



Universidad de Granada

*Facultad de Ciencias
Departamento de Óptica*

**“Desarrollo de un prototipo
experimental de lámpara LEDs de
fotoactivación dental: Influencia sobre
las propiedades ópticas y mecánicas de
resinas de composite”**

Tesis Doctoral

Almudena Crespo Benavente

Licenciada en Ciencias Físicas

Granada, 2015

Editorial: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autora: Almudena Crespo Benavente
ISBN: 978-84-9125-696-0
URI: <http://hdl.handle.net/10481/43374>



Universidad de Granada

*Facultad de Ciencias
Departamento de Óptica*

“Desarrollo de un prototipo experimental de lámpara LEDs de fotoactivación dental: Influencia sobre las propiedades ópticas y mecánicas de resinas de composite”

Los doctores Dña. María del Mar Pérez Gómez, Catedrática de Escuela Universitaria del Departamento de Óptica y D. Francisco Pérez Ocón, Catedrático de Escuela Universitaria del Departamento de Óptica, ambos pertenecientes a la Universidad de Granada.

Certifican:

Que el trabajo de investigación que recoge esta Memoria de Tesis Doctoral, titulada **“Desarrollo de un prototipo experimental de lámpara LEDs de fotoactivación dental: Influencia sobre las propiedades ópticas y mecánicas de resinas de composite”**, presentada por la Licenciada en Ciencias Físicas Dña. Almudena Crespo Benavente ha sido realizado bajo nuestra dirección en el Departamento de Óptica.

V^oB^o La Directora de Tesis

V^oB^o El Director de Tesis

*Fdo. Dra. M^a del Mar Pérez Gómez
Catedrática de Escuela Universitaria
Dpto de Óptica
Universidad de Granada*

*Fdo. Dr. Francisco Pérez Ocón
Catedrático de Escuela Universitaria
Dpto de Óptica
Universidad de Granada*



Universidad de Granada

Facultad de Ciencias
Departamento de Óptica

“Desarrollo de un prototipo experimental de lámpara LEDs de fotoactivación dental: Influencia sobre las propiedades ópticas y mecánicas de resinas de composite”

El doctorando ALMUDENA CRESPO BENAVENTE y los directores de la tesis MARÍA DEL MAR PÉREZ GÓMEZ y FRANCISCO PÉREZ OCÓN garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Granada, 10 de Noviembre de 2015

Directores de la Tesis:

María del Mar Pérez Gómez

Francisco Pérez Ocón

Doctoranda:

Almudena Crespo Benavente

A mi Padre

Agradecimientos

La realización de esta tesis doctoral ha supuesto un gran esfuerzo por parte de mucha gente, a todos, mi agradecimiento más sincero, y espero poder expresar con palabras lo que realmente quiero deciros.

Lo que empezó siendo un proyecto de tesis a corto plazo se terminó alargando muchos años debido, principalmente a motivos personales, lo cual supuso una mayor dedicación y esfuerzo por parte de todos.

Gracias de corazón a mis dos directores de tesis, María del Mar y Paco, por ayudarme, apoyarme y animarme cuando más lo necesité. Sé que en ocasiones os he dado mucho la lata, haciéndome realmente pesada, y que en cambio, otras veces he tardado dos o tres meses en dar señales de vida, por eso os pido perdón, y os agradezco vuestra paciencia conmigo. Sobre todo a ti, María del Mar, que has llevado todo el peso de este trabajo, sacando tiempo para dedicarme de donde no lo había, creo que nunca podré agradecerte como se merece lo que has hecho por mí.

Gracias también a mis compañeros del laboratorio 126, Anna, Juancho, Razvan, Óscar, y también MariPepa, Ana y Alicia. Todos habéis estado ahí cuando os he necesitado, dispuestos siempre a apoyarme, a ayudarme y a responder a mis interminables preguntas. Pero sobre, Óscar y Razvan gracias por darme lo que considero más preciado para una persona, su tiempo. Razvan, gracias por ayudarme a realizar las medidas de las lámparas, por ayudarme con las gráficas, por instalarme programas en el portátil, por crearme hasta una unidad virtual para poder trabajar, y por estar ahí cada vez que he tenido un problema, una duda o simplemente para darme conversación, muchas gracias por todo. Y Óscar, tú has sido mi gran apoyo a la hora de realizar esta tesis doctoral, sin ti, puedo afirmar, que no habría sido posible. Muchísimas gracias por las largas horas que hemos pasado midiendo, por tus correcciones, tus comentarios, el material que me has prestado, gracias por haber estado siempre ahí, cada vez que te he necesitado, incluso ahora, que estas tan lejos, sabía que podía contar contigo, y así me lo has demostrado. Por todo, gracias de

corazón, y espero poder corresponder algún día a todo lo que has hecho por mí, aquí has dejado una amiga.

Durante todo el tiempo que ha durado la realización de este trabajo, he tenido momentos bajos, y de desesperación, en los cuales lo habría abandonado todo si no hubiera sido por el apoyo de mi familia. Quiero darle las gracias a mi marido, Sergio, por apoyarme en esos momentos, y no permitir que me hundiera. Tú también has realizado un gran esfuerzo para que esto saliera adelante, quedándote sólo en casa durante esas largas semanas en las cuales los niños y yo nos teníamos que ir a Granada, y ayudándome después para que pudiera sacar el tiempo necesario para trabajar. Gracias por tu paciencia y por tu comprensión. Y a mis niños, África y Marcos, sois muy pequeños y no recordareis nada de todo este tiempo, pero habéis sido mi alegría cuando veníais a ver “que hacía mamá” y os sentabais conmigo para que os pusiera el cuento del Caperucita y los tres cerditos en el ordenador, o le dabais a todos los botones sin control y aparecían mil caracteres sin sentido en mitad del texto. Gracias por esos momentos divertidos.

Por último, quiero darle las gracias a mis padres, Jose Luis y Juani, y a mi hermana, Aránzazu, ellos fueron los que, desde el principio, me animaron a que empezara con este proyecto, los que me han apoyado siempre y han estado cuando les he necesitado. Papa, siendo muchísimo haber tardado tanto y que no puedas estar aquí conmigo ahora, sé que te habría hecho ilusión leer este trabajo, y espero que allí arriba te sientas orgulloso de mí. Por eso, quiero dedicarte esta tesis doctoral a ti, porque aunque son muchos los que han estado a mi lado, eres tú quien me falta.

A todos, gracias, y deciros que siempre estaré ahí para vosotros. Y si de alguien me he olvidado, por favor, discúlpame.

Índice General

Capítulo I: Introducción.....	1
Capítulo II: Revisión Bibliográfica.....	5
2.1. Composites dentales. Propiedades.....	6
2.1.1. Reacción de Polimerización.....	10
2.1.2. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de polimerización.....	12
2.1.3. Propiedades y características de los composites dentales.....	16
2.2. Teoría de Kubelka-Munk: Coeficientes de Scattering y Absorción.....	19
2.3. Espacio de color CIELAB y fórmulas de diferencia de color.....	21
2.4. Parámetros de Translucidez y Opalescencia de resinas compuestas dentales.....	27
2.5. Lámparas de fotoactivación dental.....	29
2.6. Lámparas LEDs de fotoactivación dental.....	33
2.6.1. Física y tecnología de los LEDs.....	36
2.6.2. Evolución de las LED LCUs comerciales.....	40
2.7. Estabilidad y reproducibilidad de las propiedades radiométricas de las LED LCUs, comparadas con las QTH LCUs.....	44

Capítulo III: Objetivos.....	51
Capítulo IV: Material y Método.....	55
4.1. Diseño y desarrollo de las unidades LED LCUs prototipo.....	56
4.2. Evaluación de las unidades LED LCUs prototipo.....	70
4.3. Análisis de la funcionalidad de las unidades LED LCUs prototipo.....	72
4.3.1. Resinas de composite dentales.....	73
4.3.2. Dispositivos de medida.....	76
4.3.3. Método experimental.....	79
Capítulo V: Resultados y Discusión.....	85
5.1. Evaluación radiométrica de las unidades LCUs prototipo.....	86
5.2. Evaluación de la estabilidad espectral y la reproducibilidad.....	88
5.3. Estudio de la influencia de la utilización de las LCUs prototipo sobre las propiedades ópticas de las resinas de composite.....	92
5.3.1. Scattering (S).....	92
5.3.2. Absorción (K).....	95
5.3.3. Transmitancia.....	99
5.3.4. Influencia de las LCUs sobre el color de la resina de composite.....	102
5.3.5. Opalescencia y parámetro de translucidez.....	106
5.4. Evaluación de la influencia, sobre las propiedades mecánicas, de las lámpara prototipo frente a la lámpara comercial.....	109
5.4.1. Microdureza.....	109

Capítulo VI: Conclusiones.....113

Capítulo VII: Bibliografía.....117

Capítulo I:
Introducción

En la práctica clínica odontológica es cada vez más frecuente el uso de materiales de restauración dental. La fotoactivación es, normalmente, la técnica empleada en odontología para iniciar la reacción de fraguado de dichos materiales, especialmente de las resinas de composite y, para llevarlo a cabo, se emplean las llamadas lámparas de fotoactivación (Light Curing Unit o LCUs). La irradiancia, el ancho de banda espectral de estas fuentes de luz y el tiempo de irradiación son cruciales para una polimerización adecuada y completa ya que, determinan las características finales del material. Además de ellas, la polimerización también depende de la dosis energética suministrada al paciente, de forma que, una irradiación inadecuada puede producir, además de una restauración defectuosa, problemas de sobreirradiación en la zona buco-dental del paciente.

2

El increíble desarrollo de los LEDs de alta luminosidad también ha sido aplicado en odontología. En concreto, los LEDs azules son los utilizados en las lámparas de fotoactivación ya que, su emisión está dentro del espectro de absorción de la canforoquinona (450-500nm). Esta tecnología ha permitido solucionar algunos problemas inherentes a las LCU halógenas como, por ejemplo, la no utilización de filtros de bloqueo. No obstante, recientes trabajos realizados en nuestros laboratorios han puesto de manifiesto que, las LCUs comerciales, tanto halógenas como LEDs, no son estables radiométricamente, además presentan un valor de la irradiancia superior, lo que implica que el proceso de fraguado no se realiza correctamente, según los protocolos clínicos establecidos. Otro de los inconvenientes detectados en las actuales LCUs es su limitado espectro de emisión, que no cubre el rango de absorción de otros fotoniciadores (PPD y Lucerina) y que, por tanto, no produce completamente la reacción de fraguado. De todo lo expuesto anteriormente, se hace necesario el estudio y caracterización óptica de los arrays de LED que permitan el desarrollo de un prototipo de lámpara que corrija los problemas mencionados, es decir, una lámpara multiespectral, con emisión estabilizada, que cumpla las especificaciones radiométricas y espectrales necesarias para la práctica odontológica.

Este estudio hay que entenderlo, por tanto, como una investigación aplicada que servirá como base para la fabricación de lámparas de fotoactivación que cubran las necesidades que plantea la correcta polimerización de los materiales dentales.

Evidentemente, una vez desarrollado el prototipo de la nueva lámpara, acorde a los requisitos anteriores, se hace necesario conocer si cumple correctamente su cometido en la práctica clínica, mediante la evaluación de algunos parámetros de gran importancia vinculados al propio material, en concreto, sus propiedades ópticas y mecánicas.

La presente Tesis doctoral se estructura en siete capítulos. En el capítulo II describiremos los antecedentes en investigación sobre el tema, mediante la revisión bibliográfica de los trabajos relacionados con el desarrollo y evolución de las LCUs, el proceso de fotoactivación y las propiedades ópticas de las resinas de composites dentales. En el capítulo III se plantean los objetivos de nuestro estudio. En el capítulo IV describiremos ampliamente tanto el material, como la instrumentación y metodología que hemos utilizado para el desarrollo de las LCUs experimentales, y la medida de las propiedades ópticas y mecánicas de las resinas de composite fotoactivadas. Las LCUs desarrolladas y los resultados obtenidos experimentalmente son analizados en el capítulo V. En el capítulo VI se exponen las conclusiones obtenidas. Por último, en el capítulo VII, se listarán las referencias que hemos utilizado y citado.

Capítulo II:
Revisión Bibliográfica

2.1. Composites Dentales. Propiedades

El concepto de composite, como biomaterial, puede ser descrito como un sólido que está formado, como mínimo, por dos materiales o fases distintas, de manera que, el material resultante posee unas propiedades que superan las de los componentes originales por separado.

Los composites dentales, en base a resina, son utilizados para reemplazar la pérdida de estructura dentaria y para modificar el color y el contorno de los dientes con el objetivo de mejorar la estética. Fue a partir del siglo XX cuando los clínicos dispusieron de materiales verdaderamente estéticos. Bowen R. L., en 1958, empezó a experimentar con resinas epóxicas y acrílicas utilizando además, partículas de relleno como refuerzo. Sin embargo, no fue hasta 1963 (Bowen R. L., 1963) cuando se desarrolló la molécula de dimetacrilato de diglicidileter de bisfenol-A, comúnmente denominada Bis-GMA. Los primeros composites dentales eran activados químicamente, y la siguiente generación de composites eran fotoactivados con longitudes de onda dentro del ultravioleta. Estos composites fueron reemplazados, posteriormente, por otros que podían ser activados en la longitud de onda de la luz visible.

6

En general, los composites dentales están formados por una matriz orgánica polimérica o fase continua; partículas de relleno inorgánico o fase dispersa; y un agente de acoplamiento, o fase de enlace, que permite la unión entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz orgánica (Fortín D. y cols., 2000). Presentan además, componentes que influyen en la polimerización (aceleradores/inhibidores), la estética (colorantes), o en otras propiedades como la radiopacidad.

- Matriz orgánica

La matriz orgánica representa entre el 30 y el 50% del volumen total del composite dental. Esta matriz orgánica polimérica está constituida, en la mayoría de composites comerciales, por una matriz reticulada de monómeros de dimetacrilatos, los más comunes son los aromáticos. La mayor parte de los composites comercializados en la actualidad contienen: dimetacrilato de diglicidileter de

bisfenol-A (bis-GMA o matriz de Bowen), dimetacrilato de uretano (UDMA) o dimetacrilatos de uretano modificados. Y muy pocos productos usan ambos monómeros combinados (Bis-GMA y UDMA).

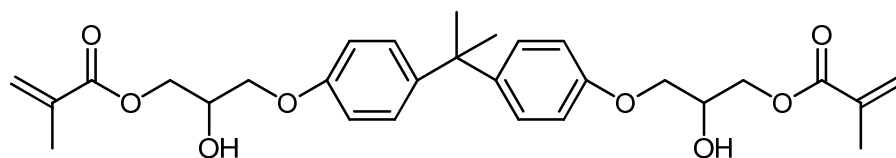


Figura 2.1. Dimetacrilato Diglicidileter de Bisfenol A, bis-GMA o matriz de Bowen

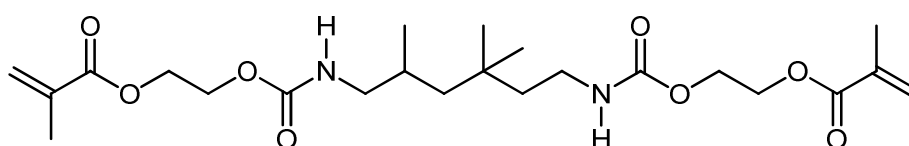


Figura 2.2. Dimetacrilato de Uretano o UDMA

Ambas moléculas presentan dobles enlaces de carbón reactivo en cada extremo, los cuales se someten a una reacción de iniciación, debido a la presencia de radicales libres, y forman una red de macromoléculas denominadas polímeros. El proceso de transformación de los monómeros en polímeros se denomina polimerización (Noort R., 1994).

La presencia de los grupos aromáticos confiere rigidez y resistencia mecánica al composite y, adicionalmente, proporciona un índice de refracción similar al de las partículas de vidrio, lo que lleva a una mejora en sus propiedades ópticas (Sakaguchi R.L. y cols., 2012). Mientras que los radicales hidroxilos le confieren viscosidad, debido a su facilidad para establecer uniones secundarias en forma de puentes de hidrógeno. Esta molécula presenta además una baja contracción de polimerización (Rueggeberg F.A. y cols., 2000).

Aunque estos monómeros, especialmente Bis-GMA, podrían aportar óptimas propiedades clínicas, mecánicas y ópticas, son altamente viscosos a temperatura ambiente ($\eta=600-1000\text{Pa}\cdot\text{s}$), debido a su alto peso molecular, 512g/mol, (Gonçalves F. y cols., 2009). Por lo tanto, es necesario incorporar ciertos diluyentes, monómeros

de bajo peso molecular, con el fin de obtener una matriz de menor viscosidad que permita una mayor cantidad de relleno y facilite su manipulación en la práctica clínica.

Entre los monómeros de bajo peso molecular, los más utilizados son el TEGDMA (trietilen-glicol-dimetacrilato), resultante de unir tres moléculas de (etilen-glicol-dimetacrilato). La menor rigidez se consigue al suprimir los ciclos aromáticos; y la menor viscosidad ($\eta=0.05$ Pa.s), al suprimir los grupos OH. Éste es un monómero más flexible y tiene un bajo peso molecular (286 g/mol) (Gonçalves F. y cols., 2009). Esto origina la disminución de la viscosidad de la mezcla, aumentando significativamente el grado de conversión de polimerización.

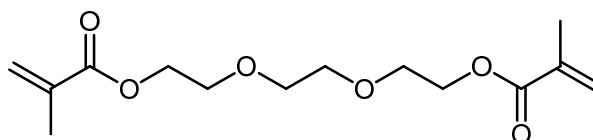


Figura 2.3. *Trietilen-glicol Dimetacrilato o TEGDMA.*

El comportamiento mecánico de los composites está estrechamente relacionado con su formulación. En términos generales, las características del esqueleto molecular de los co-monómeros determinarán la hidrofiliidad, la movilidad y los parámetros cinéticos, los cuales, de alguna manera, influirán en el grado de conversión final (Gonçalves F. y cols., 2009).

- Relleno inorgánico

La incorporación de relleno inorgánico a la matriz, mejora las propiedades del material desde un punto de vista mecánico y dimensional, sin perder las ventajas propias aportadas por la matriz del composite. De esta manera, se consigue:

- Reducir la contracción de polimerización.
- Disminuir la absorción de agua y el coeficiente de expansión térmica.

- Aumentar la dureza y mejorar la resistencia, tanto a la compresión como a la abrasión.
- Aumentar la resistencia a la fractura.
- Mejorar las propiedades ópticas de los composites.

En la actualidad, los rellenos más comunes son de cuarzo cristalino, sílice coloidal, sílice pirolítico, silicatos de aluminio y bario, silicatos de aluminio y litio, vidrios de sílice con bario o estroncio, zirconio o fluoruro de iterbio.

- Fase de enlace

Es importante que la matriz y el relleno estén estrecha y firmemente unidos. Para conseguirlo se debe incorporar algún compuesto químico que se adhiera a ambos componentes. Para ello, la superficie del relleno se trata con un agente de acoplamiento, generalmente un silano orgánico, siendo el más utilizado el gamma-metacril-oxipropil-trimetoxi-silano que, al ser una molécula difuncional, se une a los grupos hidroxilo de la sílice en un extremo (porción inorgánica) y con el doble enlace de los monómeros de la matriz en el otro extremo (porción orgánica) (Fortín D. y cols., 2000).

- Otros componentes

También se suelen incluir pequeñas cantidades de:

- a) Pigmentos o colorantes, para que el material tenga la apariencia de la estructura dental.
- b) Aditivos, que absorben la luz ultravioleta y mejoran la estabilidad del color.
- c) Iniciadores de la polimerización, que pueden activarla por vía química o fotoquímica. La activación por vía química se conoce como quimiopolimerización, y se produce por la existencia de moléculas capaces de generar radicales libres. Los indicadores de la activación fotoquímica, que desarrollan la reacción denominada de fotopolimerización, aprovechan la energía que transportan los fotones

luminosos para generar radicales libres en el monómero y desencadenar, de esta manera, la reacción. Este último mecanismo es el que presentan la mayoría de los composites actuales que incorporan como fotoactivadores la canforoquinona (CQ), la fenilpropanodiona (PPD), o la lucerina-TPO. La CQ se halla presente en más del 90% de estos materiales, en una proporción de 0.15-1%, su principal desventaja es que da un tono amarillo al material restaurador. La PPD y la Lucerina consiguen resultados similares a la CQ con la ventaja de no interferir en el color de los composites dentales.

- d) Inhibidores, que evitan la polimerización prematura del material durante el almacenamiento. Los más utilizados son la benzoquinona y la hidroquinona, así como los derivados del fenol, como el P-4 metoxifenol (PMP) y el butil-fenol triterciario (BHT).
- e) Por último, algunos composites dentales incorporan en sus formulaciones componentes encargados de dar las características de fluorescencia propias del tejido dentario.

2.1.1. Reacción de polimerización

Por definición, se denomina polimerización al proceso químico por el cual los monómeros de la matriz del composite (compuesto de bajo peso molecular) se agrupan químicamente entre sí, dando lugar a una molécula de gran peso llamada polímero que puede ser, o bien una cadena lineal, o una macromolécula tridimensional.

En la actualidad, la mayoría de los composites disponibles son fotopolimerizables, es decir, la activación comienza cuando se le suministra energía externa mediante una fuente de luz visible.

- Fases de la reacción de polimerización

En la reacción de polimerización de los composites fotoactivados, se puede hablar de dos fases, una primera fase llamada fase lumínica, la cual se produce

durante el período en que la lámpara de polimerización está activada sobre el composite, y una segunda fase llamada fase oscura, que se produce tras el apagado de la lámpara, y que transcurre en las primeras 24 horas tras el inicio de la reacción (Robles V., 2005).

Dentro de la fase lumínica de la reacción de polimerización, se distinguen también:

- *Fase de activación*
- *Fase de iniciación o inducción*
- *Fase de propagación*
- *Fase de terminación*

Fase de Activación: En esta fase, la energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización es justamente la energía procedente de las fuentes de luz. Esta energía es la encargada de activar al fotoiniciador incorporado en el material, que es una sustancia sensible a una determinada longitud de onda. En el caso del fotoiniciador más común, la CQ, los grupos de cetona de su molécula se activan con longitudes de onda en el rango de los azules, con un pico de máxima absorción a 468nm. Se utilizan diferentes tipos de fuentes lumínicas para la fotoactivación de los composites.

Fase de Iniciación: La fase de iniciación, también llamada fase de inducción, es aquella en la que el iniciador activado previamente por la luz, se combina con una amina terciaria, generando radicales libres.

Fase de Propagación: En esta fase, los radicales libres se combinan con los monómeros, convirtiéndolos a su vez en especies reactivas capaces de unirse a otros monómeros. Se conectan entre sí a través de enlaces covalentes, formando moléculas de cadenas más largas denominadas polímeros. Una vez que comienza el proceso, la reacción progresa a una velocidad considerable. Aunque, teóricamente, la reacción en cadena prosigue hasta que todo el monómero se transforma en polímero, en realidad la polimerización nunca es completa ya que, hay otros procesos que compiten con la reacción de propagación, y que conllevan a la fase de terminación.

Fase de Terminación: La terminación de la reacción se puede producir por diferentes motivos: por el acoplamiento de dos cadenas en crecimiento para formar una cadena terminal; por saturación de los radicales libres con átomos de hidrógeno liberados de alguna de las cadenas de formación; o porque la cadena en crecimiento reaccione con impurezas, o incluso con alguna molécula del iniciador, convirtiéndose en no reactiva.

Esta clasificación en fases es en realidad artificial puesto que, en el caso de las resinas compuestas dentales, las fases de activación, inducción, propagación y terminación, son simultáneas, y el polímero resultante se compone de cadenas de diversas longitudes.

2.1.2. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de polimerización.

Como se ha comentado anteriormente, la efectividad del curado de los composites dentales es vital para asegurar unas óptimas propiedades físico-mecánicas y ópticas, y un comportamiento clínico adecuado (Caughman W.F. y cols., 1991). A continuación vamos a pasar a analizar los factores que pueden condicionar la eficacia de la reacción de polimerización de dichos composites, seleccionando entre todos ellos aquellos que resulten relevantes para este estudio, es decir, los relacionados con el material y los vinculados a la fuente de luz.

- Factores que dependen del material

Los factores que dependen del material son los siguientes:

- *Espesor de la capa de composite:* La capa más externa del composite suele recibir suficientes fotones y adquiere unas propiedades adecuadas. Sin embargo, cuando la luz atraviesa el composite se produce una atenuación debida a los fenómenos de absorción y dispersión que sufre la radiación. Se ha establecido experimentalmente que, las resinas compuestas están adecuadamente polimerizadas cuando, el gradiente de dureza entre superficie-profundidad no es superior al 10-20% (el valor del gradiente de dureza debe ser mayor o igual al 0.8) (Pilo R. y cols., 1992),

y esto se consigue con capas de composite que no excedan los 2mm de espesor, lo que se corresponde con el grosor de los incrementos que, clásicamente, se aconsejan para la obturación de las preparaciones cavitarias (Rueggeberg F.A. y cols., 1994).

- Color del composite: Los pigmentos que incorporan los composites para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes, pueden ser un impedimento para el paso de luz. En general, se admite que los colores más oscuros experimentan un fraguado menos profundo que los más claros. Pero, lo que realmente determina el grado de conversión y la profundidad de curado, es más la translucidez del composite, que el color del mismo (Ferracane J.L. y cols., 1986).
- Tipo de relleno: Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno y mayor sea el tamaño de partícula, mayor será la profundidad de polimerización ya que, la luz atraviesa mejor el relleno que la resina. Los composites microrrelleno (que tienen un menor coeficiente de transmisión de la luz, al tener más cantidad de resina) presentan, por tanto, mayor dificultad de polimerización que los híbridos y, por ello será necesario aumentar el tiempo de exposición para valores iguales de irradiancia (Leonard D.L. y cols., 2001). Se ha comprobado que, cuando las partículas de relleno tienen un diámetro igual a la mitad de la longitud de onda de la luz emitida, la dispersión es máxima y la profundidad de polimerización menor. Así, cuando la longitud de onda se sitúa entre 450–500nm (0.045–0.050 μ), la dispersión será máxima cuando las partículas presenten un tamaño de unas 0.025 μ). Sin embargo, cuando las partículas tengan un tamaño mayor a la longitud de onda, la dispersión será menor (composites de macrorrelleno e híbridos).
- Concentración del iniciador: Los composites dentales se componen de sistemas de fotoiniciadores que absorben la luz para formar estados excitados que inician la polimerización. Una combinación adecuada de fotoiniciador y co-iniciador, así como de fuente de luz y tiempo de exposición, son considerados como los principales factores para optimizar la fotopolimerización de dichos composites (Emami N. y cols., 2005)

mejorando así la conversión, y con el fin de lograr mejores propiedades mecánicas, estabilidad del color, biocompatibilidad y, en última instancia, longevidad clínica (Shin D.H. y cols., 2009).

- Factores que dependen de la fuente de luz

Entre los factores que condicionan la reacción de polimerización y que dependen de la fuente de luz están:

- a. Espectro de emisión: Para conseguir una polimerización adecuada, lo ideal sería que las curvas de emisión de las lámparas y las curvas de absorción de los fotoactivadores que contiene el material coincidieran.

Los fotoiniciadores incorporados a los materiales restauradores se activan absorbiendo radiaciones con las siguientes longitudes de onda:

- Canforoquinona (CQ): entre 450 y 490nm, con un pico en los 468nm (figura 2.4)
- Fenilpropanodiona (PPD): entre 400 y 450nm, con un pico en los 410nm.
- Lucerina (LU): entre 350 y 420nm, con un pico en los 400nm.

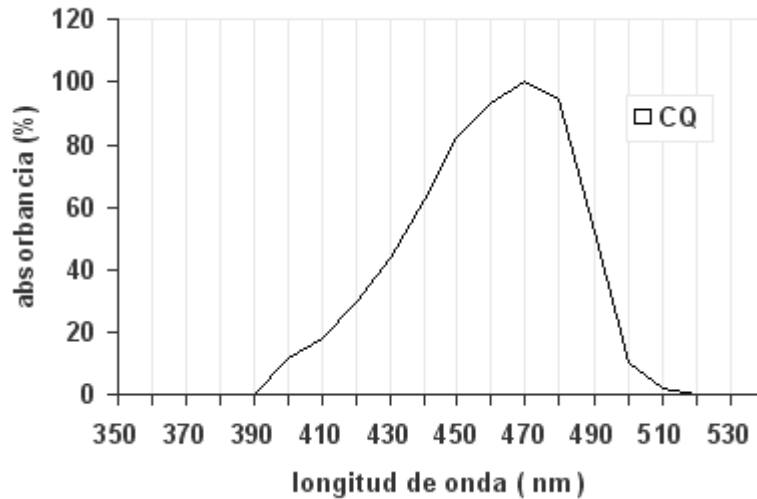


Figura 2.4. Espectro de absorción de la CQ

- b. Irradiancia (E_e): Cociente del flujo radiante recibido por unidad de área, y se mide en vatios por metro cuadrado, W/m^2 .

$$E_e = \frac{d\Phi_e}{d\Delta}$$

(ec. 2.1)

Cuanto mayor sea la irradiancia, mayor número de fotones estarán presentes, y por tanto, mayor será el número de moléculas de CQ que alcanzarán el estado excitado para reaccionar con la amina y formar radicales libres, de forma que será mayor también, la extensión de la polimerización de la resina compuesta.

