos materiales depende de un requisito necesario, aunque no suficiente. La disponibilidad de un equipo que provea la radiación con la

calidad y en la cantidad apropiadas para asegurar óptimas propiedades finales en el material⁵.

Todos los materiales que endurecen por medio de un proceso de polimerización requieren de la puesta en marcha de un sistema iniciador-activador para que ocurra dicha reacción, esta primera fase se denomina de Iniciación. Tradicionalmente se logra por medios químicos entre un iniciador (peróxido) y el activador (amina), pero dentro de este esquema el activador puede ser sustituido por algún tipo de energía, en este caso la lumínica (Luz azul de 470 nm) y de esta manera producir la etapa de Iniciación⁷.

2.1 Usos de las unidades de fotoactivación.

Ciertos materiales logran su reacción de endurecimiento (fraguado) por una reacción de polimerización. Cuando esta polimerización se realiza por adición requiere energía para activar la etapa de iniciación; así se podrá completar convenientemente la reacción en un lapso no muy prolongado.

En la fotoactivación, esa energía se obtiene por medio de la absorción de una radiación por una sustancia apropiada. Ésta, así activada, produce el desdoblamiento de dobles ligaduras de moléculas (monómeros) presentes en un material⁵.

La tecnología del fotocurado se basa en la fotoquímica, en la producción de trabajo a través de la energía radiante para desencadenar una reacción química. Para que se produzca el fotocurado, es necesario que la radiación lumínica sea absorbida por el material. La absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide⁵.

En los selladores, composites, ionómeros y en algunos otros materiales de uso en odontología es posible incorporar sustancias que, al absorber una radiación de una determinada longitud de onda, pueden desencadenar el trabajo de polimerización⁵.

CAPÍTULO III.

ANATOMIA Y FISILOGIA DEL OJO.

El órgano de la visión es el aparato sensorial especializado en la percepción de los estímulos luminosos. Éstos son percibidos por una membrana neural especializada: la retina, que forma parte del ojo, considerado el órgano más importante de la visión. Posteriormente, los estímulos son transmitidos por el nervio óptico hacia el área cortical, donde se hace consciente la visión.

El ojo o bulbo ocular, que se aloja en la cavidad orbital, está contenido en una formación facial y protegido de traumatismos menores por tejido adiposo; además, es movilizado por una serie de músculos que lo orientan hacia el sitio de donde provienen los estímulos. Cuenta también con un aparato que excreta lágrimas, líquido que se encarga de mantenerlo limpio y que es vertido hacia una cavidad virtual limitada por una mucosa: la conjuntiva. Por último, el ojo está protegido de la agresión exterior por un par de pliegues cutaneomucosos llamados párpados, y por vellos implantados en ellos, llamados cilios o pestañas. Asimismo, las cejas actúan como protección de este órgano tan importante.¹

3.1 Constitución del bulbo ocular.

El bulbo ocular, tiene forma esférica, salvo en su sexto anterior, que hace prominencia y es transparente, mientras que en sus cinco sextos posteriores es opaco. Ambas partes, claramente diferenciables, corresponden, respectivamente, a la córnea y a la esclera.¹

En el ojo humano se pueden distinguir tres capas: una externa, una media y una interna.²

3.1.1 Capa externa.

La externa está formada por la Córnea y por la Esclera.

La córnea es una dura membrana transparente que se encuentra en la parte frontal del ojo, esto ayuda a dar un mejor enfoque a la retina.³ La córnea refracta y transmite la luz del lente y de la retina y protege al ojo contra las infecciones y daños estructurales internos. Es el tejido más densamente inervado del cuerpo.²

La Esclera es una membrana gruesa y resistente, integrada por una capa de tejido conectivo fibroso y denso, llamada sustancia propia escleral.¹ La forma de la esclera recubre al tejido conectivo, eso protege al ojo de las fuerzas internas y externas y mantiene su forma. La parte visible de la esclera está cubierta por una membrana mucosa transparente, la conjuntiva.

La córnea y la esclera están conectadas por el limbo.²

3.1.2 Capa media o tracto Uveal.

La capa media está formada por tres partes: La coroides, el iris y el cuerpo ciliar.

El iris está localizado por detrás de la córnea y por delante del lente³, controla el tamaño de la pupila, y así la cantidad de luz que llega a la retina.²

El borde central del iris se llama pupilar porque limita un orificio: la pupila, que queda frente a la lente y, según aumente o disminuya su diámetro, deja pasar mayor o menor cantidad de rayos lumínicos. El esfínter de la pupila forma un anillo muscular en el borde pupilar del iris; la contracción de tal esfínter disminuye el diámetro pupilar (miosis), limitando así la cantidad de luz que puede pasar por ella. El dilatador de la pupila es más extenso y está constituido por fibras radiadas, cuya contracción aumenta el diámetro de la pupila (midriasis), lo que permite el paso de mayor cantidad de luz a su través.¹

El cuerpo ciliar controla la potencia y forma del lente y es el sitio de producción acuosa. La coroides es una capa vascular que provee oxígeno y nutrientes para las capas externas retinales.²

El ojo está lleno de líquido intraocular, que mantiene una presión suficiente en el bulbo ocular para conservarlo distendido. Este líquido puede dividirse en dos partes, el humor acuoso, que se halla por delante y a los lados del lente, y el líquido del humor vítreo, que se encuentra entre el lente y la retina. El humor acuoso es un líquido que circula libremente, mientras que el humor vítreo, a veces llamado cuerpo vítreo, es una masa gelatinosa que se mantiene unida por un fino entramado fibrilar. El cuerpo ciliar produce humor acuoso, un fluido que provee de nutrientes a la lente, es un líquido claro, incoloro y alcalino.

El humor acuoso se forma y se reabsorbe continuamente. El equilibrio entre la producción y la reabsorción regula el volumen y la presión totales del

líquido intraocular. El humor acuoso se localiza principalmente en el espacio entre el iris y la córnea, justo en la cámara anterior. El flujo de este fluido va desde esta región hasta la cámara posterior (el área entre el iris y la lente), y después de transportar los desechos del ojo a través de una malla trabecular y del seno venoso escleral, un sistema de drenaje circular limpia la córnea, la esclera y el iris.⁴

3.1.3 Capa Interna.

La capa interna del ojo es la retina, la cual es una estructura compleja de neuronas que captan y procesan la luz, circundante a la cavidad vitrea.²

La retina es una capa delgada que contiene a la fóvea, la cual es la región donde inciden los rayos luminosos. Los vasos sanguíneos y nervios yacen de la retina, sin embargo estos no se encuentran cerca de la fóvea. Los vasos sanguíneos y el paquete nervioso se juntan después y salen del ojo a través del disco óptico³.

Los humanos poseemos dos tipos de fotorreceptores: bastones y conos. Los bastones son aproximadamente 20 veces más abundantes que los conos.

Los fotorreceptores son responsables de la fototransducción, la conversión de luz que entra en señales eléctricas. Para esta finalidad, las membranas de los fotorreceptores contienen pigmentos.

Los conos son los responsables de la visión del color, contienen pigmentos con máxima absorción para las partes azul, verde y amarillo del espectro.

La actividad de los bastones es con los niveles bajos de la luz y no están involucrados con la visión de colores.

La función retinal depende de varios factores, incluida la región de la retina que es iluminada, la longitud de onda, la intensidad del estímulo lumínico y la adaptación para la condición de luz.²

3.2 Compartimientos o cámaras del bulbo ocular.

Encontramos tres cámaras en el bulbo ocular:

Cámara Anterior (Figura 1): Es el espacio comprendido entre la cara posterior de la córnea y la cara anterior del iris, con la pupila en su centro, por lo que se comunica con la cámara posterior y donde es completada por la lente.¹

La lente se encuentra por detrás del iris y está formado por capas de largas fibras de células. La localización donde esas células se traslapan es llamada la sutura del lente³.

Cámara Posterior (Figura 1): Esta cámara se extiende desde el iris y el cuerpo ciliar hasta la superficie anterior del cuerpo vítreo.

Cámara Vítreo: Así se denomina a todo el espacio comprendido entre la concavidad de la retina y la cara posterior de la lente y de la zónula ciliar. Dicho espacio está ocupado por una masa gelatinosa transparente llamada estroma vítreo, el cual se condensa en su superficie externa y forma una membrana vítreo. En conjunto, masa y membrana reciben el nombre de cuerpo vítreo.¹

3.3 Resumen funcional del bulbo ocular.

Es muy acertada la comparación para explicar el funcionamiento del ojo con una cámara fotográfica. Ambos consisten en una lente o sistema de lentes que tienen como finalidad enfocar la imagen en una placa sensible, y de un mecanismo que a manera de diafragma permite el paso de mayor o menor cantidad de rayos luminosos. En el ojo, el sistema de lentes está integrado por la córnea, el humor acuoso, la lente, el cuerpo vítreo y las interfases correspondientes; la placa sensible es la retina y el diafragma está representado por la pupila.

Los rayos luminosos que proceden de un objeto situado a 7m o más de distancia del ojo son aproximadamente paralelos y, salvo el rayo central que no sufre desviación, los demás, al atravesar la córnea y la cámara anterior, experimentan refracción que los torna convergentes hacia la pupila.

