

**REPÚBLICA DOMINICANA
UNIVERSIDAD IBEROAMERICANA
FACULTAD DE CIENCIAS EN LA SALUD
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA**



Trabajo final de grado para optar por el título de:
Doctor en Odontología

“Evaluación de la polimerización obtenida con lámparas Polywave: una revisión sistemática.”

Sustentado por:
José J. Macho Bauer 17-1081
Kimberly Mesa Sánchez 16-0648

Los conceptos emitidos en el presente trabajo final son de la exclusiva responsabilidad de los estudiantes.

Docente especializado:

Dr. José A. Suriel

Docente Titular:

Dra. Patricia Grau

Santo Domingo, D.N.
Martes 8 de abril, 2020

DEDICATORIA

Este trabajo final se lo dedico a mis padres, mi madre, Migdalia Sánchez porque desde el día uno fuiste quien puso en marcha el yo estudiar en esta universidad, hiciste los trámites para yo acudir, quien siempre estuvo conmigo en el transcurso de la carrera, enseñándome a no desfallecer ante situación difíciles de superar, quien hizo lo posible y lo imposible por conseguir personas para mi practica odontológica, en lo que pudo económicamente también me ayudó, se sentaba conmigo a enseñarme y ayudarme con ciertas asignaciones, me acompañaba en el llanto causado por el estrés y el cansancio sin dejar de decirme que sea fuerte y que siga adelante. A ti mami, con todo mi amor dedico esto.

Mi padre Bernardo Mesa porque estuviste dispuesto a pagar lo que fuera necesario para que tu hija estuviera en una universidad de gran prestigio como lo es la Universidad Iberoamericana, quien también me daba consejos para poder sobrellevar muchas situaciones en el transcurso de esta carrera y cada vez que caía emocionalmente me levantabas. A ti papi, con todo mi amor también te dedico esto.

Kimberly Mesa

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a Dios porque sé, mediante la fe que ha estado conmigo durante esta trayectoria, a mis padres nuevamente, a Débora que acudió a mí desde que estaba cursando clínica I para apoyarme, me ayudó a hacer tareas y asignaciones, a Lorennny quien muchas veces me secaba las lágrimas causadas por situaciones incómodas, me daba palabras de aliento y me apoyaba con la práctica odontológica, a Manuel que también acudió a mí para apoyarme, a Hermes quien siempre hacía lo posible por conseguir pacientes para mí y me hacía reír en momentos de tristeza y enojo.

De igual forma, agradezco a las amigas que me regaló UNIBE, las que estuvieron conmigo desde el día uno en este trayecto, lloraron conmigo, compartían conmigo, me dieron consejos, uno de ellos es; “la oveja mansa se chupa su teta y la ajena”, con este dicho pude soportar muchos boches y correcciones, esas amigas que sin importar que no estuviéramos en la misma sección siempre estuvieron ahí esto no hubiera sido igual sin ustedes en mi camino.

Agradezco a los doctores de la clínica que me enseñaron a ser la profesional que soy hoy, a todos esos profesionales que también tienen sus situaciones y a pesar de eso tuvieron la paciencia para enseñarme, educarme, motivarme, los admiro porque son grandes profesionales, son maestros.

A la Dra. Patricia Grau y al Dr. Suriel, menciono sus nombres porque ustedes dos estuvieron conmigo elaborando este trabajo de revisión literaria. Por último, a los pacientes que confiaron en mí y me recomendaron con otras personas. Gracias.

Kimberly Mesa

"Si he podido ver más allá es por estar parado sobre los hombros de gigantes."

A mis padres y abuelos, a quienes están y a quienes siguen estando: gracias eternas.

A los y las docentes que con empeño y dedicación intentan enseñar aprendiendo y aprender enseñando, con respeto, espíritu crítico, y través de la evidencia científica y la experiencia.

A todas y todos quienes con su esfuerzo abonaron el árbol de la vida y de la ciencia.

José Julián

RESUMEN

La última década del siglo XX se vió marcada por la introducción de un nuevo material para la restauración dental: la resina compuesta. Luego de varias décadas usando la amalgama, la búsqueda de mejorar la estética y la necesidad de los pacientes de tener una sonrisa más perfecta creó este nuevo material. Pero, a raíz del auge del uso de este material restaurador se generó la necesidad de la creación de unas lámparas de fotocurado siendo la lámpara Polywave la creación más reciente en el mercado. Por lo que, el objetivo de esta revisión sistemática fue el de evaluar la polimerización obtenida con las lámparas Polywave, producto que se encuentra en una fase de introducción al mercado odontológico. Se concluyó que la calidad de la polimerización obtenida con lámparas Polywave supera a las Monowave siempre y cuando sea para fotoiniciadores alternativos. En cuanto a las resinas con fotoiniciadores convencionales puede tener una calidad similar a las lámparas Monowave.

Palabras clave: fotocurado, Polywave, polimerización, resina compuesta, odontología, lámparas, microdureza.

ABSTRACT

In the 20th century was introduction of a new material for dental restoration: composite resins from several decades ago using amalgam. The search for better aesthetics and the need for patients to have a perfect smile, I create this new material. But, as a result of the boom in the use of this restorative material, the need to create light-curing lamps was created, being the Polywave lamp the most recent creation on the market. The objective of this systematic review was to evaluate the polymerization obtained with Polywave lamps, a product that is in a phase of introduction to the dental market. Where, so far it is a superior lamp to the halogen, plasma arc type or laser; therefore, it was concluded that the quality of the polymerization obtained with Polywave lamps surpasses Monowave as long as it is for alternative photoinitiators. As for resins with standard photoinitiators, it can have a quality similar to Monowave lamps.

Key words: curing light, Polywave, polymerization, composites, dentistry, lamps, and micro hardness.

ÍNDICE

ÍNDICE	7
1. INTRODUCCIÓN.....	8
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	11
3. OBJETIVOS	13
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	13
4. MARCO TEÓRICO.....	14
4.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	14
4.2 REVISIÓN DE LA LITERATURA	18
4.2.1 FOTOINICIADORES	18
5.3 RESINA	20
5.4 POLIMERIZACIÓN	24
5.5 MICRODUREZA	31
5.6 LÁMPARAS POLYWAVE	32
5. DISCUSIÓN	35
6. CONCLUSIÓN	38
7. RECOMENDACIONES	39
8. PROSPECTIVA.....	40
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	41

1. INTRODUCCIÓN

Unos años atrás la amalgama era el material predilecto para la restauración dental. La amalgama dental aparece al final del siglo XVII (1). Aún a finales de los 90's continuaba siendo el material más ampliamente usado en odontología (2). Su popularidad se le atribuía a una serie de factores entre los cuales estaban la relativa facilidad de manipulación, el costo, el tiempo de inserción y la longevidad en el paciente (3). Este material lo constituye partes de metales que incluyen mercurio, plata, estaño y cobre (4).

Ahora bien, es evidente que la operatoria moderna ha logrado grandes avances desde el uso de amalgama dental para restauraciones. Siendo así, la resina dental se ha convertido en el nuevo material de elección por defecto, por sus capacidades estéticas. Hoy en día, la necesidad estética asociada a la publicidad de las industrias de la belleza ha logrado la hegemonía total de las resinas compuestas en el mercado rechazando los mismos pacientes la amalgama (5). Además, se ha convertido en material de elección por su capacidad mimética con el diente, consiguiéndose color, forma, y, en definitiva, caracterización sin precedente en el campo de los biomateriales dentales, unido esto a su menor tiempo de trabajo y relativo bajo costo (6,7). De igual forma, se suma que la durabilidad de una restauración de ese género es similar a la de amalgama (8).