- c. Tiempo de exposición: La cantidad total de energía que recibe un composite depende, no sólo de la irradiancia de la fuente utilizada, sino también del tiempo durante el cual se produzca la emisión. Esta energía sufre un descenso progresivo conforme la luz penetra en el composite, debido a la absorción de fotones por las capas de composite más superficiales, y por la dispersión y reflexión de los que atraviesan el material (Myler M.L. y cols., 1994). Por este motivo, se recomienda no superara los 2mm de espesor de capa,

independientemente del tipo de lámpara que se utilice, de su irradiancia o del tiempo de exposición aplicado.

Por tanto, el tiempo de exposición varía en función de la irradiancia de cada lámpara, por lo que las unidades de baja irradiancia requerirán mayor tiempo de exposición, para generar una adecuada polimerización, que las de alta irradiancia.

El parámetro que relaciona ambas magnitudes (irradiancia y tiempo) es lo que en odontología se conoce como Dosis Energética, Densidad Energética o Energía Total. Sin embargo, en el Vocabulario Internacional de Iluminación se corresponde con la magnitud denominada Exposición radiante o Densidad Superficial de Energía Radiante Recibida, H_e , medida en julios por metro cuadrado (J/m^2).

Se puede decir también que, la Exposición Radiante es el producto de la Irradiancia por su duración ($mW \times s/cm^2$).

16

$$H = \frac{dQ_e}{d\Delta}$$

(ec. 2.2)

d. Distancia de la ventana de salida de la lámpara a la superficie del material:

La luz se disipa proporcionalmente al cuadrado de la distancia, y su efectividad también se reduce en función del coseno del ángulo de incidencia. Por tanto, la distancia debe ser lo más cercana posible al material. Así, por tanto, en las lámparas comerciales lo ideal es colocar la punta guía a no más de 1mm, y mantenerla perpendicular a la superficie del composite.

2.1.3. Propiedades y características de los composites dentales

A cualquier material utilizado en medicina para reemplazar tejidos se le exige que, en condiciones ideales, presente unas cualidades similares a las de los tejidos reemplazados.

En general, los nuevos sistemas de composites dentales tienen en común el que, generalmente se comercializan con tres presentaciones: como composites translúcidos acromáticos, composites translúcidos cromáticos y como composites opacos.

Los dos primeros intentan emular las características ópticas del esmalte y el tercero las de la dentina. De manera que, usándolos superpuestos, en capas, se pueden recrear las características ópticas globales del diente como unidad, es decir, su cromaticidad, translucidez, radiopacidad, fluorescencia y opalescencia.

Las diferencias en la translucidez se consiguen básicamente modificando, en la formulación de los composites los índices de refracción de la matriz de resina y del relleno. Si ambos son equivalentes el composite será translúcido; si no es así, la luz sufrirá dispersión y el material tendrá una apariencia opaca. No obstante, se debe tener en cuenta que el índice de refracción de la matriz de resina cambia durante la polimerización.

Por lo que se refiere a la fluorescencia, los fabricantes incorporan a la composición de las resinas sustancias químicas fluorescentes. Una de las más utilizadas es el trifluoruro de iterbio.

Por lo que se refiere a la radiopacidad resulta fundamental puesto que permite, la visualización en la radiografía del material de obturación, el controlar las interfases con el diente y la detección precoz de las recidivas de caries. Para conseguir que el material sea radiopaco se le añaden metales pesados como el bario, zinc, boro, zirconio e itrio que, por otra parte, pueden incidir negativamente en las propiedades mecánicas y ópticas del material.

Por otro lado, la eficiencia del curado de una fuente de luz, se puede evaluar mediante el estudio de las propiedades mecánicas del composite dental, entre ellas, se sugiere la evaluación de la microdureza (Hubbezoglu I. y cols., 2007). La dureza en los composites dentales está, generalmente, correlacionada con la resistencia mecánica, la rigidez y la resistencia al ablandamiento intraoral. También se asocia con el grado de conversión del monómero, que desempeña un papel importante en la determinación del éxito clínico de un material restaurador dental (Cunha L.G. y cols., 2003; Uhl A. y cols., 2003). De hecho, conforme la luz va atravesando el compuesto,

su intensidad se reduce en gran medida debido a la absorción y a la dispersión de la luz por las partículas de relleno y la matriz de resina.

Otros estudios (Peris A.R. y cols., 2005; Yap A.U.J. y cols., 2002; Manhart J. y cols., 2000; Rahiotis C. y cols., 2004; Oberholzer T.G. y cols., 2003; Trujillo M. y cols., 2004) han mostrado que, variables tales como, el tamaño, la forma, la distribución y el contenido por unidad de volumen de las partículas de carga en la matriz, poseen una influencia directa en la resistencia del material, en su dureza y en el módulo de elasticidad de las resinas de composite fotopolimerizables. De manera que, los valores de dureza más altos se logran con partículas de relleno más pequeñas (Hubbezoglu I. y cols., 2007).

También se ha comprobado como el espaciamiento entre partículas puede influir en las propiedades físicas de una resina de composite (Manhart J. y cols., 2000), de forma que, cuanto menor es la distancia, mayor es la dureza del compuesto.

18

Además de las características de las partículas de carga, se ha demostrado que la fuente de luz influye, directamente, en la capacidad de polimerización de las resinas de composite (Rahiotis C. y cols., 2004). Tanto su intensidad, como el ancho de banda de la salida de luz, como el tiempo de curado, son parámetros importantes en el proceso de polimerización (Yap A.U.J. y cols., 2002; Rahiotis C. y cols., 2004; Yoon T.H. y cols., 2002; Caldas D.B.M. y cols., 2003; Trujillo M. y cols., 2004).

Por tanto, se puede afirmar que, la microdureza de las resinas compuestas varía tanto en función del tipo de resina de composite, como de las características de la lámpara de fotoactivación empleada para la polimerización.

2.2. Teoría de Kubelka-Munk: Coeficientes de Scattering y Absorción

La dispersión o scattering y la absorción, son los dos principales fenómenos físicos que afectan a la propagación de la radiación (luz) en un tejido biológico. Aunque los efectos de ambos son importantes, el scattering es dominante (Cheong W. y cols., 1990) porque incluso para muestras muy finas (espesor sub-milimétrico), es muy probable que los fotones sufran varias dispersiones (debidas a los múltiples choques con los átomos) antes de atravesar la muestra. La probabilidad relativa de la aparición de estos procesos en un material determinado dependerá de la longitud de onda de la radiación incidente.

La teoría de Kubelka-Munk describe la propagación de la luz difusa a través de una muestra isotrópica. Éste modelo (Kubelka y Munk, 1931; Kubelka, 1954) es un modelo de doble flujo que solamente considera el flujo en dos sentidos que se propaga en una muestra de grosor d .

El coeficiente de scattering de Kubelka-Munk, S , y el coeficiente de absorción de Kubelka-Munk, K , se calculan algebraicamente de los datos de reflectancia espectral obtenidos de cada muestra de resina compuesta utilizando las ecuaciones de Kubelka-Munk ($K-M$) descritas a continuación.

Las constantes ópticas secundarias (a y b) se calculan a partir de los valores de reflectancia espectral obtenidos experimentalmente, utilizando fondo negro y fondo blanco, mediante las siguientes ecuaciones:

$$a = \frac{1}{2} \cdot R + [(R_0 - R + R_g) \cdot R_0 \cdot R_g]$$

$$b = (a^2 - 1)^{1/2}$$

(ec. 2.3)

donde R_g es la reflectancia del fondo blanco, R_0 es la reflectancia de la muestra con el fondo negro y R es la reflectancia de la muestra con el fondo blanco.

El coeficiente de scattering (S) por unidad de espesor de los materiales se define como:

$$S(mm^{-1}) = \frac{1}{bX} \operatorname{arctgh} \left[\frac{1 - aR_0}{bR_0} \right]$$

(ec. 2.4)

donde X es el espesor real de la muestra. En las fórmulas que se utilizan en la práctica, el scattering, S , siempre se emplea junto con el espesor de la muestra, de forma que al producto $S \cdot X$ se le denomina poder de scattering de la muestra.

El coeficiente de absorción, K , se calcula como:

$$K(mm^{-1}) = S(a - 1)$$

(ec. 2.5)

y la transmitancia se define como:

$$T(X) = \frac{b}{a \cdot \sinh(bSX) + b \cdot \cosh(bSX)}$$

(ec. 2.6)

La ventaja de la teoría de Kubelka-Munk es que los coeficientes de scattering y absorción se pueden expresar en función de la reflectancia y la transmitancia.

Los modelos que tienen en cuenta cuatro o más flujos, proporcionan resultados mucho más precisos y están en concordancia con los datos experimentales. La principal limitación de esta teoría es que, solamente se puede aplicar a muestras con geometría simple.

Sin embargo, la teoría de Kubelka-Munk no proporciona una conexión explícita entre sus coeficientes y las propiedades ópticas de partículas individuales, como es el caso de las teorías basadas en la ecuación de transferencia radiativa.

2.3. Espacio de color CIELAB y fórmulas de diferencia de color

Han sido muchos los sistemas de especificación del color y las diferencias de color propuestas a fin mejorar la correlación entre medidas de color y percepción visual. En 1976, para promover la uniformidad en la práctica de la medida del color en muestras, la Comisión Internacional de l'Éclairage (CIE), recomendó la utilización de dos sistemas para determinar el color: CIELAB y CIELUV, con sus correspondientes fórmulas de diferencia de color asociadas, (CIE, 2004).

Para la caracterización y evaluación cromática de las resinas compuestas, se ha empleado el sistema de color CIELAB, y su diferencia de color asociada (ΔE^*_{ab}). A continuación se van a presentar las ecuaciones que definen al sistema CIELAB.

Dentro del sistema CIELAB, un color viene determinado por los valores L^* , a^* y b^* , que se calculan a partir de los valores triestímulo X , Y , Z de ese color, de acuerdo a las siguientes ecuaciones:

$$L^* = 116 \cdot \left(\frac{Y}{Y_0}\right)^{1/3} - 16 \quad \text{si } \left(\frac{Y}{Y_0}\right) > 0.008856$$

$$L^* = 903.3 \cdot \left(\frac{Y}{Y_0}\right) \quad \text{si } \left(\frac{Y}{Y_0}\right) \leq 0.008856$$

$$a^* = 500 \cdot \left[f\left(\frac{X}{X_0}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_0}\right) \right]$$

$$b^* = 200 \cdot \left[f\left(\frac{Y}{Y_0}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_0}\right) \right]$$

(ec. 2.7)

donde X_0 , Y_0 y Z_0 son los valores triestímulos del blanco y de referencia, y la función $f(x)$ toma la siguiente forma:

$$f(a) = a^{1/3} \quad \text{si } a > 0.008856$$

$$f(a) = 7.787 \cdot a + \left(\frac{16}{116}\right) \quad \text{si } a \leq 0.008856$$

(ec. 2.8)

Una característica importante del sistema CIELAB es que ofrece la posibilidad de realizar una especificación del color en coordenadas cilíndricas L^* , croma C^* y ángulo de tono h° , bastante bien correlacionadas con los atributos cromáticos de la percepción visual. En la figura 2.5, se tiene una representación tridimensional de estas coordenadas y un plano de L^* constante, es decir, un plano C^* - h° en coordenadas cilíndricas. Esta característica fue recogida por la CIE en 1976, a continuación se presentan las expresiones para calcular el croma y el ángulo de tono.

$$C = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}}$$

$$h = \arctg\left(\frac{b^*}{a^*}\right)$$

(ec. 2.9)

22

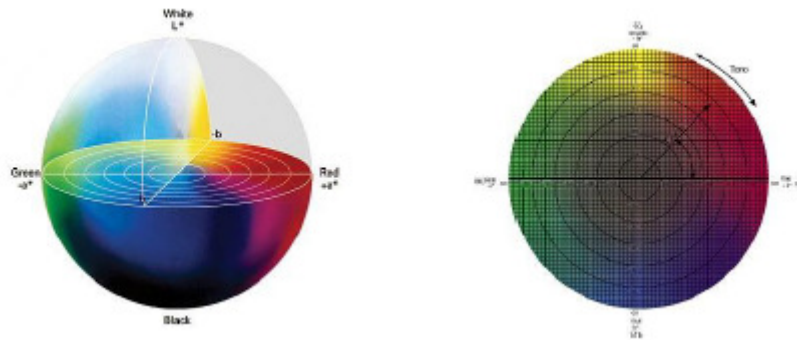


Figura 2.5. *Espacio CIELAB.*

El croma, C^* , está relacionado con la saturación de un estímulo, es decir, dentro del diagrama CIELAB, indica si un estímulo está más o menos cerca del estímulo acromático situado en el centro del diagrama, (0,0). De la misma forma, el ángulo de tono, h° , el cual varía de 0° hasta 360° , indica la zona del diagrama en la que se encuentra el estímulo.

La fórmula de diferencia de color asociada a este espacio, viene determinada por las siguientes expresiones:

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2}}$$

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta C^{*2} + \Delta H^2}$$

(ec. 2.10)

donde los incrementos representan las diferencias entre los colores para los que se calcula la diferencia.

Hasta ahora en Odontología, para la especificación del color y el cálculo de diferencias de color, se ha empleado el sistema CIELAB y su fórmula de diferencia de color asociada ΔE_{ab}^* anteriormente comentados.

Con el objeto de mejorar la relación entre las diferencias de color medidas y percibidas en las aplicaciones industriales, la CIE propuso una fórmula de diferencia de color llamada CIEDE2000 (Luo M.R. y cols. 2001; CIE, 2004). Esta fórmula incorpora correcciones específicas para evitar la no uniformidad del espacio CIELAB, llamadas funciones de peso y designadas por S_L , S_C y S_H , y unos parámetros, K_L , K_C y K_H llamados factores paramétricos, que toman en cuenta la influencia de las condiciones de iluminación y observación en la evaluación de la diferencia de color. La CIE indica que bajo las condiciones experimentales habituales en la práctica industrial, el valor para cada factor paramétrico es igual a 1.0 (CIE, 2004).

23

La fórmula de diferencia de color CIEDE2000 viene dada por la expresión:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L}{K_L \cdot S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C}{K_C \cdot S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H}{K_H \cdot S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C}{K_C \cdot S_C} \right) \left(\frac{\Delta H}{K_H \cdot S_H} \right) \right]^{1/2}$$

(ec. 2.11)

donde $\Delta L'$, $\Delta C'$ y $\Delta H'$ son las diferencias en luminancia, croma y tono para un par de muestras y R_T es una función llamada término de rotación, que da cuenta de la interacción entre las diferencias en croma y tono en la región de los azules.

Estas diferencias en luminancia, croma y tono, se calculan mediante las siguientes ecuaciones:

$$\Delta L' = L'_2 - L'_1$$

$$\Delta C' = C'_2 - C'_1$$

$$\Delta h' = \begin{cases} 0 & \text{si } C'_2 = 0 \\ h'_2 - h'_1 & \text{si } C'_1 \cdot C'_2 \neq 0, |h'_2 - h'_1| \leq 180^\circ \\ h'_2 - h'_1 - 360 & \text{si } C'_1 \cdot C'_2 \neq 0, h'_2 - h'_1 > 180^\circ \\ h'_2 - h'_1 + 360 & \text{si } C'_1 \cdot C'_2 \neq 0, h'_2 - h'_1 < -180^\circ \end{cases}$$

$$\Delta H' = 2 \cdot \sqrt{C'_1 \cdot C'_2} \cdot \sin\left(\frac{\Delta h'}{2}\right)$$

(ec. 2.12)

Las coordenadas h' , C' y L' son valores transformados del ángulo de tono, croma y luminosidad, y se calculan a partir de a' , b' y L' según las siguientes ecuaciones:

$$C_{i,ab}^* = \sqrt{a_i^{*2} + b_i^{*2}} \quad \text{con } i=1,2$$

$$\bar{C}_{ab}^* = \frac{C_{1,ab}^* + C_{2,ab}^*}{2}$$

$$G = 0.5 \cdot \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}_{ab}^{*7}}{\bar{C}_{ab}^{*7} + 25^7}}\right)$$

$$a'_i = (1 + G) \cdot a_i^* \quad \text{con } i=1,2$$

$$C'_i = \sqrt{a_i'^2 + b_i'^2}$$

$$h'_i = \begin{cases} 0 \\ \tan^{-1} \frac{b_i}{a_i} \end{cases} \quad \text{con } i=1,2$$

$$L' = L^*$$

$$a' = a^* \cdot (1 + G)$$

$$b' = b^*$$

(ec. 2.13)

Como se puede comprobar, a' es una modificación del eje a^* de CIELAB, con el fin de lograr un mejor acuerdo con las diferencias de color percibidas para los colores de bajo croma, colores neutros. La modificación incrementa la magnitud de valores a' comparados con los valores de a^* para dichos colores. Es interesante comentar que, esta transformación de a^* en a' , no supone una redefinición del sistema CIELAB, ya que sólo tiene efecto en cuanto al cálculo posterior de la diferencia de color.

El resto de los términos de la ecuación CIEDE2000 se definen a partir de las siguientes expresiones:

$$\bar{L}' = \frac{(L_1^* + L_2^*)}{2}$$

$$\bar{C}' = \frac{(C_1^* + C_2^*)}{2}$$

$$\bar{h}' = \begin{cases} \frac{h_1' + h_2'}{2} & \text{si } |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ; \quad C_1' \cdot C_2' \neq 0 \\ \frac{h_1' + h_2' + 360}{2} & \text{si } |h_1' - h_2'| > 180^\circ; \quad h_1' + h_2' < 360^\circ; \quad C_1' \cdot C_2' \neq 0 \\ \frac{h_1' + h_2' - 360}{2} & \text{si } |h_1' - h_2'| > 180^\circ; \quad h_1' + h_2' \geq 360^\circ; \quad C_1' \cdot C_2' \neq 0 \\ h_1' + h_2' & \text{si } C_1' \cdot C_2' = 0 \end{cases}$$

$$T = 1 - 0.17 \cdot \cos(\bar{h}' - 30^\circ) + 0.24 \cdot \cos(2\bar{h}') + 0.32 \cdot \cos(3\bar{h}' - 6^\circ) - 0.20 \cdot \cos(4\bar{h}' - 63^\circ)$$

$$\Delta\theta = 30 \cdot \exp\left\{-\left[\frac{\bar{h}' - 2.75^\circ}{25}\right]^2\right\}$$

$$R_c = 2 \cdot \sqrt{\frac{\bar{C}'^7}{\bar{C}'^7 + 25^7}}$$

$$S_L = 1 + \frac{0.015 \cdot (\bar{L}' - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L}' - 50)^2}}$$

$$S_C = 1 + 0.045 \cdot \bar{C}'$$

$$S_H = 1 + 0.015 \cdot \bar{C}' \cdot T$$

$$R_T = -\sin(2\Delta\theta) \cdot R_C$$

(ec. 2.14)

Recientes estudios sobre la correlación entre los valores de diferencia de color obtenidos con ΔE^*_{ab} y CIEDE200 (Lee Y.K., 2005b; Pérez M.M. y cols., 2007) encontraron una correlación significativa entre ΔE^*_{ab} y ΔE_{00} después de la fotopolimerización ($r^2=0.95$ y $p<0.0001$).

Ghinea R. y cols, 2010 y Pérez M.M. y cols., 2011 han mostrado recientemente, que la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 provee un mejor ajuste que la fórmula de diferencia de color CIELAB en la evaluación de umbrales de discriminación cromática y, por tanto, en cuanto a las diferencias percibidas. También muestran la adecuación de la Aproximación TSK Fuzzy para el estudio del cálculo del umbral de discriminación cromática. En la tabla 2.1 se muestran los valores de los umbrales de discriminación cromática obtenidos en dicho trabajo. (Ghinea R. y cols., 2010).

26

Diferencia Color	50:50% Perceptibilidad	50:50% Aceptabilidad
ΔE^*_{ab}	1.74	3.48
ΔE_{00}	1.25	2.23

Tabla 2.1. Umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad según la aproximación TSK Fuzzy.

2.4. Parámetros de Translucidez y Opalescencia de resinas compuestas dentales

Las resinas compuestas, a imitación del diente natural, tienen que ser materiales translucidos, por tanto, la translucidez en las resinas compuestas contribuye a una mejor mimetización de la restauración con el tejido dental circundante, además de brindarle vitalidad a la restauración dental.

Una de las dificultades con la que se encuentran para la especificación de la translucidez en estos materiales, es que ésta varía con la longitud de onda. Algunos autores proponen la determinación de la translucidez a partir de un único parámetro, TP, y que se define a partir de la diferencia de color (Johnston W.M. y Reisbick M.H., 1997) y que ha sido ampliamente usado en la actualidad para la evaluación de materiales dentales (Pérez M.M. y cols., 2011; Pecho O.E. y cols., 2012; Nakajima M. y cols., 2012). Concretamente, la translucidez se define como la diferencia de color entre dos muestras cuando la muestra es medida sobre fondos neutros, blanco y negro. Si el material es completamente opaco, el valor de la translucidez TP es cero, por lo que, mientras mayor sea el valor de TP, más translúcido será el material.

27

El parámetro de translucidez, TP, se determina de acuerdo con la siguiente expresión:

$$TP = [(L_B - L_N)^2 + (a_B - a_N)^2 + (b_B - b_N)^2]^{1/2}$$

(ec. 2.15)

donde, los subíndices B y N corresponden al fondo blanco y fondo negro respectivamente.

Análogamente al parámetro de translucidez, se han definido los parámetros de opalescencia, OP, a partir de las coordenadas cromáticas en CIELAB, a^* y b^* (Johnston W.M. y cols., 1995). Lee y colaboradores (Lee Y.K. y cols., 2005; Lee Y.K. y cols., 2006; Lee Y.K. y Yu B., 2007) definen y estiman los valores del parámetro de opalescencia, OP, a partir de la transmitancia y reflectancia espectral de la muestra. Para ello se utiliza un espectrofotómetro de reflexión equipado con una

esfera integradora, la iluminación utilizada fue UV, y el componente especular de reflexión incluido (geometría SCI).

El parámetro de opalescencia, OP, se define conforme a la siguiente ecuación:

$$OP = [(a_T - a_R)^2 + (b_T - b_R)^2]^{1/2}$$

(ec. 2.16)

donde los subíndices T y R indican los valores por transmitancia y reflectancia, respectivamente.

Posteriormente, Ardu S. y cols. (2008) en un estudio *in vivo* para la evaluación clínica de las propiedades estéticas de los incisivos, utilizando un espectrofotómetro dental, proponen y validan una nueva fórmula para determinar la opalescencia a partir de las coordenadas cromáticas medidas con un fondo blanco y un fondo negro, de forma similar a la empleada para la obtención del parámetro de translucidez. Una de las conclusiones principales de dicho trabajo de investigación fue que las fórmulas propuestas son útiles y aplicables para el futuro desarrollo de materiales restauradores estéticos.

28

Las expresiones matemáticas correspondientes fueron las siguientes:

$$OP_1 = [(a_B - a_N)^2 + (b_B - b_N)^2]^{1/2}$$

(ec. 2.17)

teniendo en cuenta la coordenada b*:

$$OP_2 = [(b_B - b_N)^2]^{1/2}$$

(ec. 2.18)

donde los subíndices B y N corresponden al fondo blanco y al fondo negro respectivamente.

Para obtener los valores de opalescencia se utilizó la fórmula propuesta por Ardu S. y cols. (2008) ya que, puede ser empleado el mismo dispositivo que para la medida del parámetro de translucidez.

2.5. Lámparas de fotoactivación dental

Las lámparas de polimerización o fotoactivación dental se han convertido en instrumentos clave en la práctica dental, ya que el fracaso clínico de los composites dentales se debe, en gran parte a los cambios que tienen lugar durante la polimerización (Katona T.R. y cols., 1996). Por tanto, el especialista debe entender el comportamiento químico de los composites dentales utilizados, la naturaleza del proceso de polimerización, y las características de operación, proporcionadas por el fabricante, de las unidades de curación utilizadas para tal fin (Blankenau R. y cols., 1999).

Tanto la tecnología como las técnicas de fotocuración están sometidas a los mayores cambios, debido en parte a la necesidad de reducir el tiempo de operación y a la mejora en el conocimiento del proceso de polimerización.

Las lámparas de polimerización emiten un haz que activa los fotoiniciadores de los composites dentales, de manera que la cantidad de radiación necesaria viene determinada por varios factores: la intensidad de salida de la lámpara, el tiempo de exposición, la distancia al material, profundidad de curación, y presencia de elementos entre la fuente de luz y la superficie del material a polimerizar (Abate P.F. y cols., 2001; Hofmann N. y cols., 2002; Sakaguchi R.L. y cols., 2001; Yap A.U., 2001; Losche G.H., 1999).

En los últimos años, se ha producido una auténtica revolución en el ámbito de las fuentes de luz, en pro de una mayor rapidez de curado, mayor profundidad de curación y mayor factor de conversión. Las lámparas de fotopolimerización, que existen actualmente en el mercado, pueden ser clasificadas, en función del tipo de fuente lumínica que posean, en cuatro grupos: lámparas halógenas, de plasma, láser y de diodos.

- Lámparas Halógenas (QTH)

Son aquellas lámparas de tipo incandescente, es decir, emiten debido a un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe gas halógeno cuya función es evitar que el filamento incandescente se queme. Este filamento, por tanto, funciona como una resistencia que se calienta fuertemente por el paso de la corriente, emitiendo una radiación electromagnética.

El 95% de la energía producida por la fuente de QTH es infrarroja, y es la responsable de la producción de calor. Por tanto, a fin de evitar el aumento de la temperatura del diente y del material de obturación, cuando se utiliza esta radiación, es necesario usar filtros, con el fin de que la emisión final quede limitada al intervalo de luz visible (un 5%), en una longitud de onda entre 400nm y 500nm, intervalo en el que absorbe el principal composite dental, la canforoquinona.

La ventaja fundamental de este tipo de lámparas es su bajo coste. Entre sus desventajas se encuentran una vida media de servicio corta, alcanzar temperaturas altas, lo cual obliga a que la lámpara incorpore un ventilador, y la necesidad de interponer filtros.

- Lámparas de Plasma

Son lámparas de arco, es decir, emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe un gas (generalmente xenón) a elevada presión, que evita la evaporación de los electrodos.

La cantidad de luz generada es elevada, con irradiancias entre los 1400mW/cm² y los 2700mW/cm², y de color blanco, por lo que requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la banda en la longitud de onda deseada. Esto explica el hecho de la posible mayor eficacia lumínica de este tipo de lámparas, que permite fotopolimerizaciones rápidas del composite. Sin embargo, la emisión final presenta un pico alrededor de 470nm, es decir, presentan un estrecho margen de emisión, lo que conlleva que estas lámparas no polimerizarán

adecuadamente aquellos materiales que contengan un fotoiniciador diferente a la canforoquinona, tales como la fenilpropandiona, cuya longitud de onda óptima son los 410nm, o la lucerina, con un pico de absorción en los 400nm.

Las desventajas principales que presentan las lámparas de plasma son, en parte, similares a las que presentan las lámparas halógenas: un rendimiento bajo en energía, la necesidad de utilizar filtros y ventilación, y un alto coste.

- Lámparas Láser

En odontología, los láseres que se utilizan con aplicación terapéutico-quirúrgica son dos, el láser de argón y el láser de diodos.

- *Láser de argón*: es un láser con un medio activo de tipo gaseoso (gas argón). Emite una luz azul de 488nm o azul-verde de 488-514nm y su irradiancia está entre los 750 y los 1300mW/cm². Sin embargo, al tener una longitud de onda extremadamente estrecha, habrá un gran número de materiales fotoactivables que no son compatibles con este sistema, lo que unido a su alto coste explica el hecho de su escasa difusión para la aplicación en la fotoactivación de materiales de restauración dental.
- *Láser de diodos*: es un láser con un medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Emite una luz roja con longitud de onda entre 830nm y 904nm (espectro infrarrojo). Su longitud de onda está fuera del espectro visible por lo que no puede ser utilizado para fotopolimerizar los composites.