Cuando por exceso de luz es necesario impedir el paso de los rayos periféricos, la pupila disminuye su diámetro por contracción de su esfínter; si por el contrario, falta luz, entra en juego el músculo constrictor de la pupila que se dilata, para permitir el paso de mayor cantidad de rayos. De cualquier manera, los rayos que llegan a la lente experimentan, al atravesarla, nueva refracción para enfocarlos sobre la retina, donde se forma una imagen invertida y de mucho menor tamaño. Como resultado de un proceso de transducción, análisis e inversión, en los centros corticales de la percepción visual donde se interpreta la imagen en tamaño y posición reales.¹

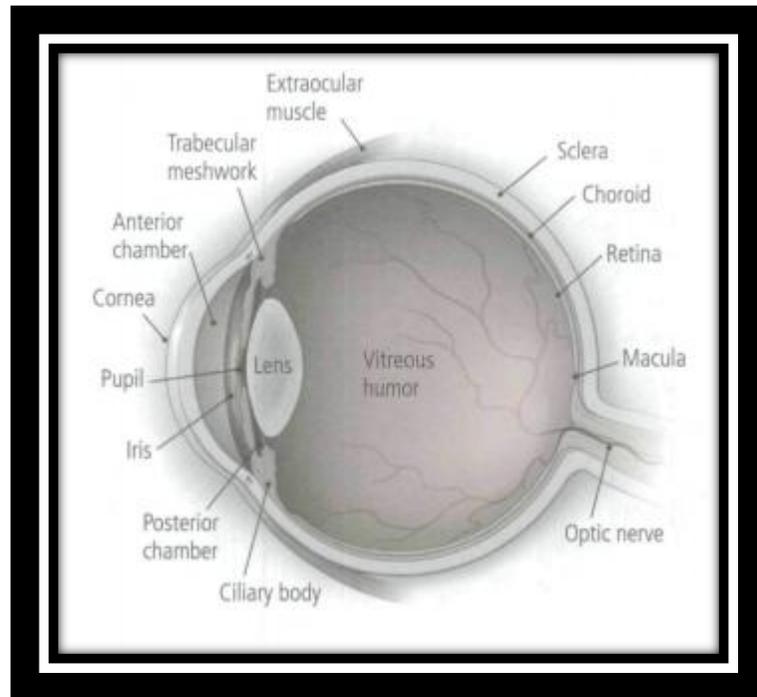


Fig. 1 Anatomía del Bulbo Ocular.

3.4 Bastones y Conos.

Los bastones son células receptoras bipolares involucradas en la visión no coloreada y son responsables de la visión en condiciones de luz reducida.

La visión de color y la agudeza visual son funciones de las células conos. El color es una función de la amplitud de onda de la luz, y cada color resulta de una cierta amplitud de onda dentro del espectro visible. Aun cuando los bastones son muy sensibles a la luz, no puede detectar color, y el insumo sensorial que finalmente alcanza el cerebro desde estas células es interpretado en el cerebro como gamas de grises. Los conos requieren luz relativamente brillante para funcionar. Como resultado, conforme la luz decrece, también lo hace el color de los objetos que pueden ser vistos bajo esas condiciones de muy poca iluminación, de modo que los objetos aparecen grises. Esto ocurre porque la luz disminuye y menos conos responden a la luz tenue.¹

CAPITULO IV

LUZ

4.1 Definición

Según la definición del diccionario “luz” (del lat. Lux, lucis) es la región visible de la radiación electromagnética; en sentido amplio, también la radiación infrarroja (IR) o la ultravioleta (UV). Puede ser directa o indirecta (difusa), polarizada, homogénea (monocromática) o heterogénea (policromática). Es absorbida por la materia (tejidos) en mayor o menor proporción, con transformación de su energía en calor o en luz emitida en una nueva longitud de onda. Su grado de penetración en la piel humana depende de la longitud de onda. El estrato córneo de la epidermis, el pigmento cutáneo y el vello actúan como filtros naturales de protección frente a ella.⁸

Otra definición habla de que la luz es una onda electromagnética capaz de afectar el sentido de la vista. La luz que entra a nuestros ojos es el principal medio mediante el cual recibimos información. La característica que distingue a la luz de otras formas de radiación electromagnética es su energía. Una de las más importantes propiedades de la luz es el hecho de que viaja en línea recta. Instintivamente, confiamos demasiado en esta propiedad estimando distancias, direcciones y formas.⁹

Las radiaciones electromagnéticas pueden ser identificadas por su longitud de onda. Su espectro comienza en valores inferiores al nanómetro (milésima de micrómetro) con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos, como las ondas de radio o televisión.

Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada “luz visible”, constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión⁵. Su rango abarca aproximadamente entre los 400 y 700 nm y a las cuales el ojo humano es sensible⁷, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. Los restantes colores se ubican entre ellas.⁵

4.2 Espectro de ondas electromagnéticas.

El profesor James Clerk Maxwell (1831-1879), predijo la existencia de ondas electromagnéticas que se propagan en el espacio a la velocidad de la luz. Esta predicción fue comprobada y demostrada por el profesor Heinrich Rudolf Hertz (1857-1894), teorías que abren la aplicación práctica en diferentes sistemas, de comunicación como radio, radar, televisión entre otras.

El espectro de ondas electromagnéticas corresponde al ordenamiento de las diferentes radiaciones conocidas, de acuerdo con su longitud de onda.¹¹

En la actualidad, se conoce que el espectro electromagnético abarca un tremendo intervalo de frecuencias. La región visible se extiende de 400nm para la luz ultravioleta hasta 700nm para la luz roja (Fig. 2)

Newton fue el primero que realizó estudios detallados de la región visible dispersando “luz blanca” a través de un prisma. En orden de longitudes de onda crecientes, los colores espectrales son el violeta (450 nm), azul (480 nm), verde (520nm), amarillo (580 nm), naranja (600 nm) y rojo (640 nm).

El espectro electromagnético es continuo; no hay brechas entre una forma de radiación y otra. En teoría, no hay un límite superior ni inferior para el espectro. Por conveniencia, se ha dividido el espectro en ocho regiones principales: 1) ondas de radio largas, 2) ondas de radio cortas, 3) la región infrarroja, 4) la región visible, 5) la región ultravioleta, 6) rayos X, 7) rayos gamma y 8) fotones cósmicos.⁹

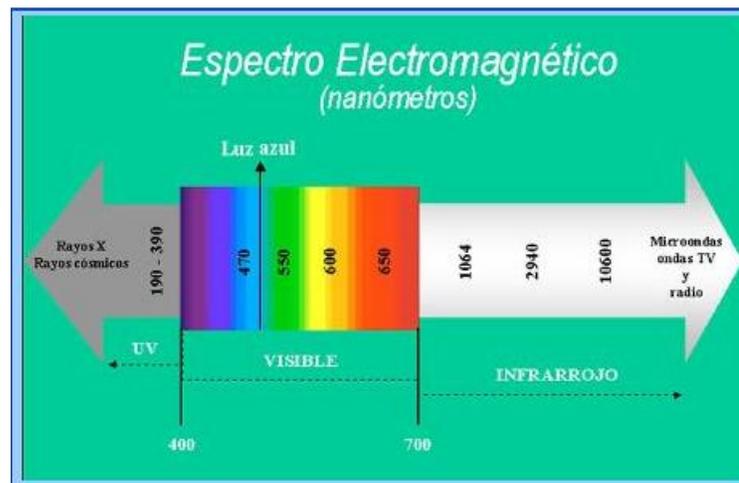


Fig. 2 Espectro Electromagnético.

Las radiaciones electromagnéticas pueden ser identificadas por su longitud de onda. Su espectro comienza en valores inferiores al nanómetro (milésima de micrómetro) con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos, como las ondas de radio o televisión.⁵

4.2.1. Radiación Ultravioleta.

Las radiaciones electromagnéticas de la región ultravioleta se dividen en:

- U.V.C Corta: Se encuentra entre los 200-290 nanómetros, esta radiación germicida produce muerte celular y es componente de los rayos solares. Es filtrada en gran parte por el Ozono en las capas atmosféricas. Es una radiación altamente peligrosa.¹¹ La UVC solo se obtiene de fuentes artificiales, tales como lámparas germicidas, que emiten la mayor parte de su energía a una sola longitud de onda (254 nm) que es muy eficaz para matar bacterias y virus sobre una superficie o en el aire.¹²
- U.V.B. Media: Se encuentra entre los 290-320 nanómetros, llega con la radiación solar y es causante de quemaduras en la piel, conjuntivitis ocular, arrugas, queratosis en la piel y cáncer en la piel. Posee efecto acumulativo y tiempo de latencia. Es una radiación peligrosa por la cual debemos tomar protección.
- U.V.L. Larga: Se encuentra entre los 320-400 nanómetros, llega en gran cantidad con los rayos solares, en especial al medio día es la causa del bronceado de la piel, puede ocasionar quemaduras dérmicas, conjuntivitis y en determinados paciente exacerbación viral, aftas, herpes etc.¹¹ Se encuentra normalmente en la mayoría de las lámparas y es también la RUV más intensa que llega a la tierra. Aunque esta radiación puede penetrar profundamente en el tejido, no es tan perjudicial biológicamente como la UVB, ya que la energía individual de los fotones es menor que en la UVB o la UVC.¹²

4.2.2 Radiación infrarroja.

La radiación infrarroja es la parte del espectro de radiación no ionizante comprendida entre las microondas y la luz visible. Las longitudes de onda de la radiación infrarroja (IR) están comprendidas entre 780 nm y 1 mm.

