



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**Evaluación de lámparas de fotopolimerización en la
contracción y profundidad de curado en un
composite**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

MIGUEL ANGEL LÓPEZ VERA



**DIRECTORA: Mtra. JUANA PAULINA RAMÍREZ ORTEGA.
ASESOR: Dr. CARLOS ÁLVAREZ GAYOSSO.**

MÉXICO D. F.

2005



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ÌNDICE.

	Pág.
INTRODUCCIÓN.	5
MARCO TEÓRICO.	6
CAPÍTULO I	6
CARACTERÍSTICAS GENERALES DE TODAS LAS LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN.	
Longitud de onda.	7
Densidad lumínica.	7
Punta guiadora de luz	8
CAPÍTULO II	9
CARACTERÍSTICAS DE LAS LÁMPARAS DE ACUERDO A LA TECNOLOGÍA QUE UTILIZAN	
Lámparas de tecnología de luz halógenas. (TLH)	9
Lámparas de plasma (de arco; Xenón o PAC)	11
Lámparas láser	12
Lámparas de diodos ó LED (luz emitida por diodos).	13
CAPÍTULO III	16
EFFECTOS DE LA ELEVACIÓN DE TEMPERATURA EN EL TEJIDO PULPAR.	
CAPÍTULO IV	17
INFORMACIÓN GENERAL DE LAS LÁMPARAS SUJETAS AL ESTUDIO	
Lámpara Bluephase De Ivoclar-Vivadent™	17
Lámpara Elipar™ Freelight 3M™ Espe™	18
Lámpara Visilux 2 de 3M	20
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	21
JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	21
HIPÓTESIS	22
OBJETIVO GENERAL.	22
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	22

METODOLOGÍA.	23
Población de estudio.	23
Muestra.	23
Criterios de inclusión.	23
Criterios exclusión.	24
MATERIALES Y MÉTODO.	25
Medición de la contracción y la velocidad de contracción.	25
Calibración del aparato.	26
Cálculo y expresión de resultados	27
Determinación de la contracción	27
Medición de la densidad lumínica de cada una de las lámparas.	28
Medición del calor generado por cada una de las lámparas.	29
Profundidad de curado	29
RESULTADOS.	31
DISCUSIÓN.	40
CONCLUSIONES	47
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	48
ANEXO 1 EQUIPO.	50
ANEXO 2 PESO EN GRAMOS DE LAS MUESTRAS UTILIZADAS PARA LA PRUEBA DE CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN Y VELOCIDAD DE POLIMERIZACIÓN.	51

Porque contigo está la fuente de la vida; por luz de ti podemos ver luz.

(Salmo 36:9).

A JEHOVÁ creador del cielo y de la tierra, que me permite la vida, y con ello realizar mis metas.

A mi madre por sus enseñanzas, consejos, todo su apoyo, amor y comprensión, sin los cuales no habría llegado a cumplir esta meta, una de las más grandes de mi vida.

A mis hermanos por el cariño y el apoyo que me han dado siempre.

A mis amigos todos, aquellos que me han dado el privilegio de su amistad a través de toda mi vida.

INTRODUCCIÓN.

En la odontología moderna, la fotopolimerización juega un papel muy importante ya que se usa en distintas áreas: en odontología preventiva se usa para activar selladores de fosetas y fisuras, en odontología estética activa algunos sistemas de blanqueamiento dental; en ortodoncia se emplea para la cementación de brackets con resinas; en prótesis se necesita para la cementación de restauraciones estéticas (incrustaciones, carillas, coronas, etc.), y en la odontología restauradora para la activación de materiales fotosensibles (resinas, adhesivos, cementos). Desafortunadamente, la contracción de estos materiales poliméricos es algo inevitable y se le ha atribuido como causa principal de los fracasos en estos tratamientos. Por muchos años se han empleado las lámparas con tecnología de luz de halógeno con buenos resultados, sin embargo el avance tecnológico ha permitido el desarrollo de sistemas de fotopolimerización encaminados a disminuir la contracción y el calor generado por las lámparas. Se cuenta en el mercado actual con lámparas de tecnología de Luz Emitida por Diodos (LED) las cuales incluyen diferentes formas de funcionamiento en rampa o exponencial; una de las características que promueven los fabricantes de estos equipos es que disminuyen la contracción de polimerización así como el calor generado por los mismos. Este estudio pretende evaluar dichos sistemas (LED) y compararlos con una lámpara con Tecnología de Luz de Halógeno (TLH) mediante una resina de nanorrelleno por ser de las más usadas actualmente en los consultorios.

Agradezco de manera especial a la Mtra. J. Paulina Ramírez Ortega por la dirección de esta tesina, al Dr. Carlos Álvarez Gayosso por la asesoría brindada para la realización de este trabajo; a la C.D. Teresa Baeza Kingston por la capacitación en el equipo de contracción, y a todo el personal del Laboratorio de Materiales Dentales de la DEPEI de la Facultad de Odontología por las facilidades prestadas para la realización de esta tesina.

MARCO TEÓRICO.

CAPÍTULO I CARACTERISTICAS GENERALES DE TODAS LAS LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN.

El uso de lámparas de fotopolimerización ha estado muy ligado a la odontología estética desde sus mismos inicios¹, siendo la luz ultravioleta la primera en utilizarse en la década de los setenta, pero cayó en desuso debido a su poca capacidad de penetración, lentitud de fotoactivación y riesgo de lesión ocular. Aún así en algunas ocasiones, erróneamente se habla de polimerización vía luz ultravioleta para referirse a la luz azul de las lámparas de luz visible actuales. Desde mediados de la década de los ochenta hasta mediados de la década de los noventa se generalizó la utilización de las lámparas de tecnología de luz de halógeno (TLH) las cuales no han cambiado mucho desde entonces, ya que la tecnología se ha encaminado al mejoramiento de los materiales en sí, más que de las lámparas que los activan. Con todo, lo que se requiere de una lámpara de fotoactivación es que alcance una longitud de onda de 470 a 475 nm capaz de activar a la mayoría de las resinas compuestas¹.

Las resinas compuestas tienen entre sus componentes foto iniciadores como la canforoquinona que son sensibles a la luz de una longitud de onda específica, y al ser estimulados generan radicales libres en las aminas² las cuales son componentes de dichas resinas dando así inicio a la reacción de endurecimiento o polimerización de estas. En los sistemas dentales de polimerización es importante tener en cuenta dos factores que influirán profundamente en el protocolo de aplicación y en la polimerización final: la longitud de onda y la densidad lumínica¹.

Longitud de onda.

La longitud de onda necesaria para activar a la mayoría de las canforquinonas presentes en las resinas actuales oscila entre los 440 y 490 nm, sin embargo existen resinas que requieren longitudes diferentes por lo que algunos sistemas de polimerización son ineficaces para la polimerización de estas, por eso al escoger una resina hemos de tomar en cuenta los iniciadores que tiene y así poder activarla con un sistema compatible para garantizar la mejor polimerización posible¹.

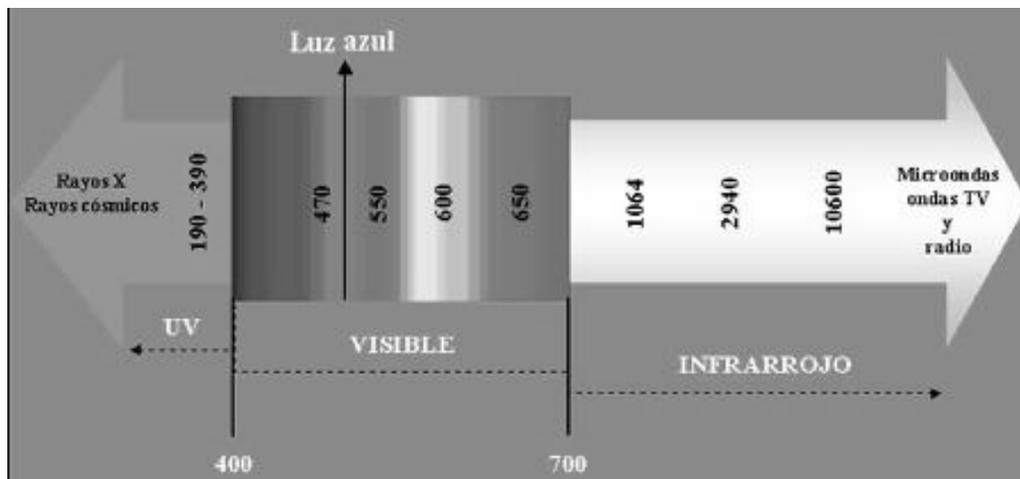


Fig. 1 Espectro Electromagnético donde se indica el lugar que ocupa la luz azul, las cifras se dan en nanómetros.

Densidad lumínica.

Los distintos sistemas de polimerización tienen densidades de luz diferentes, el más bajo de 300 mW/cm^2 hasta 2700 mW/cm^2 que utilizan las lámpara de tecnología de arco de plasma, esta característica de los sistemas de polimerización va encaminada siempre a acortar los tiempos de polimerización, así, a mayor intensidad menor tiempo de polimerización, pero no permiten aumentar la capa máxima de material a polimerizar que es de 2 mm¹.