- Lámparas de Diodos

Utilizan como fuente de iluminación los V-LED (visible-light emitting diodes). Los V-LED, son fuentes de luz de tipo luminiscente basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo radiación electromagnética en forma de luz visible. Los utilizados en Odontología emiten una luz azul de 450-480nm, con un pico en los 470nm.

En función de su irradiancia se pueden clasificar en lámparas de diodos convencionales (con irradiancia entorno a $400\text{mW}/\text{cm}^2$) o de alta irradiancia (con irradiancia entorno a los $1000\text{-}1200\text{mW}/\text{cm}^2$).

En comparación con las lámparas convencionales, la luz emitida por los LEDs presenta un espectro estrecho. Consecuentemente, este método es mucho más eficiente para convertir la energía eléctrica en luz azul.

Las principales ventajas que presentan este tipo de lámparas son: que no necesitan filtros, la microelectrónica que utilizan permite fabricar dispositivos más pequeños, las lámparas de baja irradiancia no necesitan ventilador, un bajo consumo eléctrico, lo que permite el uso de baterías, y una larga duración sin pérdida de intensidad por el uso.

Y entre sus mayores desventajas, se encuentran: su estrecho espectro de emisión, el cual sólo permite polimerizar adecuadamente los materiales que contengan canforoquinona como fotoiniciador y tener una baja efectividad para polimerizar los colores oscuros de algunos composites de microrrelleno (Caughman W.F. y cols., 2002), su alto coste, y una experiencia clínica limitada a largo plazo.

En diferentes trabajos se ha podido constatar que no existen diferencias importantes entre las propiedades mecánicas que alcanzan los composites al ser fotopolimerizados con lámparas halógenas o con lámparas de diodos (Jandt K.D. y cols., 2000; Fay R.M. y cols., 2002).

Tal como se ha indicado previamente, la luz emitida por estas lámparas activa los iniciadores de polimerización en las resinas compuestas. Por tanto, el espectro de absorción de los fotoiniciadores debe emparejarse con el espectro de emisión de las lámparas. Actualmente, los tres iniciadores comercializados principales son la canforoquinona (CQ), la fenilpropanodiona (PPD), y la lucerina-TPO.

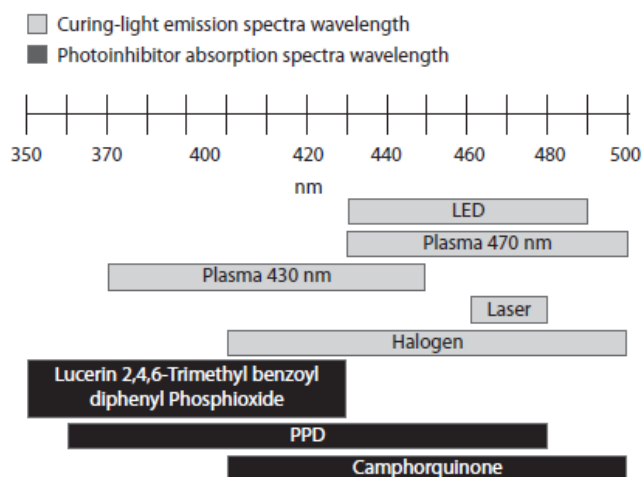


Figura 2.6. Espectro de emisión de las lámparas de fotoactivación frente al espectro de absorción de los principales fotoiniciadores.

En la figura 2.6 se muestra como, ninguna de las lámparas actuales cubre los espectros de absorción de los tres fotoiniciadores principales. Sin embargo, la polimerización no depende, exclusivamente, de la longitud de onda, sino que también está influenciada por la salida de energía de la lámpara (Nomoto R., 1997). Como se puede observar las lámparas LEDs cubren una parte del espectro de la canforoquinona, con la correspondencia de picos, y muestran una cobertura moderada con el espectro de PPD, y sin embargo, falla totalmente al emparejar con el espectro de Lucerina. El mayor desafío, por tanto, se encuentra en la utilización de Lucerina, ya que no puede ser fotoactivado por unidades LEDs.

2.6. Lámparas LEDs de fotoactivación dental

Como hemos mencionado anteriormente, los distintos tipos de unidades de luz de curado (LCUs) se basan en principios físicos diferentes, tales como bombillas halógenas de cuarzo (QTH), láser, luz de arco de plasma y diodos electroluminosos, LEDs. Sin embargo, en la actualidad, las unidades LEDs son los dispositivos estándar en las prácticas dentales más modernas.

Para desarrollar este nuevo concepto de LED LCUs (Mills R.W., 1995; Mills R.W. y cols., 1999) existían dos requisitos previos que debían cumplirse. El primer requisito era la disponibilidad de LEDs azules con la longitud de onda de emisión adecuada, y el segundo, que dichos LEDs azules necesitaban tener una potencia de emisión suficiente como para polimerizar los composites dentales en un intervalo de tiempo razonable (entre 20 y 40 segundos). Aunque los LEDs azules con la longitud de onda adecuada estuvieron disponibles en 1971 (Schubert E.F., 2003), su emisión de energía era demasiado pequeña. Esta situación cambió en 1994, cuando Nakamura, en Nichia Corporation, desarrolló LED GaN de alto brillo (Nakamura S. y cols., 1994). A partir de ese momento, comenzó el desarrollo y la investigación científica de los LEDs para fotopolimerizar biomateriales.

Los LEDs presentan una serie de ventajas intrínsecas que los convierten en ideales para la fotopolimerización de biomateriales orales. Su punto más importante es que la anchura típica del espectro de emisión de un LED es de 5nm (Sze S.M. y cols., 2007), que en comparación con los espectros de emisión de las demás LCUs, a excepción de las unidades de láser argón-ión de banda estrecha, es extremadamente estrecho (figura 2.7). Esta estrecha banda de emisión es la mayor ventaja de las LED LCUs comparada con la emisión de las LCUs basadas en principios diferentes ya que, los fotoiniciadores presentes en los biomateriales orales tienen espectros de absorción con máximos distintos. Si la longitud de onda de las LCU LEDs es elegida dentro de ese rango, la fotopolimerización es rápida y el resultado eficaz.

34

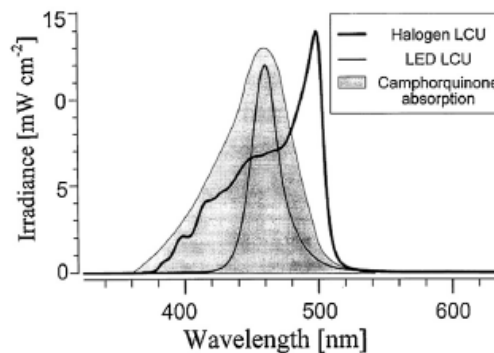


Figura 2.7. Flujo e irradiancia típicos de QTH LCU y LED LCU comparado con el espectro de absorción de la canforoquinona.

Para biomateriales orales que contienen más de un fotoiniciador, con diferentes espectros de absorción, se pueden emplear LED LCUs que emitan en múltiples longitudes de onda (Cao D., 2002), a estas unidades a veces se las denomina LED LCUs de banda ancha. Sin embargo, este término no es correcto ya que, las características de emisión de los LEDs se mantienen, de manera que no se emite un espectro amplio, sino dos o más longitudes de onda, con distintos máximos de emisión y espectros estrechos.

Ante esto, las QTH LCUs convencionales no pueden competir en este sentido con las LED LCUs porque el espectro de emisión de la lámpara QTH es relativamente ancho dentro del visible (Mills R.W. y cols., 1999), por lo que una gran parte es inútil para fotopolimerización y se disipa en forma de calor. Además, estas lámparas requieren de un bloqueo de infrarrojos a través de filtros azules, los cuales pueden deteriorarse con el tiempo debido al calor sustancial que la lámpara produce.

La segunda gran ventaja de los LEDs para fotopolimerización es su eficiencia. La eficiencia cuántica externa se define como el número de fotones emitidos dividido por el número de portadores de carga que pasan a través de la unión p-n (Sze S.M. y cols., 2007). Debido a las propiedades internas de la unión p-n y a las diferencias entre los índices de refracción, entre el semiconductor y el aire, se producen pérdidas de fotones, es decir, no todos los fotones que se emiten salen del semiconductor. Tres son los mecanismos que reducen la cantidad de fotones emitidos desde el LED: la absorción interna, la pérdida de Fresnel y la pérdida por ángulo crítico (Sze S.M. y cols., 2007).

Una medida importante de los LED es su eficacia luminosa, es decir, la proporción entre el flujo luminoso emitido y la energía eléctrica consumida, y es una medida de lo bien que una fuente de luz emite luz en el visible. La eficacia luminosa típica de un LED es del orden de 60lm/W, aunque actualmente se ha alcanzado una eficacia luminosa de 150lm/W para LEDs blancos, mientras que lo normal para una unidad QTH es de solamente 25lm/W (Jandt K.D. y cols., 2013).

Otra ventaja importante de las LCUs LED es su eficiencia energética global en términos de la energía necesaria para un ciclo de curación. Una lámpara LCU

LED actual contiene un LED de 5W que funcionará, aproximadamente, 25 minutos con una batería completamente cargada. Asumiendo un ciclo de polimerización de 20s, sería posible realizar 75 ciclos de curado, y la energía requerida sería de 25W/h, que se corresponde con 0.34W/h por ciclo de curado (Jandt K.D. y cols., 2013). Por el contrario, sobre la base de funcionamiento de una lámpara QTH típica de 150W, equipada con una fuente de 75W (12v), para el mismo tiempo (25 minutos), la energía necesaria sería, aproximadamente, 62.5W/h. Este valor se corresponde con 0.84W/h para ciclos de curado de 20s, es decir, aproximadamente, 2.5 veces la energía que necesita una LED LCU para realizar la misma tarea.

Otro punto a tener en cuenta es el tiempo de vida de la lámpara. Un LED puede tener una vida media de 100000h o más, y experimentan poca degradación en el rendimiento lumínico durante ese tiempo (Haitz R.H. y cols., 1995). Este nivel de durabilidad es una clara ventaja en comparación con las características de las lámparas QTH (Mills R.W. y cols., 1999), que tienen una vida útil de 50h, aproximadamente (Cayless M.A. y cols., 1983).

36

Los usuarios de las unidades de fotopolimerización dentales (LCUs) a menudo no son conscientes de la física de estos dispositivos, ya que la emisión de luz de LED LCUs difiere mucho de los tipos más tradicionales de LCUs, por lo que se cree necesario dar un repaso a los principios físicos de los LEDs. Este conocimiento no sólo puede ayudar a entender mejor el funcionamiento de los LEDs, sino también puede contribuir al uso apropiado de las LCUs LED en la práctica clínica, y a reconocer las fortalezas y las limitaciones de estos dispositivos en su uso diario.

2.6.1. Física y tecnología de los LEDs

Los LEDs son una parte importante de la vida cotidiana, se aplican tanto para modernas fuentes de luz para la iluminación de habitaciones, como para faros de coches, cuadros de mando, semáforos, pantallas planas de televisión, etc. Comparando con fuentes de luz convencionales, los LEDs son pequeños y eficientes, por lo que, las unidades de curado dentales (LCUs) basadas en LEDs son, relativamente pequeñas y pueden funcionar con pilas o con baterías Li-ion.

Los LEDs son dispositivos fotónicos basados en semiconductores, en el que las partículas elementales de luz (fotones) desempeñan el papel protagonista. Los LEDs convierten la energía eléctrica en radiación óptica (Sze S.M. y cols., 2007). Hace más de cien años que se conoce que la luz puede generarse a partir de una corriente eléctrica que atraviesa un material polarizado (Sze S.M. y cols., 2007). Este fenómeno se llama electroluminiscencia, y fue descubierto en 1907, en un semiconductor natural de carburo de silicio (Round H.J., 1907).

Los LEDs emiten luz bajo condiciones de polarización directa, para entender esto se deben considerar los estados de energía de los electrones en un semiconductor. A través de la interacción mecánico-cuántica de un gran número de átomos ($\approx 10^{25}$) y electrones en estado sólido, los estados electrónicos pueden caer dentro de estados electrónicos muy próximos llamados bandas de energía (Callister W.D., 2005). La banda de energía de valencia se asocia con la energía más alta, y está ocupada por electrones a 0K. La banda con la siguiente energía más alta se llama banda de conducción, y no contiene electrones a 0K. Estas bandas de valencia y conducción están separadas por una zona llamada gap, o banda prohibida, donde la ecuación de Schrödinger no tiene solución, es decir, no está permitido que haya electrones en esa banda, en circunstancias normales. Para los semiconductores, el valor típico de energía de esta banda prohibida es inferior a 2eV (Callister W.D., 2005). En la figura 2.8 se muestra la estructura de bandas de un semiconductor intrínseco.

En semiconductores intrínsecos, el comportamiento eléctrico se basa en la estructura inherente en el material puro, como el silicio (Callister W.D., 2005). Si se introducen átomos de impureza para controlar el comportamiento eléctrico del semiconductor, se dice entonces que es un semiconductor extrínseco (dopado). Los LEDs utilizan, tanto semiconductor extrínseco tipo-n como tipo-p, indicando con ello que la mayoría de los portadores de carga son electrones o huecos, respectivamente. Si un semiconductor se dopa con átomos del grupo VA de la tabla periódica se convierte en un semiconductor extrínseco tipo-n, mientras que si el dopaje es con átomos del grupo IIIA, se crean semiconductores extrínsecos de tipo-p (Callister W.D., 2005). En el primer caso, se crean estados donadores nuevos dentro de la banda prohibida, justo debajo de la banda de conducción, y en el segundo caso los

estados que se crean son estados aceptadores, dentro de la banda prohibida, justo por encima de la banda de valencia.

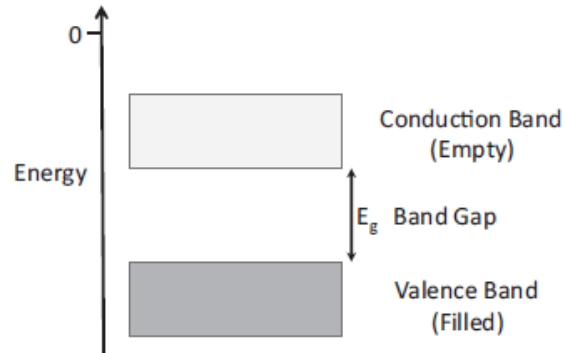


Figura 2.8. Estructura de la banda de energía típica de un semiconductor intrínseco a 0K.

Hace más de cincuenta años, en 1962, Holonyak y Bevacqua observaron la emisión de luz visible coherente en uniones de GaAsP (Holonyak Jr. N. y cols., 1962). Este hecho puede ser considerado como el nacimiento de los LEDs que emiten en el visible (Schubert E.F., 2003). Los primeros LEDs que emitían dentro del espectro visible eran costosos (aproximadamente 200\$ por unidad) y presentaban muy pocas aplicaciones prácticas (Schubert E.F., 2003). Los primeros LEDs de GaAsP emitían luz roja, con una eficacia luminosa de 1,5 lúmenes por vatio de potencia eléctrica consumida (lm/W) (Sze S.M. y cols., 2007). A mediados de los años 80, a este tipo de LEDs rojos, se le añadieron verdes (GaP:N) y amarillos (GaAsP:N).

Para materiales en los cuales existe conducción de electrones y huecos, la conductividad eléctrica es fuertemente dependiente del número de electrones y huecos que haya (Callister W.D., 2005). A efectos prácticos, para fabricar los LEDs, sólo son convenientes estos semiconductores dopados, de forma que, un LEDs está formado por la unión de dos semiconductores, uno dopado n, y otro con dopaje p (unión p-n). Este tipo de unión permite idealmente que, bajo una condición de polarización, la corriente eléctrica circule desde el lado dopado-p (ánodo) hasta el lado dopado-n (cátodo), mientras que no existe corriente (resistencia ideal infinita) en condiciones de polarización inversa. Este efecto se basa en interacciones de

campo eléctrico y de las diferentes concentraciones de electrones y huecos, respectivamente, en la unión p-n.

En dispositivos con semiconductores dopados, como los diodos LEDs (figura 2.9) tanto los electrones como los huecos contribuyen a la corriente eléctrica. Bajo condiciones de polarización directa (los electrones entran por el lado dopado-p y salen por el lado dopado-n), electrones y huecos se recombinan cerca de la unión p-n y emiten fotones: un electrón de la banda de conducción salta, espontáneamente, a un estado vacío en la banda de valencia (Sze S.M. y cols., 2007), de forma que se produce un fotón y calor. La frecuencia de emisión del fotón es controlada por la química de la composición de los materiales dopados n y p.

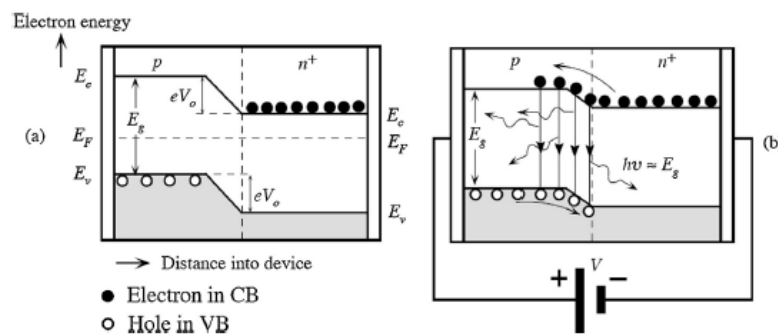


Figura 2.9. Diagrama de las bandas de energía en una unión PN (fuertemente dopada-n). **a)** cuando se aplica una tensión V_0 se evita la difusión de huecos al lado p. **b)** Cuando se reduce la tensión V_0 se permite la difusión de los electrones al lado p. La recombinación alrededor de la unión y dentro de la longitud de difusión de los electrones en el lado p, produce la emisión de un fotón.

El ancho de la banda prohibida es fija para cada semiconductor, y viene determinada por la longitud de onda del fotón emitido, y así, el color de la luz generada, lo que determina el espectro de emisión estrecho característico de los LEDs. Por ejemplo, un gap relativamente ancho provoca que el electrón de transición produzca luz azul, mientras que un gap estrecho, produce luz roja. La banda gap en semiconductores, puede ser directa o indirecta. Para los LEDs, la más importante es la banda gap directa, porque este valor influye en la capacidad de emitir fotones a través de la transición directa desde la banda de valencia. Esta capacidad significa que, los fotones de absorción o emisión, a través de la banda de transición, se basan en la regla de selección-k, donde k es el momento del cristal (Sze S.M. y cols.,

2007). Los vectores de onda de la función de onda de la banda de valencia (k_1) y de la función de onda de la banda de conducción (K_2) deben diferenciarse por la cantidad de vector de onda de los fotones emitidos, teniendo en cuenta la conservación del momento (Sze S.M. y cols., 2007).

2.6.2. Evolución de las LED LCUs comerciales

No fue hasta el año 2000 que las primeras LED LCUs comerciales estuvieron disponibles. El retraso en su presentación se debió a dos factores principalmente, la potencia de salida de los LEDs azules y su alto coste (Jandt K.D. y cols., 2013).

En 1995, el LED azul de 5mm disponible en Nichia, tenía una potencia de 1.2mW y un coste aproximado de 50\$; en 2012, Nichia ofrece un LED azul de 5mm con una potencia de 123mW a un coste aproximado de 0.50\$. Esta comparación muestra como, durante un periodo de diecisiete años, un tipo de LED aumentó su potencia en dos órdenes de magnitud, mientras que disminuyó su coste en otros dos órdenes de magnitud (Jandt K.D. y cols., 2013). El aumento de la eficiencia cuántica externa de los LEDs supone una ventaja importante para los diseñadores de LCUs, ya que, al haber una mayor proporción de energía eléctrica que se convierte en luz emitida, los requisitos de disipación de calor en los LEDs se vuelven menos exigentes. Este aspecto es muy importante, puesto que disminuir los requisitos de disipación de calor significa también, una reducción del tamaño, peso y coste de las LED LCUs comerciales (Jandt K.D. y cols., 2013).

- Primera generación de LED LCUs

La primera generación de LED LCUs llegó al mercado en el año 2000, con la introducción de la luz LUXoMAX (Akeda Dental A / S, Lystrup, Dinamarca), tenía, por lo tanto, relativamente baja potencia en comparación con sus competidores convencionales, las QTH LCUs. Esta diferencia llevó a algunos resultados decepcionantes, al comparar los resultados de las LED LCUs comerciales con las QTH LCUs (Mills R.W. y cols., 2002b). En 2002, estas primeras comparaciones entre los dos tipos de LCUs, produjeron algunas predicciones negativas prematuras para el futuro de las LED LCUs (Christensen G.J., 2002). Sin embargo, más tarde, en

2002, se demostró que una LED LCU experimental podía superar en rendimiento a una QTH LCU (Jandt K.D. y cols., 2013).

Esta primera generación de LED LCUs comerciales mejoró rápidamente, gracias a los avances y a la eficiencia en el desarrollo y la investigación de los semiconductores LED azules. En 2001, Elipar™ FreeLight tenía disponible una LED LCU de 19 LEDs, con una irradiancia de $400\text{mW}/\text{cm}^2$, asegurando que era equivalente a una QTH LCU convencional de $800\text{mW}/\text{cm}^2$, de hecho, este estudio fue cotizado en el datasheet del producto (Jandt K.D. y cols., 2013).

Esta primera generación de LED LCU más potentes todavía se utiliza, con una guía de luz de fibra de vidrio fundido cónico para potenciar, aun más, su irradiancia de salida.

- Segunda generación de LED LCUs

La segunda generación de LED LCUs es considerada como un paso de los dispositivos que emplean múltiples LEDs a los que emplean un único LED muy potente, a menudo especialmente diseñado para aplicaciones de fotopolimerización de materiales dentales. Ejemplos de estos LEDs potentes son los Luxeon LXHL.BRD1 en 2004, con un consumo eléctrico de 1400mW para proporcionar 140mW de luz azul, o los más recientes LED Engin Inc., LZ4-00B200 en 2012, con un consumo eléctrico de 1160mW para dar 3800mW de luz azul (Jandt K.D. y cols., 2013). Así, en el primer caso el 10% de la energía eléctrica se convierte en luz, mientras que en el segundo caso se logró la conversión del 30%, es decir, un aumento de la eficiencia en tres veces dentro de un lapso de ocho años.

Un ejemplo de LED LCU de segunda generación, con un único LED, fue la Elipar™ FreeLight 2. La irradiancia de esta LED LCU fue de, aproximadamente, $1000\text{mW}/\text{cm}^2$, y representa un aumento de 2.5 veces la irradiancia de su predecesora, la Elipar™ FreeLight, que utilizaba 19 LEDs. En 2005, otra LED LCU de segunda generación, la Kerr L.E. Demetron II, con un diseño de empuñadura de pistola, incorporó un ventilador, lo cual, teniendo en cuenta la eficiencia de los LEDs, indicaba un compromiso de diseño con el componente de disipación de calor. Ésta LED LCU, como otras de esta época, utilizaba la técnica de guía de luz cónica para aumentar la irradiancia (Jandt K.D. y cols., 2013).

Otros diseños de LED LCUs de segunda generación, como el Dentsply SmartLite PS, no utilizaban una guía de luz convencional. Ésta era una unidad delgada, del estilo de una pluma, como la LuxOMax, pero tenía un LED en la punta de la unidad, adyacente al diente. La casa Dentsply también anunció, en 2012, el lanzamiento inminente de una nueva versión de esta unidad, la Focus SmartLite, que contaba con un sistema de lentes diseñado para permitir un curado eficaz de hasta 8mm de composite (Jandt K.D. y cols., 2013). Con esta técnica se produce una menor pérdida de luz ya que, no existe guía de luz entre la fuente luminosa y el composite. Esta ventaja a su vez supone una reducción de la energía eléctrica necesaria y de la generación de calor, si todos los demás parámetros continúan siendo los mismos. Este diseño también se propone superar dos problemas importantes de las guías de luz. El primero, que el haz de luz es más divergente, causado por el aumento progresivo en el ángulo de reflexión total interna de la guía, lo cual da como resultado una pérdida exagerada de la irradiancia comparado con un haz más paralelo desde la punta de la LCU hasta el diente. Y el segundo, que al ser el área de la punta de la guía más pequeña, se requieren repetidas exposiciones superpuestas para cubrir, adecuadamente, el área del composite dental (Jandt K.D. y cols., 2013).

Más recientemente, ha empezado a estar disponible una segunda generación de LED LCU de “EliparTM S10” (fabricado por 3M ESPE), que tiene una guía de fibra de vidrio paralela de 10mm de diámetro, y que es capaz de producir una irradiancia de 1200mW/cm². Esta LCU no sólo proporciona cuatro veces la irradiancia mínima, de 300mW/cm² (Caughman W.F. y cols., 1995; Shortall A.C. y cols., 1996), necesaria para una QTH LCU convencional, sino que además se sabe que la salida espectral de dicha LED LCU es más eficaz que el equivalente QTH LCU de la misma irradiancia (Fujibayashi K. y cols., 1998). Esta irradiancia de 1200mW/cm² sobre una guía de luz paralela de 10mm de diámetro supone un notable avance, hecho posible gracias al aumento de la potencia de los LEDs y a la reducción de su coste. Se requiere un aumento de la potencia óptica de más del 50% para conseguir esa misma irradiancia sobre una guía de 10mm de diámetro en comparación con la versión estándar de 8mm (Jandt K.D. y cols., 2013).

- Tercera generación de LED LCUs

Como ya se ha mencionado, tanto la primera como la segunda generación de LED LCUs comerciales consisten en LEDs azules, y están diseñadas para alcanzar su punto máximo dentro del espectro de absorción de la canforoquinona, que es el único fotoiniciador en la mayoría de los compuestos comerciales. La incorporación de otros fotoiniciadores, ha llevado al desarrollo de la tercera generación comercial de LED LCUs, las LED LCUs multiespectrales.

La primera de ellas fue la Ultralume 5 (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) en 2003 (Jandt K.D. y cols., 2013). Esta unidad está compuesta por dos longitudes de onda diferentes, se compone de un LED azul central, rodeado por cuatro LEDs ultravioletas en el extremo de la punta de curado.

Una versión más sofisticada de esta LED LCU con dos picos de emisión, es la BluePhase 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Principado de Liechtenstein), que tiene una irradiancia máxima de 2200mW/cm^2 . Consta de tres LEDs azules y uno ultravioleta, de longitud de onda más corta que los otros LEDs emisores, montados sobre un sustrato en una configuración cuadrada, con un emisor en cada cuadrante. La BluePhase 20i tiene la forma más tradicional, con una empuñadura de pistola, una guía de luz de fibra de vidrio, y un ventilador como sistema de refrigeración (Jandt K.D. y cols., 2013).

Otra LED LCU es el VALO (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US), ésta buscó mejorar aún más en 2011 mediante la utilización de cuatro emisores en una configuración cuadrada similar a la de la BluePhase 20i. Sin embargo, en el VALO hay dos emisores azules (con un pico a 439nm) diagonalmente opuestos el uno al otro, y también dos emisores de diferentes longitudes de onda, diagonalmente opuestos entre sí en los otros dos cuadrantes, uno ultravioleta (con un pico a 405nm) y otro azul (con un pico a 460nm). El VALO cuenta, por tanto, con tres emisores de diferentes longitudes de onda. Para la disipación de calor, esta unidad está montada en una caja de metal mecanizada a partir de aluminio sólido, en lugar de tener un ventilador. La unidad VALO elimina la pérdida de irradiancia que se produce en la guía de luz, al colocar los emisores en la punta de curado. Esta unidad tiene un máximo de irradiancia de 3200mW/cm^2 (Jandt K.D. y cols., 2013).

Otra LED LCU de tercera generación es la ScanWave (ACTEON Germany GmbH, Mettmann), utiliza cuatro emisores LEDs, al igual que la BluePhase 20i y la VALO. En este caso, sin embargo, los cuatro emisores tienen longitudes de onda diferentes, y se pueden activar en secuencia. La irradiancia máxima es de $2200\text{mW}/\text{cm}^2$. Las sofisticadas opciones de programación de la unidad ScanWave pretenden conseguir la optimización de la fotopolimerización y reducir al mínimo la generación de calor. Algunos de sus resultados preliminares ya han sido objeto de estudio (Shortall A.C. y cols., 2012), sugiriéndose que la unidad ScanWave podría ser considerada como una primera versión de la cuarta generación de LED LCUs, debido a los sofisticados algoritmos de control. Tanto la unidad VALO como la ScanWave son buenos ejemplos del estado de evolución de las actuales LED LCUs (Jandt K.D. y cols., 2013).