Existen diversas fuentes de exposición de la radiación infrarroja como la luz solar, las lámparas de filamento de tungsteno, las lámparas de filamento de tungsteno halogenado, diodos fotoemisores, lámparas de arco de xenón, hierro en fusión, etc.

Los principales objetivos de una exposición a IR son la piel y los ojos. En la mayoría de condiciones de exposición el principal mecanismo de interacción de la IR es térmico¹².

4.3 Luz Azul.

Damos el nombre de luz azul, a la luz cuyo espectro de onda varía entre los 400 y 500 nanómetros (nm), cuya producción puede obtenerse a partir de lámparas especiales.

Los mismos pueden ser lámparas fijas con un gran y delgado tubo, lámparas pistola, o terminales montados directamente en la consola del operador odontológico.⁶

En el caso de materiales en los que la reacción de polimerización debe ser activada en la cavidad oral de un paciente, la radiación por emplear debe reunir ciertas características básicas. No debe tener una longitud de onda reducida, ya que estas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere. Por ejemplo, los rayos cósmicos, las radiaciones gamma, los rayos X y aun algunas radiaciones ultravioleta cortas (menos de 300nm) son absorbidas por los tejidos y células a los que daña de forma diversa.

En el otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las ondas de radio o televisión, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas ya que, por estar en abundancia en el ambiente actuarían continuamente sobre un material y no en el momento en que el profesional lo considere oportuno. Además, aquellas cercanas al rojo (infrarrojo), y aun, las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que las contienen, como los tejidos vitales. Esta absorción se traduce en una elevación de temperatura que puede no ser compatible con la salud de esos tejidos.

Todas estas consideraciones hacen que, para las condiciones a que se está haciendo referencia (activación directa en el medio oral), la sustancia que sea incorporada a un material para ser activada debe hacerlo absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente entre 450 y 500

nm, que corresponden fundamentalmente al color azul. La combinación entre una acetona y una amina cumple con estas condiciones.

Los dispositivos por utilizar con esos materiales deben ser capaces, por ende, de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con otras más cortas o más largas que producirían los efectos indeseables mencionados. Las unidades para la activación intraoral de la polimerización funcionan proveyendo una radiación que oscila en un valor medio de alrededor de 470 nm. Por ello, también pueden denominarse dispositivos de luz azul o luz visible.

Resumiendo, para que sea 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. Todo esto se refiere a la calidad de la radiación, pero también es importante su cantidad para que el trabajo de polimerización sea completado de manera conveniente.⁵

4.4 Tipos de lámparas utilizadas en Odontología.

Es evidente la estrecha relación existente entre la Odontología estética y los materiales fotoactivables. Existe una alta demanda sobre los materiales que necesitan la activación lumínica por lo que la industria ha incrementado sus esfuerzos para el desarrollo y aplicación en odontología de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces.

La luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la fotoactivación de composites en la década de los setenta, aunque se reemplazó rápidamente por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración, lentitud de fotoactivación y riesgo de dermatosis o lesión ocular ante exposiciones prolongadas. No obstante, a pesar de que su uso se abandonó hace ya más de 25 años, todavía en la actualidad se habla de la polimerización mediante luz ultravioleta para referirse a la luz azul de las lámparas actuales.

Desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de iluminación utilizada ha sido la lámpara halógena, la cual ha sufrido una escasa evolución cualitativa durante este periodo ya que los principales esfuerzos científicos se encaminaban hacia la mejora de la polimerización mediante el desarrollo y evolución sobre la propia composición química de los materiales fotocurables.

En la actualidad, la industria ha vuelto a prestar atención a la fuente lumínica de fotoactivación como nueva posibilidad para la mejora en las propiedades clínicas de estos materiales, introduciendo en el mercado, en ocasiones de forma masiva, nuevas lámparas de fotopolimerización que pretenden mejorar las prestaciones de las antiguas lámparas halógenas o que incorporan otros tipos de fuentes lumínicas teóricamente más eficientes.

La principal misión de la lámpara de fotoactivación consiste en la activación, mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formulación del material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado.¹⁰

El Compuesto que se utiliza con frecuencia es la canforquinona la cual es especialmente sensible a la energía lumínica y tiene un promedio de absorción entre 400 y 500 nm, que se encuentran en la región azul del espectro de luz visible¹³, provocando tras su fotoactivación, la aparición de radicales libres capaces de desencadenar la reacción química deseada sobre el compuesto.¹⁰ Sin embargo, su color amarillo es, de alguna manera, una desventaja, ya que influye en el color final de la restauración polimerizada. Por consiguiente, se utilizan fotoiniciadores blanquecinos tales como fenil propanodiona (PPD) o Lucerin TPO en algunos materiales como adhesivos y composites de color Bleach, que están diseñados para la realización de restauraciones muy blancas. Estos iniciadores absorben la luz en la gama de longitud de onda de 380 a 430 nm²⁵.

En la clínica dental, la polimerización no se puede lograr con formas de luz simples. Para este proceso, se requiere luz azul rica en energía. Para sólo restauraciones directas, se requiere al menos una intensidad lumínica de 400 mW/cm². Sin embargo, lo ideal, para asegurar la completa polimerización de los composites a través de la estructura dental o de una restauración de cerámica son al menos 1.000 mW/cm². De acuerdo con el Concepto de Energía Total, desde el punto de vista técnico, se necesita una intensidad lumínica por encima de 1.000 mW/cm² para polimerizar un composite en diez segundos. Por lo tanto, una menor intensidad necesita un tiempo de polimerización correspondiente más largo²⁵.

Si ello no se cumple, no se asegura una meticulosa polimerización de los composites y adhesivos en capas más profundas. Por esta razón, debe controlarse con regularidad, la intensidad lumínica de las lámparas, que

disminuye con el tiempo. Para este fin, son muy útiles los radiómetros integrados o suministrados por separado²⁵.

Todas las lámparas de fotoactivación que existen actualmente en el mercado pueden ser clasificadas en función de las distintas tecnologías que poseen en cuatro grupos:

- a) Lámparas halógenas.
- b) Lámparas de arco de plasma.
- c) Dispositivos láser (láser de argón).
- d) Equipos LED.

4.4.1 Lámparas halógenas.

La tecnología de las lámparas halógenas se desarrollo junto con los composites⁵. Son lámparas de tipo "incandescente", es decir, su luz es emitida por un filamento de Volframio (o tungsteno) puesto en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógeno cuya función es evitar que el filamento incandescente se queme. Generan una luz blanca intensa que deberá ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita obtener una luz azul que incluirá únicamente el rango de longitud de onda eficiente para la fotoactivación de las canforquinonas¹⁰ y filtre la radiación innecesaria reduciendo también así el desarrollo de calor⁵.

El espectro de emisión de estas lámparas es de 360-500 nm, con pico energético en los 460 nm.



Fig.3 Bombilla halógena y filtro óptico para luz azul.

Existen diferentes tipos de lámparas halógenas: Las convencionales, las de curado gradual (curado escalonado, curado en rampa, curado de pulsos diferido), de alta potencia y de baja potencia.

4.4.1.1 Convencionales.

La mayoría de estas unidades generan una potencia de alrededor de 700 – 800 mW/ cm².⁵



Fig. 4 Lámpara halógena convencional. QHL75 Denstply.

4.4.1.2 De Curado Gradual.

Estas unidades emiten inicialmente una potencia lumínica mínima. Su baja intensidad inicial de curado produciría una disminución en la velocidad de conversión de los monómeros aumentando así la duración del periodo pregel a expensas del posgel. Ello se traduciría en una mayor posibilidad de liberación de las tensiones generadas durante el primer periodo y una menor posibilidad de que se manifiesten los efectos adversos producidos por la no relajación durante el segundo (posgel).

Se recomienda un programa de “baja intensidad” para polimerizar restauraciones en la región cervical o fotopolimerizar adhesivos y liners. Para reducir la tensión de contracción, la lámpara de fotopolimerización debería presentar un programa de “inicio suave”, que aumente gradualmente la intensidad lumínica a partir de valores iniciales bajos⁵.

a) Curado Escalonado.

En una primera etapa (los primeros 5 o 10 segundos), estos equipos emiten una potencia lumínica baja por unidad de superficie (generalmente alrededor

de 100 mW/ cm²). Dicha potencia se va incrementando en forma escalonada hasta alcanzar la máxima potencia (alrededor de 800 mW/ cm²)⁵.

b) Curado en Rampa.

La lámpara emite una potencia inicial, por unidad de superficie, de 0 mW/ cm², y en forma lineal durante los 40 segundos de exposición va aumentando hasta alcanzar la potencia máxima⁵.

c) Curado por pulsos diferido (“pulsed delayed”).

Esta técnica se podría utilizar sólo durante la colocación del último incremento de composite de la restauración. Esta última capa recibe una activación con potencia mínima (200mW/ cm²) durante sólo 3 seg. Luego se procede al pulido y terminación de la restauración. Después de 5 minutos se procede a reactivar esta última capa a máxima potencia durante un período de 10 segundos y en distintas direcciones⁵.

4.4.1.3 De alta Potencia.

Emiten una potencia de curado, sobre un área determinada de material, de alrededor de 1,000 mW/cm² y recomiendan un tiempo de curado mucho menor que las convencionales, aproximadamente 3-5 seg. Si bien se basan en el ahorro del tiempo de fotoactivación con una adecuada polimerización de la resina, no tienen en cuenta las tensiones que se generan por la gran velocidad de conversión que desarrollan los composites con ellas activados y, por ende, la extensión de la etapa posgel, con los consiguientes efectos deletéreos⁵.