La amalgama está casi en desuso e incluso, en algunos países está prohibido trabajar con este material. (9). Esta premisa se sostiene a su vez, con la masiva campaña de descrédito de la amalgama por la presencia de mercurio dentro de su composición (altamente citotóxico) así como por sus nulas propiedades estéticas que han otorgado la supremacía indiscutible a las resinas compuestas como material de elección restaurador (10–12).

Con el advenimiento de las resinas compuestas fotopolimerizables de partículas medianas a principio de los 70's aparecieron al unísono las lámparas de fotocurado o fotopolimerización (13). Desde entonces no se conciben restauraciones con resina compuesta donde no estén presentes estos equipos, considerados uno de los mayores adelantos para la estomatología contemporánea (6).

Fue en 1995 que Mills et al., (6,7,10) publicó la primera mención sobre el uso de la luz LED (diodo emisor de luz) como lámparas de fotopolimerización en el ámbito odontológico, y es que, la efectividad de las resinas compuestas dependerá de una correcta polimerización, la cual aumentará la vida media de estas y maximizará las propiedades de su matriz para reducir la cantidad de actos operatorios.

La adecuada polimerización es el resultado de la interacción entre los fotoiniciadores (encargados de convertir la energía radiante en energía química) y las unidades de luz o lámparas de polimerización (10,14). Esta búsqueda por maximizar las propiedades estéticas y adhesivas de las resinas ha generado una gran variedad de líneas investigativas promovidas por diferentes casas comerciales, y ha tenido como consecuencia directa el surgimiento de una amplia gama de fotoiniciadores, así como de unidades de luz (15).

Por último, ha surgido en el mercado la lámpara LED Polywave o de múltiple longitud de onda, la cual posee dos picos de emisión espectral, una azul y una ultravioleta, que podrían adaptarse mejor a la activación de algunos fotoiniciadores (6,10).

Esta revisión literaria ha sido llevada a cabo para determinar en qué casos es más conveniente utilizar lámparas Polywave para fotopolimerizar resinas u otros materiales fotocurables frente a las lámparas Monowave. Es por ello, que la finalidad de este trabajo es describir la polimerización obtenida con las lámparas Polywave.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una gran cantidad de fracasos de restauraciones en resina son debidos a las microfiltraciones, ocurridas por la existencia de microfracturas y microgaps entre el material restaurador y el órgano dentario, a consecuencia de una incompleta conversión monomérica que debilita la matriz resinosa. Las resinas y los cementos fotocurables han demostrado en ese sentido un menor índice de fracaso, y por ende, una mayor vida media que las resinas autocurables, debido a la facilidad en su manipulación, a la uniformidad de la matriz remanente después del proceso de polimerización (mayor índice de conversión monomérica), mayor estabilidad dimensional (ausencia de monómeros libres no fotos activados) y su nivel de adaptación a la estructura dentaria y adhesión, favorecido lo anterior por el desarrollo de nuevos adhesivos , así como por el desarrollo de nuevos fotoactivadores (16).

La diversificación de fotoactivadores se ha producido en paralelo a la sustitución de las antiguas lámparas halógenas por otras lámparas LED (mixtas o LED solamente), cuyos espectros dentro de la gama de luz visible varían según el modo de emisión de luz, así como la de los fotoactivadores (6). En este sentido la correcta fotopolimerización, mediante el uso de un espectro de luz adecuado, la reducción del tiempo de exposición a la luz y por lo tanto al medio oral (húmedo aun cuando aislado de manera absoluta), así como la mayor capacidad de conversión monomérica a diferentes profundidades, cobran un papel fundamental, en tanto que implican el aumento inversamente proporcional de la vida media de las restauraciones tanto a nivel funcional como estético y por ende, un mejor pronóstico en el éxito del acto restaurativo al aumentar la vida media del órgano dentario.

Discernir qué tipo de lámpara produce una mejor polimerización reduciendo el tiempo de fotocurado, se vuelve algo fundamental a la hora de obtener mejores resultados en nuestras restauraciones con un menor esfuerzo. Es por eso, que se ha realizado esta revisión de literatura. En la que se evaluó la polimerización obtenida con lámparas Polywave. Las preguntas que sirvieron para investigar acerca de dicho tema fueron:

- ¿Son eficaces las lámparas Polywave a la hora de producir una correcta conversión monomérica independientemente del espesor o el fotoactivador empleado?
- ¿Cómo es cualitativamente la polimerización obtenida con lámparas Polywave en comparación con otras?
- ¿Es la relación costo-beneficio favorable en las lámparas Polywave?
- ¿Qué tipo de luz produce una mayor tasa de polimerización y menor tasa de fracaso?
- ¿Qué tipo de polimerización produce una tasa más eficiente?

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

- Describir la polimerización obtenida con lámparas Polywave mediante la revisión sistemática de literatura científica actualizada.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar la eficacia de las lámparas Polywave a la hora de producir una correcta conversión monomérica a diferentes profundidades y con diferentes fotoactivadores.
- Comparar la polimerización obtenida con la lámpara Polywave en comparación con otros tipos.
- Relacionar el costo-beneficio de las lámparas Polywave.
- Determinar qué tipo de emisión de luz produce una mayor tasa de polimerización y menor tasa de fracaso.
- Puntualizar qué tipo de polimerización produce una tasa mayor más eficiente.

4. MARCO TEÓRICO

4.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

4.1.1 PRIMERAS LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

Los rayos catódicos (radiación ultravioleta) fueron descubiertos en 1801, por el físico alemán Johan Wilhelm Ritter, al aislar los rayos más allá del espectro visible y lograr oscurecer sales de plata de manera eficaz con ellos. No sería hasta el siglo XX cuando los rayos desoxidantes o también conocidos como rayos catódicos pasarían a denominarse radiación ultravioleta en infrarroja respectivamente (17).

No fue hasta un siglo después, a partir de los 70's, cuando el surgimiento de las resinas fotocurables traería consigo el surgimiento de las primeras lámparas de fotopolimerización de uso odontológico (13).

Las primeras lámparas de luz ultravioleta fueron sustituidas rápidamente ya que presentaban un bajo grado de penetración y un alto riesgo de daño ocular para el operador. Desde entonces, a mediados de los 80's hasta mitad de los 90's, la principal fuente de iluminación utilizada fueron las lámparas halógenas, que también sufrieron una escasa evolución cualitativa durante ese período, ya que los esfuerzos científicos se fueron encaminando hacia la mejora de polimerización mediante el desarrollo y la evolución de la composición química de los materiales fotocurables (18).

Según una investigación realizada por Rovira et al. (18), en la Universidad de Catalunya en España, sustentaron que la luz halógena convencional consta de un filtro de 100 nm de banda que oscila luz entre los 400 y 500 nm. El espectro de luz emitido por las lámparas halógenas provoca la reacción de fotoiniciador (canforoquinona). El pico de absorción máxima de este componente es de 465 nm. Cuando la canforoquinona es

expuesta a la luz en presencia de co-iniciadores (aminas) se forman radicales, que abren los dobles enlaces de los monómeros de resina iniciando la polimerización. Esta se acelera y continúa durante horas debido a las reacciones exotérmicas en cadenas. La base física de la producción de luz se basa en qué objetos calentados emiten radiación electromagnética.

La luz halógena se produce cuando una corriente eléctrica fluye a través de un filamento de tungsteno. El filamento actúa como una resistencia y el paso de corriente genera calor. Un filamento calentado aproximadamente a 100 °C genera calor en forma de radiación infrarroja (longitudes de onda ancha). Cuando la temperatura sube a 2,000 y 3,000 °C una porción significativa de la radiación se emite en forma de espectro de luz visible (longitudes de onda corta). Estas lámparas producen luz blanca.

Para producir luz de una longitud de onda específica, ésta debe ser filtrada. Como resultado, gran parte de la radiación es desperdiciada (18). Este es el problema principal de estos equipos, la necesidad de liberar energía no útil producida. Por lo tanto, deben disponer de sistemas de ventilación para compensar la temperatura. El desperdicio de energía en forma de calor hace que la capacidad y durabilidad de los dispositivos se vea reducida (14,18).