Punta guiadora de luz

Craig ³ describe la punta guiadora de luz como una varilla curva de cuarzo que facilita el acceso clínico a través de un haz flexible de fibras de cuarzo acoplado a una pieza de mano de fibra óptica o a través de un tubo transmisor lleno de líquido. También refiere que la luz no es igual de intensa en todas las zonas de la punta, siendo en el centro donde se alcanza una intensidad mayor. Por otro lado asegura que la intensidad de la luz disminuye en proporción directa a la distancia de la fuente lumínica, y que este dato es importante para la profundidad de polimerización. Del mismo modo se ha comprobado que aunque la intensidad de la luz disminuya hasta un tercio, el poder de penetración sólo disminuye 15%. Menciona además con relación a las lámparas de fotopolimerización de uso odontológico que diversos estudios han demostrado emitir luz visible azul en un rango que va de 450 a 490 nm, suficientes para iniciar la polimerización de las resinas compuestas dentales debido a que solo tiene un 5 % de su masa total de materia constituido por material foto sensible que responde muy bien a intensidades de 470 nm. Advierte por otro lado que la intensidad lumínica varía dentro de una misma lámpara debido al voltaje por ejemplo si el voltaje disminuye 6% la intensidad lumínica disminuye 25% pero si la lámpara cuenta con un regulador la variación es solo del 10%, además de que el uso también disminuye paulatinamente la intensidad de la luz .

CAPÍTULO II

CARACTERÍSTICAS DE LAS LÁMPARAS DE ACUERDO A LA TECNOLOGÍA QUE UTILIZAN



Fig. 2 Luz sin filtrar producida por lámparas de distinta tecnología.

Lámparas Con Tecnología De Luz Halógena. (TLH)

Gumbau¹ clasifica a las Lámparas de Tecnología de Luz halógena (TLH) como de incandescencia debido a que su luz es emitida por un filamento de wolframio (o tungsteno) puesto en incandescencia por el paso de un corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógeno, que tiene como función evitar que el filamento incandescente se quemara. Hasta aquí la lámpara emite una luz blanca intensa que es filtrada por la interposición de un filtro óptico que permitirá obtener una luz azul que incluya solo el rango de luz necesaria para activar los componentes fotosensibles del material a polimerizar eliminando además los fotones no útiles

que emite dicha lámpara. Estas lámparas pueden emitir un rango de luz que va de los 360 a 500 nm.



Fig. 3 A), C) Lámparas TLH y B) una vista en su interior, el ventilador se encuentra atrás de la bombilla.

Se les tiene que dotar de gran potencia² lo que genera demasiado calor, y para eliminarlo poseen ventiladores.

Estas lámparas se pueden clasificar en dos tipos de acuerdo a la potencia de luz emitida: las convencionales con una densidad de potencia de 350 a 700 mW/cm^2 y las lámparas halógenas de alta densidad de potencia manejando de 700 a 1700 mW/cm^2 teniendo estas últimas una bombilla más potente o puntas turbo que enfocan y concentran la luz en un área mas pequeña. Y se considera que a mayor intensidad de luz menor será la exposición necesaria para lograr una correcta polimerización, pero mayor el calor generado⁴.



Fig. 4 se muestra una lámpara halógena de alta intensidad - BlueLight Pro (Mectron).

Hofmann⁴ en su estudio utilizó una TLH que tiene un sistema de incrementos que va desde lo que se considera baja potencia hasta alcanzar la intensidad alta claro que señala que su costo la hace prohibitiva para su uso generalizado.

Yoon⁵ señala además que la vida efectiva de la bombilla de esta lámpara es de 100 horas solamente

Lámparas de plasma (de arco; xenón o PAC)



Fig. 5 lámparas de plasma.

Estas lámparas se introdujeron entre 1997 y 1998. Gumbau¹ describe su funcionamiento como un arco, es decir emiten una descarga eléctrica en forma de arco voltaico ente dos electrodos de tungsteno separados a una

distancia determinada en un medio gaseoso de xenón para evitar la evaporación de los electrodos. Tienen una densidad lumínica de 1400 a 2700 mW/cm^2 , su luz es blanca como en las lámparas halógenas por lo que también requieren de un filtro óptico para obtener una longitud de onda en la luz adecuada. Con este sistema se producen rayos infra rojos con lo que en teoría disminuye la generación de calor. Esta lámpara produce una intensidad lumínica de 460 y 480 nm. Más compatible con la sensibilidad de los agentes foto iniciadores como la canforoquinona, con lo que se obtiene una polimerización mas rápida del composite. Esto no sucede con la 1- fenil-1,2 propandiona pues la longitud óptima para este activador es de 410 nm.

Lámparas láser



Fig. 6 ejemplo de una lámpara láser de diodo.

Uno de los dos únicos equipos láser que se pueden usar para activar los materiales foto sensibles es el láser de argón¹ cuyo medio activo es el gas argón, emitiendo una azul de 488 nm o una luz azul - verde de 488 a 514 nm con una densidad de potencia de 75 a 1300 mW/cm^2 , no requiere de filtro óptico, tiene una excelente capacidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento pulpar, pero claro su costo ha hecho prohibitivo su uso

para el odontólogo general. La otra lámpara láser es la que tiene como medio activo un sólido, un diodo semiconductor de Arseniuro de Galio y Aluminio que genera una intensidad de 830 a 904 nm en el espectro infrarrojo por lo que la luz no es visible, imposibilitando su uso para la foto activación de resinas. Además de que polimerizan tan rápido que no permite al material organizarse espacialmente y dificulta el formar estructuras estables².

Lámparas de diodos ó LED (Luz Emitida por Diodos.)

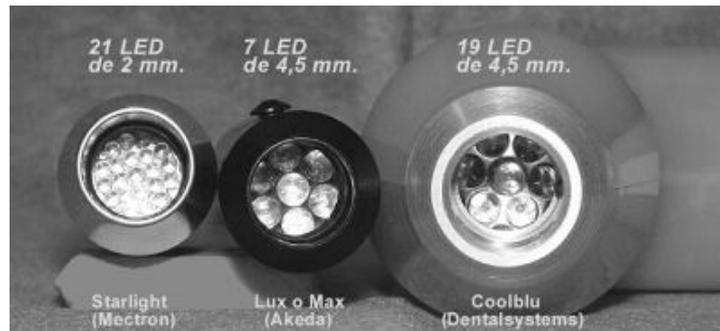


Fig. 7 ejemplo de lámparas de diodos de 21,7, 19 LED's ordenados de manera concéntrica.

Son lámparas del tipo luminiscente⁶ que utilizan determinados materiales semiconductores denominados materiales tipo N y tipo P. Los materiales tipo N tienen un exceso de electrones mientras que los tipo P tienen un déficit de electrones. Los materiales tipo N pueden polarizarse al ser atravesados por una corriente eléctrica emitiendo energía que atraviesa los agujeros de energía que tienen los materiales tipo P formando un haz de energía en el lugar donde se unen ambos materiales que está ordenado en forma de flecha emitiendo energía óptica en forma de luz visible (electroluminiscencia) la longitud de onda emitida depende del tipo de semiconductor utilizado, en el pasado solo se manejaban materiales que podían emitir luz en el espectro de color verde, amarillo, y rojo y solo hasta la década pasada se pudo emitir luz

en el espectro azul con lo que hace 5 o 6 años se logro producir una luz azul con la potencia necesaria para poder ser utilizadas en el campo odontológico en el caso de los diodos de fotoactivación de materiales dentales que usan zinc o InGaN¹ pueden utilizar de 7-21 diodos en orden concéntrico con longitud de onda que va de 450 a 480 nm con pico en los 470 y una potencia de 400 mW/cm², esta tecnología aporta ventajas como:

- Pequeño tamaño y ergonómicas debido al pequeño diámetro de la fuente luminosa (el diámetro de un LED es de 2 - 4,5 mm).
- Silenciosas puesto que este tipo de bombillas no requieren refrigeración mediante ventilador.
- Bajo consumo eléctrico, lo que permite el uso de batería que evita a su vez la incomodidad de la existencia del cable conectado a la base.
- Son bombillas de larga duración y no presentan (según el fabricante) pérdida de intensidad de iluminación por envejecimiento de la bombilla (a diferencia de lo que ocurre con las bombillas halógenas y de plasma).
- Los LED empleados emiten luz azul con la longitud de onda adecuada para la fotoactivación sin necesidad de interposición de filtro óptico. Ello justifica que con una menor potencia lumínica dispongamos de una fuente luminosa de eficiencia comparable a la de las lámparas halógenas de mayor potencia pero con ausencia de las radiaciones caloríficas indeseables próximas a la banda del rojo.
- El hecho de no requerir filtro óptico elimina el riesgo de pérdida progresiva de eficiencia lumínica derivada del deterioro por envejecimiento del citado filtro (existente en las lámparas halógenas y de plasma).

Giner² sin embargo señala que la dureza final del material polimerizado con lámparas LED es menor que las polimerizadas con TLH, además de que son más sensibles a la distancia de la luz por lo que se tiene que polimerizar lo más cerca posible del material; señala además que la microfiltración es mayor usando estas lámparas que las TLH, pero que esto puede limitarse

utilizando los sistemas exponencial ó en rampa. Por otro lado afirma que hay mayor profundidad de curado y menor generación de calor.