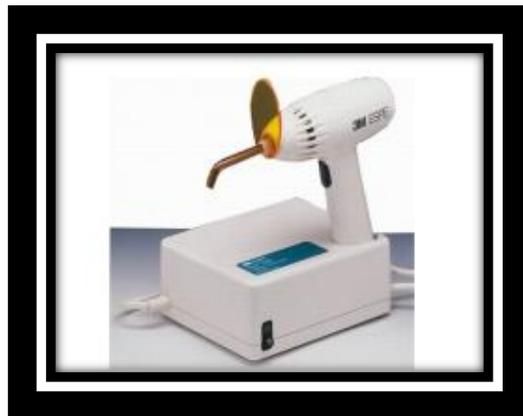


Fig. 5 Lámpara halógena de alta potencia. Denstply 800.

4.4.1.4 De baja Potencia.

Con igual finalidad que las lámparas de curado gradual (la disminución de la velocidad de conversión) se ofrecen también lámparas halógenas de baja potencia de curado (menor de 600 mW/ cm²), sin especificar una modificación en el tiempo de activación, lo cual dejaría cierto margen para sospechar un menor grado de conversión y, en consecuencia, menores propiedades mecánicas en la masa polimerizada⁵.

Cuadro 1.- Ventajas y desventajas de las Lámparas Halógenas.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Tecnología de bajo costo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Baja eficiencia. • Genera altas temperaturas (consta de un ventilador) • Vida de uso corta. • El espectro continuo debe ser reducido por medio de filtros.

Componentes de las lámparas:

- Temporizador.- Existen equipos con tiempos pre-programados una vez encendida la unidad y otros poseen indicadores sonoros por cada 10 o 20 seg.
- Programas.- Ciertas unidades los poseen, con diferentes potencias y tiempos de acuerdo a la actividad que se este realizando, e incluso en algunas existe la alternativa de variarlas.
- Sistema de ventilación.- Es necesario debido al calor generado en el equipo por la fuente de luz, de lo contrario la vida de ésta es muy corta.
- Fuente de Luz.- Generalmente son bombillos de luz visible de alta intensidad.
- Filtros.- Son los responsables de que la emisión de luz esté en los rangos necesarios para producir la polimerización.
- Conductor lumínico.- Es el encargado de llevar la luz emitida hasta el sitio a polimerizar. Existen dos mecanismos, uno por medio de manguera flexible y otro el de varilla rígida, ambos sistemas son delicados ya que siempre existe el riesgo de daños, en uno por rotura de las fibras que

conforman la manguera y otro por lo frágil de la varilla, además de que ambos están expuestos a retener restos del material a polimerizar.

- Radiómetro.- Dispositivo para medir la emisión de luz, pueden ser de dos tipos cuantitativos y cualitativos⁷.

4.4.2 Lámparas de arco de plasma.

Las lámparas de arco de plasma fueron introducidas a finales de la década de 1990. Estos equipos no fueron capaces de desplazar a las lámparas halógenas debido a varias desventajas (estrecho espectro de longitud de onda, alto desarrollo de temperatura y alto costo inicial)⁵.

La luz de las lámparas de polimerización de arco plasma no es producida al calentar un filamento en un bulbo. Funcionan, en cambio, con dos electrodos ubicados muy cerca el uno del otro. La aplicación de una elevada diferencia de potencial –voltaje- genera un arco de luz que aparece entre esos dos electrodos⁵.



Fig.6 Lámpara de arco de plasma. Apollo 95 E. DMDS.

La luz generada con este tipo de dispositivo es de elevada potencia (mayor que $1,000 \text{ mW/cm}^2$)⁵ y al igual que en las lámparas halógenas, de color blanco, por lo que también requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la banda de longitud de onda deseada. No obstante, el espectro luminoso original (sin filtrar) de este tipo de lámparas, al contrario de lo que sucede con las lámparas halógenas, carece prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente, se trata de un tipo de luz con menor poder calorífico y por tanto hay un menor riesgo de provocar

sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización, sin embargo existe controversia sobre el tema¹⁰.

Debe tenerse en cuenta, que el espectro o amplitud de longitud de onda de radiación generado por estas unidades es menor que el que se obtiene con las halógenas. Por consiguiente, un material determinado puede no polimerizar adecuadamente si la sustancia fotosensible que lleva incorporada no absorbe eficazmente esa radiación específica⁵.

Cuadro 2.- Ventajas y desventajas de Lámparas de arco de plasma.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none">• Tiempos de polimerización más cortos.	<ul style="list-style-type: none">• Estrecho espectro de longitud de onda.• Alto desarrollo de temperatura.• Alto costo inicial

4.4.3 Dispositivos láser (láser de argón).

Se han desarrollado también dispositivos para fotocurado basados en la tecnología láser. Un láser de argón permite generar una radiación en el rango azul y puede desencadenar reacciones de polimerización en materiales de uso odontológico. Si bien se pueden lograr potencias equivalentes a las de las lámparas de arco de plasma, el espectro de longitudes de onda es reducido y puede no ser eficaz sobre algunos productos en particular⁵.

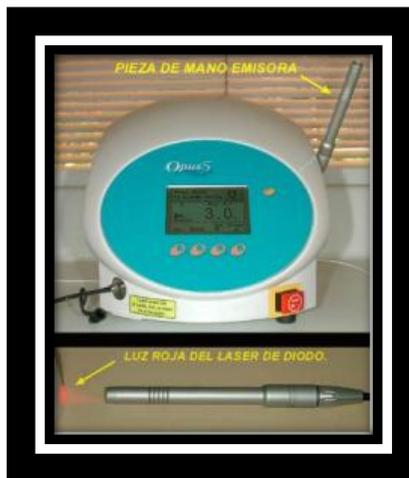


Fig.7 Lámpara de láser. Opus 5. Opus Dent.

Una posible ventaja de esta tecnología es que la radiación generada es coherente. Esto significa que no se dispersa a medida que se aleja de la fuente emisora, lo que permite que la potencia por unidad de superficie sea la misma, aunque se produzca esa situación⁵. Posee, por tanto, una importante capacidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento pulpar. Según algunos estudios, permite una fotopolimerización rápida de resinas (3 veces más rápida que con una lámpara halógena convencional) y con mayor fuerza de adhesión. No obstante al tratarse de un haz luminoso monocromático con espectro de longitud de onda extremadamente estrecho podrá existir un mayor número de materiales fotoactivables no compatibles con este sistema de fotopolimerización, lo que unido a su elevado precio explica el hecho de su escasa difusión para este tipo de aplicaciones clínicas¹⁰.

Cuadro 3.- Ventajas y desventajas de los dispositivos láser.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Radiación coherente. • Capacidad de penetración. • Poco sobrecalentamiento pulpar. 	<ul style="list-style-type: none"> • Alto costo. • Estrecho espectro de longitud de onda.

4.4.4 Equipos LED.

En los últimos años se han desarrollado los diodos emisores de luz azul (LED, del inglés light-emitting diode) merced a los importantes avances de la industria de semiconductores. Esto permitió el empleo de esta nueva tecnología para la fotopolimerización de materiales aplicados en odontología⁵.

Estas lámparas se caracterizan principalmente por no utilizar foco, es decir su luz no se emite por el calentamiento de filamentos metálicos, sino por emisión de energía a partir de diodos simétricamente orientados que evidencian una luz azul²⁶.

En el pasado, las LEDs se emplearon inicialmente para iluminar anuncios o para proporcionar iluminación de fondo. Sin embargo, recientemente se ha encontrado un número creciente de usos para este tipo de luces. Aparte de aplicaciones en arquitectura, diseño de alumbrado y tecnología de señales de tráfico, las LEDs se utilizan cada vez más en el campo médico. Pero, esta

joven y altamente prometedora tecnología, no ha sido explotada plenamente. Las LEDs ofrecen un enorme potencial de innovaciones y de crecimiento, máxime debido a sus excepcionales ventajas técnicas²⁵.

En comparación con las lámparas halógenas convencionales, por ejemplo, las LEDs no sólo son más eficaces sino que ofrecen también una vida útil sin comparación²⁵.

La habilidad de una lámpara de polimerización para polimerizar una amplia gama de materiales depende de la longitud de onda que sea capaz de generar. Gracias a que las lámparas halógenas tienen un amplio espectro de emisión, la activación de diferentes tipos de iniciadores no presenta ningún problema para dichas lámparas. Sin embargo, debido a que las lámparas LEDs tienen un espectro de emisión más limitado, no se puede asumir automáticamente que éstas se puedan utilizar para polimerizar todos los diferentes materiales en uso²⁵.

Por lo general, los materiales fotopolimerizables tales como los composites se componen de monómeros orgánicos y rellenos inorgánicos. Los fotoiniciadores son necesarios para convertir los monómeros en polímeros. Cuando son expuestos a la luz, los fotoiniciadores se descomponen en radicales, iniciando así la polimerización de los monómeros. Debido a que se utilizan distintos iniciadores, se debe asegurar que la lámpara de polimerización active dichas sustancias de manera efectiva⁵.

Ciertas lámparas LED no son apropiadas para polimerizar estos materiales de manera fiable y, por ello, no fueron aprobadas para la polimerización de todos los materiales de base orgánica existentes en el mercado. Merece destacarse como ventaja que las unidades LED emiten luz dentro del espectro del azul sin necesidad de que dicha radiación atravesase filtros como los existentes en los equipos basados en lámparas halógenas⁵.