Para amortiguar este impase, los fabricantes introdujeron la modalidad soft start (inicio suave), en la que los dispositivos incrementaban desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo la intensidad de la luz, lo que redujo la presencia de filtraciones marginales en las restauraciones (19).

La desventaja de esta técnica incremental era que aumentaba el tiempo de fotocurado necesario para producir una eficiente conversión monomérica, lo que conllevó al surgimiento de las lámparas de Xenón (lámparas de plasma o Xenon Arc Lamps) (20). Su espectro de onda, por otro lado, oscilaba entre los 460-480 nm, próximos a los 465nm necesarios para fotoactivación de fotoiniciadores como la canforoquinona, lo que suponía una ventaja significativa frente a lámparas halógenas y una desventaja en caso de polimerizar de manera eficaz iniciadores sensibles a otros espectros de luz.

Las lámparas de xenón/plasma producían un haz de luz concentrada, cuya intensidad llegaba a 2400 mw/cm², con el objetivo de reducir el tiempo de exposición, y, para obtener curados a mayor profundidad pero como consecuencia de la gran velocidad de polimerización se producía una contracción del material que, nuevamente se traducía en la presencia de microfiltraciones marginales en las restauraciones que se añadía como desventaja adicional además de su elevado costo y su baja durabilidad (19).

Millar et al. (21), demostraron que la vida media de las restauraciones con resinas compuestas fotopolimerizadas con lámparas halógenas convencionales fue mayor que las realizadas con lámparas de xenón. Algo muy similar a lo ocurrido con las lámparas de xenón sucedió con las lámparas láser, cuyo pico era próximo a los 488 nm (próximo al pico de absorción de la canforoquinona) y cuyo costo era aún más elevado a pesar de producir también mayor microfiltración marginal que las lámparas halógenas (22).

A partir de los inicios del siglo XXI, el surgimiento de las lámparas LED (Light Emmiting Diode) llegó al campo de la odontología. La característica principal de esta luz era su capacidad de ajustarse a un estrecho rango espectral, lo que permitía que aun a baja intensidad (100 nw/cm²) la tasa de conversión monomérica fuera mayor, incluso a

mayores profundidades, por interactuar gran cantidad de los fotones emitidos por estas con la canforoquinona (23).

Con el objetivo de reducir los tiempos de exposición y el área iluminada, surgieron las lámparas LED de alta intensidad, cuyo calor era disipado por el uso de un dispositivo de aluminio, que por su alta conductividad evitaba el sobrecalentamiento del dispositivo (5% menor que el de una lámpara convencional), aumentando la vida media de los dispositivos (7,24,25). Si bien los resultados de conversión monomérica fueron satisfactorios en los casos de resinas con fotoiniciadores con un espectro de absorción similar al de las canforoquinona (430-480 nm), no ocurriría lo mismo con resinas fabricadas con fotoiniciadores no convencionales.

4.2 REVISIÓN DE LA LITERATURA

4.2.1 FOTOINICIADORES

Los fotoiniciadores son moléculas que al absorber luz generan radicales libres que inician la fotopolimerización (26). Las mismas, poseen un grupo carbonilo con electrones no enlazados. La liberación de los radicales libres y la presencia de un activador de amina inician la fotopolimerización. Al ser expuestos a la luz estos componentes no interactúan entre sí, a no ser que la longitud de onda de la misma ronde por los 468 nm, produciéndose un estado de excitación del fotoiniciador capaz de generar una interacción con la amina, generándose así radicales libres que inicien la polimerización por adición (13). El grado de polimerización viene dado por factores como la composición de la resina, la concentración del fotoiniciador, la temperatura de curado, la exposición de oxígeno, el tiempo y la intensidad de irradiación (27). El sistema fotoiniciador es un factor vital en las características de curado, resistencia y estabilidad del color de las resinas (28). El grado de conversión monomérica es dependiente de la composición de los mismos y del tipo de fotoiniciador.

La canforoquinona es el fotoiniciador más frecuente, siendo una sustancia amarillenta con capacidad de absorber el espectro de luz visible, con una absorción que varía entre los 465 a 575 nm, absorbiéndose por esta razón el espectro de luz azul (29).

El aumento de proporción de fotoiniciador no consigue una mayor profundidad, ni tampoco una mayor conversión monomérica del composite (30). Este fotoiniciador está presente en jeringas de resina en niveles próximos a 0.2 por ciento en peso o menor, requiriendo de un coiniador para que se produzca una polimerización eficiente (29).

Un coiniador es un compuesto adicional que no absorbe luz al interactuar con un fotoactivador activado. El metacrilato de dimetilaminoetilo (DMAEMA) es el más común utilizado en resinas con canforoquinona (26).

Desde el punto de vista estético y mecánico la combinación de fotoiniciadores alternativos con canforoquinona ha presentado resultados muy positivos, mejorando su estabilidad cromática y manteniendo las propiedades mecánicas de la resina modelo (31).

La canforoquinona no se desintegra tras la activación y posterior a la polimerización del material. A consecuencia de esto las resinas con canforoquinona siempre tienen un color amarillento. Aunque este color no suele afectar la restauración, en casos de restauración de dientes que han sido blanqueados, el contenido de CQ deberá ser reducido para lograr un resultado aceptable (32). El difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina (TPO), ha sido empleado como fotoiniciador alternativo por tener un color menos amarillento y un pico de absorción de longitud de onda menor de 420 nm (33).

El Óxido de Acifosfina (APO) y el óxido de bisacilfosfina (BAPO), al no requerir de una amina terciaria han cobrado reciente atención en el ámbito odontológico (34). En donde, la canforoquinona produce solo un radical libre activo, TPO produce dos y BAPO produce cuatro radicales libres activos, siendo BAPO el mayor generador de centros activos para la formación de radicales y extensión de la cadena lo que favorece la reticulación dificultando el ablandamiento del material (32).

La fenilpropanodiona o FPD tiene un espectro de absorción que llega hasta los 490 nm. Lucerin TPO o Lucerin es un óxido de acilfosfina. Este fotoiniciador es popular ya que se blanquea completamente una vez que la fotoactivación haya finalizado. Su pico de sensibilidad se ha desplazado a una franja de longitud de onda considerablemente menor (26). Posee un grado de conversión parecido al de la canforoquinona y juntos actúan sinérgicamente, haciendo más eficaz la fotoactivación, siendo utilizado en adhesivos mono-componentes y en composites con tonos de esmalte translucidos (35).

Lucerin TPO y PPD tienen un alto espectro, solo pudiéndose polimerizar con lámparas LED convencionales. Lucerin o TPO se utiliza debido a que es incoloro después de la reacción de fotocurado, siendo sus polímeros menos amarillentos que los producidos al utilizar solamente canforoquinona como fotoiniciador (31).

5.3 RESINA

Los materiales compuestos a base de resina (en adelante denominados composites), debido a su favorable comportamiento físico y propiedades mecánicas (incluyendo alta resistencia a la compresión y al desgaste), costos relativamente bajos y simple aplicación surgieron como sustitutos de las amalgamas (36).

Los composites están constituidos esencialmente de tres componentes básicos: matriz orgánica a base de resina, relleno inorgánico de partículas o fases dispersas y agente de enlace orgánico-inorgánico, silano (37).

5.3.1 MONÓMERO DE RESINA

El componente de resina de un material compuesto curado es una matriz polimérica construida a partir de unidades repetitivas llamadas monómeros, que están unidos entre sí. La polimerización ocurre a través de los dobles enlaces carbono-carbono de dos

grupos metacrilato (38). La matriz polimérica generalmente se basa en una mezcla de dimetacrilatos como Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGMA, TEGDMA y DUDMA. Cabe mencionar, que el tipo de monómero influye en la reactividad, viscosidad, contracción de polimerización, propiedades mecánicas y absorción de agua del compuesto (39).