2.7. Estabilidad y reproducibilidad de las propiedades radiométricas de las LED LCUs, comparadas con las QTH LCUs.

44

Es importante fijarse en la estabilidad y la reproducibilidad de las propiedades radiométricas más relevantes de las actuales unidades de curación LCUs, es decir, en el espectro y en la energía de emisión, tanto para las unidades halógenas de cuarzo tungsteno (QTH), como para las unidades de diodos emisores de luz (LEDs).

Tanto en el caso de las QTH LCUs como en el de las LED LCUs, se suponen dos hipótesis básicas. La primera, que las unidades LCUs presentan estabilidad espectral, es decir, la forma de su curva de emisión no varía durante el tiempo de irradiación. Y la segunda, que las unidades LCUs presentan estabilidad en la energía, es decir, su irradiancia total permanece constante durante el tiempo de emisión.

Una lámpara es considerada espectralmente estable cuando la forma de su espectro de emisión se mantiene constante a lo largo del tiempo, en el caso de las lámparas LCUs, este tiempo viene definido por el protocolo clínico, y esta forma es sistemáticamente reproducible por un dispositivo. Del mismo modo, la irradiancia

debe mantenerse constante durante ese tiempo de protocolo clínico (Pérez M.M. y cols., 2008a; Pérez M.M. y cols., 2008b).

Dada la complejidad de la cinética de polimerización, una simple reciprocidad entre la radiación incidente o irradiancia, E , y el tiempo de protocolo, t , (Musanje L. y cols., 2003) indicaría un tiempo apropiado de radiación, si se tiene en cuenta la anchura del rango de irradiancia mostrado por las actuales LCUs.

La implicación de reciprocidad indica que:

$$K = E \cdot t$$

(ec. 2.19)

que representa la exposición radiante total mínima requerida (mJ/cm^2 o J/m^2). La ley de reciprocidad entre la irradiancia y el tiempo de irradiación implica que, el primero permanece constante durante el tiempo de irradiación.

Los estudios realizados por Pérez M.M. y cols. (Pérez M.M. y cols., 2008a; Pérez M.M. y cols., 2008b) evaluaron la variación temporal y la reproducibilidad del espectro de emisión de diferentes LCUs, tanto QTH como LEDs, utilizando el coeficiente VAF (explicación de la variancia), el cual se determina a partir de la desigualdad de Cauchy-Schwarz's, a lo largo de un ciclo (intra-serie), o entre dos ciclos diferentes (inter-serie). En estos estudios, también se comprobaba la estabilidad de la energía de unidades LCUS estableciendo si la radiancia total se mantenía constante en el tiempo, es decir, en sucesivas medidas realizadas durante un tiempo fijo de emisión.

En estos estudios se afirma que, la estabilidad en la emisión puede ser verificada, no sólo en relación al espectro de emisión, sino también en relación a la cantidad total de luz emitida, es decir, a su irradiancia total. De manera que, desde un punto de vista clínico, lo ideal sería que el valor experimental de la irradiancia total de las unidades LCUs comerciales estuviera de acuerdo con el valor proporcionado por el fabricante, considerando el error instrumental.

Para el caso de las unidades QTH LCU se comprobó que las diferencias entre los valores de irradiancia total medidos experimentalmente y los indicados por el

fabricante son mayores que el error experimental, siendo algunos casos especialmente significativos al presentar la irradiancia un valor experimental que excede de los valores dados por el fabricante entre un 175% y un 230% (casos de las unidades BlueLight y Spectrum 800, respectivamente), es decir, se presenta una exposición radiante total mucho más alta de lo que el consumidor se pueda imaginar, con las correspondientes consecuencias que esto conlleva. Se ha demostrado que la fuerza estimada de polimerización-contracción está relacionada linealmente con la irradiancia (Sakaguchi R.L. y cols., 1998), mostrando que variaciones en la irradiancia total pueden influir en exceso sobre el rendimiento final del material.

En la figura 2.10 se muestran los resultados experimentales, obtenidos en ese estudio, de la irradiancia espectral de las cuatro unidades QTH LCUs comerciales que se analizaron, utilizando diferentes líneas, donde la línea gruesa representa el espectro de absorción de la canforoquinona (CQ) (en unidades arbitrarias).

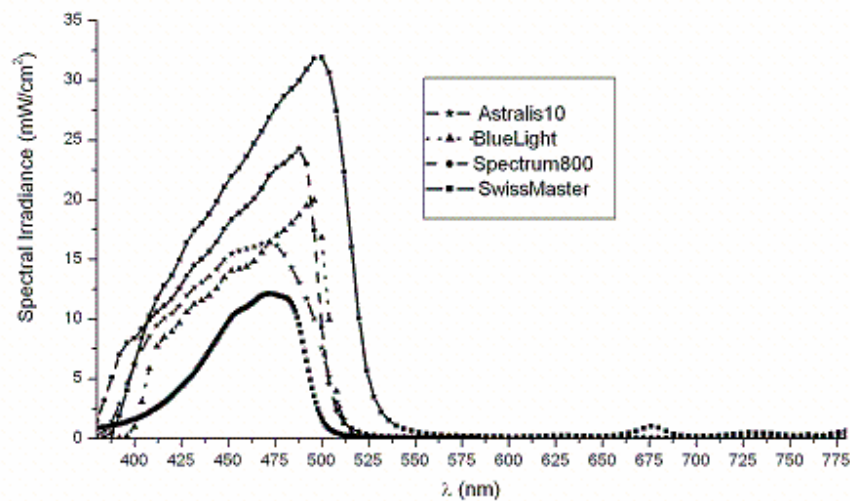


Figura 2.10. Irradiancia espectral de las cuatro unidades QTH LCUs comerciales, comparado con el espectro de absorción de la canforoquinona.

En lo referente a la estabilidad temporal de la irradiancia total de las unidades LCU, Pérez M.M. y cols., comprobaron que, la emisión de las unidades QTH LCUs no coincide con las indicaciones del fabricante, ni es constante durante el tiempo de emisión.

Por tanto, en términos de la estabilidad de energía en el tiempo, en las QTH LCUs analizadas en ese estudio, no hay un patrón constante de rendimiento, quizás debido a causas eléctricas, de forma que este fenómeno pudiera estar relacionado con un paso excesivo de corriente a través del circuito eléctrico. Algunos autores (Oberholzer T.G. y cols., 2005) han comparado diversas unidades LCUs midiendo micropérdidas, fuerzas de adherencia y dureza superficial del composite dental, y han indicado la posibilidad de que las contradicciones encontradas en los resultados experimentales pudieran ser atribuidos a errores en la medida de la irradiancia.

De acuerdo con los resultados obtenidos en dicho estudio, y dado que las características finales del material dependen, no solo de la cantidad de energía aplicada, sino también de la variación de esta energía durante el protocolo, sólo una caracterización radiométrica adecuada de las unidades QTH LCUs utilizadas permite obtener conclusiones precisas, extraídas de su influencia en la cinética de polimerización de los materiales fotoactivados (Pérez M.M. y cols., 2008a).

En un estudio similar (Pérez M.M. y cols., 2008b), se comprobó la estabilidad energética de LED LCUs comerciales y, tras comparar los valores de la irradiancia medidos experimentalmente con los valores teóricos proporcionados por el fabricante, encontraron que únicamente existía concordancia en el caso de la unidad Bluephase (con diferencias inferiores al 6%). Y que, para la mayoría de las unidades LED LCUs comerciales estudiadas esta diferencia fue mucho mayor, tal y como ya se había comprobado para el caso de las unidades QTH LCUs.

Un efecto importante de la diferencia entre el valor experimental y el teórico, dado por el fabricante, de la irradiancia es el hecho de que el tiempo de exposición está calculado para la irradiancia proporcionada por el fabricante de la unidad LCU. De manera que, esta diferencia implica que la cantidad de energía que en realidad proporciona el aparato es mucho más elevada que la cantidad que se supone está siendo aplicada siguiendo el protocolo establecido.

Estas altas cantidades de energía pueden tener consecuencias en dos sentidos, por una parte para el material, dado que ha sido demostrado que tanto la irradiancia como la exposición radiante, son dos factores decisivos en la cinética de polimerización de los materiales (Peutzfeldt A. y cols., 2005), en las cantidades

mecánicas y en las características del polímero resultante (Soh M.S. y cols., 2004). Y por otro lado, otros trabajos han analizado los efectos biológicos de las longitudes de onda cortas (dentro del espectro visible), aunque se ha afirmado que no es inofensivo, es decir, que los efectos a nivel celular están dosificados y dependen de la longitud de onda (Wataha J.C. y cols., 2004).

A continuación, en la figura 2.11, se muestra, con diferentes trazados, la irradiancia espectral de las siete unidades LED LCU comerciales analizadas en el estudio de referencia (Pérez M.M. y cols., 2008b). La línea continua gruesa indica el espectro de absorción de la canforoquinona (CQ), en unidades arbitrarias. Se debe observar que, la unidad Ultra Lume 5 LED presenta dos picos de emisión, a 400nm y a 456nm, dado que está compuesta por dos tipos diferentes de LEDs.

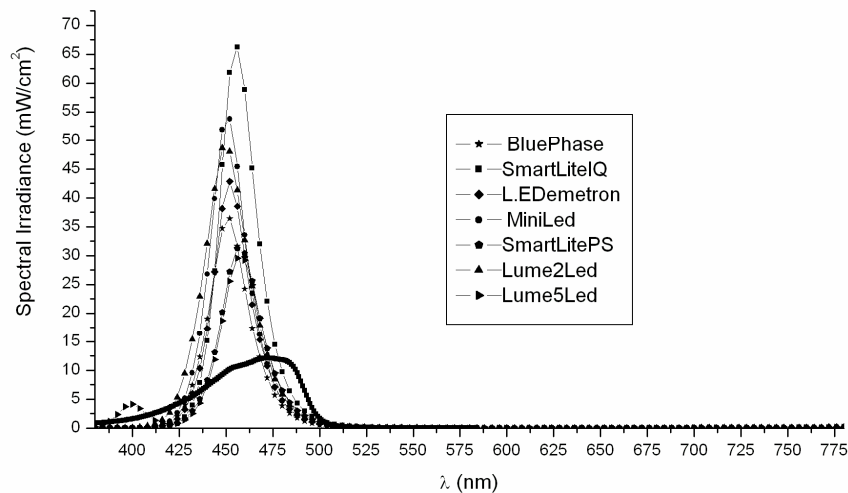


Figura 2.11. Irradiancia espectral de las siete unidades LED LCU comerciales, comparado con el espectro de absorción de la canforoquinona.

En lo referente a la estabilidad temporal de la irradiancia total de las unidades LCU, Pérez M.M. y cols., 2008b, comprobaron que, únicamente, tres de las siete unidades LED LCU analizadas, podían ser consideradas energéticamente estables en el tiempo, teniendo en cuenta su error asociado, y aun en su caso, mostrando una disminución del valor de la irradiancia en el tiempo. Electrónicamente, la disminución es normal, debido al calentamiento de la unión p-n por la alta intensidad

de los LEDs y por el hecho de estar incluido dentro de una cápsula muy pequeña y, en general, con un sistema de refrigeración consistente en un pequeño ventilador.

Como se señaló anteriormente, es un hecho que los resultados más pobres, en términos de estabilidad de la energía, fueron encontrados para unidades LCUs que tenían más de un LED, puesto que están encapsulados o integrados. La razón más probable es que, como no hay circuito para proporcionar una intensidad eléctrica estable, la tensión (y por tanto la corriente) varía, y por tanto, la energía luminosa también lo hace, ya que es proporcional a la tensión o a la intensidad de corriente. En el caso de las unidades LCUs con varios LEDs, esas variaciones en la luz se multiplican con el número de LEDs, aumentando incluso más su variabilidad de la energía (Pérez M.M. y cols., 2008b).

De los resultados obtenidos en los trabajos citados previamente se concluye que, tanto para las QTH LCUs, como para las LED LCUs, se debe señalar la necesidad de conocer exacta y apropiadamente el valor de la irradiancia real en el tiempo, para alcanzar un entendimiento total de los requerimientos y de la cinética de polimerización de las resinas compuestas dentales.

Capítulo III:
Objetivos

En la presente Tesis Doctoral nos planteamos los siguientes objetivos:

Objetivo general

Desarrollar un prototipo experimental con estabilidad espectral y temporal de lámpara de fotoactivación dental (LCU) y evaluar su influencia sobre las propiedades ópticas y mecánicas de resinas de composites basadas en nanotecnología.

Objetivos específicos

52

1.- Diseñar prototipos de lámparas de fotoactivación dental utilizando tecnología LED, aprovechando sus propiedades electrónicas.

2.- Evaluar las características radiométricas de los prototipos de LCUs diseñados.

3.- Evaluar la estabilidad espectral y la reproducibilidad en la emisión de los prototipos de LCUs diseñados, mediante el análisis de su emisión espectral y su irradiancia.

4.- Determinar la influencia de las lámparas LCUs prototipos diseñadas sobre los coeficientes de scattering y de absorción y la transmitancia de resinas de composite basadas en nanotecnología.

5.- Determinar la influencia de las lámparas LCUs prototipo sobre el color, parámetro de translucidez y opalescencia de resinas de composite basadas en nanotecnología.

6.- Valorar la dependencia de la microdureza de las resinas de composite con las lámparas LCUs prototipos diseñadas.

Capítulo IV:
Material y Método

De acuerdo a los objetivos planteados se van a diseñar, y posteriormente a fabricar, dos unidades de curación LCUs de diodos emisores de luz, o LEDs.

Estas unidades se van a diseñar en función de dos hipótesis de trabajo para las actuales unidades LCUs, tanto halógenas como LEDs. La primera, que las unidades LCUs presentan estabilidad espectral, es decir, la forma de la curva de emisión no varía durante el tiempo de irradiación; y la segunda, que dichas unidades presentan estabilidad en la energía, es decir, su irradiancia total permanece constante durante el tiempo de emisión.

Para la evaluación de la variación temporal y de la reproducibilidad del espectro de emisión de ambas lámparas prototipo, se analizará el coeficiente *VAF* (Variance Accounting For), el cual se determina a partir de la desigualdad de Cauchy-Schwarz. Ambas magnitudes se miden a lo largo de un ciclo (intra-serie), o entre dos ciclos diferentes (inter-serie) (Pérez M.M. y cols., 2008a, Pérez M.M. y cols., 2008b).

56

Para establecer la estabilidad de la energía, se determinará si la radiancia total se mantiene constante en el tiempo, es decir, en sucesivas medidas realizadas durante un tiempo fijo de emisión.

4.1. Diseño y desarrollo de las unidades LED LCUs prototipo

Para el diseño de las unidades LED LCUs prototipo se buscaron en el mercado distintos tipos de LEDs que presentasen un pico de emisión dentro del rango de absorción de los tres fotoiniciadores principales incorporados a los composites dentales, en concreto:

- Canforoquinona (CQ): entre 450 y 490nm, con un pico en los 468nm.
- Fenilpropanona (PPD): entre 400 y 450nm, con un pico en los 410nm.
- Lucerina (LU): entre 350 y 420nm, con un pico en los 400nm.

De la misma manera se tomó como referencia que, la radiación total de exposición necesaria para una adecuada polimerización de las resinas compuestas es de $18\text{J}/\text{cm}^2$ para 2mm de espesor (Rueggeberg F.A. y cols., 1993).

A continuación se explica y justifica el diseño elegido para fabricar estas unidades prototipo.

- Justificación del diseño

El punto principal a tener en cuenta, a la hora de diseñar el circuito es garantizar una emisión constante por parte de los diodos LEDs. Por tanto, éstos deberán manejarse con una fuente de corriente constante, de forma que la tensión y la intensidad de corriente sean siempre la misma para así asegurar la emisión constante por parte del LED.

Para ello, la solución más sencilla y económica consiste en alimentar los LEDs a través de un circuito resistivo (figura 4.1) donde la corriente suministrada al LED vendrá determinada por la ley de Ohm (V/R). En el cálculo de la corriente, además de la resistencia del circuito, habrá que considerar la resistencia efectiva del LED, aunque ésta sea muy pequeña en comparación con la resistencia necesaria en el circuito.

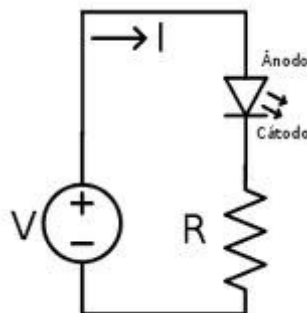


Figura 4.1. Circuito resistivo

Pero este tipo de circuito resistivo presenta dos inconvenientes principales:

1. La intensidad es función de la tensión, por lo que una pequeña variación en la potencia provocará un cambio en la corriente que alimenta al LED y por tanto, en la irradiancia que éste emite.
2. Este tipo de circuito no aprovecha la ventaja que aporta la eficiencia del LED dado que la resistencia del circuito es muy grande respecto a la resistencia interna del LED, de forma que la mayor parte de la potencia del LED se pierde en la resistencia, con las consecuencias que esto conlleva (aumento de la disipación de calor, necesidad de utilización de un radiador, mayor consumo, pérdida de eficacia).

Ante esto se hace evidente que, para controlar la alimentación de los LEDs es necesario buscar una solución que implique tener corriente controlada, para así aprovechar al máximo la eficiencia de los LEDs.

58

Una posible solución sería manejar el diodo LED utilizando un regulador lineal de tensión configurado como una fuente de corriente constante (figura 4.2), donde la referencia debe ser una tensión perfectamente conocida en su nivel y sumamente estable.

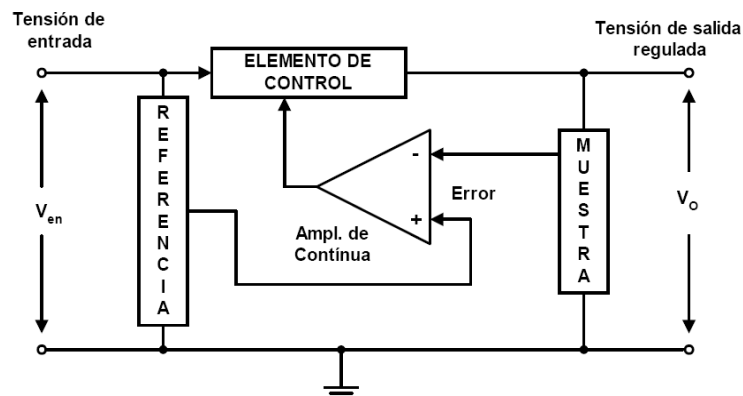


Figura 4.2. Regulador básico de tensión

El muestreo nos proporcionará una tensión de salida precisa. Un elemento de control que junto al amplificador de comparación ajustará la tensión de entrada para dar la tensión de salida deseada por medio de la indicación de una señal error que recibe el amplificador.

Por tanto, con un circuito de tales características podemos tener una tensión de salida que será múltiplo fraccional del voltaje de referencia. De forma que, cualquier variación que hubiese en el voltaje de referencia sería tomada como una señal de error por el comparador, con lo cual se modificaría la tensión de salida de acuerdo con este cambio.

Para obtener una buena regulación, la referencia deberá mantenerse estable para toda la variación de la tensión de entrada, corriente de carga y temperatura ambiente de operación.

Existen diferentes métodos para obtener una referencia estable, no obstante la complejidad del circuito aumenta en tanto como estable sea la referencia, es decir, para conseguir una referencia lo más estable posible, los elementos a utilizar tendrán que aumentar en complejidad.

A partir de una fuente de tensión constante se puede configurar una fuente de corriente constante. De manera que, se puede variar el rango de trabajo de la fuente de corriente constante entre cero y un valor de tensión determinado. Dado que dentro del regulador los elementos de control, referencia y comparación son prácticamente idénticos a los que se requieren para un regulador de tensión, se utilizan configuraciones que combinan éste con una fuente de corriente constante conformando lo que se denomina una fuente de voltaje constante/corriente constante.

Así, tal y como se ha explicado, la regulación de corriente consiste básicamente en, obtener un método de muestreo de corriente de carga y, esta muestra, es comparada con una referencia para producir la señal de error que comandará al elemento de control.

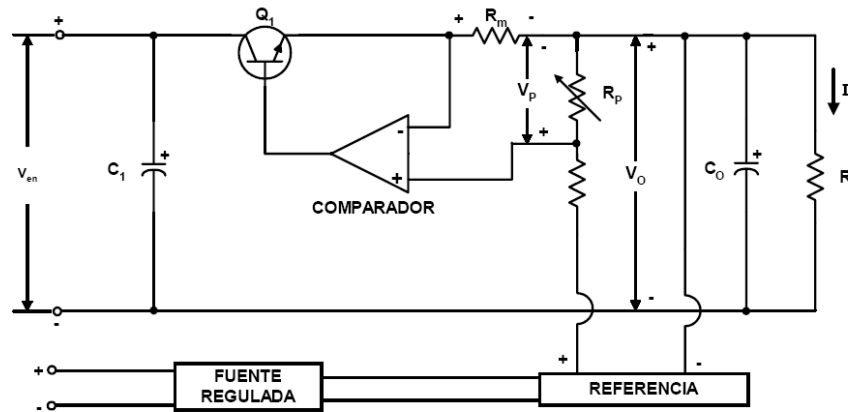


Figura 4.3. Fuente de corriente básica

Una de las mayores complejidades que presenta este tipo de circuito es que, no se puede eliminar el rizado de la tensión sobre la carga en las fuentes de corriente constante puras. Esto es debido a que no se puede filtrar la salida con elementos capacitivos de valor elevado sin que se vea afectada, de manera notable, la respuesta en tiempo del regulador de corriente. Por tanto, se requiere una regulación precisa con alta impedancia de salida, por lo que hay que partir de una tensión regulada para después obtener una regulación de corriente de precisión. En esta idea se basan las fuentes de tensión constante/corriente constante.

60

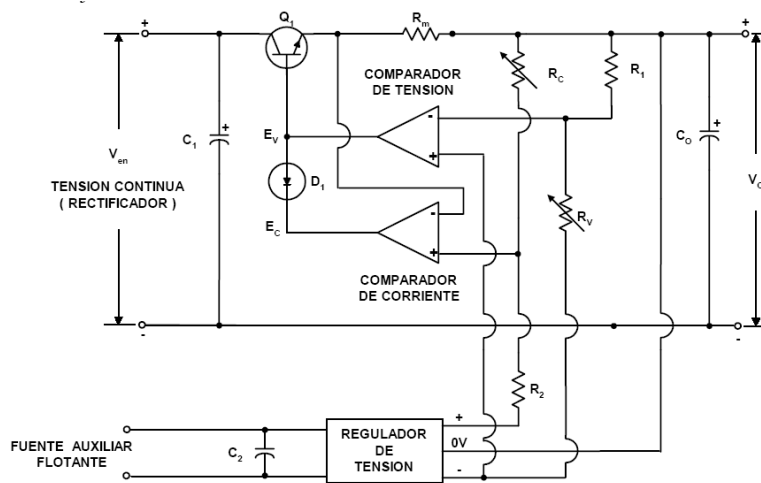


Figura 4.4. Esquema básico de fuente de tensión-corriente constante

Al circuito básico de alimentación tensión–corriente constante habría que añadirle la circuitería adicional necesaria con objeto de proteger el sistema LCU frente a fallas o sobreexposiciones externas o internas, y asegurar así el correcto funcionamiento del sistema. A continuación, se van a exponer diferentes sistemas de protección a considerar:

- Circuito detector de sobrecorriente: Este circuito tiene como función determinar en qué momento se supera un valor establecido de corriente. Cuando esto sucede, el valor de voltaje resultante se aplica a la entrada del circuito integrado, el cual desactiva la alimentación principal del equipo para evitar daños posteriores, tales como la disminución de la vida útil del LED.
- Circuito detector de sobrevoltaje: Su función es detectar un aumento en el voltaje nominal del circuito con el fin de evitar su destrucción, y favorecer la vida útil del LED.
- Protección contra bajo voltaje: Esta protección consiste en detectar cuando un voltaje se encuentra por debajo de un valor de referencia, con lo cual se desactivaría todo el sistema evitando un funcionamiento erróneo del sistema.
- Protección térmica: Protección que favorece la vida útil del LED, la eficiencia y la estabilidad del sistema.

- Elementos utilizados

Como fuentes LED se buscaron en el mercado aquellos que más se ajustaban a las características que se necesitaban para realizar el diseño de las lámparas. Se encontraron y utilizaron dos tipos de diodos LEDs diferentes por ese motivo, es decir, porque se ajustaban a los requerimientos del diseño:

- ✓ *BivarOpto LED-U-400-30*: como LED con el pico de irradiancia en la longitud de onda de $\lambda=400\text{nm}$. A continuación se exponen sus principales características:

Parámetro	Valor Típico	Valor Máximo	Condiciones de ensayo
Pico de la longitud de onda (nm)	400	+/- 10	If = 20mA T = 25°C
Longitud de onda dominante (nm)	400		If = 20mA T = 25°C
Disipación de potencia (mW)		100	T = 25°C
Tensión directa (V)	3.8	4	If = 20mA T = 25°C
Corriente Inversa (uA)		10	VR = 5V T = 25°C
Tensión Inversa (V)		5	T = 25°C
Rango de temperatura de operación / almacenaje (°C)		-25 a +85	
Temperatura máxima en proceso de soldadura (°C)		260	t < 5seg

Tabla 4.1. BivarOpto LED-U-400-30: Características principales

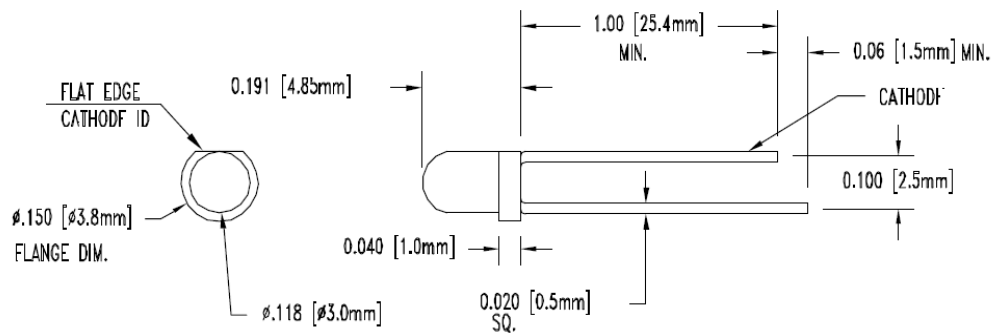


Figura 4.5. BivarOpto LED-U-400-30: Cotas dimensionales

✓ *Kingbright L-7104QBM-D*: como LED con el pico de irradiancia en la longitud de onda de $\lambda=468\text{nm}$. A continuación se exponen sus principales características:

Parámetro	Valor Típico	Valor Máximo	Condiciones de ensayo
Pico de la longitud de onda (nm)	468		If = 20mA T = 25°C
Longitud de onda dominante (nm)	470		If = 20mA T = 25°C
Línea espectral a mitad de anchura (nm)	25		If = 20mA T = 25°C
Disipación de potencia (mW)		105	T = 25°C
Tensión directa (V)	3.5	4	If = 20mA T = 25°C
Corriente Inversa (uA)		10	VR = 5V T = 25°C
Tensión Inversa (V)		4	T = 25°C
Rango de temperatura de operación / almacenaje (°C)		-40 a +85	
Temperatura máxima en proceso de soldadura (°C)		260	t < 5seg

Tabla 4.2. *Kingbright L-7104QBM-D*: Características principales

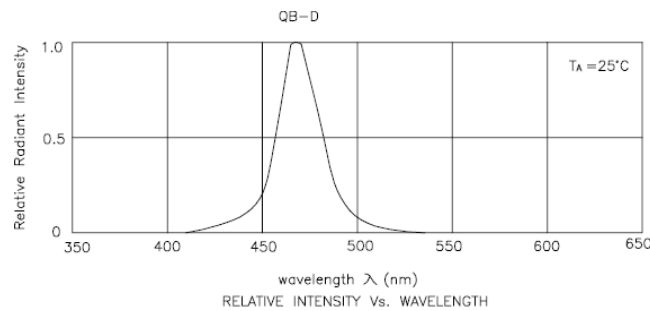


Figura 4.6. *Kingbright L-7104QBM-D*: Irradiancia normalizada frente a longitud de onda

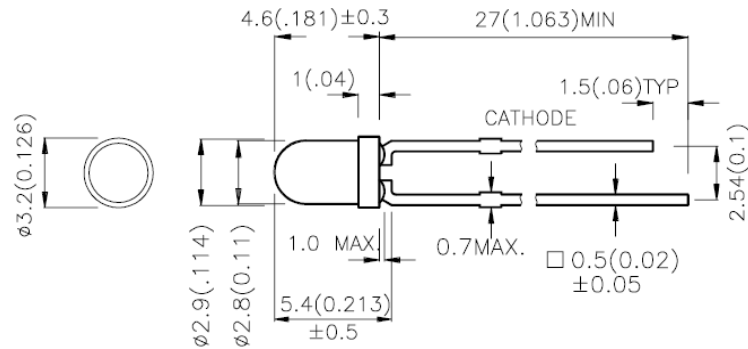


Figura 4.7. Kingbright L-7104QBM-D: Cotas dimensionales

Como fuente de alimentación driver del array de LEDs se ha utilizado el circuito integrado MAX 16823. Este integrado opera como fuente de corriente ajustable de alta fiabilidad, que proporciona tres canales diferentes de corriente programable, siendo capaz de alimentar hasta nueve LEDs por circuito integrado. Además, este circuito integrado proporciona las protecciones de sobrevoltaje, subtensión, sobrecorriente y protección térmica que se han explicado anteriormente.