Fig. 8 Lámpara LED. Bluephase 16i. Ivoclar.

Los LED se utilizan para generar radiaciones de banda estrecha próximas al espectro de la luz ultravioleta, visible o infrarroja⁵.

Las lámparas LED requieren una corriente eléctrica comparativamente pequeña con un bajo voltaje general, que permite la fabricación de dispositivos con baterías. El tiempo de funcionamiento de estas lámparas está muy por encima del de las lámparas halógenas. De este modo, no es necesario cambiar la fuente de luz o lámpara halógena con regularidad. Sin embargo, debido a las altas intensidades lumínicas requeridas para fines dentales, los LED no son tan duraderos como si fueran utilizados convencionalmente para generar una luz blanca pobre en energía comparable para simples procesos de polimerización (es decir 10,000 h)⁵.

El problema de tan altas intensidades es el desarrollo de calor. Por ello, o bien se incorpora un ventilador para la refrigeración o el dispositivo se tiene que desconectar automáticamente si se calienta demasiado. Sin embargo, la segunda solución obliga al odontólogo a tiempos de espera largos especialmente si se colocan restauraciones indirectas que requieren unos tiempos medios de polimerización comparablemente altos⁵.

Las unidades LED pueden alimentarse a partir de baterías. Las lámparas inalámbricas poseen ciertas ventajas respecto de las convencionales (alimentadas por corriente eléctrica de red). Si bien esto es cierto, deben conocerse en profundidad ciertos aspectos referidos al tipo, duración, manejo y costo de reposición de los acumuladores comúnmente utilizados en estos equipos⁵.

Un factor decisivo para la aplicación de las lámparas fotopolimerizables inalámbricas en las clínicas dentales es el tipo de baterías que utilizan, las

cuales determinan la durabilidad, el tiempo máximo de funcionamiento con baterías completamente cargadas (capacidad), tiempo de carga y por último, pero no por ello menos importante, el mantenimiento requerido para la batería⁵.

Cuadro 4.- Ventajas y desventajas de los Equipos LED.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none">• No requieren filtros• Bajo calentamiento (no requiere ventilador en algunas ocasiones).• Larga vida funcional.• Tamaño pequeño.	<ul style="list-style-type: none">• No polimeriza todas las resinas del mercado.

CAPÍTULO V

LESIONES OCULARES COMO CONSECUENCIA A EXPOSICIÓN DE LUZ AZUL.

Las luces de curado dentales tienen muchas aplicaciones en odontología, incluyendo la fotopolimerización de resinas, para selladores de foseas y fisuras, restauraciones de cavidades, la vinculación de las restauraciones indirectas, adhesivos de ortodoncia y blanqueamiento dental.

La mayoría de estas luces emiten una luz azul intensa a una longitud de onda entre los 400 nm y 500 nm, y algunas también emiten luz en el rango ultravioleta "UVA" (315-400 nm). Aunque la luz azul (y, para algunas resinas, la luz UVA) es esencial para que la reacción de polimerización se produzca en las resinas curadas con luz, la exposición prolongada a la luz azul y UVA tiene efectos adversos para la salud, sobre todo daños oculares¹⁷.

5.1 Intensidad adecuada para el uso de la luz azul.

La correcta intensidad para la obtención de una adecuada polimerización del material se obtiene con lámparas que generan una potencia mayor de 300mW/cm², mientras que con potencias de 200 a 300 mW/cm² es necesario un aumento de la exposición para obtener el mismo efecto catalizador, y potencias menores a 200mW/cm² no sólo son incorrectas, sino que serían mucho más dañinas debido al aumento en la emisión de radiación UV de tipo C, definida como la más perjudicial para el ojo humano. Éste último caso corresponde a los equipos más antiguos, los cuales pueden aún ser utilizados en la práctica cotidiana⁶.

El mayor peligro ocular relacionado con la luz azul se produce en alrededor de los 440 nm (cerca de la longitud de onda máxima de muchas luces LED), mientras que los picos máximos de riesgo UV son a 270 nm. La luz azul se transmite a través de los medios oculares y son absorbidos por la retina. En niveles bajos de exposición crónicos, la luz azul amplifica el envejecimiento y la degeneración de la retina, causando lesión fotoquímica en el epitelio pigmentado y coroides de la retina. Las manifestaciones clínicas del daño en la retina incluyen fotorretinitis aguda (inflamación de la retina, producida por la acción excesiva de la luz) y, en casos severos, la degeneración macular relacionada con la edad. En contraste, la luz UV es absorbida principalmente por la conjuntiva, la córnea y el cristalino antes de que alcance la retina.

Por lo tanto, la radiación UVA provoca lesiones en la córnea o fotoqueratitis (inflamación de la córnea), así como cataratogénesis y la opacificación transitoria o permanente de la lente¹⁷.

Aunque algunas personas consideran que la luz azul provoca dolor ocular, lagrimeo, dolor de cabeza, la mayoría de las personas no sufren notable molestia por la luz azul. Los científicos han comenzado recientemente a investigar los efectos a largo plazo de luz azul y a ofrecer algunas soluciones para mantener salud ocular en su presencia¹⁸.

El personal que utiliza lámparas de polimerización diariamente puede estar en riesgo de daño ocular¹⁷.

Los ojos del personal dental fácilmente pueden estar expuestos a niveles inseguros acumulativos de la radiación de las lámparas de curado dentales. A mayor potencia las lámparas mostraron potencial para causar daño ocular mediada por la luz azul a distancias más cortas, con el daño potencial que ocurre después de visualización acumulada de aproximadamente 6 segundos a una distancia de 30 cm¹⁷.

Aunque los fabricantes proporcionan información de los tiempos de curado para los diferentes tipos de resina, estos se basan en un grosor específico de una resina polimerizada por una unidad de luz en particular. Estos tiempos por lo general son un mínimo absoluto. Para asegurar la polimerización máxima y el éxito clínico, se utiliza una luz de intensidad alta. La punta del accesorio se coloca lo más cerca posible a la superficie de la resina, el tiempo de exposición no tiene que ser menor de 40 a 60s y el grosor de la resina no mayor de 2.0 a 2.5mm. Los tonos oscuros requieren tiempos de exposición más prolongados, así como las resinas que polimerizan a través de esmalte¹³.

5.2 Daños probables para la visión.

Se han propuesto dos tipos de lesiones oculares como consecuencia de la exposición a la luz de los artefactos de fotopolimerización. Los mismos se han dividido en térmicos y fotoquímicos

La Conferencia Gubernamental Americana de Higiene e Industria (ACGIH) constató que para todos los tipos de luz azul no hay riesgo de lesión térmica a nivel retinal.

Con respecto a las lesiones fotoquímicas, el exponente más severo es la fotorretinitis.

El efecto tóxico de la luz azul es aditivo en forma lineal, por lo cual exposiciones por períodos iguales o mayores a tres horas y en forma recurrente genera un efecto acumulativo en el usuario, lo que se traduce en aumento del riesgo de sufrir lesiones retinales.

En la actualización 2003 del Consejo Nacional para la Protección Radiológica (NRPB), sobre 31000 odontólogos que utilizan dicha tecnología, sólo 17000 poseen el entrenamiento correcto en las medidas de seguridad⁶.

Las radiaciones ópticas incluyen la luz ultravioleta (100-400nm), la luz visible (400-750nm) y la radiación infrarroja (750- 10,000 nm). La mayoría de la radiación ultravioleta por debajo de los 295nm es absorbida por la córnea, mientras que la luz ultravioleta B (280-315 nm) y la luz ultravioleta A (315-400) son bloqueadas por la lente. Sin embargo una fracción de la radiación con longitud de onda corta de 400nm llega a alcanzar a la retina (Boettner & Wolter 1962)¹⁹.

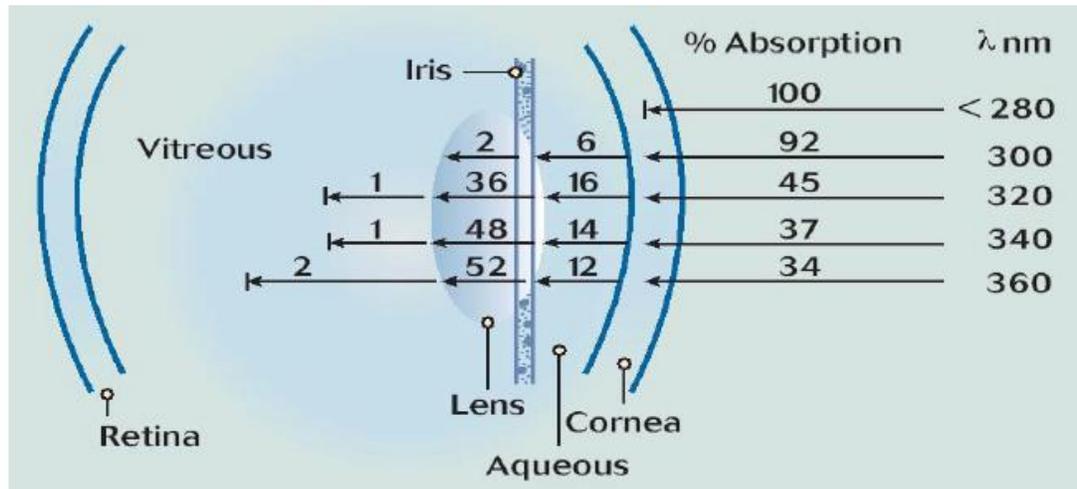


Fig.9 Absorción de diferentes longitudes de onda del espectro de ondas electromagnéticas por diferentes estructuras del ojo.