5.3.2 PARTÍCULAS DE RELLENO

La concentración de relleno en una resina compuesta es generalmente del 70 al 80% por peso. Cada una de las partículas de relleno tiene una influencia considerable en lo físico y en las propiedades mecánicas del compuesto. Estas pueden llegar a reducir el coeficiente de expansión térmico, la expansión, contracción de polimerización, también son capaces de proporcionar radiopacidad, mejorar el manejo del material y reducir el desgaste y resultados no estéticos (40). La mayoría de los composites actuales están formados con dióxido de silicio radiopaco, silicato de boro y aluminio de litio silicato. En algunos composites, hay partículas de metales pesados como bario, estroncio, se añaden zinc, aluminio o circonio.

Menciona Rinastiti (38), que las resinas compuestas se pueden clasificar según el tamaño de partícula de la siguiente manera:

- Macropartícula: 10-12 μm
- Micropartícula: 0.01-0.05 μm
- Híbrido: en las partículas largas 10-20 μm y sílica coloidal 0.01 – 0.05 μm
- Microhíbrido: 0.1-6.0 μm
- Nanohíbrido: en las partículas de microfilmado 0.1-25 μm y en las de nanofilmado 20-25 nm
- Nanométrica: 5-100 nm

5.3.3 ACOPLAMIENTO DE LAS PARTÍCULAS

La buena adherencia entre la matriz y el relleno evita la erosión de la superficie de relleno y facilita la transferencia de estrés entre esos dos componentes, aumentando así las propiedades mecánicas de las resinas compuestas. Para mejorar la unión entre la interfaz de matriz de relleno, los rellenos inorgánicos están recubiertos con silanos, cuyo beneficio adicional es la dispersión mejorada en estos rellenos. Básicamente, la sinergia entre el polímero, la matriz y la partícula de relleno inorgánico están mediadas por silano, órgano funcional como la fase interfacial (38).

5.3.4 INHIBIDORES DE FOTOACTIVACIÓN

Los compuestos dentales también contienen sustancias químicas para iniciar y promover la reacción de polimerización tal como peróxido de benzoilo o laurilo, varias aminas terciarias y canforquinona. También, pueden presentar hidroxitolueno y hidroquinona butilados que se usan típicamente en composite para evitar la polimerización durante el almacenamiento y evitar la fotopolimerización no controlada por la luz ambiental normal durante la restauración de una cavidad. Para producir resinas compuestas en el color correcto, se combina perfectamente con el tejido dental natural, óxidos de hierro, óxido de aluminio o se añade dióxido de titanio como pigmento (38).

5.3.5 PROPIEDADES DE LA RESINA

Sustentan los autores Calero et al. (41), que las principales propiedades que deben cumplir las resinas compuestas son:

- Resistencia al desgaste (cepillado, bolo alimenticio, roce con otras piezas dentarias).

- Textura superficial (superficie lisa).
- Coeficiente de expansión térmica (velocidad de cambio dimensional en función del cambio térmico).
- Sorción de agua.
- Resistencia a la fractura, tracción y compresión.
- Estabilidad de color (aparición de manchas o decoloración).

5.3.6 USOS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las aplicaciones de las resinas compuestas en odontologías pueden resumirse en:

- Procedimientos preventivos.
- Restauraciones por caries.
- Cierre de diastemas.
- Tratamiento de malformaciones/caracterizaciones.
- Frentes estéticos directos e indirectos (ver figura 1).
- Reconstrucción de muñones.

Figura 1. Restauración con resina en anterior



(Fuente: <http://esteticadentaldraeunicemartinez.com/resinas-dentales-esteticas>)

5.4 POLIMERIZACIÓN

Se conoce como polimerización a cualquier proceso en el que las moléculas relativamente pequeñas, llamadas monómeros, se combinan químicamente para producir una molécula en cadena o red muy grande, llamada polímero. Las moléculas de monómeros pueden ser todas iguales, o pueden representar dos, tres o más compuestos diferentes. Por lo general, se deben combinar al menos 100 moléculas de monómeros para hacer un producto que tenga ciertas propiedades físicas únicas, como la elasticidad, la alta resistencia a la tracción o la capacidad de formar fibras, que diferencian los polímeros de las sustancias compuestas de moléculas más pequeñas y simples; a menudo, se incorporan miles de unidades de monómeros en una sola molécula de un polímero. La formación de enlaces químicos covalentes estables entre los monómeros distingue a la polimerización de otros procesos, como la cristalización, en la que un gran número de moléculas se agregan bajo la influencia de fuerzas intermoleculares débiles (42) (ver figura 2).

Figura 2: Polimerización dental



(Fuente: <https://dentpro.es/catalog/blog/lamparas-de-polimerizacion-cual-escoger/>)

5.4.1 CLASES DE POLIMERIZACIÓN

Como sustenta Brocken et al. (42), generalmente se distinguen dos clases de polimerización. Una es la polimerización por condensación, en este cada paso del proceso se acompaña de la formación de una molécula de algún compuesto simple, a menudo agua. Además de la polimerización, los monómeros reaccionan para formar un polímero sin la formación de subproductos. La otra es la polimerización por adición, generalmente se lleva a cabo en presencia de catalizadores, que en ciertos casos ejercen control sobre los detalles estructurales, con efectos importantes sobre las propiedades del polímero.

5.4.2 TIPOS DE POLIMERIZACIÓN

Debido a problemáticas para realizar polimerizaciones en bloque o de un único incremento, provocando alto estrés en el material restaurador (mayor contracción del material, microfiltración, bajos grados de conversión en la parte profunda del material, fractura de remanentes dentario y sensibilidad postoperatoria) se crearon diversos tipos de fotopolimerización: (43) (44).

- Continua: aplicación de luz constante durante todo el tiempo de fotocurado (43) (44).
- Soft start – rampa: mediante este método se inicia una intensidad no mayor a 350 mW/cm² , durante los primeros segundos, seguidamente se emite una alta intensidad para asegurar el grado de conversión de los polímeros, sin afectar las propiedades físico-mecánicas del material (43) (44).

- Soft start y rampa intermitente: este método tiene un inicio suave los primeros segundos, luego inicia una segunda etapa de la polimerización a alta intensidad con intermitencia de cada 3 segundos desde el nivel de baja intensidad (43) (44).
- Polimerización exponencial o logarítmica. Este tipo de polimerización tiene un inicio suave, que luego va a ir incrementando la intensidad de manera gradual o logarítmica durante el tiempo de exposición (43) (44).
- Dos pasos o pulso retardado: Este tiene un inicio suave y durante cada incremento se aplicará la misma intensidad suave de luz, solamente al final del procedimiento se colocará una exposición de alta intensidad. Un riesgo de este procedimiento es el subcurado de las capas profundas (43) (44).
- Fotopolimerización diferida: los primeros incrementos se hacen en una intensidad de 600 mW/cm², durante 10"; luego la última capa de trabajo en esmalte se coloca a 200 mW/cm² durante el tiempo de 3", se hace el modelado y pulido, posteriormente a los 3 – 5', se aplica 600 mW/cm² durante el tiempo de 10", por vestibular, lingual o palatino y oclusal. Se consigue un endurecimiento de las capas superficiales, con aumento de la etapa pregel de las capas profundas (43) (44).

5.4.3 FASES DE POLIMERIZACIÓN

Estas pueden ser:

1. Activación. Comprende la fuente por la cual activa el iniciador incorporado al material, que va a ser necesario para poner en marcha la reacción de la polimerización (43) (44).