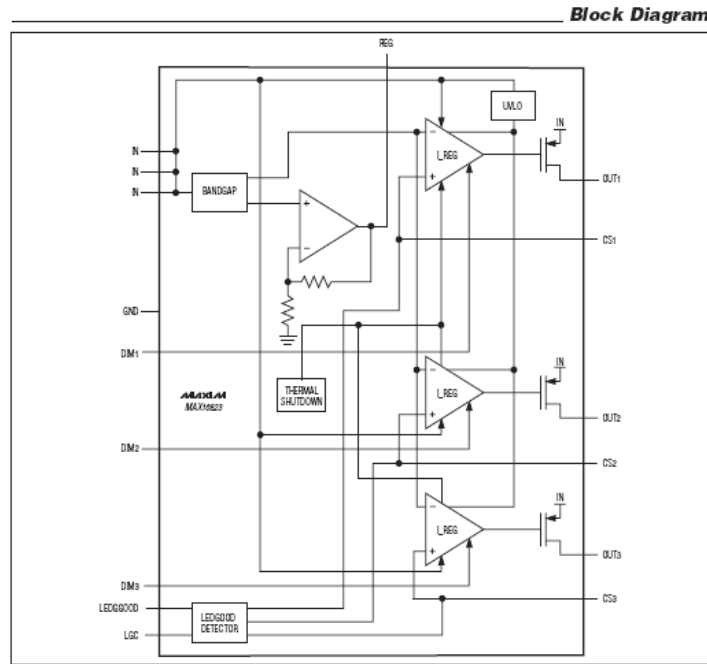


Figura 4.8. MAX 16823: Diagrama del integrado

A continuación se detallan las principales características del circuito integrado utilizado.

Parámetro	Valor Típico	Valor Máximo	Condiciones de ensayo
Rango de tensión de entrada (V)		5.5 - 40	T = 25°C
Protección de sobrevoltaje (V)	~ 5		T = 25°C
Corriente a cortocircuito (mA)	180		T = 25°C
Protección Térmica (°C)	155		
Tensión de Salida Regulada (mV)	203	193-213	T = 25°C
Tensión alimentación Diodos (V)	3.41	3.275-3.547	T = 25°C

Tabla 4.3. MAX 16823: Características principales

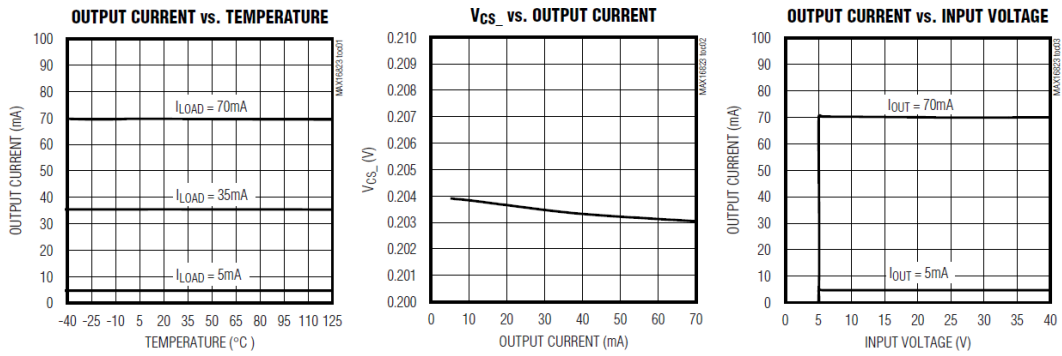


Figura 4.9. MAX 16823: Principales características de operación

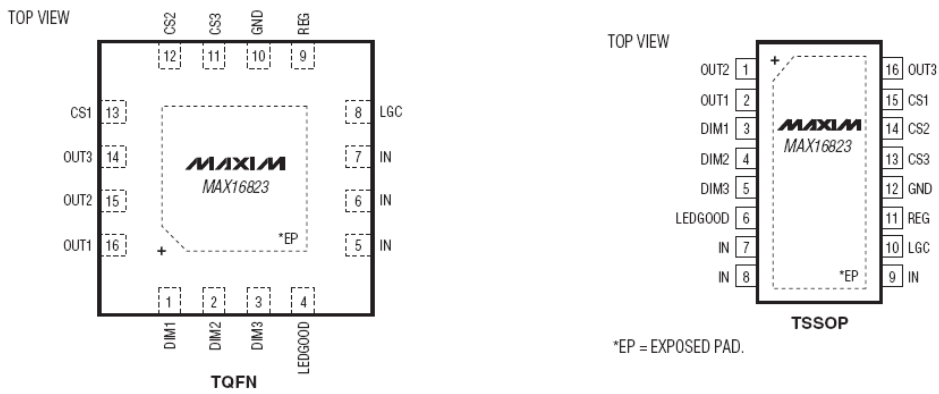


Figura 4.10. MAX 16823: Tipos de encapsulado

Pin		Nombre	Función
TQFN	TSSOP		
1	3	DIM1	Atenuación de entrada 1. DIM1 es una entrada de atenuación de baja frecuencia para el canal 1. Una lógica baja apaga la salida OUT1 y una lógica alta enciende la salida OUT1.
2	4	DIM2	Atenuación de entrada 2. DIM2 es una entrada de atenuación de baja frecuencia para el canal 2. Una lógica baja apaga la salida OUT2 y una lógica alta enciende la salida OUT2.
3	5	DIM3	Atenuación de entrada 3. DIM3 es una entrada de atenuación de baja frecuencia para el canal 3. Una lógica baja apaga la salida OUT3 y una lógica alta enciende la salida OUT3.
4	6	LEDGOOD	LEDGOOD es una salida de comprobación de circuito en abierto. Una lógica alta indica que la conexión en los tres canales es buena y una lógica baja una conexión en abierto.
5,6,7	7,8,9	IN	Entrada positiva de alimentación. Derivados con una capacidad de 0.1µF (min) a GND que conecta todas las entradas juntas
8	10	LGC	Ajuste de tiempo de detección LED. Conectando una capacidad del terminal LGC a GND se establece el tiempo de retardo para LEDGOOD.
9	11	REG	Regulador de tensión a 3.4V. Conecta una capacidad de 0.1µF desde REG a GND.
10	12	GND	Tierra
11	13	CS3	Detector del canal 3. Conecta una resistencia “detectora de corriente” entre CS3 y GND para programar el nivel de corriente de salida del canal 3.
12	14	CS2	Detector del canal 2. Conecta una resistencia “detectora de corriente” entre CS3 y GND para programar el nivel de corriente de salida del canal 2.
13	15	CS1	Detector del canal 1. Conecta una resistencia de “detectora de corriente” entre CS3 y GND para programar el nivel de corriente de salida del canal 1.
14	16	OUT3	Corriente de salida del regulador 3
15	1	OUT2	Corriente de salida del regulador 2
16	2	OUT1	Corriente de salida del regulador 1
EP	EP	EP	Placa descubierta. Conecte EP a un plano de tierra de gran superficie para la disipación de potencia efectiva. No utilizar como la conexión a tierra del integrado.

Tabla 4.4. MAX 16823: Pinado del circuito

- Diseño final de las unidades LED LCU prototipo

Con los LEDs y el circuito integrado seleccionados, se realizó el diseño de las distintas lámparas prototipo atendiendo a la irradiancia total necesaria para polimerizar los composites.

Se diseñaron dos tipos de lámparas, una con un único pico de emisión a 468nm y otra con dos picos de emisión, uno a 468nm y otro a 404nm.

Para la fabricación de la primera lámpara prototipo, se utilizaron 9 LEDs del modelo L-7104QBM-D de Kingbright, y un circuito integrado (figura 4.11.). Y para la fabricación de la segunda lámpara prototipo se necesitaron 31 LEDs en total, 6 LEDs con el pico de emisión a 468nm, tipo L-7104QBM-D de Kingbright, y 25 LEDs con el pico en 400nm, LED-U-400-30 de BivarOpto (figura 4.12.), y cuatro circuitos integrados. Para el cálculo de los elementos necesarios se ha utilizado el programa P-spice.

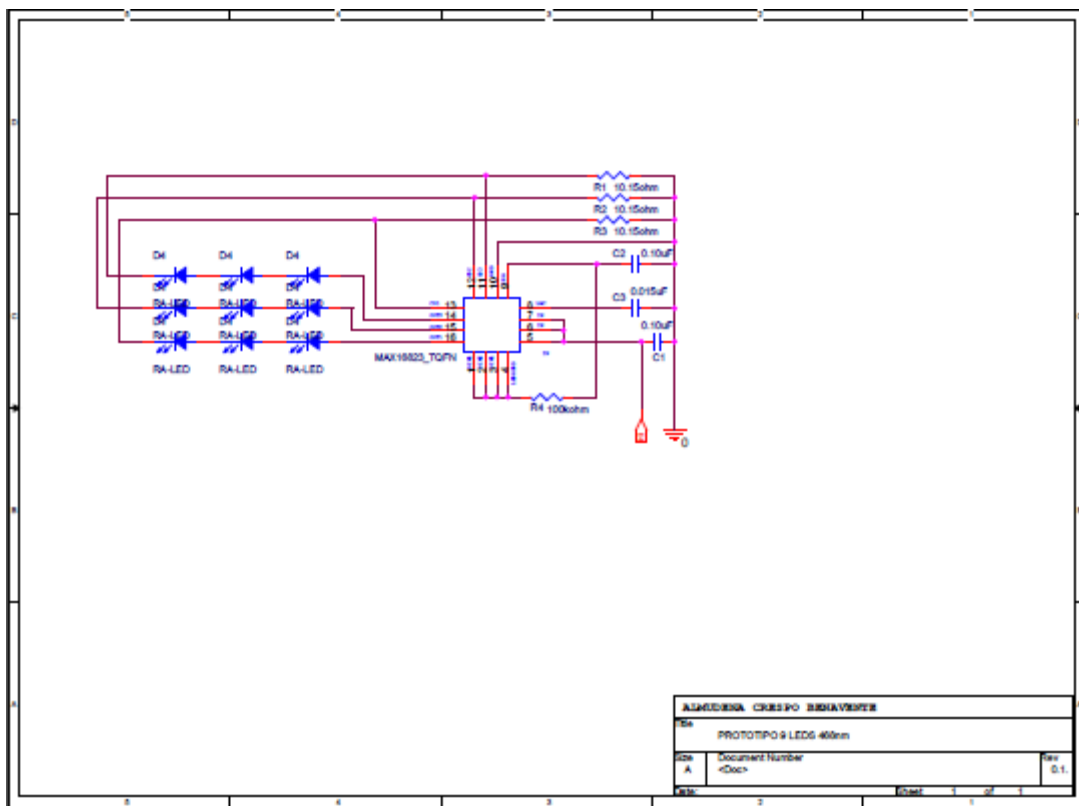


Figura 4.11. Lámpara prototipo 9LEDs

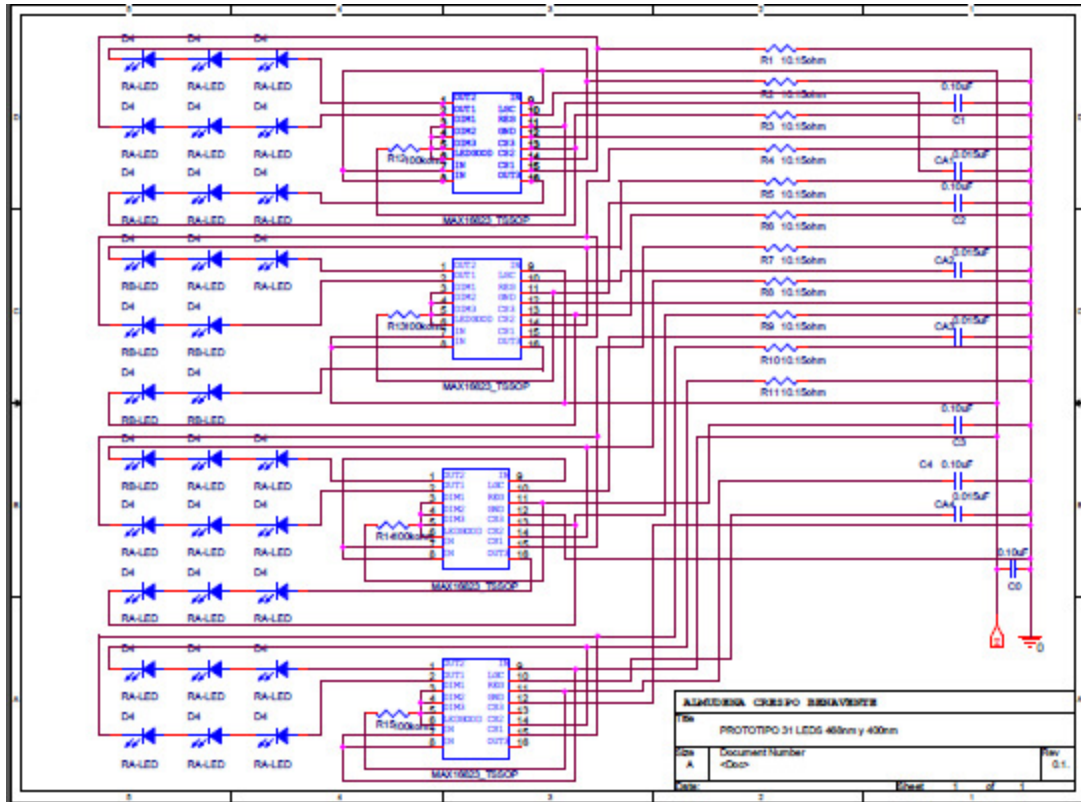


Figura 4.12. Lámpara prototipo 31LEDs

A continuación se presentan las imágenes fotográficas del resultado final de dichas lámparas.



Figura 4.13. Lámpara prototipo 9LEDs



Figura 4.14. Lámpara prototipo 31LEDs

4.2. Evaluación de las unidades LED LCU prototipo

70

El espectro de emisión de las lámparas prototipo (lámpara prototipo 1 formada por 9 LEDs, y lámpara prototipo 2 formada por 31 LEDs), la irradiancia espectral para cada longitud de onda, y la irradiancia total, se midieron utilizando un espectrorradiómetro SpectraScan PR-650 de Photo Research Inc (Chatsworth, CA USA), cuyas características serán presentadas en el próximo apartado. Para establecer el tiempo de irradiación necesario de cada lámpara se tuvo en cuenta que la radiación total de exposición necesaria para una adecuada polimerización de las resinas híbridas debe ser de $18\text{J}/\text{cm}^2$ para 2mm de espesor (Rueggeberg F.A. y cols., 1993; Pérez M.M. y cols., 2008a; Pérez M.M. y cols., 2008b). Este valor fue utilizado como referencia para seleccionar el tiempo de exposición de cada LCU prototipo. Para ello, se midió el valor de la irradiancia, de cada unidad LCU, a lo largo de un intervalo de tiempo, de entre cinco segundos y dos minutos, y se definió el tiempo de exposición como aquel en el cual se alcanzaban, aproximadamente, los $18\text{J}/\text{cm}^2$ necesarios, teóricamente, para la completa polimerización de los composites dentales.

En este caso, aunque las unidades necesitaban ser conectadas a la red eléctrica, no fue necesario utilizar un estabilizador electrónico de corriente/tensión

para evitar las fluctuaciones eléctricas propias de las líneas eléctricas comerciales ya que, como se ha explicado en el apartado anterior, durante la realización del diseño de las lámparas prototipo se consideró la absorción de dichas fluctuaciones para asegurar una corriente constante a la entrada de los LEDs utilizados. Para una apropiada caracterización de los errores de medida, las medidas fueron realizadas en tres series sucesivas en el tiempo.

Para evaluar la estabilidad y la reproducibilidad del espectro de emisión de las unidades LCUs prototipo, se ha calculado el coeficiente VAF (Variance Accounting For) a partir de la desigualdad de Cauchy-Schwarz (McCluney R., 1994; Pérez M.M. y cols., 2004). Dicho coeficiente viene determinado por la ecuación:

$$VAF = \frac{(\sum_{k=380}^{780} a_k b_k)^2}{(\sum_{k=380}^{780} a_k^2)(\sum_{k=380}^{780} b_k^2)}$$

(ec. 4.1)

donde a_k es el valor de la irradiancia para cada longitud de onda, y b_k es el valor equivalente para otra medición. De forma que, cuanto más cercano esté este coeficiente de la unidad (100%), mayor será el parecido entre las dos curvas. Este coeficiente está relacionado con el nivel de confianza de cada distribución normal.

Se calculará el valor del coeficiente VAF para los valores de irradiancia que se encuentren por encima del tiempo de exposición dentro de la misma serie, VAF intra-serie, y entre los valores de irradiancia de las tres repeticiones realizadas para una misma serie, VAF inter-serie.

Para el cálculo del coeficiente VAF intra-serie se tomarán mediciones sucesivas de irradiancia durante el tiempo de exposición y, de cada una, se registrará la emisión espectral para compararlas a continuación. En este caso, el valor del coeficiente VAF intra-serie indica si, la forma de la curva de emisión espectral de la LCU es constante dentro de una misma serie. Para el cálculo del coeficiente VAF inter-serie, se comparan los valores de emisión espectral de las tres medidas realizadas dentro de una misma serie. En este caso, el coeficiente VAF indica si la forma de la curva de emisión espectral se mantiene constante durante mediciones

sucesivas dentro de una misma serie. Si los resultados del coeficiente VAF intra-serie e inter-serie están cercanos al 100%, la emisión espectral de la LCU se podrá considerar estable y reproducible.

Para completar el análisis de la estabilidad y la reproducibilidad de las propiedades radiométricas de cada LCU, también se evaluará si la irradiancia total permanece constante durante el tiempo de exposición correspondiente. Este estudio se realizará para cada una de las tres repeticiones sucesivas que constituyen una misma serie. Si la irradiancia total es constante en el tiempo, las medidas deben adaptarse a una recta de pendiente nula ($a=0$). Así mismo, para que la irradiancia total suministrada por la LCU esté lo más cerca posible de $18\text{J}/\text{cm}^2$, la ordenada en el origen, b , debe coincidir con la irradiancia total suministrada por la dicha LCU. Además, este resultado debe repetirse para cada una de las tres medidas realizadas dentro de una misma serie. Por esta razón, a partir de los resultados experimentales, se calculará la recta con el mejor ajuste y el coeficiente de regresión.

4.3. Análisis de la funcionalidad de las unidades LED LCU prototipo

Para el estudio de la adecuación de los prototipos de lámparas se analizarán las propiedades ópticas y mecánicas de las resinas de composites dentales ya que, estas propiedades dependen de las características de las lámparas de fotoactivación utilizadas en su polimerización.

Por ello, en el siguiente apartado, se detallan los composites dentales empleados y, la instrumentación y metodología empleada.

4.3.1. Resinas de composite dentales

Se han utilizado dos tipos de composites dentales: Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE), especificado como nanocomposite, y Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.), especificado por el fabricante como un composite de supra-nano-relleno (supra nano-filled composite). Para cada uno de estos materiales se han utilizado tres shades (A2 Dentina, A2 Esmalte y TC-Translúcido). La tabla 4.5 muestra las características proporcionadas por el fabricante.

Características	Filtek™ Supreme XTE	Estelite Omega®
Fabricante	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Tokuyama Dental Corporation Taitou-ku, Tokyo, Japan
Tipo	Nanocomposite	Supra nano-filled composite
Matriz de Resina	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Bis-GMA, TEGDMA
Tipo relleno	nanosilica and zirconia / silicananoclusters	supra nano spherical SiO ₂ - ZrO ₂
Promedio del tamaño de las partículas	nanosilica: 5-20nm nanoclusters: 0.6-1.4µm	200nm
Volumen de relleno %	58-60	78
Peso relleno %	78.5	82

Tabla 4.5. Características, proporcionadas por el fabricante, de las resinas de composite utilizadas

- Preparación de las muestras

Para preparar y controlar el espesor de las muestras se han utilizado portaobjetos de vidrio con un espesor de 1mm que permiten preparar muestras del material con el mismo espesor. A estos portaobjetos se les realizaron perforaciones con una fresa de diamante tungsteno de 5mm de diámetro. Debajo de este portaobjetos se colocó otro sin perforar a fin de conseguir un pocillo en donde insertar el material. Se utilizó una espátula de resina, con la cual se condensaba el material a estudiar dentro del pocillo del portaobjetos correspondiente, siguiendo las

instrucciones de manipulación recomendadas por el fabricante. A continuación se colocaba otro portaobjetos a fin de eliminar el material sobrante mediante presión. De esta forma se aseguraba un acabado del material homogéneo y por tanto, que no interferirá con los resultados de la medida (Pérez M.M. y cols., 2007) (figura 4.19).

Con el fin de evitar la polimerización por efecto de la luz ambiental de las resinas compuestas, tanto la preparación, como la manipulación y la medida de la radiancia espectral y de los valores triestímulos de las muestras, se realizaron en la oscuridad. Con esta precaución se evitó también la posible aparición de luz parásita que pudiera afectar a la medida. Como aclaración, la figura 4.15 muestra la instrumentación empleada en la preparación de las muestras.



Figura 4.15. *Preparación de las muestras*

- Lámparas de fotopolimerización

Para la fotopolimerización de las muestras de resinas de composite se utilizaron tres tipos de lámparas. Por un lado las dos lámparas prototipo fabricadas, y por otro, una lámpara LED comercial, Bluephase de la casa Ivoclar-Vivadent, que es la lámpara más utilizada en la práctica clínica (figura 4.16). Se utilizaron estas tres lámparas a fin de comparar los resultados de la lámpara comercial con los obtenidos utilizando las lámparas prototipo diseñadas para este estudio.



Figura 4.16. Lámpara de fotopolimerización Bluephase (Ivoclar-Vivadent)

La lámpara comercial Bluephase permite trabajar a alta irradiancia mediante una serie de programas preestablecidos, su potencia es de 8W, y su irradiancia, según los datos del fabricante, es de $1100\text{mW}/\text{cm}^2$. Además, esta lámpara está equipada con tres programas de polimerización para las distintas indicaciones:

1. **HIP (High Power)**: Irradiancia de $1100\text{mW}/\text{cm}^2$ constante, se ajusta a un tiempo de irradiación en intervalos de 10 segundos.
2. **LOP (Low Power)**: Irradiancia de $650\text{mW}/\text{cm}^2$, baja intensidad constante durante 10 ó 20 segundos.
3. **SOF (Soft Power)**: En este programa el dispositivo incrementa progresivamente su irradiancia.

75

En este estudio se utilizó, únicamente, el programa HIP de irradiancia constante.

Para garantizar que la irradiancia proporcionada por el fabricante fuese realmente la que presentaba la lámpara de fotopolimerización empleada, y poder ajustar los tiempos de exposición y así, cumplir con las condiciones de fotopolimerización establecidas en el protocolo, se realizó su medida radiométrica y espectral.

De la misma manera, para caracterizar las dos lámparas prototipo analizadas en este estudio y poder así establecer un protocolo de fotopolimerización propio para estas lámparas, se realizó la medida radiométrica y espectral de cada una de ellas, el cual se describe en el siguiente apartado.

4.3.2. Dispositivos de medida

- Espectrorradiómetro SpectraScan PR-650

Para caracterizar las lámparas prototipo se midieron el espectro total de emisión, la irradiancia espectral para cada longitud de onda, y la irradiancia total. Estas magnitudes se determinaron utilizando un espectrorradiómetro SpectraScan PR-650 de Photo Research Inc (Chatsworth, CA USA) (figura 4.17).

Su rango espectral abarca desde 380nm hasta 780nm, su resolución de ancho de banda es de 8nm, con una precisión de $\pm 2\text{nm}$ y un 2% de error en la medida de la irradiancia. La irradiancia se midió utilizando un dispositivo receptor coseno modelo CR-600.



Figura 4.17. *Espectrorradiómetro SpectraScan PR-650 de Photo Research Inc (Chatsworth, CA USA)*

- Espectrorradiómetro SpectraScan PR-704

Para la medida de la radiancia espectral y de los valores triestímulo de las muestras de resinas de composite utilizadas, se ha empleado un espectrorradiómetro SpectraScan modelo PR-704 de Photo Research (figura 4.18) con su correspondiente software.

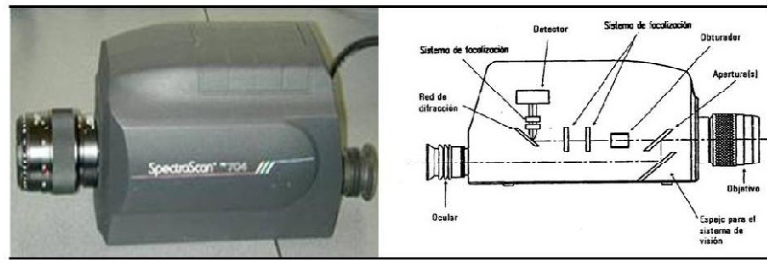


Figura 4.18. Espectrorradiómetro PR-704 de Photo Research Inc (Chatsworth, CA USA)

El rango espectral de este aparato abarca desde los 380nm a los 780nm, cada píxel mide en incrementos de 1,6nm, por lo que los resultados se expresan, por conveniencia, en incrementos de 2nm.

En lo referente al software que controla el espectrorradiómetro, se dispuso del programa Spectra-View 2.10 desarrollado por Photo Research y que incluye, entre otras, las siguientes opciones:

- Cálculo de Luminancia, Radiancia, y Temperatura de color.
- Valores Triestímulos X, Y, Z, coordenadas de cromaticidad en los sistemas CIE 1931, CIE 1960, CIE 1976 (L^* , a^* , b^*) y CIE 1976 (L^* , u^* , v^*), longitud de onda dominante y pureza colorimétrica.

Según el fabricante, la exactitud del espectrorradiómetro PR-704 es de ± 0.0015 para la coordenada x, ± 0.001 para la coordenada y, $\pm 4\%$ en la luminancia para una fuente patrón con temperatura de color de 2856K. Para el desarrollo del presente estudio, las condiciones de trabajo del espectrorradiómetro fueron: campo de medida de 1° , y Observador Patrón CIE 1964.

Son dos los motivos principales por los cuales se ha utilizado el espectrorradiómetro SpectraScan PR-704 de Photo Research: por una parte, las condiciones de medida de este dispositivo son similares a las que emplea el ojo humano en la observación, y por otra, el espectrorradiómetro no requiere contacto

directo con la superficie del material a medir, por lo que se evita la reflexión no uniforme de la luz hacia el detector del aparato (Luo W. y cols., 2005).

- Cabina de Iluminación

Para realizar la medida de la reflectancia espectral y del color de cada material estudiado al ser polimerizado con cada lámpara analizada, se utilizó una cabina Verivide CAC 60 (Leslie Hubble Limited, Leicester, UK), colocando las muestras en el centro de dicha cabina a fin de iluminarlas en condiciones estandarizadas.

La cabina utilizada dispone de cuatro fuentes luminosas: D65, F, TL84, UVB. Para realizar este estudio se ha utilizado únicamente la fuente luminosa D65, una lámpara fluorescente de espectro visible cercano al de luz día, debido a que la Comisión Internacional de Iluminación (CIE) recomienda esta fuente de luz por cumplir las tolerancias fijadas por el British Standard BS 950.Part1.

78

- Microdurómetro

Para la medida de microdureza de las resinas de composite se realizó un test Vickers de microdureza mediante un microdurómetro SHIMADZU HMV-2/2T, Kioto, Japan (figura 4.19).



Figura 4.19. *Microdurómetro SHIMADZU HMV-2/2T*

La tabla 4.6 presenta las características técnicas más relevantes del microdurómetro utilizado.