Aunque los mecanismos activos de producción del daño fotoquímico no son del todo claros, sabemos que la retina y el epitelio pigmentario en que esta se apoya poseen las células con más actividad metabólica del organismo, estas células altamente oxigenadas y expuestas durante largos periodos de

tiempo a diferentes radiaciones producen sustancias de efecto tóxico, los bien conocidos radicales libres de oxígeno¹⁴.

El epitelio pigmentado de la retina (RPE) es una capa de células multifuncionales que se encuentran en estrecha asociación con los fotorreceptores. El RPE juega un papel importante en el mantenimiento del proceso visual²⁰.

Una de las funciones importantes del RPE es la producción de varios factores de crecimiento y factores neuroprotectores, los cuales pueden modular el crecimiento y las funciones de diferentes tipos de células oculares y tienen un efecto neuroprotector sobre las neuronas de la retina²⁰.

En el ojo joven la transmitancia (magnitud que expresa la cantidad de energía que atraviesa un cuerpo en la unidad de tiempo) es muy alta, llegando a alcanzar casi el 90% a 450nm. La transmitancia para los ojos mayores es mucho más inferior y se considera como una variación individual, pero generalmente no llega a alcanzar el 70-80% con longitudes de onda de hasta 540nm¹⁹.

Estudios epidemiológicos sugieren que la exposición a la luz azul puede ser un factor importante en el desarrollo de una degeneración macular relacionada con la edad^{18, 20, 21, 22, 23}.

El daño visible por la luz azul a las células del epitelio pigmentado de la retina se produce a través de un mecanismo fotooxidativo y el daño resultante puede inducir o exacerbar la degeneración macular relacionada con la edad²⁰.

La degeneración macular relacionada con la edad, es la principal causa de la pérdida permanente de la visión en pacientes ancianos y constituye un importante problema en la salud pública.

Se plantea que un 10 % de las personas entre 65 y 75 años la padecen, un 30 % de 75 a 85 años y aumenta la prevalencia después de los 85 años¹⁶.

La patogénesis de la maculopatía relacionada con la edad (ARM) es la causa más común de pérdida visual después de los 60 años de edad, es de hecho un escenario complicado que implica una variedad de factores hereditarios y ambientales¹⁹.

Hallazgos en modelos animales y otros experimentos complejos, como los cultivos de células, indican que una exposición excesiva para la luz visible puede causar un daño en los fotorreceptores y en el epitelio pigmentado de la retina (RPE) ^{19, 21, 24}. Muchos estudios han demostrado que la luz de longitud de onda corta (azul) causa daño fotoquímico y estrés oxidativo en las células del RPE y en los fotorreceptores *in vitro*^{21, 22}.

“Creo que la luz azul crónica es probablemente perjudicial” dice Joshua Dunaief, MD, que ha estudiado el daño de la luz a la retina en la Universidad de Pennsylvania. “La razón de esta creencia son los estudios en una variedad de animales desde ratones hasta los monos, que han demostrado que la luz azul puede causar toxicidad en los fotorreceptores y en el RPE”²⁴.

Estos estudios a los que se refiere el Doctor Dunaief son experimentos realizados en ratas y después en primates, los cuales obtuvieron los mismos resultados. Los ojos de los monos Rhesus son muy parecidos a los de los humanos¹⁴. Por lo que Jamón, Giorgio Ruffolo, Mueller, y Guerry (1980) expusieron a monos Rhesus a una alta intensidad de luz azul a 441 nm a 1.000 segundos. Dos días más tarde, existían lesiones formadas en los monos en el epitelio pigmentado de la retina (EPR). Debido a que la melanina, un componente común de pigmento que se encuentra en EPR, absorbe fuertemente la luz azul¹⁸.

El daño de la retina por luz puede ser causado por una exposición relativamente breve a altos niveles de irradiación. Ham et al define dos tipos de daño en las retinas de los monos después de pequeñas dosis de altas irradiaciones de luz. La luz UV (350nm) causa una pérdida específica de los fotorreceptores, mientras que exposiciones de luz de 441nm (azul) causa una elevada inflamación del epitelio pigmentado de la retina (RPE)¹⁹.

Gorgels & Van Norren proporcionaron descripciones más extensas de este daño en las ratas. La irradiación de 320-440nm causa daño a través de los fotorreceptores, mientras que a una exposición de 470-550nm los cambios destacados fueron en el RPE¹⁹.

Estudios realizados por investigadores a cerca del tema muestran, que cuando los rayos UV-A y la luz azul impactan la retina, las ondas de luz inhiben la formación de la sustancia química citocromo oxidasa. Esta sustancia es un componente que las células de la retina necesitan para transportar oxígeno al fotorreceptor y a otras células de la retina. Sin el citocromo oxidasa las células están despojadas de oxígeno y eventualmente

mueren. Cuando las células mueren se presenta la degeneración en la retina¹⁴.

Se ha reportado que la exposición excesiva a la luz visible podría dañar el RPE ya sea in vivo o in vitro. Los efectos fototóxicos de la luz visible sobre el RPE son dependientes de la longitud de onda. El RPE es sensible a la luz azul, en dosis grandes causa necrosis o apoptosis del RPE mientras que en dosis moderadas inhibe el crecimiento de células²⁰.

El estrés oxidativo y el daño de los radicales libres tienen un impacto en los fotorreceptores y en las células del RPE en el ojo envejecido¹⁹.

Los fotorreceptores y las células del RPE pueden ser dañadas por la luz; pero el tipo de daño se modifica por varios factores tales como la intensidad, duración, intermitencia de exposición a la luz y la distribución del espectro¹⁹.

En estudios se observó una reducción en la actividad metabólica y en el potencial de membrana de las mitocondrias cuando las células fueron irradiadas a 411nm (luz azul). La luz azul induce a la apoptosis requerida para la participación de la respiración mitocondrial²¹.

Así, la luz de 411 nm actúa a través de la alteración de la función mitocondrial poniendo en riesgo el metabolismo de las células neuronales retinianas²¹.

Las células neuronales semejantes a las células retinales ganglionares contienen una gran cantidad de mitocondrias y son directamente expuestas a la luz debido a su localización en las capas más íntimas de la retina. Ya que las células neuronales son postmitóticas, son incapaces de compensar las células perdidas por proliferación. Las células muertas son un factor crucial para las enfermedades degenerativas de la retina²¹.

El incremento de riesgo de daño mitocondrial inducido por luz azul ha sido demostrado en varios modelos experimentales. Por ejemplo, la luz roja a cierta intensidad es insuficiente para producir daño retinal, mientras que la luz azul con la misma intensidad puede causar daño retinal. Una luz azul intensa ha sido descrita como 50-80 veces más eficiente para causar daño en los fotorreceptores que la luz verde. (Rapp & Smith 1992)¹⁹.

Los estudios sobre los efectos de luz azul en los seres humanos no se han llevado a cabo debido a los evidentes problemas éticos implicados en

someter deliberadamente los seres humanos a situaciones potencialmente peligrosas¹⁸.

5.3 Conclusiones de diversos estudios.

Algunas conclusiones de diferentes estudios son las siguientes:

Roehlecke et al (2011) reportó que la irradiación por luz azul in vitro a explantes (tejido removido de un organismo y transferido para su crecimiento a un medio artificial) retinales tuvieron rápidamente cambios ultraestructurales además de conducir a la célula a un daño matando a las células fotorreceptoras¹⁸.

Thomas et al (2007) realizó un seguimiento de la exposición de la luz azul, encontrando que a nivel celular, la luz de 470-490nm induce a un daño oxidativo en ambos segmentos (tanto interno como externo) de los bastones fotorreceptores, lo cual es un evento que requiere de la activación de la rodopsina (molécula fotorreceptiva de los bastones)¹⁸.

Generalmente las primeras alteraciones ocurren en los segmentos externos de los fotorreceptores, seguido por cambios en las células del RPE (Kuwabara & Funahashi, 1976).

La luz azul puede causar daño fotoquímico para la retina, llamado fotoretinitis o riesgo de luz azul (Okuno et al 2002)¹⁸.

Se ha demostrado que la luz azul de 350 nm daña a las células fotorreceptoras, mientras que la luz azul de 441nm daña al epitelio pigmentado de la retina (RPE) (Masuda & Watanabe, 2000)¹⁸.

Usando una luz azul (403nm) y verde (550nm) adaptadas para la misma energía. Se encontró con la luz azul daños severos de los bastones fotorreceptores mientras que con la luz verde no. (Grimm et al 2001; Wenzel et al 2005)¹⁹.

5.4 Efectos biológicos en el ojo por la radiación ultravioleta.

- Fotoqueratitis y fotoconjuntivitis

Son reacciones inflamatorias agudas como consecuencia de la exposición a radiación UVB y UVC, que aparecen pocas horas después de una exposición excesiva y normalmente remiten al cabo de uno o dos días.

- Lesión retiniana por luz brillante

Aunque la lesión térmica de la retina por fuentes de luz es improbable, pueden producirse daños fotoquímicos por exposición a fuentes con un fuerte componente de luz azul, con reducción temporal o permanente de la visión. No obstante, la respuesta normal de aversión a la luz intensa evitará este riesgo a menos que se haga un esfuerzo consciente por mirar a las fuentes de luz brillante. La contribución de la RUV a la lesión de retina es generalmente muy pequeña, debido a que la absorción por la lente limita la exposición retiniana.