2. Iniciación. En esta etapa los iniciadores activados liberan radicales libres, Este proceso se puede llevar a través de 4 formas diferentes: (43) (44).
 - a. Calor (termocurado). El peróxido benzoico se separa por acción del calor para formar radicales libres.
 - b. Químico (autocurado). La amina terciaria que actúa como donador de electrones actúa sobre el peróxido benzoico para formar radicales libres 22.
 - c. Luz visible. La excitación del fotoiniciador por la luz, como la canforoquinona u otra diacetona utilizada, reacciona con la amina terciaria y empieza la formación de radicales libres.
 - d. Luz ultravioleta. La frecuencia de luz entre los 365 nm, irradia el éter metil benzoico y forma radicales libres, sin necesidad de la presencia de aminas terciarias.
3. Terminación: se le llama terminación de la polimerización, al momento de la unión de dos radicales y es cuando se forma una unión intermolecular, produciendo la combinación de una cadena larga o también que exista la posibilidad de la formación de dos cadenas individuales, una con una unión doble y la otra saturada. La primera es la más deseada que se forme en las resinas compuestas y a la última se le conoce como terminación desproporcionada (43) (44).

5.4.4 TIPOS DE LÁMPARAS DE FOTOCURADO

Con la llegada de los materiales como las resinas compuestas, llegaron conjuntamente las lámparas de fotopolimerización, que en un principio eran lámparas de luz ultravioleta, una luz emitida, invisible a la percepción del ojo humano. Rápidamente los equipos de emisión de luz ultravioleta fueron reemplazados, por las unidades de emisión de luz azul visible que actualmente conocemos y hasta en la actualidad siguen en uso (6) (43).

- a. Lámparas de luz ultravioleta: este tipo de lámparas surgió conjuntamente con el uso de las resinas compuestas en los años 70, los cuales eran un instrumental básico y necesario para las restauraciones, emitían un tipo de luz no visible al ojo humano, no obstante su tiempo de uso en el ámbito de la odontología fue corto, ya que presentaba una escasa penetración de la luz en los materiales restauradores, mostrando su poca eficiencia (43) (45) (46).
- b. Lámparas Halógena: las lámparas de luz halógena fueron introducidas a mediados de los años 80 y hasta la mitad de los años 90, su principal característica con su predecesor (la lámpara de luz ultravioleta) era el tipo de emisión de luz, la cual era visible al ojo humano, dando como resultado la emisión de una luz azul para la polimerización de composites, además que presentaba una mejoría en la penetración de luz en el material, además de su bajo costo. Estos aparatos consistían en un filtro de 100 nm de fibra que oscilaban entre los 400 a 500 nm. Estos aparatos generaban un tipo de luz blanca, la cual debía ser filtrada para producir una longitud de onda específica para la activación de los fotoiniciadores como la canforoquinona. El principal problema de estos equipos era que debían liberar la energía no útil producida, por lo que necesitaban sistemas de ventilación

para contrarrestar las altas temperaturas que podían producir estos equipos. Otro problema era que el productor de luz, el reflector y el filtro se degradaban con el tiempo, provocando que se genere una luz deficiente para el tratamiento (43) (45) (46).

- c. Lámparas de plasma: debido a los tiempos de trabajo aumentados con las resinas compuestas con la técnica incremental, se crearon las lámparas de plasma, estos instrumentos generaban un potencial muy alto entre dos electrodos de tungsteno que se encuentran dentro de una cámara con un gas inerte el cual es el xenón, donde sería ionizado y reflejado al interior de una cámara, donde se generaba una luz altamente concentrada que podía llegar a los 2400 mW/cm², así se buscaba acortar los tiempos de trabajo al momento de elaborar composites, como también la polimerización de los composites a niveles más profundos. El arco de xenón podía concentrar la luz en un rango de 460 y 480 nm, semejante a las lámparas de luz halógena, aunque afirmaban que la profundidad de polimerización era mayor sin deteriorar las restauraciones en la zona marginal, no tomaron en cuenta factores como grosor de la capa de resina, la cantidad de superficies en contacto en la restauración de una cavidad, 17 por consiguiente, la polimerización se realizaba mucho más rápida, por lo que el estrés en el material era elevado, por lo tanto la contracción de la resina era también mayor. Su desventaja también abarco su elevado costo, como su poca durabilidad en el ámbito odontológico (43) (45) (46).
- d. Lámparas de luz láser: Inventado por Charles W. Hull, el láser de argón ofrecía tiempos operatorios cortos debido a la alta intensidad de luz que estos equipos

emitían, mejorando así el factor de conversión, tienen una alta especificidad de las longitudes de onda de las partículas de energía emitidas, respecto al pico de absorción del fotoiniciador, disminuyendo la temperatura total del proceso. Aunque la polimerización era muy rápida, presentaba el problema que aumentaba el grado de contracción de la resina, provocando microfiltraciones, además de dolor postoperatorio en los pacientes a diferencia de la lámpara de luz halógena. Este tipo de lámpara tuvo muchas más desventajas que ventajas al igual que la lámpara de plasma, por lo que su tiempo en el campo odontológico para fotopolimerizar composites fue corto (43) (45) (46).

- e. Lámparas LED: las lámparas LED o Luz emitida por diodos, estos equipos generan luz a través de dos semiconductores diferentes del tipo n-estimulado y p-estimulado. Los semiconductores “n” tienen un exceso de electrones, mientras que los semiconductores “p” necesitan electrones, dando espacios libres de electrones.

Estos dos semiconductores al combinarse con el voltaje, los electrones del semiconductor “n” se conectan con los espacios libres de electrones creados por el semiconductor “p”, formando a través de la terminal 18 LED la luz característica de estos dispositivos, a su vez los semiconductores se encuentran condicionados por su ancho de banda. La principal ventaja de estos equipos es la emisión de luz con una distribución espectral mucho más estrecha a diferencia de las lámparas halógenas convencionales, esto hace que la conversión de energía eléctrica en luz sea mucho más eficiente, demostrando inclusive que intensidades inferiores a las convencionales (100 mW/cm²) podían polimerizar material con mucha más

profundidad que los equipos convencionales de luz halógena, mejorando también el factor de contracción de las resinas compuestas (43) (45) (46).

El calor producido por el equipo es disipado mediante un dispositivo de aluminio integrado, produciendo que la alta conductividad de este material mantenga una baja temperatura del dispositivo durante una operación mantenida, protegiendo la longevidad de la lámpara. Las principales ventajas fueron que los materiales dentales con fotoiniciadores compatibles con este tipo de luz, se podían reducir en un 50% el tiempo de trabajo estipulado por el fabricante, además este tipo de dispositivo convierten la energía eléctrica en luz en un 90%, no necesitan de filtros, su elevada eficiencia produce bajas temperaturas por lo que no necesitan sistemas de ventilación, presenta facilidad de desinfección, es silencioso y tiene un tiempo de vida largo (43) (45) (46).

5.5 MICRODUREZA

La dureza es un componente determinante en el éxito de las restauraciones. Esta es definida como la resistencia a la penetración, al desgaste o al rayado (47) (48). Cuanta mayor cantidad de material de relleno tenga una resina, mejores serán sus propiedades físicas y por lo tanto mayor será su dureza y menor será su contracción y los cambios dimensionales. La presencia del material de relleno hace que las resinas sean resistentes a cargas y a la abrasión (13) (47).

Otra definición conocida de dureza es la que sustenta Roque (10), que la define como un método de medición de la sangría, la huella que marca el indentador de diamante de forma geométrica contra la superficie de un material a cargas o fuerzas programadas.

Luego de la sangría, la muesca no sufre recuperación elástica una vez extraída de la fuerza.

La máquina de prueba debe soportar al ejemplar y se debe controlar el movimiento del indentador en el espécimen bajo una fuerza de prueba preseleccionada. Se debe tener una luz de microscopio óptico para seleccionar la ubicación de prueba deseada y medir el tamaño de la muestra o sangría producida, el plano de la superficie de la muestra de ensayo debe ser perpendicular al eje del indentador y a la dirección de la fuerza preseleccionada (10).