En estudios recientes Tarle⁷ señala que hay una mejor adaptación del composite cuando se polimeriza en inicio con una intensidad baja y esta va incrementándose poco a poco además de tener la ventaja adicional de que se ven menos afectados los módulos de elasticidad del composite razón por la que el sistema exponencial o en rampa empieza a incluirse de manera generalizada en las lámparas de tecnología LED.

Yoon⁵ señala como la vida efectiva media para estas lámparas como de 1000 horas lo que sin duda la hace superior a las lámparas TLH

CAPITULO III

EFECTOS DE LA ELEVACIÓN DE TEMPERATURA EN EL TEJIDO PULPAR.

Gumbau¹ y Hofmann⁴ mencionan que si elevamos la temperatura en 5.5° C se produce lesión pulpar irreversible. Esta es la razón por la que resulta importante medir el calor generado por los diferentes tipos de lámparas, a este respecto Tarle⁶ realizó una investigación comparando el calor generado por las lámparas de Plasma, y LED contra una TLH, utilizando un aparato conectado a una PC que detecta estos cambios cuando se pone a funcionar la lámpara curando una resina en tiempos de 20 y 40 segundos según lo permitiera la lámpara. En los resultados encontró una sensible diferencia entre el calor generado por las lámparas de Plasma y de LED y la TLH siendo en las primeras mucho menor la generación de calor, además de concluir que la lámpara de LED es mejor que la de Plasma por que esta última al polimerizar de manera tan rápida por su alta intensidad crea mayor estrés en el composite cosa que el sistema en rampa no lo hace por que el incremento es paulatino. Por otro lado Shortall & Harrigton⁸ hicieron un estudio en el que demostraron la relación que existe entre la intensidad de la luz y el incremento de la temperatura. Hofmann³ hace esta reflexión en cuanto al incremento de la temperatura señala por un lado que la dentina disipa muy bien el calor generado por cualquier lámpara, y por otro en una situación clínica el diente a ser irradiado con la lámpara estaría aislado del resto de la boca con lo que se lograría una temperatura de 2° C menos que el resto de la boca y que por otro lado este es un tejido que es refrigerado por agua durante el proceso de preparación de la cavidad y el de grabado y acondicionado por lo que se logra una temperatura menor lo que compensaría elevaciones de temperatura superiores a las que genera una lámpara que va de incrementos de 4.8°C a 9°C en lámparas de alta intensidad.

CAPÍTULO IV

INFORMACIÓN GENERAL DE LAS LÁMPARAS SUJETAS AL ESTUDIO.

Lámpara Bluephase De Ivoclar-Vivadent™

La lámpara Bluephase de Ivoclar-Vivadent™ se define como una Lámpara de polimerización LED de alto rendimiento. Indicada para Polimerización de materiales que se utilizan para restauraciones directas e indirectas en dientes anteriores y posteriores; polimerización de adhesivos, bases y liners, así como para la polimerización de selladores, cementos y materiales temporales. Ofrece ventajas como: alta intensidad lumínica de 1,100 mW/cm², óptima gama de longitud de onda de 430 a 490 nm que permite la polimerización completa para todos los productos Ivoclar-Vivadent y la mayoría de los materiales fotopolimerizables. No requiere de cable, tiene 3 programas que cubren todas las indicaciones (High Power, Low Power y Soft Start), batería Ion-Li con 60 minutos de tiempo de operación, con cortos tiempos de carga de 2 horas y sin efecto memoria, innovación mundial: Sistema Clic & Cure para funcionamiento opcional con cable. También ofrece radiómetro integrado para revisar la intensidad lumínica, memoria de polimerización que guarda los últimos ajustes⁹.

El programa Hip (alta energía) es de alta intensidad constante con un pico de hasta 1100 mW/Cm² y puede ser ajustado en tiempos de 10, 20 ,30, 40 segundos dependiendo del material que se desee polimerizar¹⁰.

El sistema Low Power es de baja intensidad constante recomendado para la polimerización en zonas próximas a la pulpa se recomienda usarlo en

tiempos de 10 ó 20 segundos dependiendo del material que se desee polimerizar⁹.



Fig. 8 Lámpara Bluephase™ de Ivoclar-Vivadent™

El sistema Sof Start (en rampa) tiene incrementos paso a paso de la intensidad y rendimiento de la lámpara con reducida tensión de polimerización y desarrollo de calor para la polimerización de materiales de restauración; es recomendado usar en tiempos de 20 y 30 segundos dependiendo del material que se desee polimerizar⁹.

Lámpara Elipar™ Freelight 3m™Espe™

Con la salida al mercado de la lámpara Elipar™ FreeLight 3M™ESPE™, el fabricante ofrece como ventaja que el consumo de energía de esta lámpara es del 10% en comparación con una lámpara TLH lo que hace posible su utilización mediante baterías recargables eliminando la necesidad de cableado para su manejo; ofrece además resultados de polimerización similar al obtenido con las lámparas TLH, con lo que se puede utilizar para la polimerización de los materiales más usados en la práctica odontológica¹⁰.



Fig. 9 Lámpara Elipar™ FreeLight 3M™ESPE™

Este equipo tiene integrado un microprocesador que regula y mantiene la intensidad constante en la lámpara tanto si la pila está recién cargada como si no, además incorpora en su base de cargado un radiómetro con el cual es posible medir la intensidad de la luz. Permite además que la guía de luz gire 360° lo que asegura alcanzar cualquier zona dentro de boca. Además de ofrecer baja generación de calor lo que en sí ya es muy bueno, por lo que no requiere ventiladores lo que facilita su limpieza y desinfección, además elimina el ruido durante su operación. Esta lámpara cuenta con dos formas de funcionamiento, forma la normal que es programable a 10, 20, 30, 40 segundos y en la cual se alcanza la máxima potencia de manera constante y la forma exponencial en la cual es un ciclo único de 40 segundos en los que la intensidad de luz va en aumento alcanzando la máxima potencia a los 20 segundos continuando constante por el resto del ciclo con lo que se logra disminuir la contracción de polimerización del material utilizado¹⁰.

Lámpara Visilux 2 de 3M

Es una lámpara de tecnología de Halógeno diseñada para cubrir todas las necesidades de polimerización en el consultorio dental esta equipada con una bombilla de tungsteno que al ser atravesada por una corriente eléctrica produce el fenómeno de incandescencia lo que provoca que se genere una luz blanca de intensidad tal que es dirigida y concentrada en una cavidad provista con un filtro que permite convertir la longitud de onda en una luz azul de entre 450 y 490 nm, que se dirige luego a la punta guiadora de luz que concentra la luz en un lugar específico controlando así la luz donde se requiere, su guía de luz puede girar 360° lo que permite acceder a casi cualquier lugar dentro de la cavidad oral. Esta equipada con un ventilador potente pero silencioso que refrigera la bombilla prolongando la vida de esta, puede ser utilizada en tiempos de 10, 20, 30, 40, segundos ya que cuenta con un sistema de sonido que en estos tiempos emite un sonido característico, esta lámpara se define como una lámpara de halógeno de baja intensidad.

Su base es estable lo que permite que se use con seguridad y facilidad en el consultorio sin riesgo de que resbale o se caiga.



Fig. 10 Lámpara Visilux 2 de 3M

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Las lámparas de polimerización son de gran ayuda y esenciales para algunos de los tratamientos más frecuentes en la odontología moderna. En los últimos años se han presentado en el mercado diversas lámparas con tecnología LED. Ya que dichas lámparas cuentan con aplicaciones que prometen reducir la contracción de las resinas en el momento de la polimerización, disminuir el calor generado en la polimerización, un mayor poder de penetración, además de generar un rango de luz adecuado, pretendiendo superar las ventajas que ofrecen las lámparas de tecnología halógena ampliamente usadas en la actualidad; es necesario evaluar el desempeño de estas lámparas LED en su interacción con una resina, ya que no existen estudios que evalúen si se cumplen las ventajas ofrecidas.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

La tecnología LED ha introducido en las lámparas de fotocurado nuevas opciones de trabajo como es la técnica exponencial ó en rampa que consiste en emitir una potencia de luz inferior a la máxima e ir la incrementando hasta alcanzar la máxima intensidad en la última fase del ciclo de polimerización, evitando así, según el fabricante la contracción del material de obturación que tanto preocupa y problemas da al odontólogo y lo que pretende este estudio es corroborar la eficacia de dicha función, así como evaluar otras características importantes: calor generado durante el proceso de polimerización, profundidad de curado, longitud de onda e intensidad de la luz emitida.

HIPÓTESIS

- La resina polimerizada con las lámparas LED presentaran menor contracción de polimerización y menor velocidad de contracción. que la misma polimerizada con la lámpara TLH.
- Las lámparas LED generarán menos calor durante su funcionamiento que la lámpara TLH.
- La resina fotopolimerizada con las lámparas LED tendrá igual profundidad de curado que la misma polimerizada con la lámpara TLH.
- Las lámparas LED emitirán una luz con densidad similar a las TLH.

OBJETIVO GENERAL.