- Efectos crónicos

La exposición laboral de larga duración a la RUV durante varios decenios puede contribuir a la formación de cataratas y a efectos degenerativos no relacionados con el ojo, tales como envejecimiento cutáneo y cáncer de piel relacionados con la exposición. También la exposición crónica a la radiación infrarroja puede elevar el riesgo de cataratas, aunque esto es muy improbable si se dispone de protección ocular¹².

5.5 Mecanismos de protección

La lente ejerce una importante función como filtro selectivo absorbiendo la mayoría de la radiación ultravioleta que llega al ojo, hoy en día la evidencia apunta a que esta eficiente barrera contra la radiación UV puede generar la opacificación de la misma por los efectos de la fototoxicidad acumulada a lo largo de los años. El ojo tiene asimismo mecanismos para defenderse de los elementos de daño tisular que se generan por la radiación que llega a la retina¹⁴.

Recambio biológico: los fotorreceptores están permanentemente renovando la porción estructural en contacto con la luz, las células del epitelio pigmentario retinal que está en contacto con los fotorreceptores fagocitan el material que ha sido sometido a estrés fotoquímico.

Desintoxicación molecular: Existen además mecanismos de desintoxicación y degradación a nivel intracelular que combaten los radicales libres y las moléculas tóxicas generadas por la radiación.

Melanina: este pigmento absorbe los fotones que no fueron absorbidos por los fotorreceptores; se sintetiza desde el nacimiento y el sistema madura completamente hacia el segundo año de vida¹⁴.

Muchos individuos han dicho, que si el lapso de tiempo de exposición a los rayos UV-A y a la luz azul es limitado y si la frecuencia es limitada la exposición a los rayos UV-A y a la luz azul no es dañina para los niños. En Suecia, se expusieron las retinas de ratones a niveles moderados de luz azul. Dos días después, las retinas de los ratones mostraron lesiones; y esto fue sólo después de dos minutos de haberlas expuesto. Por lo que se llegó a la conclusión que las lesiones de la retina eran a consecuencia de la longitud de las ondas de la luz, no a consecuencia de la duración o frecuencia. Esto significa, que aunque la exposición a la luz azul sea de corta duración, si no se hace con protección adecuada, pueda causar daños a la retina¹⁴.

CAPITULO VI

MEDIDAS DE PREVENCIÓN Y CONTROL DE LESIONES.

La luz que emiten las unidades de curado pueden causar daño retinal como se vio anteriormente, por lo tanto a continuación se proponen las medidas de prevención y control de lesiones para evitar o disminuir dichos daños.

Estas medidas de protección se dividen en:

- Monitorización y control periódico de los dispositivos.
- Bioseguridad.
- Protección personal.

6.1 Monitorización y control periódico de los dispositivos.

Para que las unidades para fotopolimerizar actúen correctamente y el fotocurado sea el adecuado, es necesario que mantengan la longitud de onda y potencia requeridas. Es responsabilidad del profesional y de sus auxiliares asegurar la utilización de un aparato adecuado y la realización de un control y mantenimiento apropiados. Para ello es conveniente tomar algunos recaudos⁵.

La potencia de la energía lumínica puede verse disminuida por:

- a) Alteraciones de la unidad generadora de la radiación que pueden deberse a ennegrecimiento o emblanquecimiento del bulbo y/o degradación del reflector o bien suciedad sobre él. Lo ideal es reponer la lámpara cada 3 o 6 meses como promedio. Se sugiere la limpieza periódica del reflector y también del ventilador para eliminar el polvillo que se deposita sobre él⁵.
- b) Alteraciones de los filtros, ya sea por contaminación o por fractura. Debe tenerse muy en cuenta que son los responsables de transmitir el color azul con mínima generación de calor. Sus alteraciones pueden producir una disminución de la potencia o la emisión de radiaciones no deseables.
- c) Alteraciones del sistema de transmisión óptica. La integridad del sistema óptico de conducción es indispensable para el logro de una adecuada intensidad lumínica. La monitorización de la fibra óptica puede realizarse apoyando su parte posterior sobre un negatoscopio para observar la integridad de las celdillas en la punta. Otro método consiste en tratar de leer con claridad un texto desde la punta de la fibra, habiendo apoyado su

parte posterior con él. Merece destacarse que la punta de la fibra debe estar libre de cualquier contaminante. Por ello se recomienda cada vez antes de usarlo cubrir el extremo de la punta por donde emerge la luz con una delgada película de polietileno, que se sujeta con una pequeña banda elástica. La luz emergente de la punta debe ser uniforme en toda su superficie. De este modo se manifestará una adecuada densidad lumínica⁵.

Con una unidad de curado intraoral en estado de funcionamiento deficiente pueden producirse:

1.- Disminución de la potencia lumínica:

- a) Alteraciones cromáticas por menor conversión de los monómeros.
- b) Riesgo de citotoxicidad por polimerización incompleta.
- c) Posibles reacciones de alergia por los monómeros residuales (los no polimerizados).
- d) Riesgos de fracaso de la restauración.
- e) Disminución de las propiedades finales del material.
- f) Deficiente sellado marginal.
- g) Incompleto sellado de los túbulos dentinarios (filtración marginal).
- h) Sensibilidad pulpar por falta de polimerización.

2.- Generación adicional de calor por radiaciones no deseadas.

- a) Lesión pulpar.

En el ejercicio de su profesión, el odontólogo debe conocer los principios relacionados con los fundamentos del funcionamiento de los equipos de curado intraoral de modo de poder garantizar el adecuado funcionamiento que permita asegurar la correcta polimerización de los materiales que alcanzan su fraguado a partir de dicho mecanismo⁵.

6.2 Bioseguridad.

La esterilización de la fibra óptica puede hacerse en autoclave con agua destilada a 273°F (134° C) durante 20 minutos. Para la esterilización en frío se deben observar las indicaciones del fabricante. Por ejemplo, las

soluciones de glutaraldehído requieren largos tiempos de inmersión: 10 horas. No deben utilizarse derivados fenólicos, yodóformos o complejos yodados⁵.

También existen protectores translúcidos de fácil remoción para las puntas del conductor⁷.

6.3 Protección personal.

Si bien algunas de las recomendaciones pueden ser vistas como obvias, la experiencia ha demostrado que el conocimiento de las mismas ayuda a evitar posibles lesiones profesionales.

En primer lugar, el operador debe evitar mirar directamente la luz, o realizar la misma a cierta distancia.

Los trabajos de investigación de Satrom (1987), Ericksen (1987) y Cook (1986) entre otros, demostraron que la menor distancia entre la fuente lumínica y el ojo del operador debe ser de 25 cm.

A su vez, las experiencias de Okuno (2002), Cook (1986), Satrom (1897) y Bradnam (1995) entre otros, mostraron que con las fuentes de luz azul más potentes (la luz solar por ejemplo), una exposición de 0.6 a 40 segundos podía producir lesión retinal directa. Con los equipos de uso actual en Odontología, el consenso alcanzado muestra que una exposición de 100 segundos (1' 40") no generaría lesiones en el profesional interviniente. Dicha exposición debe ser realizada en un período no menor de 3 horas.

Algunos de los autores mencionados llevan el tiempo de exposición hasta 160 segundos (2' 40") por día y en el caso de equipos con filtros sofisticados hasta los 16 minutos por día.

La radiación generada por estos dispositivos, así como su reflejo sobre las superficies irradiadas, 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 azul⁵

Existen para esto pantallas que pueden venir adosadas en las varillas de conducción. Otras se presentan como pantallas de mano. Son preferibles los anteojos de protección pues dan mucha mayor libertad de trabajo y comodidad.

Los anteojos cromáticos son necesarios para la protección del odontólogo, de los cuales el indicado para el uso de la luz azul es el de color amarillo.

Los mismos deben cubrir completamente la órbita, y deben ser utilizados en cada procedimiento con emisión de luz azul.

La protección adicional que confieren los lentes de color amarillo, con filtro para las emisiones con longitud de onda menor de 500 nm, es 20 veces mayor que si se utilizaran lentes protectores sin color; si no se dispone de dicho material, puede utilizarse laminados aplicados a los lentes comunes que filtren la longitud de onda ya mencionada.

Otro mecanismo de protección es el uso de conos antirreflejo, los cuales se adaptan a los equipos cerca de la fuente emisora de la luz⁶.

Para saber si la barrera de protección seleccionada es verdaderamente efectiva, se puede interponer, entre la punta y el material o el radiómetro de curado, la pantalla o el antejo de protección. Si la intensidad leída en el radiómetro es 0 (cero) mW/cm², el método es correcto. Si el composite que fue interpuesto entre el antejo o la pantalla y la punta no polimerizó, el método de protección es correcto.

CONCLUSIONES.

Con base a la investigación realizada para este trabajo se puede determinar que la luz azul de las lámparas de fotopolimerización utilizadas en odontología puede llegar a tener un efecto dañino en el sentido de la vista, el cual es acumulativo y degenerativo.

El ojo humano es sensible a la luz azul la cual se encuentra dentro de un rango de 400 y 500 nm al igual que a la radiación ultravioleta e infrarroja.