El indentador Knoop deja una marca en forma romboidea, clara y ancha, mientras que el indentador Vicker marca un rombo con ángulos más obtusos (31). El test de dureza Vicker utiliza cargas mayores a 120Kgf (kilogramos por fuerza) comparada a la escala Rockwell. El amplio rango de carga permite a Vicker ser utilizado en cualquier material. Para determinar el tamaño de la sangría se utiliza la microscopía, ajustando la intensidad de iluminación y manualmente la apertura del diafragma del microscopio, visualizando así la huella (10).

Los cuatro ensayos de dureza por penetración más comunes son: El ensayo de dureza Rockwell, Knoop, Brinell y Vickers. En este ensayo se usan cargas relativamente altas, por lo que el empleo del ensayo de dureza Rockwell suele estar restringido a geometrías de muestras de mayor tamaño (49).

5.6 LÁMPARAS POLYWAVE

Los materiales restauradores basados en resinas fotocurables son componentes esenciales de la práctica dental contemporánea. La luz producida a partir de una unidad de fotocurado (LED) está dirigida a la superficie de la resina para inducir una reacción de

polimerización óptima y uniforme. La exposición adecuada a la luz debería dar como resultado una restauración dental con las propiedades físicas previstas por los fabricantes y longevidad clínica. Si no llega suficiente luz a la resina, se produce una polimerización inadecuada de la resina, que afecta negativamente las propiedades físicas y químicas de la restauración (50). Se debe mencionar, que una restauración mal polimerizada puede provocar un fracaso clínico prematuro debido a defectos marginales, caries secundaria o fractura de restauración. Además, la biocompatibilidad de la restauración se ve afectada negativamente cuando la resina no está curada.

Dichas unidades LED, se pueden dividir en LED de banda de emisión de un solo pico (azul), produciendo una banda muy estrecha de longitudes de onda centradas entre 450 y 470 nm y que no entregan luz por debajo de 420 nm, y las unidades de curado de LED de emisión de ondas polivinílicas (también conocidas como Polywave) (azul / violeta) que producen dos o más bandas de emisión distintas de 440 a 470 nm y otra por debajo de 420 nm (51) (ver figura 3).

En cuanto, a las lámparas LED Polywave presentan un amplio espectro de luz de 385 a 515 nm, similar al espectro de las luces halógenas, que les sirven de modelo. El término Polywave fue introducido por primera vez por Ivoclar Vivadent un fabricante de lámparas dentales. Se registró dicho término describir la luz LED violeta / azul LCU de amplio espectro. En donde, tales unidades LED de amplio espectro polimerizan especímenes de 2 mm. de espesor, una mayor medida que las unidades de curado de LED azul de banda de emisión única (52).

Figura 3. Lámparas Polywave



(Fuente: <https://www.ivoclarvivadent.co/es-co/p/odontologo/bluephase-n>)

5. DISCUSIÓN

En esta revisión sistémica se realizó una evaluación de la polimerización obtenida con las lámparas Polywave.

La profundidad de curado de las resinas con fotoiniciadores diferentes a la canforoquinona se puede ver alterada dependiendo del tipo de lámpara de fotocurado que se utilice según Fadul et al., (29). Aunque hoy en día, el agente más común utilizado en materiales dentales, es la canforoquinona (CQ), AlQahtani et al., (51) contrarrestan que últimamente algunos fabricantes de materiales dentales a base de resina, han utilizado otro tipo de fotoiniciadores como: 1-fenil-1,2-propandiona (PPD), TPO, porque tienen un rango menor en su fotoactivación (400-450 nm), generalmente de 410 nm. Cada resina posee cierta densidad de energía que debe ser aplicada para lograr su fotopolimerización. Los valores para curar resinas varían entre 21 a 24 J/cm².

Uno de los más importantes y menos entendido de los componentes de las resinas compuestas, es el sistema fotoiniciador que desarrollan Phillip et al., (13).

Según Par et al., (53) el beneficio de usar mayor rango de luz ultravioleta solo ha sido identificado en el caso de resina compuesta conteniendo fotoiniciadores alternativos. Por el contrario, Maghaireh et al., (52) no obtuvo resultados satisfactorios frente a lámparas Monowave, lo cual puede explicarse en base a lo dicho por Chen et al., (54) no habiéndose logrado alcanzar los niveles de longitud de onda requeridos por los fotoiniciadores presentes en la resina. Esto podría explicar el hecho de que, como en el caso de AlShaafi et al., (55) quienes coinciden con AlQahtani et al., (51) y que ambos dicen que sí se obtuvieron resultados satisfactorios con ambos tipos de lámparas.

A su vez, en hallazgos descubiertos por Cardoso et al. (56), en donde la luz LCU Polywave evaluada puede ser tan efectiva como la Monowave, para proporcionar una polimerización óptima de la resina compuesta. Dicho estudio destaca que siempre los operadores deben conocer la composición la resina compuesta y el perfil del haz de luz de la unidad de fotocurado. Los cuales, con esta información en la mano, podrán ser capaces determinar el período mínimo de exposición y el espesor óptimo de la capa de resina para garantizar que se logre una polimerización óptima en cada capa de resina compuesta.

Derchi et al., (57) van más allá y dicen que las lámparas Polywave son mejores casi siempre, de igual forma, Bayindir et al., (58) explican que las resinas fotocuradas con lámparas Polywave muestran mayor estabilidad en el color.

Los únicos estudios que obtuvieron resultados negativos fueron el de Bortolotto et al., (59) quienes atribuyen el fracaso en la polimerización con lámparas Polywave a un exceso en el tiempo de fotocurado y Kolpakova (60) quien atribuye este fracaso a la dispersión de luz producto de la ausencia de colimadores que algunas lámparas Monowave poseen.

Para ambas luces, la diferencia en la transmisión de luz entre diferentes espesores disminuyó a medida que aumentaba el espesor de la resina. Por lo que, se indica que cuanto más grueso sea el material compuesto, menos luz llegará a los fotoiniciadores en el fondo, lo que debería dar como resultado un nivel de curado más bajo cuanto más profundo entre en el compuesto (60).

Cada una de las diferencias analizadas deben ser de conocimiento del odontólogo, para así estar conscientes de estas diferencias en la distribución de la luz y también, la tasa de curado para obtener mejores resultados en el consultorio dental en función de la resina utilizada y del fotoiniciador presente.

Oliveria et al. (33), plantea que se deben realizar más estudios para determinar qué efecto tiene la transmisión y el perfil de curado en la polimerización del compuesto en lo profundo de la cavidad y si las predicciones previamente establecidas son verdaderas.

6. CONCLUSIÓN

La polimerización obtenida con lámparas Polywave fue tan satisfactoria o más que la obtenida con Monowave en la mayoría de los casos.

La eficacia de las lámparas Polywave a la hora de producir una correcta conversión monomérica fue más satisfactoria a menor profundidad y con fotoactivadores específicos de estas lámparas.

Son rentables si se van a utilizar resinas compuestas que utilicen fotoactivadores alternativos los que producen un color menos amarillento. La polimerización con la lámpara Polywave produce una mayor tasa de polimerización y una menor tasa de fracaso cuando las resinas utilizadas contienen fotoiniciadores alternativos y una tasa de fracaso similar en el caso de resinas con fotoiniciadores convencionales.

No se pudo determinar qué lámpara produce una polimerización más eficiente (por falta de literatura científica) por lo que se exhorta a realizar investigaciones posteriores en donde se evalúe esta variable de manera más profunda, sin embargo, la literatura coincide de que el uso de la polimerización por treinta segundos produce un exceso de energía aceptable.