Comparar el comportamiento de dos lámparas que existen en el mercado con tecnología LED y una de tecnología halógena, utilizando una resina fotosensible de nanorrelleno Filtek Supreme 3M.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

Utilizando la lámpara Bluephase™ de Ivoclar-Vivadent™ de tecnología LED y Lámpara Elipar™ FreeLight 3M™ESPE™ tambien de tecnología LED y la lámpara Visilux 2™ visible light curing unit. Dental products/3M™ de tecnología halógena y la Resina de nanorelleno Filtek Supreme™ de 3M™ ESPE™ Dental Products. Se realizarán las pruebas para:

1. Medir el calor generado por las lámparas durante su funcionamiento.
2. Medir los rangos de densidad de luz en mW/Cm^2 que alcanzan lámparas durante su funcionamiento.
3. Medir la contracción de polimerización de la resina.
4. Medir la velocidad de polimerización de la resina.
5. Medir la profundidad de curado de la resina.

METODOLOGÍA.

Población de estudio.

Lámparas de tipo LED y de tecnología Halógena.

Resina compuesta de restauración.

Muestra.

Lámpara Bluephase™ de Ivoclar-Vivadent™.

Lámpara Elipar™ FreeLight 3M™ESPE™

Lámpara Visilux 2™ Visible Light Curing unit. Dental products/3M™.

Resina de nanorrelleno Filtek Supreme™ de 3M™ ESPE™ Dental Products.

Lote N° 20040406. Fecha de caducidad: Feb de 2007. Tono A2,

Consistencia de Cuerpo en jeringa de 4g.

Criterios de inclusión.

Lámpara de tecnología LED Bluephase™ de Ivoclar-Vivadent™.

Lámparas de tecnología LED, Elipar™ FreeLight 3M™ESPE™.

Lámpara de tecnología halógena Visilux 2™ visible light curing unit. Dental products/3M™

Resina de nanorrelleno Filtek Supreme™ de 3M™ ESPE™ Dental Products.

Criterios exclusión.

Todas las lámparas de tecnología LED y halógena no mencionadas.

Todas las resinas no incluidas.

Las lámparas de otra tecnología (láser, plasma etc.)

MATERIALES Y MÉTODO.

Medición de la contracción y la velocidad de polimerización.^{11, 12}.

El material sin polimerizar fue adquirido en la presentación de jeringas; de ahí se tomó pesó y se colocó en la caja con filtro protector para evitar que la luz ambiental iniciara la polimerización. Para cubrir totalmente el diámetro de 8 mm de la punta de fibra óptica que esta conectada a la lámpara de polimerización que se este evaluando, se usaron 0.13 ± 0.01 g de resina de restauración de tal manera que la polimerización se realizó en una sola intención. La muestra se colocó en el centro del anillo de bronce con ayuda de una espátula; este a su vez estaba colocado sobre un porta objetos. Un cubreobjetos se coló sobre la muestra y con la ayuda de otro portaobjetos se comprimió hasta que el cubreobjetos hizo contacto con la superficie superior del anillo logrando con esto que todas las muestras tuvieran un espesor constante de 1.24 mm.

El conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se instaló sobre la base del instrumento.

Cada muestra fue irradiada conforme las instrucciones del fabricante desde la parte inferior de la base del instrumento a través del portaobjetos.

Transcurrido el tiempo de irradiación se apagó la lámpara y se dejó que la polimerización continuara. El programa de adquisición de datos PICOLOG registró los cambios durante todo el transcurso que duró la prueba (600 s) las determinaciones para cada prueba se hicieron a $20 \pm 1^\circ$ C y $70 \pm 5\%$ de humedad relativa.

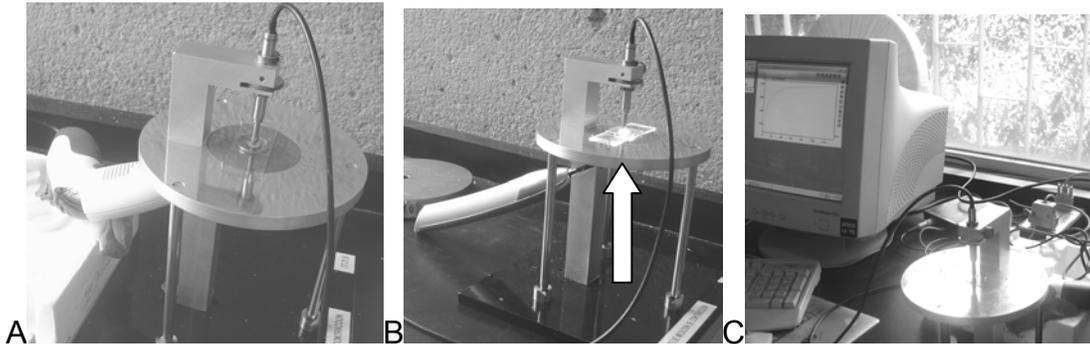


Fig. 11 Fotografías del procedimiento: A) montaje de la muestra en el aparato que mide la contracción, B) irradiación de la resina por la lámpara, nótese la colocación de la lámpara para que la luz salga por un orificio y este en pleno contacto con la resina y C) se observa cómo continua formándose la curva después de la irradiación hasta los 600 segundos que dura la prueba.

Calibración del aparato.

Antes de dar inicio al registro de los valores de contracción de las muestras, se calibró el transductor. El instrumento de medición de contracción fue calibrado bajo el siguiente procedimiento:

La punta del transductor se colocó sobre la armadura de un micrómetro digital que a su vez estaba sujeto a un soporte universal. La lectura en la carátula del micrómetro no necesariamente debe ser cero puede ser cualquier valor dentro de su intervalo de medición (0-25mm.) este valor fue registrado como I0. El programa de captura de datos PICOLOG mostró un voltaje de salida y se le designó como V0. A continuación se desplazó la armadura haciendo girar su perilla hasta el valor deseado y se le designó como L1; el voltaje capturado por el diagrama fue V1. Este procedimiento se hizo 10 veces para obtener una línea recta confiable. Se recomienda hacer la calibración entre 0 y 1000 mV, que es la región lineal de la sinusoide que representa la corriente alterna para el transductor, ya que su nivel de operación es entre 5000 y - 5000 mV. Los diferentes valores de voltaje de

salida del transductor-desplazamiento de la armadura del micrómetro fueron graficados. Se obtuvo una línea recta. La pendiente de esta línea recta representa la relación entre el voltaje y el desplazamiento del transductor y que denominamos como factor de calibración K. Se elaboraron de 5 a 7 muestras para cada lámpara incluyendo la técnica exponencial que permite la lámpara Elipar™ FreeLight 3M™ESPE™ y la Lámpara Bluephase de Ivoclar-Vivadent además de las funciones Low Power y Hip de estas lámparas.

Cálculo y expresión de resultados.

Se Calculó la contracción del porcentaje (s) cerca. $V \times 100 \% S = V_1 + V_2$ donde V = volumen del espécimen. Reportando el promedio de los 5 o 7 resultados de cada grupo de prueba como la contracción de la polimerización del material.

Determinación de la contracción.

La fotopolimerización de la resina hace que el porta objetos que está en pleno contacto con la resina se flexione hacia abajo por acción de la contracción debido a la adhesión de esta con el vidrio. Esta flexión se monitoreó por el transductor LVTD durante todo el tiempo que duro la prueba (600 segundos). Se hicieron lecturas de flexión a cada segundo. El transductor se conecto al Solactron OD5; y este a su vez al sistema de adquisición de datos PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK. Como se puede observar abajo.

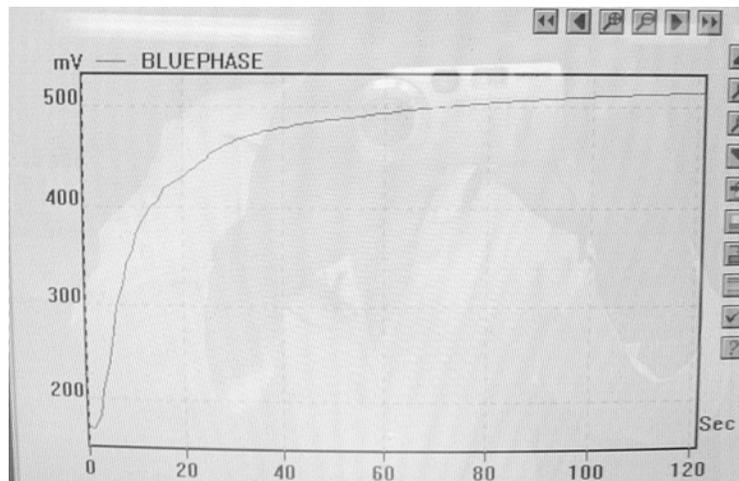


Fig. 12 muestra la forma en que se obtiene la gráfica en el aparato que mide la contracción, nótese que mientras los resultados se expresaran en % / tiempo, aquí se obtienen en mVolts / tiempo.