	HMV-2	HMV-2T
Carga máxima	19.61N	
Cargas	Cambio automático entre 9 tipos de cargas (98.07, 245.2, 490.3, 980.7mN, 1.96, 2.942, 4.903, 9.807N, y 19.614N) -HV0.01, 0.025, 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.5, 1, y 2 (Escala Vickers)	
Selección de carga	Sistema automático de cambio de carga	
Duración de la carga	5s a 999s	
Objetivo	x40	
Ocular	x10	
Rango efectivo de medición	250µm (a x40)	
Resolución	0.01µm	
Mesa de coordenadas X-Y	Dimensiones: 120x120mm Recorrido:±12.5mm Altura de la muestra de ensayo: Altura máxima Aprox. 100mm, Max. Profundidad: Aprox. 140mm Z-axis: 60mm de recorrido	
Cálculos estadísticos	Media, Desviación estándar, Coeficiente de variación, Valor máximo, Valor mínimo, Representaciones gráficas (Dispersión, Histograma)	

Tabla 4.6. Especificaciones técnicas microdurómetro SHIMADZU HMV-2/2T

4.3.3. Método experimental

Las medidas experimentales de las muestras se realizaron en el Laboratorio de Óptica de Biomateriales (<http://www.ugr.es/local/labioptic>) del Departamento de Óptica de la Universidad de Granada.

- Medida de la irradiancia de las lámparas

Para caracterizar las dos lámparas prototipo analizadas en este estudio y poder así establecer un protocolo de fotopolimerización propio para estas lámparas, se realizó la medida radiométrica y espectral de cada una de ellas, es decir, se determinó el espectro de emisión de cada fuente, la irradiancia espectral para cada longitud de onda, y la irradiancia total usando el espectrorradiómetro PR-650, antes descrito.

Se alinearon las lámparas con el espectrorradiómetro y se fijó una distancia de medida entre ambos de 6cm. A continuación, los resultados de irradiancia se calcularon para una distancia de 1mm, es decir, ajustando todo lo posible para obtener la irradiancia real que se conseguiría a la hora de fotopolimerizar los composites.

- Medida de la reflectancia espectral y valores triestímulo de las resinas de composite

De acuerdo a las recomendaciones de la CIE (CIE, 2004), las medidas de los valores triestímulo se realizaron utilizando una fuente simuladora del iluminante D65, y la geometría de iluminación/medida fue CIE d/0°, empleando el Observador Patrón CIE 1964, 10°.

Para las medidas, el portaobjetos donde se sitúa la muestra se colocaba sobre un soporte con una inclinación de 45°. Sobre el soporte y bajo las muestras, se colocaron máscaras Munsell acromáticas ($L^*= 93.2$, $a^*=0.7$ y $b^*=1.7$) y ($L^*= 2.8$, $a^*=0.7$ y $b^*=1.9$). El soporte se situó siempre, en la parte central de la cabina de iluminación, para evitar posibles cambios en diferentes puntos de la cabina (Huertas R., y cols. 2002).

Una vez colocada la muestra sobre el soporte, se sitúa el espectrorradiómetro frente a la muestra, y se realizan las medidas sobre las máscaras Munsell acromáticas blanco y negra respectivamente (figura 4.20).

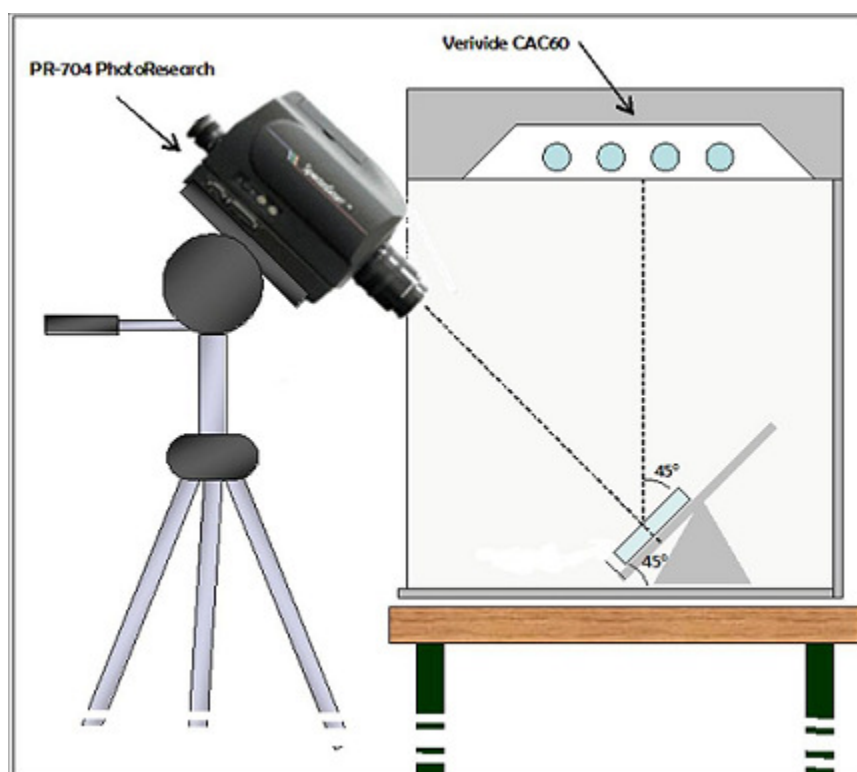


Figura 4.20. Posición del Spectra Scan PR-704 con respecto a la muestra a evaluar

Se realizaron medidas, en idénticas condiciones experimentales, tanto para las muestras prepolimerizadas como para las pospolimerizadas. Para asegurar que las condiciones de medidas experimentales descritas se mantenían para cada muestra, antes y después de ser polimerizadas, el soporte se fijó a la cabina de iluminación, y se fijó también la posición del espectrorradiómetro respecto a la cabina.

A la hora de polimerizar las muestras, y a fin de estandarizar la distancia entre la fuente de luz y la muestra, se colocó la lámpara en contacto con el portaobjetos donde se situaba la muestra. En todos los casos se aplicaron $18\text{J}/\text{cm}^2$, aproximadamente, para asegurar una óptima polimerización de las muestras (Rueggeberg F.A. y cols., 1993; Sakaguchi R.L. y Berge H.X., 1998; Uno S. y cols., 2003), por lo que el tiempo de polimerización se ajustó teniendo en cuenta la irradiancia de la lámpara empleada.

Para cada una de las tres lámparas de fotopolimerización analizada se prepararon tres muestras para cada tipo de resinas de composite (A2 Dentina, A2 Esmalte y TC-Translúcido) y para cada marca comercial (FiltekTMSupreme XTE

(3M ESPE), Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.)). Se realizaron tres medidas de cada una de las muestras prepolimerizadas, y tres tras la fotopolimerización con cada una de las lámparas: lámpara prototipo formada por 9 LEDs, lámpara prototipo formada por 31 LEDs y lámpara comercial BluePhase. En resumen, se prepararon 18 muestras y se realizaron 108 medidas por lámpara. Así, en total, se prepararon 54 muestras de composite, y se realizaron 324 medidas.

A fin de evitar variabilidad en el estudio todas las medidas fueron realizadas por el mismo operador.

- Test de microdureza

La microdureza fue determinada utilizando el Microdurómetro antes indicado, específico para la determinación de la dureza Vickers.

Sobre cada espécimen se realizaron cinco indentaciones, que fueron medidas dos veces cada una, para posteriormente obtener la media (figura 4.21 y 4.22).

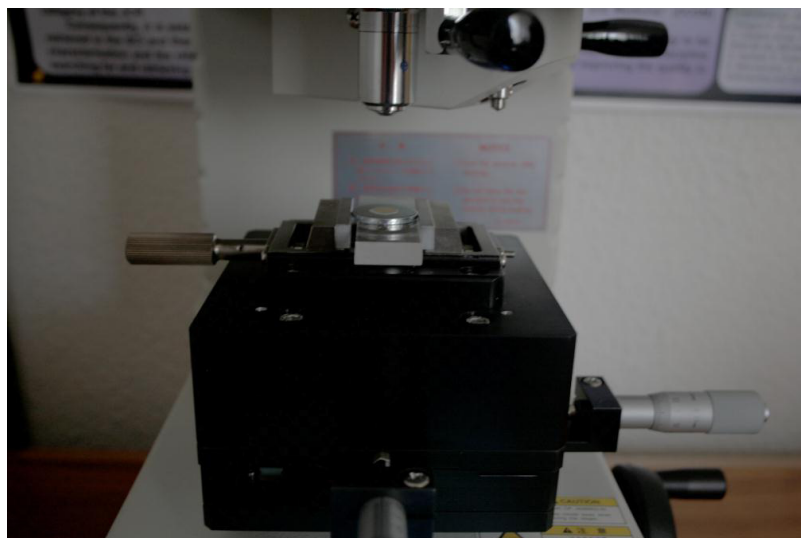


Figura 4.21. Colocación de la muestra en el microdurómetro

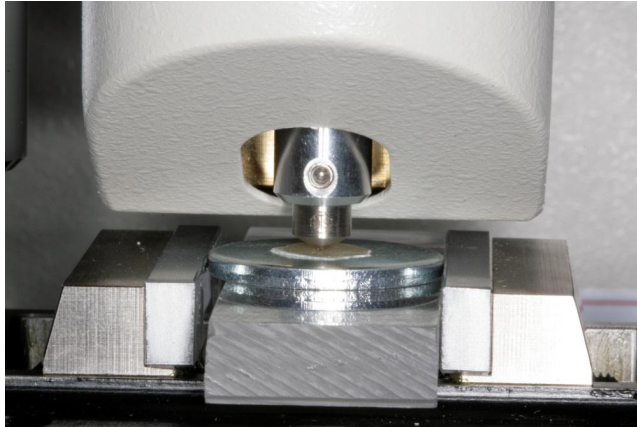


Figura 4.22. *Identación*

Al no haber en la actualidad una norma ISO que describa el protocolo a seguir en estudios de dureza para materiales dentales, se decidió seguir las normas de la Sociedad Americana para Pruebas de Materiales (ASTM, 2002), que establecen que la distancia entre las identaciones realizadas en cada muestra sea de, al menos cuatro veces el tamaño de las diagonales, medidas desde el punto de intersección de las mismas. La carga aplicada fue de 300gr (2.94N) durante 15 segundos (Hubbezoğlu I., y cols., 2007).

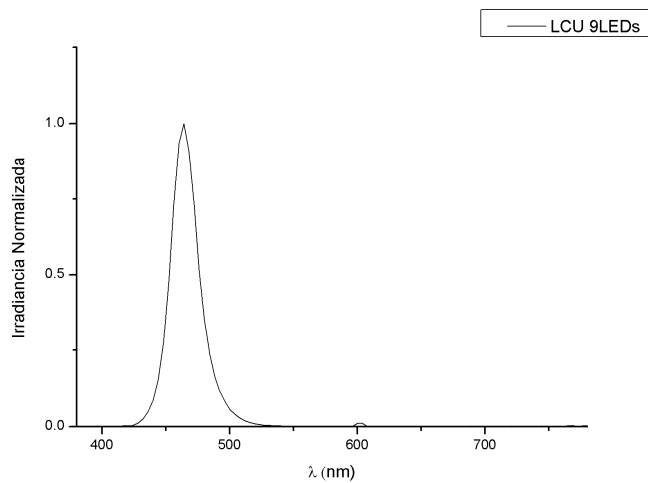
Capítulo V:
Resultados y Discusión

5.1. Evaluación radiométrica de las unidades LCU prototipo

De acuerdo a los objetivos planteados, en este primer apartado, se presentan los resultados más relevantes sobre la estabilidad y la reproducibilidad de las propiedades radiométricas de las unidades de curación LCU desarrolladas. Para ello, hemos analizado las unidades prototipo de diodos emisores de luz (LEDs) fabricadas, comparado con los datos obtenidos en un estudio previo para la lámpara comercial seleccionada, BluePhase de Ivoclar-Vivadent (Pérez M.M. y cols., 2008b). Se eligió utilizar esta lámpara como referencia ya que, de todas las lámparas evaluadas en el estudio previo, es la que presenta las características, referentes a estabilidad y emisión, más parecidas a las que se buscan con las lámparas prototipo.

La Figura 5.1 muestra el espectro de emisión de cada uno de los prototipos de lámparas diseñadas. La lámpara de 9LEDs, como era de esperar, presenta un único pico de emisión a 468nm, y la de 31LEDs dos picos, a 400nm y 468nm. La Tabla 5.1 muestra los resultados referentes a la energía de emisión para las dos lámparas prototipo, junto con los datos de la lámpara de referencia BluePhase. En concreto, se muestra la irradiancia total y la exposición radiante total junto al tiempo de exposición necesario para alcanzar los $18\text{J}/\text{cm}^2$ recomendados en la práctica clínica.

86



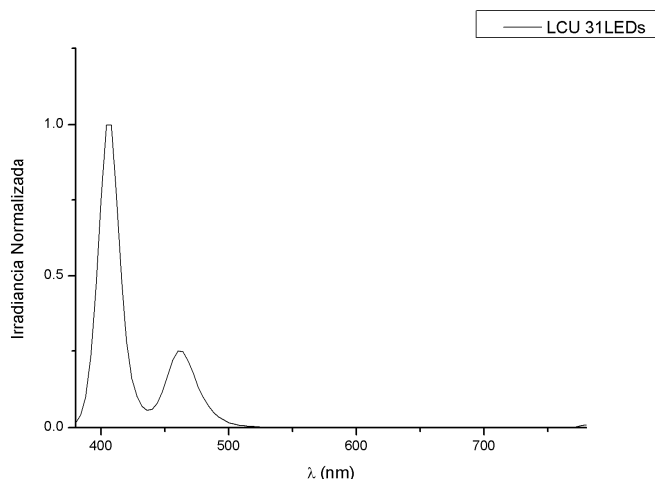


Figura 5.1. Espectro de emisión de las LCU prototipo

Características experimentales LED LCUs			
	BluePhase	Prototipo 9LEDs	Prototipo 31LEDs
Tipo Fuente	1 LEDs	9 LEDs	31 LEDs
Longitud de onda del pico de emisión (nm)	452	468	400 468
Irradiancia (mW/cm²)	1104	502.30	775.70
Tiempo de irradiancia (s)	16	35	23
Exposición radiante total (J/cm²)	17.7	17.6	17.8

Tabla 5.1. Características de las unidades prototipo desarrolladas y de la lámpara comercial

Para la LCU comercial BluePhase, el valor experimental fue calculado, previamente, como el promedio de los valores obtenidos en tres series de medidas, cada una de las cuales lleva asociada una incertidumbre del 2% por lo que, la incertidumbre que llevan asociada todas las medidas experimentales de irradiancia fue del 6% (Pérez M.M. y cols., 2008b). Al comparar los valores de irradiancia medidos experimentalmente (Pérez M.M. y cols., 2008b), con los valores teóricos

proporcionados por el fabricante, se encontró que, existe concordancia en los resultados experimentales, con diferencias inferiores al 6%. Dado que la metodología seguida en nuestro estudio es análoga a la empleada en este trabajo, podemos considerar que la incertidumbre asociada a las medidas experimentales de irradiancia en nuestro estudio es también del 6%.

Comparando los valores de la irradiancia de las unidades prototipo con la lámpara comercial (Tabla 5.1) se observa que los picos de emisión de las lámparas prototipo se adecuan a los picos de absorción de los principales fotoiniciadores (canforoquinona y lucerin). Sin embargo, los resultados de irradiancia son inferiores, por lo que el tiempo de radiación necesario para fotopolimerizar los composites es superior que en el caso de la unidad BluePhase.

5.2. Evaluación de la estabilidad espectral y la reproducibilidad

88

De acuerdo a la metodología empleada, la unidad LCU tiene estabilidad espectral y reproducibilidad cuando, el espectro de emisión es constante no sólo durante el tiempo que dura un ciclo de fotoactivación (intra-serie), sino también entre ciclos de fotoactivación (inter-serie).

La Tabla 5.2 muestra los valores máximo y mínimo del VAF intra e inter-serie obtenidos para cada una de las LEDs LCUs analizadas.

LCU	Serie	VAF intra-serie	VAF inter-serie
		Máximo - Mínimo	Máximo - Mínimo
Blue Phase	1	99.99% - 99.85%	99.99% - 99.95%
	2	99.99% - 99.84%	
	3	99.99% - 99.82%	
9 LEDs	1	99.99% - 99.73%	99.95% - 97.10%
	2	99.99% - 99.83%	
	3	99.99% - 87.01%	
31 LEDs	1	99.99% - 99.78%	99.91% -99.81%
	2	99.99% - 99.31%	
	3	99.99% - 99.67%	

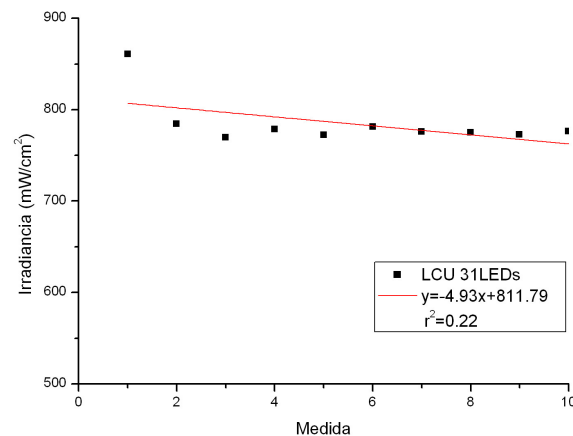
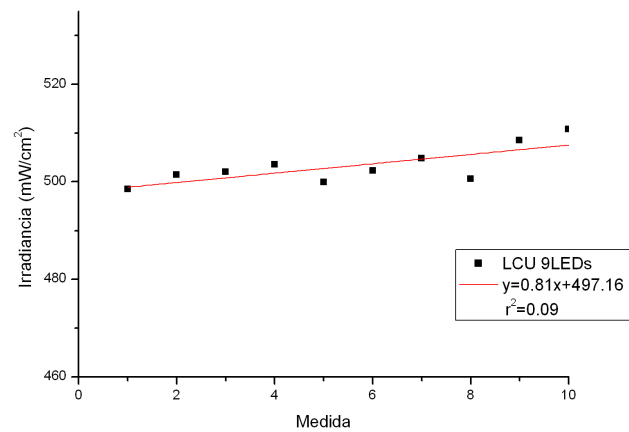
Tabla 5.2. Resultados del coeficiente VAF de cada LCU prototipo estudiada y de la unidad comercial *BluePhase*

De acuerdo a los resultados, se puede comprobar que, el valor del máximo del coeficiente VAF intra-protocolo es de 99.99% en todos los casos, con valores mínimos cercanos a los máximos, y estadísticamente muy altos. Esto indica que, las LCU prototipo desarrolladas presentan una alta estabilidad en términos de emisión espectral.

Con respecto a los resultados del coeficiente VAF inter-protocolo, las conclusiones son similares. Sólo en el caso de la LCU 9LEDs se registró una curva de emisión espectral que difiere de las otras dos repeticiones, pero a pesar de ser así, las diferencias no fueron tan grandes, y el valor del coeficiente VAF inter-protocolo fue de 97.10%. Como conclusión, los valores inter-protocolo obtenidos indican la alta reproducibilidad de las LCU prototipo desarrolladas.

En vista de los resultados obtenidos para el coeficiente VAF se puede afirmar que, las LCU prototipo desarrolladas, y la LCU comercial, presentan estabilidad y reproducibilidad en términos de la emisión espectral.

En lo referente a la estabilidad de la energía temporal de las LCU, la Figura 5.2 muestra, para cada LCU, los valores de la irradiancia espectral frente al tiempo de exposición de cada protocolo. Destacar que sólo una de las tres replicas ha sido representada, dada la similitud de los resultados. También se presentan las ecuaciones del ajuste lineal correspondiente (pendiente, ordenada en el origen y coeficiente de regresión).



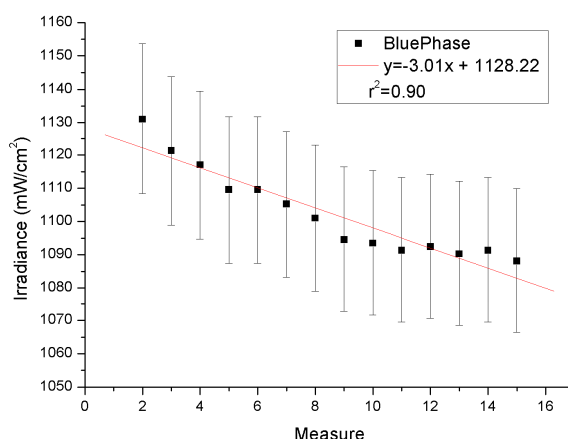


Figura 5.2. Valores de irradiancia total de cada LCU prototipo desarrollada y de la LCU comercial Bluephase, y ajuste lineal correspondiente

La estabilidad en la emisión se debe establecer, no sólo en relación con el espectro de emisión, sino también con la cantidad total de luz emitida, es decir, con que la irradiancia total permanezca constante a lo largo del tiempo de exposición, correspondiente con el protocolo clínico. Si la irradiancia total es constante en el tiempo, las medidas de irradiancia deben ajustarse a una línea recta de pendiente nula ($a=0$), y la ordenada en el origen tendrá que ajustarse con la irradiancia total, es decir, a la irradiancia prevista en el diseño de las LCU prototipo, y a la irradiancia total prevista por el fabricante, en el caso de la LCU comercial.

En la figura 5.2. se puede comprobar que, en todas las LCU estudiadas, el valor del coeficiente de regresión indica que los resultados obtenidos no se ajustan a una recta, la ordenada en el origen no coincide, exactamente, con el valor medio de la irradiancia prevista para las LCU prototipo, ni con el proporcionado por el fabricante, en el caso de la LCU comercial, y además, la pendiente, que en teoría debería ser nula, no lo es en ninguno de los casos estudiados. En consecuencia, a la vista de los resultados, se puede afirmar en principio que, el valor de la irradiancia de las LCU estudiadas, no es constante durante el tiempo de emisión.

Sin embargo, son necesarias algunas consideraciones sobre este resultado inicial. En el caso de las LCU prototipo, tanto para la de 9 LEDs como para la de 31

LEDs, se obtiene una recta con pendiente cercana a cero (considerando el error de ajuste) y una ordenada en el origen cercana al valor de irradiancia determinado para cada LCU. Por tanto, las LCUs prototipo desarrolladas, muestran estabilidad de la energía durante el tiempo de emisión.

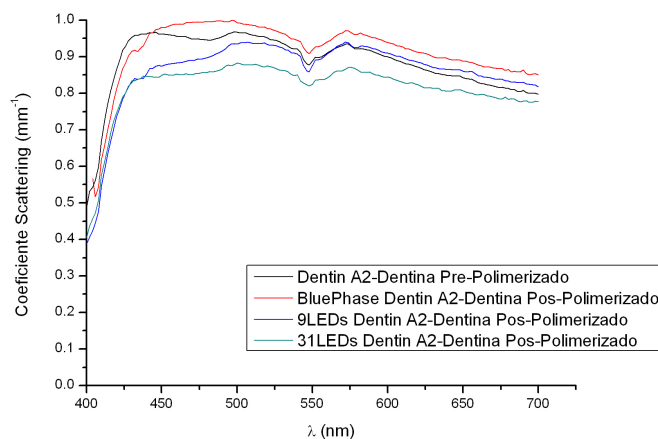
Las características finales de un composite fotopolimerizado no sólo dependen de la cantidad de energía aplicada, sino también de la variación de dicha energía a través del protocolo clínico (Pérez M.M. y cols., 2008a), por lo que es importante realizar una adecuada caracterización radiométrica de las LCUs prototipo desarrolladas, para poder extraer conclusiones precisas acerca de su influencia en la cinética de polimerización de materiales fotoactivados.

5.3. Estudio de la influencia de la utilización de las LCUs prototipo sobre las propiedades ópticas de las resinas de composite

92

5.3.1. Scattering (S)

La figura 5.3 muestra los valores del coeficiente de Scattering de Kubelka-Munk para cada una de las shades de la resina de composite Estelite Omega® (Dentin A2, Enamel A2 y Translucent CT) pre y pos-polimerizadas con las lámparas prototipo (9LEDs y 31LEDs) y la lámpara comercial BluePhase.



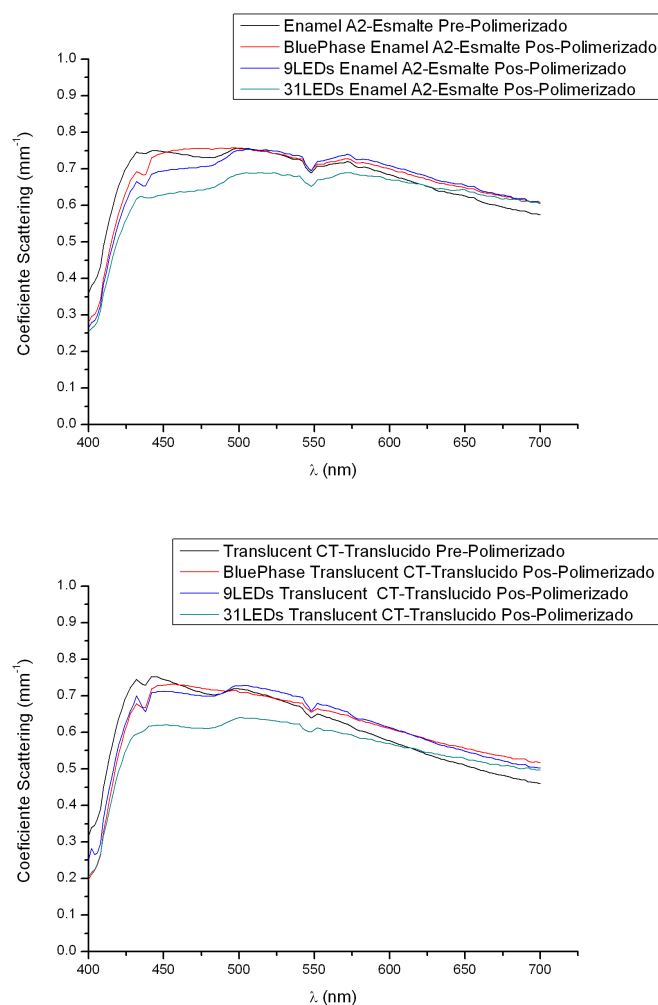


Figura 5.3. Estelite Omega®: Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido: Resultados Scattering pre y pos polimerizado con las tres lámparas

Análogamente, la figura 5.4 muestra los valores del coeficiente de Scattering de Kubelka-Munk para cada una de las shades de la resinas de composite Filtek™ Supreme XTE (Dentin A2, Enamel A2 y Translucent CT) pre y pos-polimerizadas con las dos lámparas prototipo (9LEDs y 31LEDs) y la lámpara comercial BluePhase.

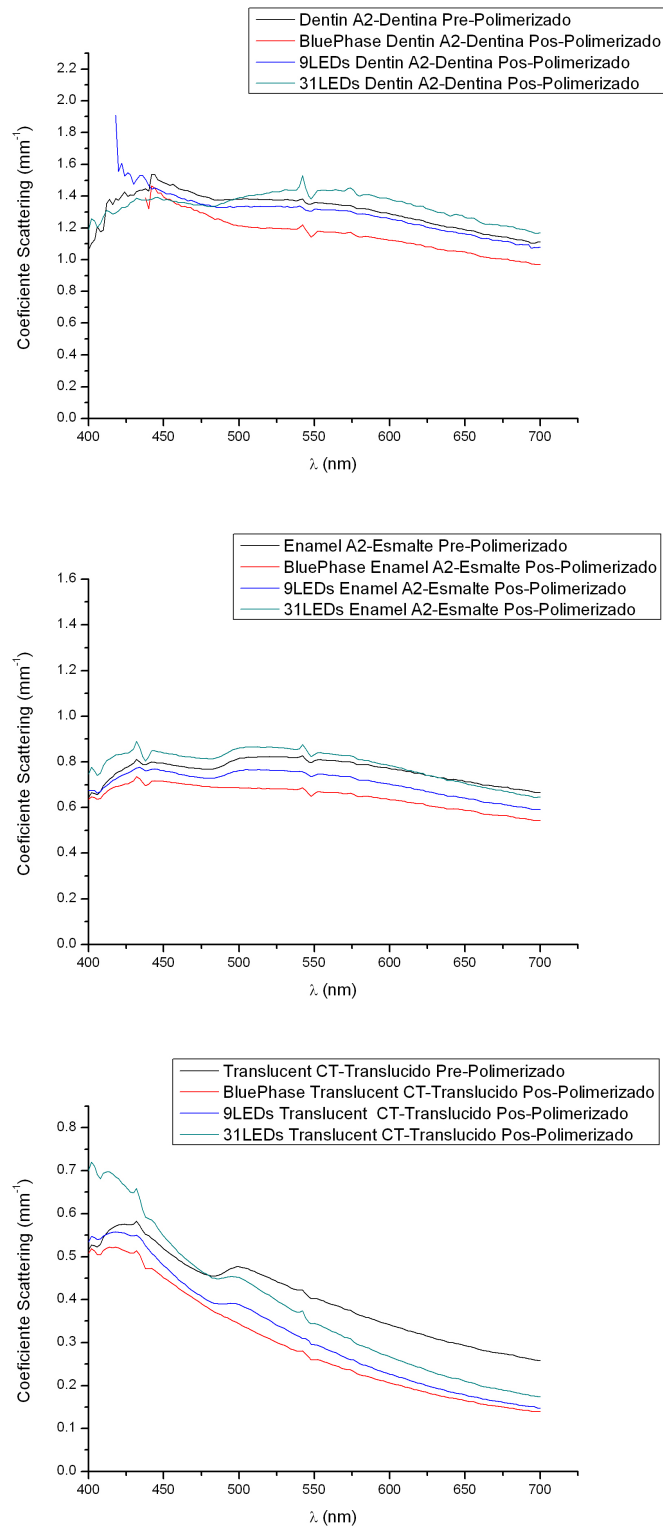


Figura 5.4. *Filtek™ Supreme XTE: Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido: Resultados Scattering pre y pos polimerizado con las tres lámparas*

Independientemente de la LCU utilizada para la polimerización, el comportamiento espectral del scattering es similar para los distintos tipos de shade estudiados. En cambio, si se compara el coeficiente de scattering entre los dos tipos de fabricantes, Filtek™Supreme XTE (3M ESPE) y Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.), se puede ver que los resultados difieren entre sí. Esto es debido a que, el coeficiente de scattering depende, principalmente, de las propiedades de los materiales, y no del tipo de fotopolimerización utilizado.