7. RECOMENDACIONES

Se recomienda lo siguiente, luego de que se evaluara la polimerización obtenida con las lámparas Polywave, como una revisión de literatura:

- Las lámparas Polywave se pueden utilizar para polimerizar resinas con fotoiniciadores convencionales, pero son indispensables para fotoactivar resinas no convencionales (materiales que requieren una longitud mayor a 450nm).
- Las lámparas Polywave pueden utilizarse para fotopolimerizar resinas convencionales y resinas Bulk.
- Para obtener un buen resultado en cualquier restauración en cuyo proceso de curado se emplee lámparas Polywave es imprescindible considerar: la pieza y el área donde se encuentre, el correcto aislamiento, el uso de un buen sistema de adhesión y la polimerización por 30 segundos.
- Queda a criterio del operador si para la realización de restauraciones estéticas prefiere utilizar resinas con fotoiniciadores alternativos que produzcan un resultado menos amarillento: este es el factor determinante para la adquisición de una lámpara polywave.

8. PROSPECTIVA

Después de haber efectuado esta revisión de literatura “Evaluación de la polimerización obtenida con lámparas Polywave”, se sugieren se las siguientes prospectivas:

- Realizar investigaciones futuras que analicen de manera comparativa la eficiencia de la polimerización según el tipo de luz utilizada.
- Comparar la homogeneidad de la polimerización en cavidades restauradas con resinas compuestas que utilicen una mayor gama de fotoiniciadores.
- Incentivar a continuar investigando sobre la efectividad de curado en la resina de la lámpara Polywave.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Brackett W, Goël Brackett M. Amalgama Dental: revisión de la Literatura y Estado Actual. Rev ADM [Internet]. 1999;44:113-7. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-1999/od993e.pdf>
2. Arismendi Echavarría J. Amalgama dental: obturación funcional o simple relleno cavitario? Rev Fac Odontol Univ Antioq [Internet]. 1994;6(1):51-9. Disponible en: <http://bibliotecadigital.udea.edu.co/handle/10495/8504>
3. Leinfelder KF, Lemons JE. Clinical restorative materials and techniques. Lea & Febiger; 1988. 359 p.
4. American Dental Association. La amalgama dental [Internet]. [citado 9 de marzo de 2020]. Disponible en: <https://www.mouthhealthy.org/es-MX/az-topics/f/fillings-silver-colored>
5. Santos Lobo J, Florêncio dos Santos M, Porto Gurgel do Amaral I, Valéria Machado Galvão P, Ramos D, Dantas E. Cuando indicar la sustitución de la amalgama dental por resina compuesta - Dialnet. Acta odontológica Venez [Internet]. 2011 [citado 9 de marzo de 2020];49(1):47-8. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6806876>
6. Gil AMC, Ojeda YM, Rodríguez JÁ. Evolución histórica de las lámparas de fotopolimerización. Rev Habanera Ciencias Medicas [Internet]. 2016;15(1):8-16. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/rhcm/v15n1/rhcm03116.pdf>
7. Yap AUJ, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. Oper Dent. noviembre de 2005;30(6):758-63.

8. Bibancos F. Saúde é Vital Apresenta: Boca [Internet]. Saúde. Sao Paulo: Abril; 2005. 1-235 p. Disponible en: <https://www.estantevirtual.com.br/ladeiralivros/fabio-bibancos-saude-e-vital-apresenta-boca-1932540623>
9. Fortes CBB, Samuel SMW. A história do amálgama chegou ao fim? Rev odonto ciênc. 1999;55-64.
10. Peruana U, Heredia C, El EN. Tesis para optar por el título profesional de cirujano dentista [Internet]. Universidad Nacional Federico Villareal; 2018. Disponible en: http://repositorio.unfv.edu.pe/bitstream/handle/UNFV/2583/ROQUE_SOSA_LUZ_AURIA.pdf?sequence=1&isAllowed=y
11. Menees TS, Lin CP, Kojic DD, Burgess JO, Lawson NC. Depth of cure of bulk fill composites with mono wave and polywave curing lights. Am J Dent. 1 de diciembre de 2015;28(6):357-61.
12. Porto ICC de M, Soares LES, Martin AA, Cavalli V, Liporoni PCS. Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. Braz Oral Res. octubre de 2010;24(4):475-81.
13. Anusavice KJ, Phillip RW. Phillips ciencia de los materiales dentales. Elsevier; 2004.
14. Mirabella D, Spina R, Scognamiglio G, Luca L, Gracco A, Siciliani G. LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. Angle Orthod [Internet]. septiembre de 2008 [citado 8 de marzo de 2020];78(5):935-40. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18298197>

15. Melendez D, Valeria A, Principe C. EVALUACIÓN DE LA VARIACIÓN DE COLOR DE DOS RESINAS COMPUESTAS CON DIFERENTES CO-INICIADORES UTILIZANDO DOS LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN LED [Internet]. Universidad Peruana Cayetano Herrera; 2018. Disponible en: http://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/upch/4363/Evaluacion_MelendezMurillo_Diego.pdf?sequence=1&isAllowed=y
16. Martín Hernández J. Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. Av Odontoestomatol [Internet]. 2004;20(1):19-32. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v20n1/original2.pdf>
17. Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. J Adhes Dent [Internet]. 2002 [citado 8 de marzo de 2020];4(1):41-7. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12071628>
18. Rovira M. Revista de Operatoria Dental y Endodoncia - Las lámparas de fotopolimerización: estado actual. Rev Oper Dent Endod [Internet]. 2006 [citado 8 de marzo de 2020];5(29):1-2. Disponible en: http://www.infomed.es/rode/index.php?option=com_content&task=view&id=67&Itemid=32
19. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani M, Wakamoto S. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. Oper Dent [Internet]. 2001 [citado 8 de marzo de 2020];26(4):389-95. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/11841418_Effects_of_soft-

start_irradiation_on_the_depth_of_cure_and_marginal_adaptation_to_dentin

20. Beolchi R, Pelissier B, Mioto R. Los desafíos de la fotopolimerización. Dent Trib [Internet]. 3 de marzo de 2015 [citado 9 de marzo de 2020]; Disponible en: <https://la.dental-tribune.com/clinical/los-desafios-de-la-fotopolimerizacion/>
21. Millar BJ, Nicholson JW. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. J Oral Rehabil [Internet]. junio de 2001 [citado 8 de marzo de 2020];28(6):549-52. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11422681>
22. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent [Internet]. 1 de septiembre de 2002 [citado 8 de marzo de 2020];14(5):286-95. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8240.2002.tb00524.x>
23. Steger E, Mannek E, Seeholzer H, Ritzkat S. Test of biological activity of light from a newly developed UV-lamp for quick cure in photopolymerization. Zahnarztl Prax [Internet]. 1976 [citado 8 de marzo de 2020];27(2):36-7. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1076975>
24. Moreira F do CL, Antoniosi Filho NR, de Souza JB, Lopes LG. Sorption, solubility and residual monomers of a dental adhesive cured by different light-curing units. Braz Dent J. 2010;21(5):432-8.
25. Bhalla M, Patel D, Shashikiran N, Mallikarjuna R, Nalawade T, Reddy H. Effect of light-emitting diode and halogen light curing on the micro-hardness of dental composite and resin-modified glass ionomer cement: An in vitro study. J Indian Soc