El encogimiento esta definido como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra ($\Delta L = L_0 - L_t$) y la longitud inicial ($L_0 = 1.24\text{mm}$) donde L_t es la longitud que ha disminuido la muestra medida a un tiempo "T" (L_t) y esta relacionado con el voltaje de salida del transductor (V_t) al tiempo de "t" y con el factor de calibración K, mediante la ecuación $L_t = V_t/K$ una vez que se tiene el valor de la contracción este se expresa en porcentaje por segundo que multiplicado por 744 que es un valor de conversión fijo que cambia esta cifra en micras/ minuto nos da una lectura fácil de entender al avaluar los resultados de la muestra.

Medición de la densidad lumínica de cada una de las lámparas.

Para medir la densidad lumínica de cada lámpara se utilizó un radiómetro de intensidad marca Demetron, que fue diseñado para medir la energía generada para polimerizar. Las pruebas de densidad superiores a 300 mW/cm^2 tienen la capacidad para polimerizar el material en capas.

Medición del calor generado por cada una de las lámparas.

Para medir el calor generado durante el funcionamiento de cada lámpara se utilizó un radiómetro de calor, que fue diseñado para medir la energía generada durante la irradiación. Las pruebas de calor en este aparato se expresan en mW/cm^2 y los resultados los portamos de la misma forma.

Profundidad de curado¹³.



Fig. 13 material utilizado para la prueba de profundidad de curado.

Se coloca el molde de acero inoxidable de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura sobre un portaobjetos cubierto por un tramo de cinta mylar, y se lubrica internamente con aceite de silicón para evitar que se adhiriera la resina, se llena el hacedor con la resina, poco a poco y se condensa con la espátula hasta su llenado, e inmediatamente después se cubre con un tramo de cinta mylar y un portaobjetos, posteriormente se polimeriza por 20 segundos para todos los grupos a excepción del sistema exponencial de la lámpara Elipar™ Freelight 3M™espe™ que es de 40 segundos de tiempo, siguiendo las indicaciones del fabricante, transcurrido el tiempo se retira el espécimen del

hacedor y se elimina todo el material no polimerizado con la espátula, se mide con el vernier Max Cal la longitud polimerizada. Este procedimiento se realiza tres veces por cada lámpara así como para el sistema en rampa de la lámpara Bluephase™ de Ivoclar-Vivadent™ y la técnica exponencial que permite la lámpara Elipar™ FreeLight 3M™ESPE™.



Fig. 14 proceso de la prueba de profundidad de curado.

RESULTADOS.

Medición de la densidad lumínica de las lámparas durante su funcionamiento.

Lámpara bluephase™ de ivoclar-vivadent™

FORMA LOW POWER	FORMA HIP (ALTA ENERGÍA)
520 mW/cm ²	900 mW/cm ²

Tabla 1 Se presenta el promedio de 3 mediciones.

FORMA SOFT START: RAMPA	
2 segundos.	300 mW/cm ²
3 segundos.	400 mW/cm ²
4 segundos.	500 mW/cm ²
5 segundos.	650 mW/cm ²
6 segundos.	880 mW/cm ²

Tabla 2 Se presenta el promedio de 3 mediciones.

Lámpara Elipar™ Freelight 3m™ Espe™

FORMA EXPONENCIAL.			FORMA NORMAL.
4 Segundos	8 segundos	12 segundos	20 segundos.
100 mW/cm ²	200 mW/cm ²	310 mW/cm ²	310 mW/cm ²

Tabla 3 Se presenta el promedio de 3 mediciones.

Lámpara Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™.

20 segundos	420 mW/cm ²
-------------	------------------------

Tabla 4 Se presenta el promedio de 3 mediciones.

Medición del calor generado durante el funcionamiento de las lámparas.

BLUEPHASE™ DE IVOCLAR-VIVADENT™.		
FORMA LOW POWER	FORMA HIP (ALTA ENERGÍA)	FORMA SOFT START: RAMPA (todas las mediciones)
10 mW/Cm ²	15 mW/Cm ²	15 mW/Cm ²

Tabla 5 La lectura se tomo 3 veces y se presenta el promedio de estos valores en la forma Soft Star el aumento fue gradual pero llegando al valor reportado se mantuvo constante,

LÁMPARA.	CALOR EXPRESADO EN:
ELIPAR™ FREELIGHT 3M™ ESPE™. (en todas las mediciones)	10 mW/cm ²
VISILUX 2™ VISIBLE LIGHT CURING UNIT. DENTAL PRODUCTS/3M™	25 mW/cm ²

Tabla 6 La lectura se tomo 3 veces y se presenta el promedio de estos valores, en la lámpara ELIPAR™ FREELIGHT en la forma exponencial fue gradual el aumento pero llegó a los mismos valores que en la forma normal.

Velocidad de polimerización de la resina.

Lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™.

Nº DE MUESTRA	BLUEPHASE FORMA LOW	BLUEPHASE FORMA SOFT	BLUEPHASE FORMA HIP A 20 SEGUNDOS	BLUEPHASE FORMA HIP A 40 SEGUNDOS.
1	0.14	0.098	0.112	0.14
2	0.112	0.093	0.14	0.14
3	0.105	0.131	0.128	0.112
4	0.16	0.105	0.131	0.16
5	0.124	0.112	0.14	0.175
6		0.14	0.16	0.187
PROMEDIO	0.1282	0.113166667	0.135166667	0.152333333
DESV.EST.	0.022185581	0.01866994	0.015930055	0.02722254
C.V.	17.30544532	16.49773802	11.78549109	17.87037616
MICRAS MINUTO	95.3808	84.196	100.564	113.336
ENERGÍA Cm ² $\frac{mJ}{Cm^2}$	200	300	300	600

Tabla 7 Todas las cifras se manejan en porcentaje sobre segundo pero se aplico el valor de conversión 744 para tener un valor de micras sobre minuto como expresa la tabla.

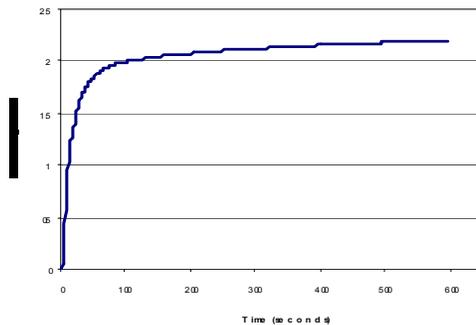


Fig. 15 se incluye la grafica 5 de porcentaje de contracción / tiempo del grupo de Low Power por ser la más representativa de este grupo.

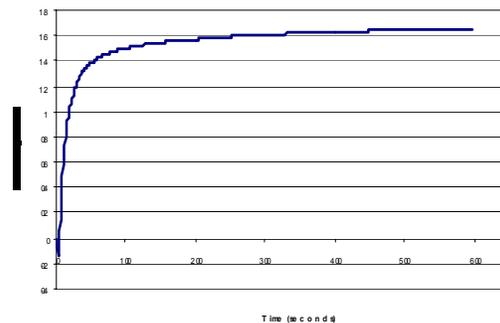


Fig. 16 se incluye la grafica 6 de porcentaje de contracción / tiempo del grupo de Soft Sart por ser la más representativa de este grupo.

Lámpara Elipar™ Freelight 3m™ Espe™

N° DE MUESTRA	FRELIGHT FORMA NORMAL.	FRELIGHTE FORMA EXPONENCIAL.
1	0.124	0.074
2	0.124	0.08
3	0.14	0.086
4	0.14	0.086
5	0.14	0.112
PROMEDIO	0.1336	0.0876
DESVEST	0.008763561	0.014518953
C.V.	6.559551587	16.57414741
MICRAS MINUTO	99.3984	65.1744
ENERGÍA mJ Cm ²	200	400

Tabla 8 Todas las cifras se manejaron en porcentaje sobre segundo pero se aplico el valor de conversión 744 para tener un valor de micras sobre minuto como expresa la tabla.

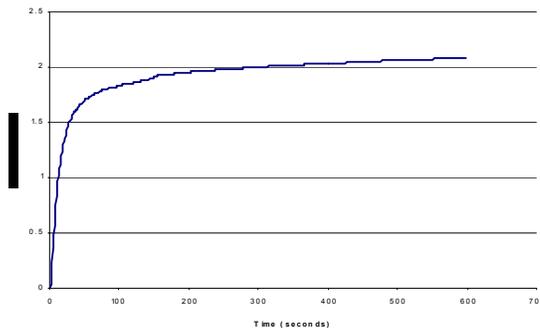


Fig. 17 se incluye la grafica 4 de porcentaje de contracción / tiempo del grupo de Freelight modo normal, por ser la más representativa de este grupo.

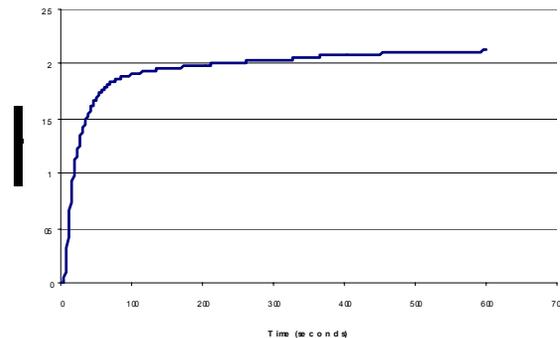


Fig. 18 se incluye la grafica 3 de porcentaje de contracción / tiempo del grupo de freelight modo exponencial por ser la más representativa de este grupo.

Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™

N° DE MUESTRA	Visilux 2
1	0.102
2	0.124
3	0.112
4	0.124
5	0.112
6	0.124
PROMEDIO	0.116333333
DESVEST	0.009157875
C.V.	7.872098485
MICRAS MINUTO	86.552
ENERGIA mJ Cm ²	500

Tabla 9 Todas las cifras se manejan en porcentaje sobre segundo pero se aplico el valor de conversión 744 para tener un valor de micras sobre minuto como expresa la tabla.

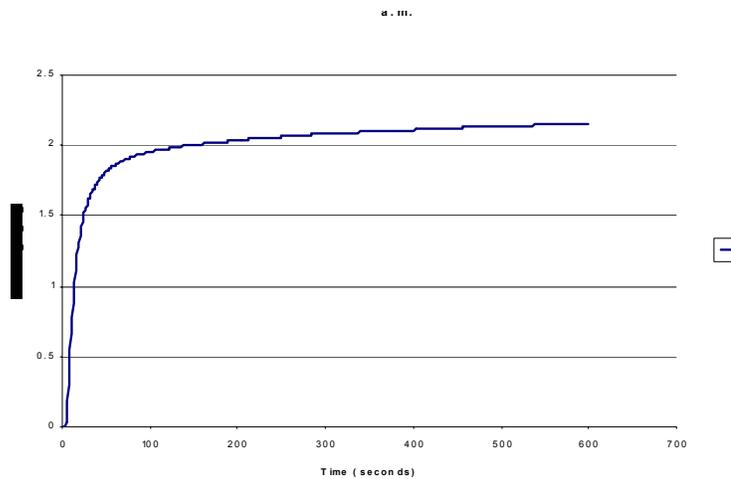


Fig. 19 se incluye la grafica 3 de porcentaje de contracción / tiempo de este grupo por ser la más representativa de este.

Contracción por polimerización de la resina (los resultados se reportan en %).

Lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™

MUESTRA	BLUEPHASE FORMA LOW	BLUEPHASE FORMA SOFT	BLUEPHASE FORMA HIP A 20 SEGUNDOS	BLUEPHASE FORMA HIP A 40 SEGUNDOS.
1	2.354	1.837	2.156	1.769
2	2.244	2.027	1.999	2.332
3	1.962	1.847	1.916	2.682
4	2.369	1.719	1.745	2.355
5	2.202	1.534	1.86	2.512
6		2.332	2.572	3.005
7				2.447
PROM	2.2262	1.882666667	2.041333333	2.443142857
DESVEST	0.163881665	0.273658668	0.294262241	0.376847197
C.V.	7.361497827	14.53569413	14.41519797	15.42468937
ENERGÍA mJ Cm ²	200	300	300	600

Tabla 10 En esta tabla se incluyen los valores de energía aplicada a cada grupo pues tiene amplia relevancia por estar en relación directa con la contracción por polimerización.

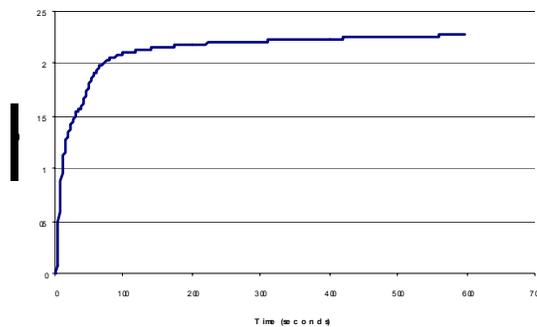


Fig. 20 se incluye la grafica 4 de porcentaje de contracción / tiempo, del grupo Hip polimerizado 40 segundos por ser la más representativa de este grupo.

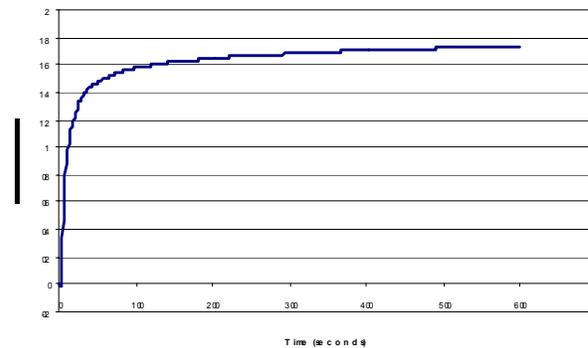


Fig. 21 se incluye la grafica 4 de porcentaje de contracción / tiempo del grupo Hip polimerizado 20 segundos por ser la más representativa de este grupo.

Lámpara Elipar™ Freelight 3m™ Espe™

MUESTRA	FREELIGHT FORMA NORMAL.	FREELIGHTE FORMA EXPONENCIAL.
1	2.198	2.226
2	2.161	2.165
3	2.036	2.17
4	2.119	2.263
5	2.008	2.16
PROM	2.1044	2.1968
DESVEST	0.080853571	0.045603728
C.V.	3.842119908	2.075916238
ENERGÍA $\frac{\text{mJ}}{\text{Cm}^2}$	200	400

Tabla 11 En esta tabla se incluyen los valores de energía aplicada a cada grupo pues tiene amplia relevancia por estar en relación directa con la contracción por polimerización.

Lámpara Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™

MUESTRA	VISILUX 2
1	2.29
2	1.541
3	2.194
4	2.341
5	2.567
6	2.253
PROM	2.19766667
DESVEST	0.346341835
C.V.	15.75952533
ENERGÍA $\frac{\text{mJ}}{\text{Cm}^2}$	500

Tabla 12 En esta tabla se incluyen los valores de energía aplicada a cada grupo pues tiene amplia relevancia por estar en relación directa con la contracción por polimerización.

Valores obtenidos en la prueba de profundidad de curado de la resina (los valores se reportan en mm).

Lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™

MUESTRA	BLUEPHASE FORMA LOW	BLUEPHASE FORMA SOFT	BLUEPHASE FORMA HIP A 20 SEGUNDOS
1	4.2	5.24	5.52
2	4.77	5.41	5.52
3	4.96	5.34	5.35
PROMEDIO	4.643333333	5.33	5.463333333
DESVIA-ESTAD	0.39551654	0.085440037	0.098149546
C.V	8.517944147	1.603002579	1.796513955
ENERGÍA $\frac{mJ}{Cm^2}$	200	300	300

Tabla 13 En esta tabla se incluyen los valores de energía aplicada a cada grupo pues tiene amplia relevancia.

Lámpara Elipar™ Freelight 3m™ Espe™

MUESTRA	FREELIGHT FORMA NORMAL.	FREELIGHTE FORMA EXPONENCIAL.
1	4.4	5.09
2	4.81	4.94
3	4.61	5.27
PROMEDIO	4.606666667	5.1
DESVIA-ESTAD	0.205020324	0.165227116
C.V	4.45051355	3.239747381
ENERGÍA $\frac{mJ}{Cm^2}$	200	400

Tabla 14 En esta tabla se incluyen los valores de energía aplicada a cada grupo pues tiene amplia relevancia.

LÁMPARA VISILUX 2™ VISIBLE LIGHT CURING UNIT. DENTAL PRODUCTS/3M™

MUESTRA	VISILUX 2
1	5.04
2	5.06
3	4.78
PROMEDIO	4.96
DESVIA-ESTAD	0.156204994
C.V	3.149294224
ENERGÍA mJ Cm ²	500

Tabla 15 En esta tabla se incluyen los valores de energía aplicada a cada grupo pues tiene amplia relevancia.

DISCUSIÓN.

De acuerdo con el estudio que realizamos podemos inferir varias cuestiones de interés para la comunidad odontológica en general, como nuestro objetivo es el comparar las lámparas de tecnología LED y las lámparas de TLH hablaremos de los resultados obtenidos por las lámparas LED en comparación con la lámpara LTH.

Empezando por mencionar que en la medición del calor generado por las lámparas sujetas al estudio se observó una clara relación entre la intensidad de la energía que generan estas en mW/cm^2 y el calor generado por las mismas obteniendo el resultado más alto la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™ en su forma de funcionamiento Hip o de alta intensidad, el valor mas bajo lo comparten las lámparas Elipar™ Freelight 3m™ Espe™ en sus dos formas de funcionamiento (que además registro los valores mas bajos de intensidad) y la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™ en su forma de funcionamiento de Low Power que es la mas baja intensidad para esta lámpara, pero algo significativo es que la lámpara LTH Visilux 2™ Visible Light Curing Unit Dental Products/3m™ registro un valor de calor 166.66% mas alto que la forma de alta energía de la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™ con lo que podemos inferir que la tecnología halógena genera un calor mucho mayor con relación a su potencia que las lámparas de tecnología LED esto concuerda en parte con el estudio realizado por Hofmann⁴ que estudio lámparas de TLH de alta intensidad, de baja intensidad, y de técnica exponencial y observo también una clara relación entre la intensidad de las lámparas y el calor generado por estas, y que atribuyó directamente al tipo de relleno y a la cantidad en porcentaje de este en el material polimerizado. Algo muy similar reportaron en su investigación

Shortall & Harrington⁸ en lámparas de alta intensidad y baja intensidad en lámparas TLH.