Para que se considere segura la radiación en materiales que tengan que ser activados en cavidad oral, esta no debe tener una longitud de onda reducida, ya que estas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere. Por ejemplo, los rayos cósmicos, las radiaciones gamma, los rayos X y aun algunas radiaciones ultravioleta cortas (menos de 300nm) son absorbidas por los tejidos y células a los que daña de forma diversa.

En el otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las ondas de radio o televisión, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas ya que, por estar en abundancia en el ambiente actuarían continuamente sobre un material y no en el momento en que el profesional lo considere oportuno. Además, aquellas cercanas al rojo (infrarrojo), y aun, las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que las contienen, como los tejidos vitales. Esta absorción se traduce en una elevación de temperatura que puede no ser compatible con la salud de esos tejidos.

Los dispositivos por utilizar con esos materiales deben ser capaces, por ende, de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con otras más cortas o más largas que producirían los efectos indeseables mencionados. Las unidades para la activación intraoral de la polimerización deben funcionar proveyendo una radiación que oscila en un valor medio de alrededor de 470 nm.

El mayor peligro ocular relacionado con la luz azul se produce en alrededor de los 440 nm (cerca de la longitud de onda máxima de muchas luces LED), mientras que los picos máximos de riesgo UV son a 270 nm. La luz azul se transmite a través de los medios oculares y son absorbidos por la retina. En niveles bajos de exposición crónicos, la luz azul amplifica el envejecimiento y la degeneración de la retina, causando lesión fotoquímica en el epitelio pigmentado y coroides de la retina. Las manifestaciones clínicas del daño en

la retina incluyen fotorretinitis aguda (inflamación de la retina, producida por la acción excesiva de la luz) y, en casos severos, la degeneración macular relacionada con la edad. En contraste, la luz UV es absorbida principalmente por la conjuntiva, la córnea y la lente antes de que alcance la retina. Por lo tanto, la radiación UVA provoca lesiones en la córnea o fotoqueratitis (inflamación de la córnea), así como cataratogénesis y la opacificación transitoria o permanente de la lente.

El efecto tóxico de la luz azul es aditivo en forma lineal, por lo cual exposiciones por períodos iguales o mayores a tres horas y en forma recurrente genera un efecto acumulativo en el usuario, lo que se traduce en aumento del riesgo de sufrir lesiones retinales.

El daño visible por la luz azul a las células del epitelio pigmentado de la retina se produce a través de un mecanismo fotooxidativo y el daño resultante puede inducir o exacerbar la degeneración macular relacionada con la edad.

La degeneración macular relacionada con la edad, es la principal causa de la pérdida permanente de la visión en pacientes ancianos y constituye un importante problema en la salud pública.

Existen diferentes tipos de lámparas de fotopolimerización utilizadas en odontología, cada una tiene sus ventajas y desventajas, por lo que es decisión del odontólogo y de sus recursos económicos elegir la que cumpla mejor sus expectativas. Sea cual sea la lámpara elegida es responsabilidad del profesional y de sus auxiliares asegurar la utilización de un aparato adecuado y la realización de un control y mantenimiento apropiados así se evitara la emisión de radiación indeseada, la generación excesiva de calor y una buena intensidad lumínica.

Y sobre todo es fundamental la protección personal, es decir evitar mirar directamente la fuente lumínica y utilizar barreras efectivas que impidan el paso de la luz azul.

Recordemos que el daño provocado por la luz azul es acumulativo por lo que no veremos sus efectos hasta después de algunos años de trabajo, por lo que nosotros como odontólogos somos los responsables de nuestra salud, de la de nuestros pacientes y nuestros auxiliares.

REFERENCIAS

- 1.- Herrera P, Barretos T. Anatomía Integral. 1a. ed. Cd. México: Editorial Trillas, 2008. Pp. 262-292.
2. - Willoughby C, Ponzin D, Ferrari S, Lobo A, Landau K, Omid Y. Anatomy and physiology of the human eye: effects of mucopolysaccharidoses disease on structure and function – a review. *Clinical & Experimental Ophthalmology* [serial online]. August 2, 2010; 38:2-11. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA.
3. - Mauser M. Exploring the Anatomy of Your Own Eye. *American Biology Teacher* [serial online]. January 2011; 73(1):28-33. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA.
4. – Guyton A, Hall J. Tratado de Fisiología Médica. 11ª. Ed. Cd. México: Editorial Elsevier, 2006. Pp. 623.
5. - Macchi R. Materiales Dentales. 4a. ed. Argentina: Editorial Medica Panamericana, 2007. Pp. 171-186.
- 6.- Sánchez G. Luz Halógena para fotopolimerización en Odontología: Actualización sobre riesgo visual y medio de control. Hospitalolavarria. Hallado en: http://www.hospitalolavarria.com.ar/trabajos%5COdontologia_Riesgos_lampara_halogena.htm
- 7.- Bilbao J. Acosta C. Equipos de Fotocurado. *Acta Odontológica Venezolana*. Volumen 39 N° 2. 2001. Hallado en: http://www.actaodontologica.com/ediciones/2001/2/equipos_fotocurado.asp
- 8.- Diccionario medico roche. Tercera edición. Editorial Urban &Schwarzenberg. 2003. Pp.1125.
- 9.- Tippens P. Física Básica. 7ª edición. Cd. México: Editorial McGraw-Hill, 2011. Pp. 642-648.
- 10.- Cabanes G. Fuentes lumínicas para la fotoactivación en Odontología. Blanqueamiento Dental. Hallado en: <http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>

- 11.- Guzmán H. Unidades de Fotocurado. Revista de Operatoria Dental y Biomateriales. Hallado en: <http://www.encolombia.com/scodb3-unidades.htm>
- 12.- Bengt Knave. Enciclopedia de Salud y seguridad en el trabajo Tomo II. 4ª edición. Madrid: Editorial Ministerio de trabajo y asuntos sociales Subdirección General de publicaciones. 2001. Pp. 49.6-49.9.
- 13.- Phillips R. La Ciencia de los Materiales Dentales. 11ª Ed. Cd. México: Editorial Elsevier, 2004. Pp. 399-440.
- 14.- Luna Y. Piña A. Zambrano S. Betancourt Y. Algunos efectos de los rayos ultravioletas sobre el aparato visual. Rev. Misión Milagro. Vol.2 núm. 2. 25/12/2009. Hallado en: <http://www.misionmilagro.sld.cu/vol2no2/rev3.php>
15. - Jandt K. Mills R. Blackwell G. Ashworth S. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Rev. Dental Materials. 2000; 16: 41-47.
- 16.- Rodríguez D. Chávez I. Sanz R. Cruz G. Degeneración macular relacionada con la edad, rehabilitación visual. Rev. Redalyc. Archivo medico de Camagüey. Vol. 10 núm. 2, 2006. Hallado en: <http://www.redalyc.org/src/inicio/ArtPdfRed.jsp?iCve=211117864004>
17. - Labrie D, Moe J, Price R, Young M, Felix C. Evaluation of ocular hazards from 4 types of curing lights. Journal (Canadian Dental Association). 2011;77:b116. Available from: MEDLINE, Ipswich, MA.
- 18.- Ibrahim E, Mohmed E. Neuroprotective Effects of Grape Seeds against Photo-Chemical Damage-Induced Retinal Cell Death. Nature & Science [serial online]. November 2011; 9(11):83-89. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA.
19. - Algvere P, Marshall J, Seregard S. Age-related maculopathy and the impact of blue light hazard. Acta Ophthalmologica Scandinavica [serial online]. February 2006; 84(1):4-15. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA.
- 20.- Chu R, Zheng X, Chen D, Hu D. Blue light irradiation inhibits the production of HGF by human retinal pigment epithelium cells in vitro. Photochemistry And Photobiology [serial online]. September 2006; 82(5):1247-1250. Available from: MEDLINE, Ipswich, MA.

21.- Knels L, Valtink M, Funk R, et al. Blue light stress in retinal neuronal (R28) cells is dependent on wavelength range and irradiance. *European Journal Of Neuroscience* [serial online]. August 15, 2011; 34(4):548-558. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA

22. - Kernt M, Walch A, Kampik A, et al. Filtering blue light reduces light-induced oxidative stress, senescence and accumulation of extracellular matrix proteins in human retinal pigment epithelium cells. *Clinical & Experimental Ophthalmology* [serial online]. January 2012; 40(1):e87-e97. Available from: MEDLINE, Ipswich, MA.

23. - Barker F, Snodderly D, Neuringer M, et al. Nutritional manipulation of primate retinas, V: effects of lutein, zeaxanthin, and n-3 fatty acids on retinal sensitivity to blue-light-induced damage. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [serial online]. June 6, 2011; 52(7):3934-3942. Available from: MEDLINE, Ipswich, MA.

24. - Bethke W. Should We Block The Blue. *Review Of Ophthalmology* [serial online]. October 2003; 10(10):52. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA

25. - Ivoclar vivadent. La más bella forma de energía: LED. Hallado en: http://www.google.com.mx/url?sa=t&rct=j&q=lamparas+led+odontologia&source=web&cd=16&cad=rja&ved=0CG0QFjAFOAo&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.com.mx%2Fzoolu-website%2Fmedia%2Fdocument%2F4129%2FLED%2Babecedario&ei=-bMZUdeFNoTYqQGDgoGgDQ&usg=AFQjCNHzHVYEeeUaFI9rfjl_BIB8aqK9GA

26.- Carpio Ismael. Lámparas de luz emitida por diodos (tecnología LED). Marzo 2005. Odontomarketing. Hallado en: <http://www.odontomarketing.com/art183mar2005.htm>