Se comprueba también como, el comportamiento espectral del scattering es similar entre las muestras pre y pos polimerizadas, independientemente del shade (Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido). No obstante, dependiendo del fabricante, las muestras pospolimerizadas tienen un comportamiento inverso en uno y otro material. Esto podría ser debido al diferente tipo de relleno que presenta cada composite, nanofiller para Filtek™Supreme XTE (3M ESPE), y supranano spherical para el caso de Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.), con un tamaño de partícula de 200nm.

Por tanto, y en resumen, se puede decir que las LCU prototipo desarrolladas producen que las muestras tengan un comportamiento espectral similar, en cuanto al scattering, tras la fotopolimerización, aunque pueda diferir en valores.

5.3.2. Absorción (K)

La figura 5.5 muestra los valores del coeficiente de absorción de Kubelka-Munk para cada una de las shades de la resina de composite Estelite Omega® (Dentin A2, Enamel A2 y Translucent CT) pre y pos-polimerizadas con las lámparas prototipo (9LEDs y 31LEDs) y la lámpara comercial BluePhase.

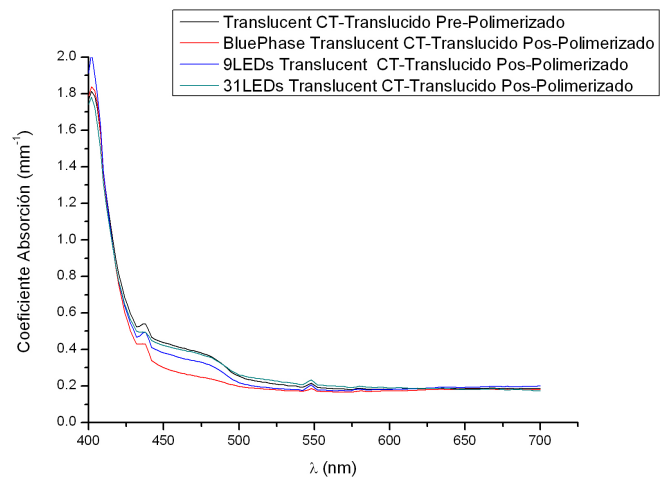
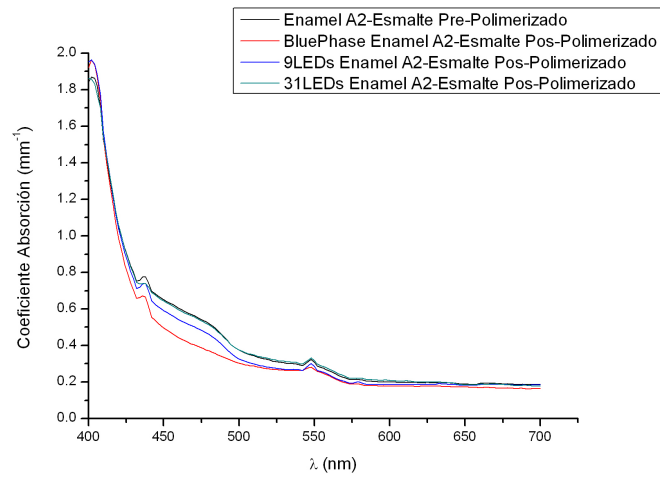
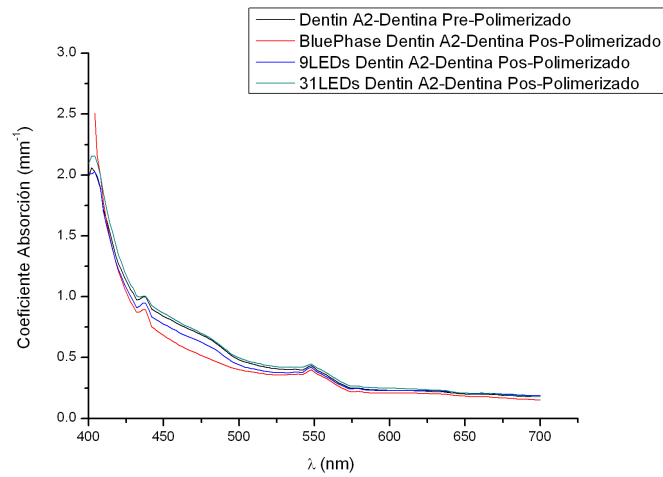
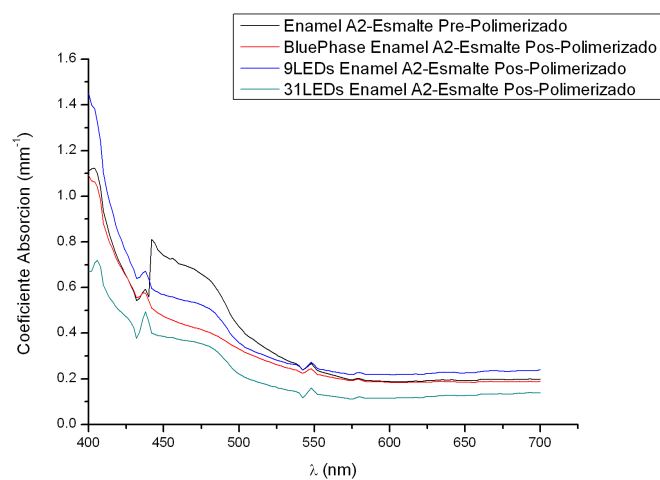
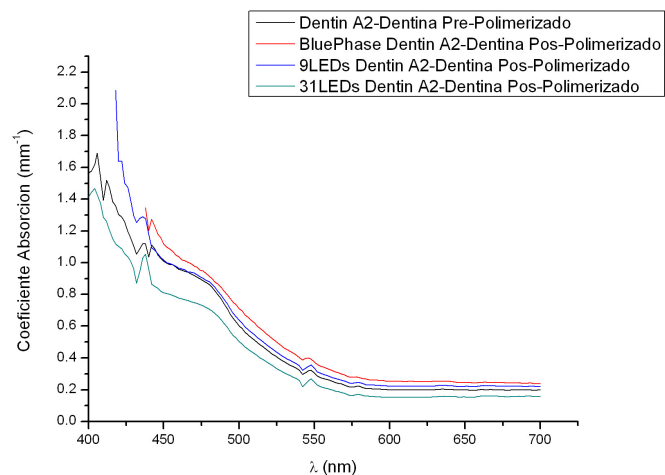


Figura 5.5. Estelite Omega®. Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido: Resultados Absorción pre y pos polimerizado con las tres lámparas

Análogamente, la figura 5.6 muestra los valores del coeficiente de absorción de Kubelka-Munk para cada una de las shades de la resinas de composite Filtek™ Supreme XTE (Dentin A2, Enamel A2 y Translucent CT) pre y post-polymerizadas con las lámparas prototipo (9LEDs y 31LEDs) y la lámpara comercial BluePhase.



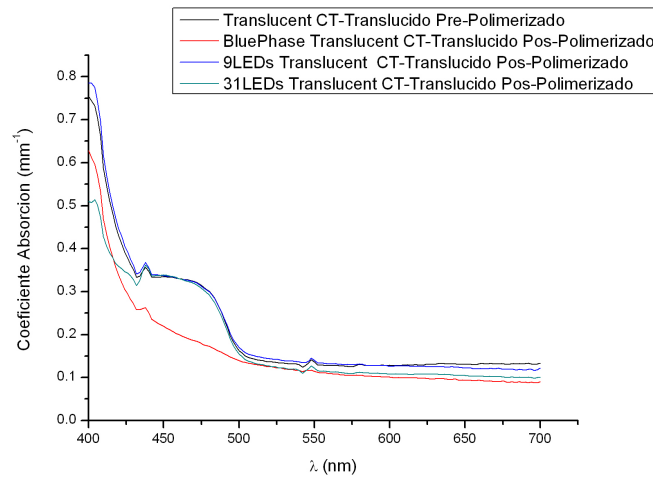


Figura 5.6. *Filtek™Supreme XTE: Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido: Resultados Absorción pre y pos polimerizado con las tres lámparas*

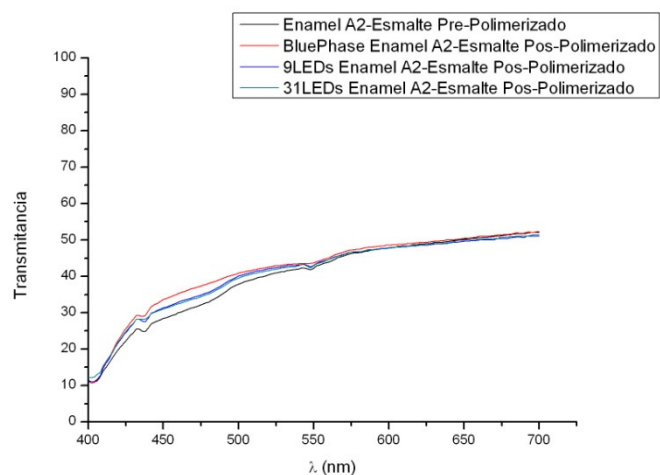
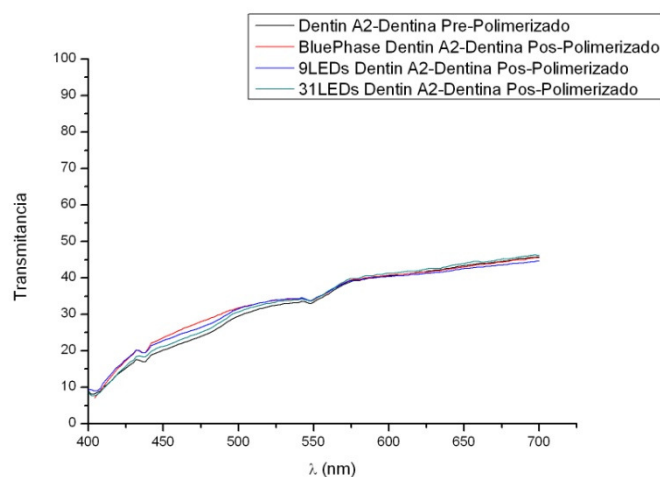
Independientemente de la LCU utilizada para la fotopolimeración, el comportamiento espectral de la absorción es similar para los distintos tipos de shade estudiados y disminuye con la longitud de onda. Aunque, como se puede ver en el caso del fabricante Filtek™Supreme XTE (3M ESPE), no existe un patrón claro de comportamiento en los materiales pospolimerizados, y unas veces la absorción es inferior respecto al material prepolimerizado, y otras tiene un valor más alto.

Si se compara el coeficiente de absorción entre los dos tipos de fabricantes, Filtek™Supreme XTE (3M ESPE) y Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.), se puede ver que, los resultados difieren entre sí. Esto es debido a que, el coeficiente de absorción depende, principalmente, de las propiedades de los materiales, y no del tipo de fotopolimerización utilizado. Esto podría ser debido al diferente tipo de relleno que presenta cada composite, nanofiller para Filtek™Supreme XTE (3M ESPE), y supranano spherical para el caso de Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.), con un tamaño de partícula de 200nm.

En resumen, se puede decir que, las LCU prototipo desarrolladas producen que las muestras tengan un comportamiento espectral similar tras la polimerización, en cuanto a la absorción, aunque puedan diferir en valores.

5.3.3. Transmitancia

La figura 5.7 muestra los valores del coeficiente la transmitancia espectral para cada una de las shades de la resinas de composite Estelite Omega® (Dentin A2, Enamel A2 y Translucent CT) pre y pos-polimerizadas con las lámparas prototipo (9LEDs y 31LEDs) y la lámpara comercial BluePhase.



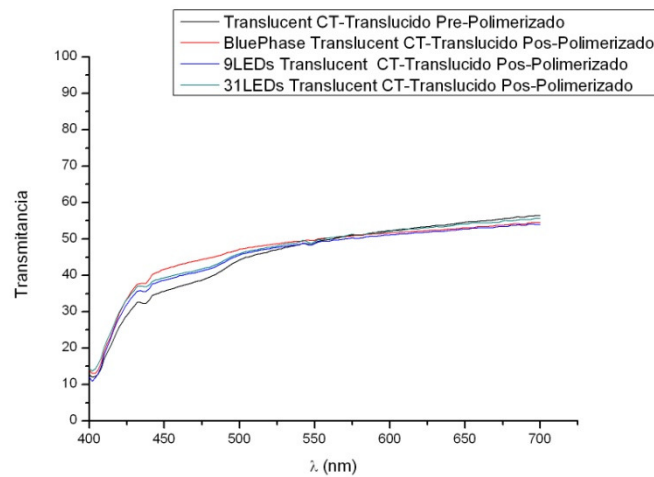
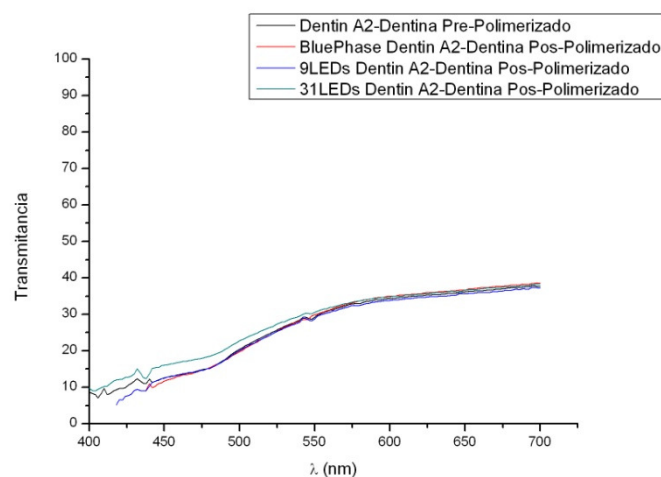


Figura 5.7. Estelite Omega®: Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido: Resultados Transmittancia pre y pos polimerizado con las tres lámparas

Análogamente, la figura 5.8 muestra los valores de la transmitancia para cada una de las shades de la resinas de composite Filtek™ Supreme XTE (Dentin A2, Enamel A2 y Translucent CT) pre y pos-polimerizadas con las lámparas prototipo (9LEDs y 31LEDs) y la lámpara comercial BluePhase.



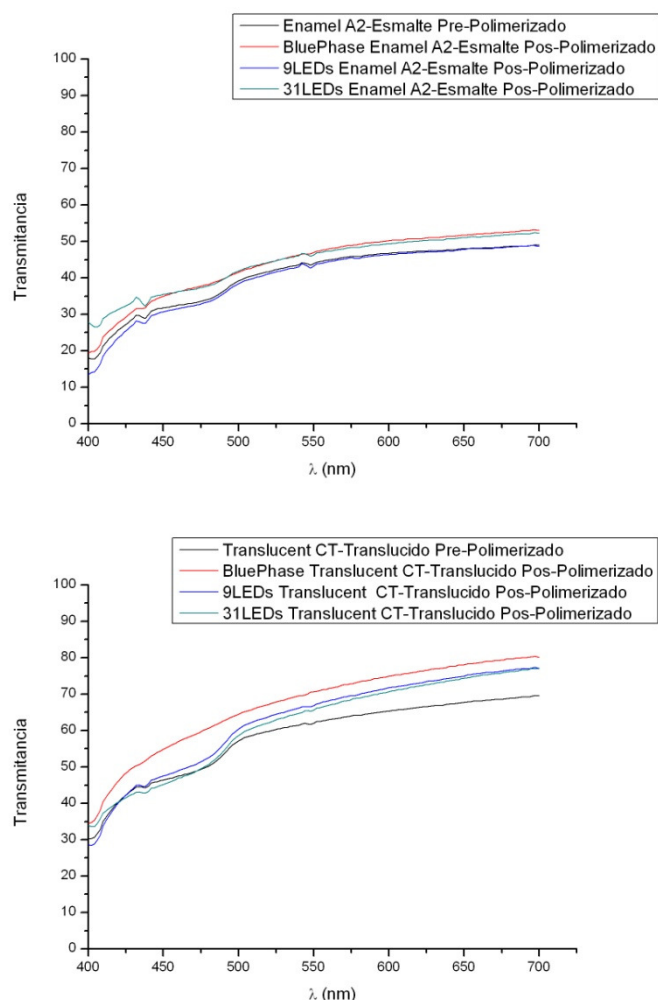


Figura 5.8. *Filtek™ Supreme XTE: Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido: Resultados Transmitemcia pre y pos polimerizado con las tres lámparas*

Independientemente de la LCU utilizada para la polimerización, el comportamiento espectral de la transmitancia es similar para los distintos tipos de shade estudiados (Dentin A2-Dentina, Enamel A2-Esmalte, Translucent CT-Translucido). En cambio, si se compara entre los dos tipos de fabricantes, Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE) y Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.), se puede ver que los resultados difieren entre sí. Esto es debido a que, los materiales difieren en el tipo de relleno, nanofiller para Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE), y supranano spherical para el caso de Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.).

La transmitancia, además, va a depender, no sólo del tipo de composite dental fotopolimerizado, sino también del tipo de lámpara empleada, así como del tiempo de curado.

En resumen, se puede decir que las LCUs prototipo desarrolladas producen que las muestras tengan un comportamiento espectral similar, en cuanto a la transmitancia, tras la fotopolimerización, aunque pueda diferir en valores.

5.3.4. Influencia de las LCUs sobre el color de la resina de composite

A continuación, se presentan las coordenadas cromáticas de los diferentes composites dentales utilizados una vez fotopolimerizados con la lámpara comercial BluePhase y las dos lámparas prototipo desarrolladas (9 LEDs y 31 LEDs) (Tabla 5.3). Junto a las coordenadas cromáticas, se presentan también las diferencias de color, tanto *CIELAB* como *CIE2000*, entre los materiales pre-polimerizados y una vez polimerizados con las diferentes unidades analizadas.

Composite Dental	Shade	LCUs	Color							
			L_0^*	a_0^*	b_0^*	L^*	a^*	b^*	ΔE^*_{ab}	ΔE_{00}
Estelite Omega®	A2 Dentin	BluePhase	66.51 ± 1.03	-2.95 ± 0.39	10.94 ± 0.94	67.28 ± 0.35	-2.73 ± 0.31	9.69 ± 0.58	1.95 ± 0.41	1.36 ± 0.33
		9LEDs	67.16 ± 1.08	-2.94 ± 0.06	11.16 ± 0.34	67-01 ± 1-02	-3.23 ± 0.09	13.32 ± 0.32	1.60 ± 0.18	1.05 ± 0.10
		31LEDs	62.85 ± 0.59	-0.85 ± 0.12	10.54 ± 0.18	63.06 ± 0.21	-0.87 ± 0.04	12.78 ± 0.10	1.54 ± 0.12	1.08 ± 0.02
	A2 Enamel	BluePhase	69.80 ± 0.69	-0.62 ± 0.33	13.67 ± 0.26	70.31 ± 1.04	-0.90 ± 0.28	11.98 ± 0.28	1.64 ± 0.39	1.20 ± 0.31
		9LEDs	69.23 ± 0.40	-0.73 ± 0.10	13.21 ± 0.19	69.05 ± 0.80	-1.08 ± 0.09	14.72 ± 0.24	2.22 ± 0.03	1.44 ± 0.01
		31LEDs	65.34 ± 0.66	0.94 ± 0.31	12.07 ± 0.64	65.13 ± 0.39	0.64 ± 0.46	13.56 ± 0.75	2.27 ± 0.04	1.51 ± 0.03
	Translucent Clear	BluePhase	66.39 ± 1.04	-6.10 ± 0.23	6.28 ± 0.81	67.10 ± 1.09	-5.31 ± 0.22	4.60 ± 0.67	1.99 ± 0.13	1.57 ± 0.08
		9LEDs	67.14 ± 0.46	-6.47 ± 0.19	4.72 ± 0.89	66.98 ± 0.50	-6.22 ± 0.11	7.03 ± 0.99	2.38 ± 1.00	1.90 ± 1.79
		31LEDs	62.24 ± 0.18	-4.08 ± 0.21	4.92 ± 0.35	62.58 ± 0.42	-3.70 ± 0.16	7.08 ± 0.07	2.23 ± 0.24	1.87 ± 0.21

Composite Dental	Shade	LCUs	Color							
			L ₀ [*]	a ₀ [*]	b ₀ [*]	L [*]	a [*]	b [*]	ΔE [*] _{ab}	ΔE ₀₀
Filtek™ Supreme XTE	A2 Dentin	BluePhase	66.46 ± 0.59	-1.88 ± 0.17	10.10 ± 0.11	63.82 ± 1.27	-1.55 ± 0.26	6.33 ± 0.25	2.76 ± 0.06	2.19 ± 0.31
		9LEDs	65.78 ± 0.48	-2.25 ± 0.01	10.43 ± 0.70	64.87 ± 0 ⁹ .39	-2.65 ± 0.01	9.08 ± 0.53	2.12 ± 1.02	1.60 ± 0.75
		31LEDs	69.16 ± 0.39	-2.71 ± 0.03	9.98 ± 0.03	69.23 ± 1.16	-3.03 ± 0.07	7.87 ± 0.55	0.69 ± 0.72	0.56 ± 0.58
	A2 Enamel	BluePhase	71.41 ± 0.15	0.32 ± 0.58	15.76 ± 0.86	69.35 ± 0.56	1.17 ± 0.05	14.37 ± 0.17	4.64 ± 0.28	3.54 ± 0.27
		9LEDs	72.42 ± 2.68	0.40 ± 0.11	15.70 ± 0.18	71.69 ± 0.31	0.50 ± 0.08	15.82 ± 0.10	1.68 ± 0.19	1.38 ± 0.11
		31LEDs	73.93 ± 0.89	-0.08 ± 0.41	16.66 ± 0.51	74.52 ± 1.54	0.19 ± 0.14	16.79 ± 0.18	2.20 ± 0.52	1.71 ± 0.40
	Translucent Clear	BluePhase	56.50 ± 0.47	-5.58 ± 0.12	-1.96 ± 0.32	50.46 ± 0.87	-5.34 ± 0.14	-11.85 ± 0.06	11.59 ± 0.37	9.59 ± 0.07
		9LEDs	55.67 ± 0.79	-5.75 ± 0.27	-1.84 ± 0.10	51.69 ± 0.33	-7.17 ± 0.05	-8.06 ± 0.41	7.53 ± 0.03	6.23 ± 0.10
		31LEDs	59.00 ± 0.64	-5.81 ± 0.34	-0.59 ± 0.07	54.76 ± 0.78	-7.10 ± 0.24	-7.46 ± 0.37	8.18 ± 0.12	6.89 ± 0.03

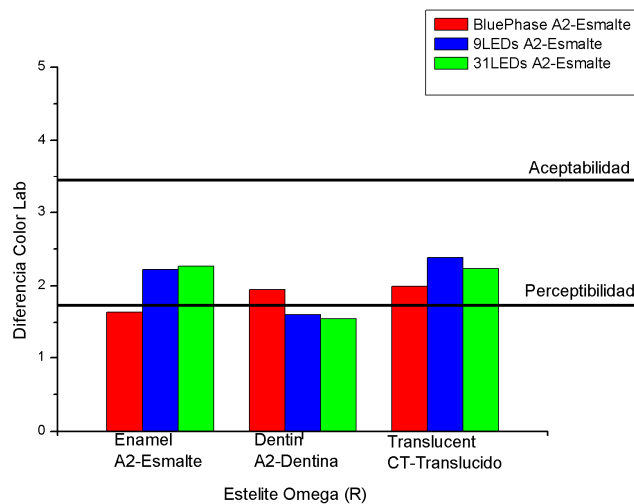
Tabla 5.3. Color y diferencias de color producidas en los composites dentales una vez fotopolimerizados con las tres unidades estudiadas

A la vista de los resultados, se puede ver como para el nanocomposite Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE), las diferencias de color entre el material pre y pospolimerizado son inferiores en el caso de las LCUs prototipo desarrolladas frente a la lámpara comercial, esto es importante puesto que se comprueba que las muestras pospolimerizadas conservan el color inicial. En cambio, para el caso del composite supranano spherical, Estelite Omega® (Tokuyama Dental America Inc.), las diferencias de color son menores al utilizar la lámpara comercial BluePhase que al fotopolimerizar con las unidades prototipo, salvo para el caso del shade A2-Dentina que el comportamiento es el contrario. No obstante, en todos los casos, estas diferencias de color son demasiado grandes, por lo que no se aporta una gran mejora al utilizar una u otra LCU.

El umbral de perceptibilidad constituye el límite perceptivo inferior, y permite estimar cual es el número máximo de colores que puede discernir el sistema visual humano en una determinada región del espacio cromático. No obstante, y especialmente en el ámbito industrial, se trabaja también con diferencias de color de tamaño superior al umbral de perceptibilidad, definidas como umbrales de

aceptabilidad o tolerancias de color. Son muchos los estudios que han evaluado los límites de las diferencias de color perceptibles y/o aceptables en la práctica dental. Estudios recientes (Guinea R. y cols., 2010; Pérez M.M. y cols., 2011) comprobaron como la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 se ajusta mejor que la fórmula CIELAB a la hora de evaluar los umbrales de diferencia de color de las cerámicas dentales. En dicho estudio se concluyó la existencia de una diferencia estadísticamente significativa entre los umbrales de perceptibilidad y de aceptabilidad para los composites dentales. De forma que, la aproximación Fuzzy TSK demostró ser un enfoque alternativo y fiable a la hora de estudiar el umbral de discriminación cromática.

Teniendo en cuenta esos umbrales, se comprueba que (figuras 5.9 y 5.10) los resultados obtenidos con las lámparas prototipo fabricadas se encuentran, en general, por debajo del umbral de aceptabilidad, salvo en el caso del fabricante Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE) y el shade *Translucent CT-Translucido*.