Los resultados de la prueba de densidad lumínica de cada lámpara se muestran en las tablas 1, 2, 3, 4, 5. se puede observar que ninguna de las lámparas LED cumplen con la densidad prometida; el fabricante⁹ de la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™ promete para la forma Low Power una intensidad de 650 mW/cm² pero solo alcanza una intensidad de 520 mW/cm²; para la forma Hip de alta energía el fabricante promete una intensidad de 1100 mW/cm² pero solo alcanza 900 mW/cm², para la forma Soft Start comienza con una intensidad de 300 mW/cm² a los 2 segundos y va aumentando de forma recta hasta alcanzar una intensidad de 880 mW/cm² a los 6 segundos y se mantiene hasta completar el ciclo de 20 segundos que duro la prueba. En un principio la lámpara se comporto como lo describe el fabricante solo que el promete que alcanzara la máxima intensidad de 1100 mW/cm² pero esto nunca sucede⁹. La lámpara Elipar™ Freelight 3m™Espe™ mostró una intensidad para la forma normal de 310 mW/cm² mientras que el fabricante¹⁰ señala que logrará aproximadamente 400 mW/cm² por lo que no cumple con ese ofrecimiento; en el caso de la forma exponencial la lámpara se comporto como sigue, a los 4 segundos alcanzó los 100 mW/Cm² a los 8 segundos los 200 mW/Cm² y a partir de los 12 segundos y hasta completar todo el ciclo de esta forma de funcionamiento se mantuvo constante en una lectura de 310 mW/cm² en este caso el fabricante no indica los valores ni el comportamiento esperado de esta lámpara por lo que se reportan estos valores sin discusión. Con relación a la lámpara Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™ cuyos resultados se muestran en la tabla 5 se encontró una intensidad de 420 mW/Cm² constantes en los 20 segundos que duró la prueba; esta es nuestra lámpara de grupo control y su intensidad está un poco arriba de la intensidad de la lámpara Elipar™ Freelight 3m™Espe™ y un poco por debajo de la

forma de funcionamiento de la Low power de la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™. Es de interés señalar que aunque en las tabla reportan el promedio de intensidad que alcanzan estas formas de funcionamiento durante la prueba, los valores mas altos se alcanzaron en la primera medición mientras que disminuían en la 2ª y en el 3ª con lo que podemos inferir que algo sucede en los LED's y en el filamento de tungsteno conforme se usan de manera continua, ya que disminuye su potencia. Este comportamiento se corrobora ya que después de pasado un cierto de tiempo se volvieron a repetir las pruebas dando exactamente los mismos resultados.

En el caso de la prueba de profundidad de curado es importante señalar que Yoon y cols⁵ atribuyen la influencia de factores como la translúcidez del material, el color, la opacidad y el volumen, al grado de polimerización del material. En este estudio utilizamos el color A2 que de acuerdo al fabricante se puede polimerizar en capas de 2 mm durante 20 segundos. Los resultados muestran que la mayor profundidad de curado se obtuvo con la forma Hip de Bluephase y compartiendo el valor mas bajo el modo Low Power (4.64 mm) de esta misma lámpara y la forma normal (4.60 mm) de Freelight. En lo que respecta a los grupos polimerizados con lámparas LED's encontramos una relación clara entre la energía que manejan, la intensidad que alcanzan y la profundidad de curado ya que mientras los de valores mas bajos manejan una energía igual a 200 mJ/Cm^2 los valores mas altos correspondientes a la forma Hip (5.46 mm) y la forma Soft (5.33 mm) de Bluephase, fueron polimerizados con una energía de 300 mJ/Cm^2 . Esta pequeña diferencia en los valores de profundidad de curado manejando la misma energía podría inferirse que se debe a la también pequeña diferencia existente entre la intensidad lumínica que las dos formas alcanzan. Mención aparte en este grupo tiene la forma exponencial de la lámpara Freelight, que maneja la energía más alta pero su profundidad de curado que genera está

en la media (5.1 mm) algo que puede atribuirse a la intensidad lumínica que alcanza ya que es baja en comparación con los grupos Hip y Soft de Bluephase los cuales produjeron valores de profundidad mas altos. Algo muy parecido podemos inferir en el caso de la lámpara TLH Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™ ya que sus valores (4.96 mm) están muy cerca de la media de todos los grupos que es de 5.09 mm, aunque maneja una intensidad por de bajo de la media su nivel de energía esta algo elevado. Estos resultados concuerdan con los que observo Fujibayashi¹⁴ con relación a que las lámparas LED que produjeron mayor profundidad de curado. Del mismo modo Mills¹⁵ señala que las lámparas LED son mejores en la activación de resinas de relleno medio y fino por contener en su mayoría como iniciadora la canforoquinona la cual se activa muy bien con la longitud de onda que emiten las lámparas LED. Sin embargo Arana¹⁶ reporto en su estudio de lámparas de TLH: de alta (700 mW/Cm²) y baja (300 mW/Cm²) intensidad y con sistema en rampa, comparados con una lámpara tipo LED (300 mW/Cm²) que el sistema en rampa es el que mejor profundidad de curado alcanzó mientras que la LED logro la profundidad mas baja.

En el caso de las pruebas de contracción por polimerización y velocidad de polimerización estas se realizaron al mismo tiempo, los resultados de la prueba de de velocidad de contracción se muestran en las tablas 7, 8, 9 la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™, presento la velocidad mas baja para el grupo Soft Start con 84.196 μ /minuto que también maneja una de las energías mas bajas, mientras que el grupo Hip que sirvió o funcionó como un grupo control adicional dentro de las lámparas LED y que se irradió a 40 segundos presentó el valor mas alto con 113.336 μ /minuto y coincidentemente es la forma que manejaba mayor densidad lumínica por más tiempo como se muestra en la misma tabla 7 en la que se observa además la relación entre densidad lumínica y la velocidad de contracción ya que conforme la lámpara maneja mayor intensidad lumínica su velocidad

también aumenta con lo que podemos inferir que la intensidad de luz es directamente proporcional a la velocidad de contracción del material polimerizado, ya que en la forma Soft Start se irradia desde valores muy bajos de densidad lumínica que no se alcanzan en las otras formas de funcionamiento. En el caso de la lámpara Elipar™ Freelight 3m™Espe™ cuyos valores se registran en la tabla 8 observamos que el valor mas bajo corresponde a la forma de funcionamiento exponencial en la cual podemos dar la misma explicación que como se alcanzan valores mas bajos de densidad lumínica que en el modo normal la velocidad de polimerización es mas baja. Algo que corrobora la velocidad que alcanza el grupo polimerizado con la lámpara Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™ ya que su densidad lumínica está entre la alta intensidad y la baja intensidad de cualquiera de las lámparas LED y su valor de velocidad también esta entre ambos grupos.

Por otro lado los resultados para la contracción por polimerización para el grupo de la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™ se reporta en la tabla 10 en la que encontramos la contracción más baja ahora en el grupo Soft start que es el sistema en rampa de esta lámpara con 1.18% de contracción y la más alta en la forma Hip que se irradio 40 segundos con 2.44 % de contracción; en el caso de la lámpara Elipar™ Freelight 3m™Espe™ los resultados se muestran en la tabla 11 en los cuales se ve una diferencia que no es significativa ya que no difiere mucho de la presentada en el grupo Low Power y el grupo Hip irradiado 20 segundos de la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™, y son valores muy semejantes a los de la lámpara Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™ de los que se puede inferir que el efecto de las intensidades de las diferentes formas de funcionamiento de las lámpara en este caso no tuvo ningún efecto en la magnitud de la contracción con eso se infiere que esta fue determinada por el material en sí más que por las lámparas. Mención aparte requieren tanto el registro de menor contracción como el de

mayor contracción ya que sí aportan valores alejados de la media. En el caso de los resultados de la forma soft Start que son los mas bajos ya que se alejan prácticamente un punto porcentual de la media de todos los resultados de esta prueba, esto podría explicarse por lo que mencionan tanto Braga & Ferracane¹⁷ como Álvarez Gayosso¹⁸; en lo que respecta a la a la contracción por un lado Braga & Ferracane mencionan que el material a polimerizar se resiste a la contracción o compensa la fuerza que ejerce el material en contracción por lo menos en las primeras etapas de la irradiación mientras el material no pase su limite elástico una vez ahí el material encuentra el llamado punto de gel en el que el material deja de ejercer resistencia a la contracción y pasa a la zona plástica donde se da a mayor magnitud la contracción. El sistema en rampa actúa aumentando gradualmente la intensidad de la luz hasta antes del punto de gel reduciendo así el rango de polimerización del material pero una vez alcanzado este punto, la intensidad se mantiene constante y permite que se complete la polimerización de manera adecuada indicando que ahí es donde radica el éxito de los sistemas en rampa. Abreu¹⁹ corrobora este dato indicando que el módulo de elasticidad, la capacidad de fluir, y la deformación del composite determinan su grado de contracción por polimerización. Por otro lado Álvarez Gayosso menciona algo similar señalando el tiempo inmediato después de pasado el punto de gel como el tiempo de mayor contracción pero puntualiza que la contracción esta dada por la suma de ambas la pre-gel como la post gel. Con todo esto se puede inferir que los valores de contracción tan pequeños de la forma Soft Start son debido a que este sistema hace sus cambios de intensidad reportados en la tabla 2 en los momentos precisos dando así lugar a un mejor resultado; también se puede inferir que la forma de funcionamiento exponencial de la lámpara Elipar™ Freelight 3m™ Espe™ no presenta mayores ventajas debido a que su intensidad según se reportó en la tabla 4 no alcanza los valores necesarios para contener o disminuir la contracción por polimerización. Esto concuerda con los estudios de

Bouschlicher y Lim de quienes hace referencia Braga & Ferracane¹⁷ quienes estudiaron sistemas normales y sistemas en rampa y no encontraron diferencias. Finalmente cabe señalar que este grupo de resultados se analizo estadísticamente con un análisis de varianza (ANOVA) y se aplico una prueba Post - hoc para determinar que grupos hicieron la diferencia, y la prueba estadística “Tukey” determino que los grupos Soft Start y Hip que se irradian 40 segundos tuvieron diferencias estadísticamente significativas con un nivel de confianza de 95%, esto se puede explicar con el hecho de que son los grupos más bajo y más alto respectivamente en los valores de contracción.