- Pedod Prev Dent [Internet]. julio de 2012 [citado 8 de marzo de 2020];30(3):201-5.
Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23263422>
26. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. J Esthet Restor Dent [Internet]. 1 de noviembre de 2000 [citado 8 de marzo de 2020];12(6):300-8. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00239.x>
27. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. Dent Mater. enero de 2001;17(1):71-9.
28. Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. Eur J Oral Sci [Internet]. junio de 2004 [citado 8 de marzo de 2020];112(3):280-5. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15154928>
29. Fadul Ortiz JR, Molina Sánchez CA, Yáñez Meza EA, Luna Ángel LE. Profundidad de curado de resinas con diferentes fotoiniciadores polimerizadas con dos lámparas LED. Univ odontol [Internet]. 2008;27(59):15-22. Disponible en: <http://revistas.javeriana.edu.co/index.php/revUnivOdontologica/article/view/536/360>
30. Silva EH, Albuquerque RC, Lanza LD, Vieira GC, Peixoto RTRC, Alvim HH, et al. Influence of different light sources on the conversion of composite resins. Indian J Dent Res [Internet]. noviembre de 2011 [citado 10 de marzo de 2020];22(6):790-4. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22484872>
31. Salgado VE, Borba MM, Cavalcante LM, De Moraes RR, Schneider LF. Effect of

- photoinitiator combinations on hardness, depth of cure, and color of model resin composites. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 1 de marzo de 2015 [citado 10 de marzo de 2020];27(S1):S41-8. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25913451>
32. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2000 [citado 10 de marzo de 2020];12(6):328-39. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14743528>
33. De Oliveira DCRS, Rocha MG, Gatti A, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret MAC. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *J Dent* [Internet]. 1 de diciembre de 2015 [citado 10 de marzo de 2020];43(12):1565-72. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26343422>
34. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J* [Internet]. octubre de 2010 [citado 10 de marzo de 2020];29(5):481-501. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20859059>
35. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 1 de noviembre de 2000 [citado 10 de marzo de 2020];12(6):291-9. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00238.x>
36. Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-

- Antoniades M. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater* [Internet]. febrero de 2008 [citado 11 de marzo de 2020];24(2):257-66. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17640723>
37. Maserejian NN, Hauser R, Tavares M, Trachtenberg FL, Shrader P, McKinlay S. Dental composites and amalgam and physical development in children. *J Dent Res* [Internet]. 12 de noviembre de 2012 [citado 11 de marzo de 2020];91(11):1019-25. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22972857>
38. Rinastiti M. The effect of aging on composite-to-composite repair strength [Internet]. University of Groningen; 2010. Disponible en: <https://www.rug.nl/research/portal/files/2573964/ThesisRinastiti.pdf>
39. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci*. mayo de 2001;26(4):535-76.
40. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. 2015;15(2):128-37.
41. Calero J, Castro G, Martínez M. Conocimientos de bioseguridad durante el uso de la lámpara de fotocurado en odontología estética. *Rev Estomatol*. 2017;12(2):20-7.
42. Brocken L. Polymerisation in Flow and Solid State [Internet]. Durham University; 2016. Disponible en: <http://etheses.dur.ac.uk/11918/>
43. SILVA ROJAS EJ. EVALUACIÓN DE LA INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR

LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO DE LA CLÍNICA ODONTOLÓGICA DE LA ULADECH CATÓLICA, DISTRITO DE CHIMBOTE, PROVINCIA DEL SANTA, DEPARTAMENTO DE ANCASH - 2017 [Internet]. Universidad Católica Los Ángeles De Chimbote; 2019. Disponible en: http://repositorio.uladech.edu.pe/bitstream/handle/123456789/13228/LAMPARAS_DE_FOTOCURADO_ROJAS_SILVA_ENZO_JOHANN.pdf?sequence=1&isAllowed=y

44. Carrillo C, Monroy M. Materiales de resinas compuestas y su polimerización. Rev la Asoc Dent Mex. 2009;66(4):10-7.
45. Calvo N. Unidades y Protocolos de Fotocurado. Boletín Científico [Internet]. 2016;2:10. Disponible en: <https://studylib.es/doc/8448129/unidades-y-protocolos-de-fotocurado>
46. Boksman L, Coelho G. Principles of Light-Curing | Inside Dentistry. Insid Dent [Internet]. marzo de 2012 [citado 12 de marzo de 2020];8(3). Disponible en: <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2012/03/principles-of-light-curing>
47. Gómez Basurto S, Noriega Barba M, Guerrero Ibarra J, Borges Yáñez A. Evaluación in vitro de la microdureza superficial de diferentes resinas comerciales, frente a la acción de una bebida gaseosa. Rev odontológica Mex. 2010;14(1):8-14.
48. Barcelo Santana FH. MATERIALES DENTALES, CONOCIMIENTOS BASICOS APLICADOS de FEDERICO HUMBERTO BARCELO SANTANA en Gandhi [Internet]. 5.^a ed. Editorial de Trillas SA de CV; 2017 [citado 12 de marzo de 2020]. 1-280 p. Disponible en: <https://www.gandhi.com.mx/materiales-dentales->

conocimientos-basicos-aplicados

49. Randolph LD, Steinhaus J, Möglinger B, Gallez B, Stansbury J, Palin WM, et al. Photopolymerization of highly filled dimethacrylate-based composites using Type I or Type II photoinitiators and varying co-monomer ratios. *Dent Mater* [Internet]. 1 de febrero de 2016 [citado 10 de marzo de 2020];32(2):136-48. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26719130>
50. Price RBT, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(2):86-101.
51. AlQahtani MQ, AlShaafi MM, Price RB. Effects of single-peak vs polywave light-emitting diode curing lights on the polymerization of resin cement. *J Adhes Dent*. 2013;15(6):547-51.
52. Maghaireh GA, Price RB, Abdo N, Taha NA, Alzraikat H. Effect of thickness on light transmission and vickers hardness of five bulk-fill resin-based composites using polywave and single-peak light-emitting diode curing lights. *Oper Dent*. 2019;44(1):96-107.
53. Par M, Repusic I, Skenderovic H, Milat O, Spajic J, Tarle Z. The effects of extended curing time and radiant energy on microhardness and temperature rise of conventional and bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig*. 1 de octubre de 2019;23(10):3777-88.
54. Chen Y, Yao C, Huang C, Wang Y. The effect of monowave and polywave light-polymerization units on the adhesion of resin cements to zirconia. *J Prosthet Dent*. 1 de marzo de 2019;121(3):549.e1-549.e7.

55. AlShaafi MM, AlQussier A, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of mold type and diameter on the depth of cure of three resin-based composites. *Oper Dent* [Internet]. 1 de septiembre de 2018 [citado 7 de abril de 2020];43(5):520-9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29570024>
56. Cardoso KAOR de F, Zarpellon DC, Madruga CFL, Rodrigues JA, Arrais CAG. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2017;25(2):140-6. Disponible en: <http://www.scielo.br/pdf/jaos/v25n2/1678-7757-jaos-25-2-0140.pdf>
57. Derchi G, Vano M, Ceseracciu L, Diaspro A, Salerno M. Stiffness effect of using polywave or monowave LED units for photo-curing different bulk fill composites. *Dent Mater J*. 2018;37(5):709-16.
58. Bayindir F, Ilday N, Bayindir Y, Karatas O, Gurpinar A. Color changes in resin cement polymerized with different curing lights under indirect restorations. *J Conserv Dent*. 1 de enero de 2016;19(1):46-50.
59. Bortolotto T, Betancourt F, Krejci I. Marginal integrity of resin composite restorations restored with PPD initiatorcontaining resin composite cured by QTH, monowave and polywave LED units. *Dent Mater J*. 2016;35(6):869-75.
60. Kolpakova A V. Comparison of Monowave and Polywave Transmission and Curing Profile thru Various Composites [Internet]. Portland State University; 2015. Disponible en: <https://pdxscholar.library.pdx.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1195&context=hono>

rstheses

10. ANEXOS

1. Lámparas Polywave Bluephase N



(Fuente: <https://www.dentalcost.es/lamparas-fotocurado-polimerizar/1519-bluephase-g2-lampara-de-fotocurado-inalambrica-ivoclar-vivadent.html>)



(Fuente: <https://www.dentalcost.es/lamparas-fotocurado-polimerizar/4181-bluephase-style-m8-lampara-inalambrica-fotocurado-led-ivoclar-vivadent.html>)