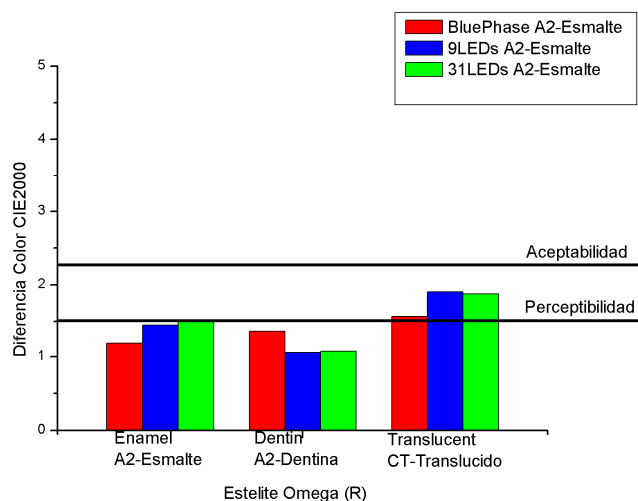


Figura 5.9. Estelite Omega®. Diferencias de color respecto a umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad

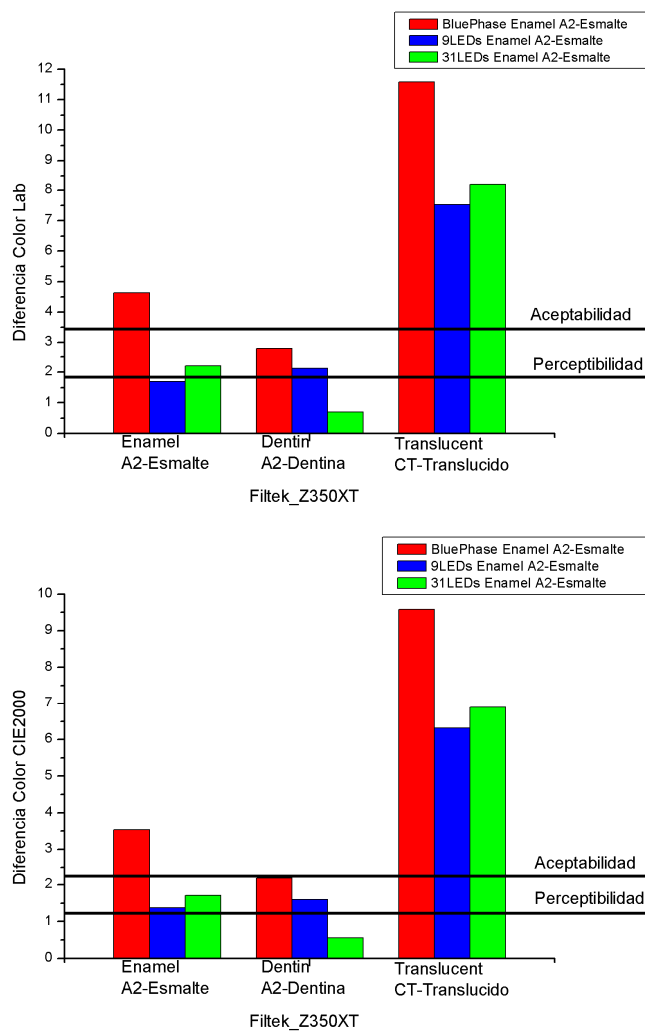


Figura 5.10. Filtek™ Supreme XTE: Diferencias de color respecto a umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad

5.3.5. Opalescencia y Parámetro de Translucidez

La figura 5.11 muestra el análisis de la Opalescencia para cada una de las muestras correspondientes al composite Estelite Omega®. En cada gráfica se compara el resultado para cada shade una vez polimerizado con cada una de las lámparas prototipo y la lámpara comercial BluePhase.

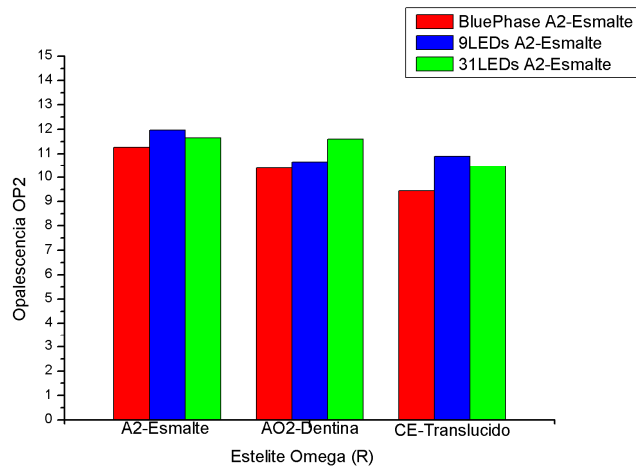
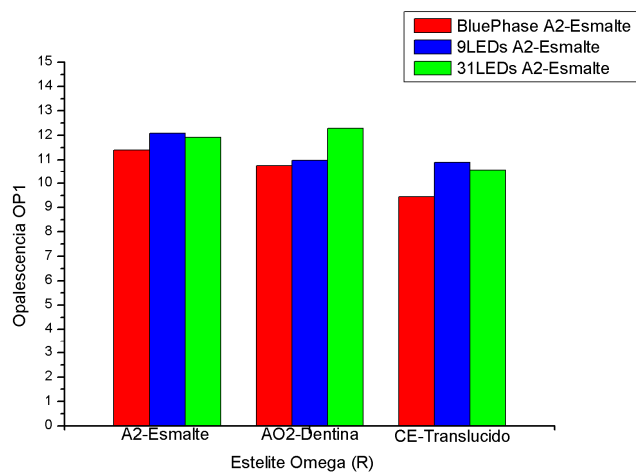


Figura 5.11. Estelite Omega®. Análisis Opalescencia

De la misma manera, la figura 5.12 muestra el análisis de la Opalescencia para cada una de las muestras correspondientes al composite Filtek™Supreme XTE una vez polimerizado con cada lámpara prototipo y con la lámpara comercial BluePhase.

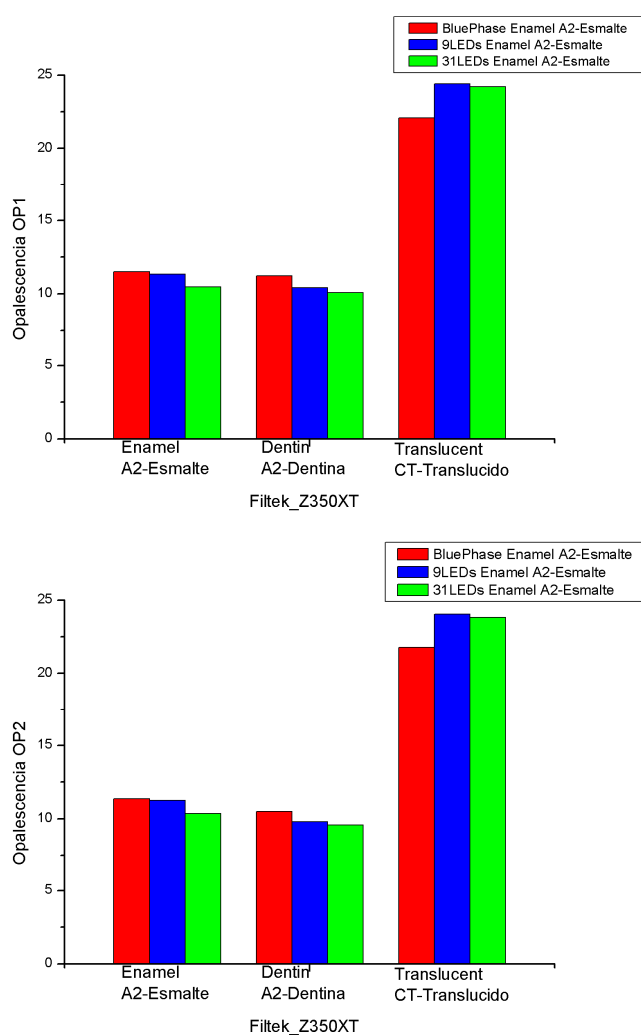


Figura 5.12. Filtek™Supreme XTE: Análisis Opalescencia

Se puede ver como, los resultados son similares para los tres tipos de lámparas, independientemente del fabricante del composite y del shade utilizado.

La figura 5.13 muestra el análisis del parámetro de Translucidez para cada una de las muestras correspondientes al composite Estelite Omega®. En cada gráfica

se compara el resultado para cada shade una vez polimerizado con cada una de las lámparas prototipo y la lámpara comercial BluePhase.

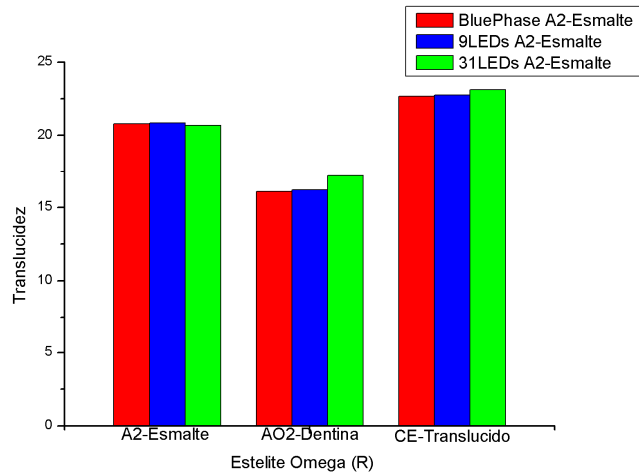


Figura 5.13. Estelite Omega®. Análisis Translucidez

De la misma manera, la figura 5.14 muestra el análisis del parámetro de Translucidez para cada una de las muestras correspondientes al composite Filtek™ Supreme XTE una vez polimerizado con cada lámpara prototipo y con la lámpara comercial BluePhase.

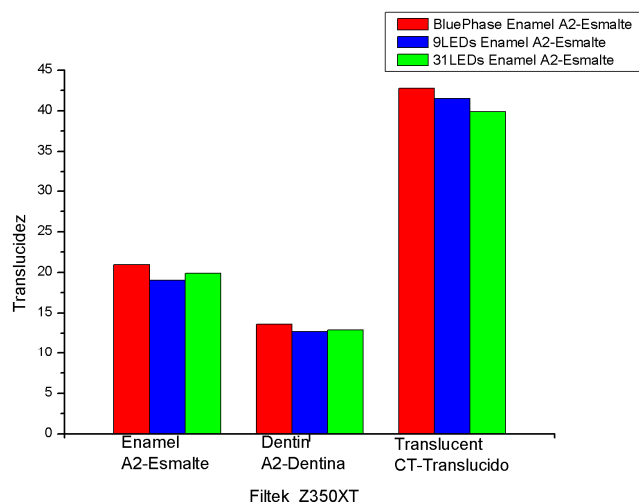


Figura 5.14. Filtek™ Supreme XTE: Análisis Translucidez

Al igual que ocurría con la opalescencia, para el caso del parámetro de translucidez, los resultados son similares para los tres tipos de lámparas, independientemente del fabricante del composite y del shade utilizado. Pero difieren en valores de un fabricante a otro. Esto es debido a que, la translucidez de los composites dentales depende del grosor de la muestra, que en este estudio es igual para todas las muestras, de los coeficientes de dispersión y absorción del composite, del tipo de partículas de relleno, de pigmentos y de opacificantes empleados (Pérez M.M. y cols., 2009).

5.4. Evaluación de la influencia, sobre las propiedades mecánicas, de las lámparas prototipo frente a la lámpara comercial

Entre las propiedades mecánicas de los biomateriales, en la presente Tesis doctoral se ha estudiado la microdureza ya que, ésta es la propiedad mecánica que mejor caracteriza el estado de polimerización de un composite dental.

109

5.4.1. Microdureza

En la tabla 5.4 se presentan los resultados de la microdureza de los diferentes composites dentales utilizados, una vez fotopolimerizados con la lámpara comercial BluePhase y con las dos lámparas prototipo fabricadas, la de 9 LEDs y la de 31 LEDs.

Composite Dental	Shade	LCUs	VHN
Estelite Omega®	A2 Dentin	BluePhase	69.54 ± 2.51
		9LEDs	51.16 ± 1.27
		31LEDs	57.43 ± 1.33
	A2 Enamel	BluePhase	64.38 ± 1.13
		9LEDs	51.82 ± 1.26
		31LEDs	30.10 ± 1.63
	Translucent Clear	BluePhase	60.35 ± 1.38
		9LEDs	41.14 ± 0.30
		31LEDs	47.70 ± 1.31
Filtek™Supreme XTE	A2 Dentin	BluePhase	82.06 ± 1.33
		9LEDs	40.56 ± 3.09
		31LEDs	66.80 ± 0.74
	A2 Enamel	BluePhase	88.12 ± 1.57
		9LEDs	52.86 ± 0.57
		31LEDs	69.12 ± 1.00
	Translucent Clear	BluePhase	69.78 ± 1.45
		9LEDs	54.20 ± 1.92
		31LEDs	42.16 ± 1.37

Tabla 5.4. Microdureza de las muestras fotopolimerizadas con las lámparas prototipo y la lámpara comercial

Los valores de la microdureza obtenidos son dependientes del tipo de lámpara empleada, siendo siempre superiores en el caso de las muestras fotopolimerizadas con la lámpara comercial BluePhase, frente a los de las LCUs prototipo desarrolladas, independientemente del tipo material y del shade analizado.

Si atendemos al tipo de material, en general, el nanocomposite Filtek™Supreme XTE, presenta los valores más altos de la microdureza, independientemente de la LCU utilizada para la fotopolimerización, indicando que para

una mismo valor de irradiancia, los nanocomposites muestran un mayor grado de polimerización frente a los supranano spherical (Estelite Omega®), los cuales contienen partículas de relleno de 200 micras. Un resultado similar fue encontrado por Hubbezoğlu y cols (2007), que indican el mayor grado de polimerización de los nanocomposites frente a los híbridos.

La dureza se correlaciona, generalmente, con la resistencia mecánica, la rigidez, y la resistencia al ablandamiento intraoral. También está asociada al grado de conversión del monómero, el cual desempeña un papel importante en la determinación del éxito clínico de una restauración dental (Cunha L.G. y cols., 2003; Uhl A. y cols., 2003). En este contexto, estudiar la dureza para evaluar la eficiencia de curado de diferentes tecnologías LCU para resinas compuestas con diferentes composiciones químicas y partículas de relleno, proporciona una información relevante para el uso adecuado de los materiales dentales.

De acuerdo a los resultados obtenidos en nuestro estudio podemos afirmar, en primera instancia, que la microdureza de los materiales es dependiente del tipo de LCU empleada, así como del tipo de resina de composite. Esto debe ser tenido en cuenta en la práctica clínica que involucre a ambos.

Capítulo VI:
Conclusiones

A continuación, se exponen las principales conclusiones derivadas de la presente Tesis Doctoral:

1.- Se han diseñado dos prototipos de lámparas de fotoactivación dental, la primera de 9 LEDs con un único pico de emisión ($\lambda = 468\text{nm}$) y la segunda 31 LEDs con dos picos de emisión ($\lambda = 468\text{nm}$ y $\lambda = 400\text{nm}$). Dichas lámpara emiten en longitudes de onda próximas a la absorción de los principales fotoiniciadores. Electrónicamente, se han diseñado de manera que, la corriente de entrada al LED permanezca estable sin fluctuaciones, para procurar obtener/asegurar una emisión estabilizada/homogénea. La irradiancia obtenida de las lámparas fue de $502,3\text{mW/cm}^2$, y $775,7\text{mW/cm}^2$, respectivamente, por lo que el tiempo de irradiación es superior a los 20s para una completa fotopolimerización.

114

2.- Las LCU prototipo desarrolladas presentan estabilidad y reproducibilidad en términos de la emisión espectral. Igualmente, muestran estabilidad de la energía durante el tiempo de emisión.

3.- El comportamiento espectral del scattering y de la absorción de las resinas de composite basadas en nanotecnología, tras la polimerización, muestra que estas propiedades ópticas del biomaterial son independientes del tipo de lámpara de fotoactivación empleada. Sin embargo, sí son dependientes del tipo de resina de composite. Como era de esperar, a la vista de los resultados del scattering y de la absorción, el comportamiento espectral de la transmitancia de las resinas de composite no depende del tipo del tipo de LCU utilizado (con uno o dos picos de emisión y en diferentes longitudes de onda).

4.- Las diferencias de color entre las resinas de composite tras la fotoactivación se ven afectadas por el tipo de LCU. Las LCU desarrolladas en la presente Tesis Doctoral muestran, en general, diferencias de color inferiores a la diferencia umbral de aceptabilidad, lo que conlleva un óptimo resultado para su uso en la práctica clínica. Sin embargo, los parámetros de translucidez y de opalescencia de los composites fotoactivados son independientes del tipo de LCU empleada, y únicamente son dependientes de las características del tipo de biomaterial (nanocomposites y supranano spherical) y del shade.

5.- La microdureza de los biomateriales dentales tras la fotoactivación es dependiente del tipo de LCU empleada, así como del tipo de resina de composite (nanocomposite o supranano spherical). Este resultado debe tenerse en cuenta para una correcta restauración dental en la práctica clínica.

Capítulo VII:
Bibliografía

- Abate P.F., Zahra V.N., Macchi R.L. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J. Prosthet Dent.* 2001; 86: 632–635.
- Ardu S., Feilzer A.J., Devigus A., Krejci I. Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. *Dent Mater.* 2008; 24: 333-340.
- ASTM Standard E384, 1999 (2003), "Standard test method for microindentation hardness of materials", ASTM International, West Conshohocken, PA, 2003, DOI: 10.1520/E0384-11E01, www.astm.org.
- Blankenau R., Erickson R.L., Rueggeberg F. New light curing options for composite resin restorations. *Compend Contin Educ. Dent.* 1999; 20: 122-125, 129, 131 passim.
- Bowen R.L. Properties of silica reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963; 66: 57-64.
- Caldas D.B.M., Almeida J.B., Correr-Sobrinho L., Sinhoreti M.A.C., Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent.* 2003; 28: 315-320.
- Callister W.D. *Fundamentals of materials science and engineering. An integrated approach.* Hoboken: John Wiley & Sons; 2005. p. 478ff.
- Cao D. Light for use in activating light-activated materials, the light having a plurality of light emitting semiconductor chips emitting light of differing peak wavelengths to provide a wide light spectrum profile. United States Patent US 2002/0190659 A1 (2002), to Cao Group, Inc.

- Caughman W.F., Caughman G.B., Shiflett R.A., Rueggeberg F., Schuster G.S. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*. 1991; 12: 737-740.
- Caughman W.F., Rueggeberg F.A., Curtis Jr. J.W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *Journal of the American Dental Association*. 1995; 126: 1280–6.
- Caughman W.F., Rueggeberg F.A. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 2002; 27: 636-638.
- Cayless M.A., Marsden A.M. Tungsten halogen lamps. In: *Lamps and lighting*. 3rd ed. London: Edward Arnold Ltd. 1983; p. 169–182.
- Cheong W., Prahl S.A., Welch A.J. A review of the optical properties of Biological Tissues, *IEEE J Quant Elec*. 1990; 26: 2166-2185.
- Christensen G.J. The curing light dilemma. *Journal of the American Dental Association*. 2002; 133: 761–3.
- Commission Internationale de l'Eclairage. CIE Technical Report: Colorimetry. CIE Pub N° 15.3. Viena, Austria: CIE Central Bureau, 2004.
- Cunha L.G., Sinhoreti M.A.C., Consani S., Sobrinho L.C. Effect of different photoactivation methods on the polymerization depth of a light-activated composite. *Oper Dent*. 2003; 28: 155-159.
- Emami N., Soderholm K.J. Influence of light-curing procedures and photo-initiator/co-initiator composition on the degree of conversion of light curing resins. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2005; 16: 47–52.
- Fay R.M., Lu H., Powers J.M. Mechanical properties of composite cured with LED and QTH curing lights. *J Dent Res*. 2002; 81, Sp Iss Abs: 484.
- Ferracane J.L., Aday P., Matsumoto H., Markerer V.A. Relationship between shade and depth of cure for light activated dental composite resins. *Dent Mater*. 1986; 2:80-84.

- Fortín D., Vargas M. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131: 22S-30S.
- Fujibayashi K., Ishimaru K., Takahashi N., Kohno A. Newly developed light curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan.* 1998; 34: 49–53.
- Ghinea R., Pérez M.M., Herrera L.J., Rivas M.J., Yebra A., Paravina R.D. Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry.* 2010; 38: 57-64.
- Gonçalves F., Kawano Y., Pfeifer C., Stansbury J.W., Braga R.R. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci.* 2009; 117: 442-446.
- Haitz R.H., Craford M.G., Weissmann R.H. Light emitting diodes. In: Bass M, editor. *Handbook of optics.* 2nd ed. New York: McGraw Hill Inc.; 1995. p. 12.1–12.39.
- Hofmann N., Hiltl O., Hugo B., Klaiber B. Guidance of shrinkage vectors vs irradiation at reduced intensity for improving marginal seal of class V resin-based composite restorations in vitro. *Oper. Dent.* 2002; 27: 510–515.
- Holonyak Jr. N., Bevacqua S.F. Coherent (visible) light emission from Ga(As_{1-x}P_x) junctions. *Applied Physics Letters.* 1962; 1: 82–3.
- Hubbezoğlu I., Bolayir G., Doğan O.M., Doğan A., Ozer A., Bek B. Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources. *Dental Materials Journal.* 2007; 26(6): 845-853.
- Huertas R., Rivas M.J., Melgosa M., Sánchez-Marañón M., Boschle S., Damelinourt J.J. Uniformity of Lighting in Color Assessment Cabinets. 19 Congress of the International Commission for Optics (ICO). SPIE (The

International Society for Optical Engineering) Proceedings Volume 4829, 879-880. Firenze (Italia), 25-30 de Agosto 2002.

- Jandt K.D., Mills R.W., Blackwell G.B., Ashworth S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes. *Dent Mater.* 2000; 16: 41-47.
- Jandt K.D., Mills R.W. A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials.* 2013; 29: 605-617.
- Johnston W.M., Ma T., Kienle B.H. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics.* 1995; 8: 79-86.
- Johnston W.M., Reisbick M.H. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater.* 1997; 13: 89-97.
- Katona T.R., Winkler M.M., Huang J. Stress analysis of a bulk-filled Class-V chemical-cured dental composite restoration. *J. Biomed Mater Res.* 1996; 31: 445-449.
- Kubelka P., Munk F. A contribution to the optic paint. *Journal of Technical Physic.* 1931; 12: 593-601.
- Kubelka P. New contribution to the optics of intensely light-scattering materials. Part I. *J. Opt Soc Am.* 1954; 44: 330-335.
- Lee Y.K. Comparison of CIELAB E* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater.* 2005b; 21: 678-682.
- Lee Y.K., Lim B.S., Kim C.W. Difference in the color and color change of dental resin composites by the background. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 227-233.
- Lee Y.K., Lu H., Powers J.M. Influence of fluorescent and opalescent properties of resin composites on the masking effect. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2006; 76B: 26-32.

- Lee Y.K., Yu B. Measurement of opalescence of tooth enamel. *J Dent.* 2007; 35: 690–694.
- Leonard D.L., Charlton D.G., Roberts H.R., Hilton T.J., Zionie A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and microlilled composite. *Oper Dent.* 2001; 26:176-180.
- Losche G.M. Marginal adaptation of Class II composite fillings: Guided polymerization vs reduced light intensity. *J. Adhes. Dent.* 1999; 1: 31–39.
- Luo M.R., Cui G., Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formulae: CIEDE2000. *Color Res Appl.* 2001; 26: 340–350.
- Luo W., Westland S., Ellwood R., Pretty I.A. “Evaluation of whiteness formulae for teeth”. *Proceedings of 10th Congress of the International Color Association.* 2005: 839–842.
- Manhart J., Kunzelmann K.H., Chen H.Y., Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater.* 2000; 16: 33-40.
- McCluney R. *Introduction to radiometry and Photometry.* 1st ed. Norwood, MA. Artech-House Inc.; 1994.
- Mills R.W. Blue light emitting diodes – another method of light curing?. *British Dental Journal.* 1995; 178: 169.
- Mills R.W., Jandt K.D., Ashworth S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999; 186: 388–391.
- Mills R.W., Uhl A., Jandt K.D. Optical power outputs, spectra and dental composites depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British Dental Journal.* 2002b; 193: 459–63.

- Musanje L., Darvell B.J. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent. Mater.* 2003; 19: 531-541.
- Myler M.L., Caughman W.F., Rueggeberg F.A. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont.* 1994; 3: 149-157.
- Nakajima M., Arimoto A., Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O., Foxton R.M., Tagmi J. Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *Journal of Dentistry.* 2012; 40: 77-82.
- Nakamura S., Mukai T., Senoh M. Candela-class high-brightness InGaN/AlGaN double-heterostructure blue-light-emitting-diodes. *Applied Physics Letters.* 1994; 64: 1687.
- Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* 1997; 16: 60–73.
- Noort R. van. *Introduction to Dental Materials.* 1ª ed. London: Mosby; 1994.
- Oberholzer T.G., Grobler S.R., Pameijer C.H., Hudson A.P.G. The effects of light intensity and method of exposure on the hardness of four light-cured dental restorative materials. *Int Dent J.* 2003; 53: 211-215.
- Oberholzer T.G., Du Preez I.C., Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of resin-based composite restoration. *Biomaterials.* 2005; 26: 3981-3986.
- Pecho O.E., Razvan G., Ionescu A.M., Cardona J.C., Paravina R.D., Pérez M.M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of dentistry.* 2012; 40s: e34-e40.
- Pérez M.M., Pérez-Ocón F., Yebra A., Lucena-Martín C., Pulgar R. Temporal stability and reproducibility of radiometric properties of high power light emitting diode (LED) arrays and halogen light polymerization of oral biomaterial. *Inst Phys Conf Ser;* 2004; 182: 351-352.

- Pérez M.M., Saleh A., Yebra A., Pulgar R. Study of the variation between CIELAB E* and CIEDE2000 color differences of resin composites. *Dental Materials Journal*. 2007; 26(1): 21–28.
- Pérez M.M., Pérez-Ocón F., Lucena-Martín C., Pulgar R. Stability and reproducibility of radiometric properties of light-curing units (LCUs). Part I: QTH LCUs. *Dental Materials Journal*. 2008a; 27(2): 284–291.
- Pérez M.M., Pérez-Ocón F., Lucena-Martín C., Pulgar R. Stability and reproducibility of radiometric properties of light-curing units (LCUs). Part II: LEDs LCUs. *Dental Materials Journal*. 2008b; 27(2): 292–299.
- Pérez M.M., Saleh A., Pulgar R., Paravina R.D. Light polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites. *American Journal of Dentistry*. 2009; 22(2): 97-101.
- Pérez M.M., Guinea R., Herrera L.J., Ionescu A.M., Pomares H., Pulgar R., Paravina R.D. Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of dentistry*. 2011; 39: 37-44.
- Peris A.R., Mitsui F.H.O., Amaral C.M., Ambrosano G.M.B. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Oper Dent*. 2005; 30: 649-654.
- Peutzfeldt A., Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J. Dent. Res*. 2005; 84: 659-662.
- Pilo R., Cardash H.S. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*. 1992; 8: 299-304.
- Rahiotis C., Kakaboura A., Loukidis M., Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*. 2004; 112: 89-94.

- Robles Gijón V. Contracción de polimerización de los nuevos composites utilizando diferentes protocolos de fotoactivación. Tesis doctoral, Universidad de Granada, 2005.
- Round H.J. A note on carborundum. *Electrical World*. 1907; 49: 309.
- Rueggeberg F.A., Caughmann W.F. Curtis J.W. Jr., David H.C. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*. 1993; 6: 91–95.
- Rueggeberg F.A., Caughman W.F., Curtis J.W. Jr. Effect of the intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994; 19: 26-32.
- Rueggeberg F.A., Erge J.W., Mettenburg D.J. Polymerization depth of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent*. 2000; 12: 340-349.
- Sakaguchi R.L., Berge H.X. Reduced light energy intensity decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversions in composites. *J Dent*. 1998; 26: 695–700.
- Sakaguchi R.L., Ferracane J.L. Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. *J. Esthet. Restor. Dent*. 2001; 13: 121–130.
- Sakaguchi R.L., Powers J.M. Restorative materials - Composites and Polymers. In: Sakaguchi R.L., Powers J.M., editors. *Craig's restorative dental materials*. 13th ed. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012. p.161-98.
- Schubert E.F. *Light-emitting diodes*. Cambridge: Cambridge University Press; 2003. p. 7.
- Shin D.H., Rawis R.H. Degree of conversion and colour stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dental Materials*. 2009; 25: 1030–1038.

- Shortall A.C., Harrington E. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *British Dental Journal* 1996; 181: 383-7.
- Shortall A.C., Palin W.M., Jacquot B., Pelissier B. Advances in light-curing units: four generations of LED Lights and clinical implications for optimizing their use: Part 2. *Dental Update*. 2012; 39: 13–22.
- Soh M.S., Yap A.U.J. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J. Dent.* 2004; 32: 321-326.
- Sze S.M., Ng K.K. *Physics of semiconductor devices*. 3rd ed. Hoboken: John Wiley & Sons; 2007. p. 601 ff. 608–620.
- Trujillo M., Newman S.M., Stansbury J.W. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater.* 2004; 20: 766-777.
- Uhl A., Mills R.W., Jandt K.D. Polymerisation and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*. 2003; 24: 1809–20.
- Uno S., Tanaka T., Natzuisaka A., Abo T. Effect of show-curing on cavity wall adaption using a new intensity-changeable light source. *Dent Mater.* 2003; 19: 147-152.
- Wataha J.C., Lewis J.B., Lockwood P.E., Hsu S., Messer R.L., Rueggeberg F.A., Bouillaguet S. Blue light differentially modulates cell survival and growth. *J. Dent. Res.* 2004 ; 83 : 104-108.
- Yap A.U.J., Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent.* 2001; 26: 460-466.
- Yap A.U.J., Soh M.S., Siow K.S. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent.* 2002; 27: 44-49.

- Yoon T.H., Lee Y.K., Lim B.S., Kim C.W. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil. 2002; 29: 1165–1173.