CONCLUSIONES.

Podemos concluir con los resultados de este estudio que: 1. Las lámparas de tecnología LED si generan mucho menos calor que las lámparas TLH con relación a la intensidad lumínica que alcanzan, y que entre las lámparas LED la intensidad esta relacionada directamente el calor que generan. 2. Además podemos decir que la profundidad de curado de una resina no depende de la tecnología que utiliza la lámpara de polimerización sea esta LED o TLH ya que depende de la intensidad de la lámpara y la energía que esta aplica a la resina. 3. En lo que respecta a la intensidad de luz no es posible estandarizarla pues cada lámpara de acuerdo al tipo de tecnología, el LED o su composición en sí, maneja su propia intensidad de luz. 4. En el caso de la contracción todas las lámparas generaron valores muy similares en la resina salvo el sistema en rampa ó Soft Start de la lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™ que si logró disminuir la contracción de la resina estudiada.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- 1 Gumbau C. Fuentes lumínicas para la fotoactivación en Odontología.
<http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>
- 2 Giner L, Ribera M, Cucurella S, Ferre J. Lámparas de emisión de diodos (LED), el futuro de la fotopolimerización. *www.gacetadental.com* N° 153 Noviembre de 2004. n° 148 - mayo 2004 - Informes > Artículo 3 de 3
<http://www.gacetadental.com/index2.html>.
- 3 Craig G R et al. Materiales de odontología restauradora. 10ª edición Madrid España ed Harcourt Brace 1998 Pp 249-250
- 4 Hofmann N, Markert T, Hugo B, Klaiber B. Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. temperature rise and polymerization shrinkage. *American Journal of Dentistry*. Vol 16 N° 6 Diciembre de 2003 421 - 430
- 5 Yoon TH, Lee YK, Lim BS. Kim CW. Degree of Polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 1165-1173
- 6 Hammesfahr P D, O'connor M T, Wang X. Light – Curing Technology: past, present, and future. *Compendium* Sept 2002 Vol 23 P. 18 - 24
- 7 Tarle Z, Et al, Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 662 – 667
- 8 Shortall A C, Harrigton E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 1998; 25:908-913
- 9 Ivoclar. **Bluephase** **Ivoclar-Vivadent**.
<http://www.ivoclar.com.mx/lamparas.html#bluephase>.
- 10 3M™ ESPE™ Elipar™ FreeLight <http://cms.3m.com/cms/US/en/2-21/ireFiFT/view.jhtml>
- 11 Uribe C M y Álvarez C. Valoración de encogimiento por fotopolimerización de 3 resinas comerciales usando una lámpara de 600mW/cm². Tesina.

Facultad de odontología UNAM. 001-01421-U3-2002

- 12 Aguirre L C. y Álvarez C. Influencia del espesor en la contracción por fotopolimerización en resinas para restauraciones de dientes anteriores y posteriores. Tesina Facultad de Odontología UNAM. 001-01421-A19-2003
- 13 Hernández P A. y Guerrero I C. Profundidad de curado de resinas de nanorrelleno polimerizado a través del tejido dentario. Tesina Facultad de Odontología UNAM. 001-01421-A9-2004
- 14 Fujibayashi K, Ishimaku K, Takahashi N, Kohno A. Newly. Developed curing unit using blue light – emitting diodes Dental Materials, Japan 1998 34; 49
- 15 Millas RM, Jandt K D, Ashworth S H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diodes technology. British Dental Journal, 1999 186: 388.
- 16 Arana GG. Profundidad y dureza de polimerización en resinas de fotopolimerización usando diferentes técnicas de polimerización. Odontólogos Colombia - artículos para odontólogos.
www.odontologoscolombia.com/garana/drarana.htm
- 17 Álvarez GC, Barceló S F, Guerrero I J, Sáez E G, Canseco M M A. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light – cured composites.
www.elsevier.com/locate/dental.0109.5641/03/s.p.1-8
- 18 Braga R R, Ferracane J L. alternatives in polymerization contraction stress management. J Appl Oral Sci 2004; 12: 1- 11
- 19 Abreu R R J. Resinas compuestas en el futuro. <http://www.odontologia-online.com/casos/part/ra/ra03/ra03.html>.

ANEXO 1

EQUIPO.

- Equipo de medición de contracción de polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT de – 5000 a +5000 mV. (tipo GTX25000-89, Wolverhamptom, UK).
- Radiómetro (Curing model 100, Demetron Research Corp., Danbury, CT, USA)
- Computadora personal con el programa computacional de adquisición de datos , PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK.
- Computadora personal con el programa computacional Excel 97®™
- Regulador de voltaje Microvolt 1000 ISB Sola Basic.
- Balanza analítica de 0 a 200g con precisión de 1 mg (OHAUS modelo GA2000, Germany)
- Anillos de bronce para controlar el espesor de la muestra según las dimensiones que se muestran a continuación:
- Anillo de bronce, con diámetro externo de 21.59 mm diámetro interno de 19.87 mm y altura de 1.24 mm.
- Vidrio portaobjetos de 75 mm X 25 mm X 1 mm
- Vidrio cubreobjetos de 22 mm X 22 mm X 0.13 mm.
- Micrómetro digital de 0 a 25 mm. Con precisión de 1 μ m (Mitutoyo, Tokio, Japón).
- Lentes de protección Ultraspec Uvex.
- Espátula para cementos.
- Soporte universal.
- Pinzas para soporte.
- Caja plástica con filtro protector de muestras (3M, USA)
- Hacedores de muestras para profundidad de curado (acero inoxidable de 4mm de diámetro y 6 mm de altura.
- Cinta mylar.
- Vernier Max Cal. (calibrador digital electrónico)

ANEXO 2

PESO EN GRAMOS DE LAS MUESTRAS UTILIZADAS PARA LA PRUEBA DE CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN Y VELOCIDAD DE POLIMERIZACIÓN.

Lámpara Bluephase™ De Ivoclar-Vivadent™

	BLUEPHASE FORMA LOW	BLUEPHASE FORMA SOFT	BLUEPHASE FORMA HIP A 20 SEGUNDOS	BLUEPHASE FORMA HIP A 40 SEGUNDOS.
MUESTRA 1	0.1386	0.1316	0.1312	0.1278
MUESTRA 2	0.1300	0.1232	0.1318	0.1457
MUESTRA 3	0.1347	0.1306	0.1365	0.1218
MUESTRA 4	0.1301	0.1397	0.1308	0.1218
MUESTRA 5	0.1491	0.1245	0.1439	0.1234
MUESTRA 6		0.1262	0.1301	0.1238
MUESTRA 7		0.1269		
TOTAL.	0.6825	0.9027	0.9282	0.7643
PROMEDIO	0.1365	0.1289571	0.1326	0.12738333

El peso de las muestras debe ser de 0.13 ± 0.01 para asegurar primero que la punta guiadora este bien cubierta de resina y por otro lado que el valor de la masa sea constante para el estudio.

Lámpara Elipar™ Freelight 3m™Espe™

	FREELIGHT FORMA NORMAL	FREELIGHT FORMA EXPONENCIAL
MUESTRA 1	0.13430	0.13970
MUESTRA 2	0.12910	0.13510
MUESTRA 3	0.12540	0.12540
MUESTRA 4	0.12160	0.13670
MUESTRA 5	0.12680	0.12620
TOTAL	0.63720	0.66310
PROMEDIO.	0.12744	0.13262

El peso de las muestras debe ser de 0.13 ± 0.01 para asegurar primero que la punta guiadora este bien cubierta de resina y por otro lado que el valor de la masa sea constante para los el estudio.

Lámpara Visilux 2™ Visible Light Curing Unit. Dental Products/3m™

MUESTRA 1	0.1331
MUESTRA 2	0.1385
MUESTRA 3	0.1297
MUESTRA 4	0.1303
MUESTRA 5	0.1474
MUESTRA 6	0.1352
TOTAL.	0.8142
PROMEDIO.	0.1357

El peso de las muestras debe ser de 0.13 ± 0.01 para asegurar primero que la punta guiadora este bien cubierta de resina y por otro lado que el valor de la masa sea constante para el estudio.