



EVALUACIÓN DE DENSIDAD DE PODER DE UNIDADES DE CURADO HALÓGENAS Y LEDS

**Trabajo de investigación
Requisito para optar al
Título de Cirujano Dentista**

Alumno: M. Trinidad Mackenney Palamara

**Docente Guía: Prof. Dr. Jaime Sarmiento Cornejo
Cátedra de Operatoria Dental**

**Valparaíso- Chile
2014**



EVALUACIÓN DE DENSIDAD DE PODER DE UNIDADES DE CURADO HALÓGENAS Y LEDS

**Trabajo de investigación
Requisito para optar al
Título de Cirujano Dentista**

Alumno: M. Trinidad Mackenney Palamara

**Docente Guía: Prof. Dr. Jaime Sarmiento Cornejo
Cátedra de Operatoria Dental**

**Valparaíso- Chile
2014**

AGRADECIMIENTOS

A mis padres Carlos Mackenney y Blanca María Palamara por su constante y fiel apoyo durante toda mi etapa de estudiante y por valorar el esfuerzo que he dedicado.

A mi amiga y compañera Angela Aguilar por su colaboración durante este trabajo de investigación.

A mis docente de tesis Dr. Jaime Sarmiento y Dr. Rodrigo Rubio por su constante asesoría y entrega de conocimientos.

A la empresa Pareja Lecaros y en especial a la Dra. Valeria Bahamondes por facilitar el instrumento de medición contribuyendo así a la investigación.

A todos los odontólogos que me abrieron las puertas de sus consultas, tanto a nivel público como particular, otorgándome parte de su tiempo para poder realizar las mediciones; asimismo, por su interés en conocer el estado de sus lámparas.

ÍNDICE

| | |
|--|----|
| 1. Introducción | 1 |
| 2. Marco teórico | 3 |
| 2.1 Fuentes de luz para polimerización | 3 |
| 2.1.1 Tipos de fuentes de luz para polimerización | 3 |
| 2.1.2 Tipos de polimerización en biomateriales dentales | 4 |
| 2.1.3 Importancia de la polimerización en biomateriales dentales | 4 |
| 2.2 Unidades de fotocurado halógenas | 5 |
| 2.2.1 Producción de luz en lámparas halógenas | 5 |
| 2.2.2 Componentes en lámparas halógenas | 6 |
| 2.2.3 Tipos de lámparas halógenas | 7 |
| 2.3 Unidades de fotocurado LED | 8 |
| 2.3.1 Funcionamiento de lámparas LED | 9 |
| 2.4 Comparación entre LED y unidades halógenas | 10 |
| 2.5 Densidad de potencia | 11 |
| 2.6 Radiómetros | 13 |
| 2.6.1 Tipos de radiómetros | 13 |
| 2.6.2 Modo de uso de los radiómetros | 13 |
| 2.7 Resinas compuestas | 14 |
| 2.7.1 Desarrollo de las resinas compuestas | 14 |
| 2.7.2 Tipos de resinas compuestas | 15 |
| 2.7.3 Polimerización de las resinas compuestas | 17 |
| 3. Materiales y método | 19 |
| 3.1 Pregunta de investigación | 19 |
| 3.2 Hipótesis | 19 |
| 3.3 Objetivo general | 19 |
| 3.3.1 Objetivos específicos | 19 |

| | | |
|-------|--|----|
| 3.4 | Definiciones conceptuales y operacionales de las variables | 20 |
| 3.5 | Diseño y tipo de estudio | 21 |
| 3.6 | Marco espacio-temporal | 21 |
| 3.7 | Criterios de inclusión, exclusión | 21 |
| 3.8 | Flujograma | 22 |
| 3.9 | Universo o población | 22 |
| 3.10. | Muestra | 23 |
| 3.11 | Ejecución del estudio | 23 |
| 3.12 | Consideraciones bioéticas | 26 |
| 4. | Resultados | 27 |
| 4.1 | Análisis estadístico | 28 |
| 4.2 | Asociación entre el estado de la lámpara y la densidad de potencia | 34 |
| 5. | Discusión | 37 |
| 6. | Conclusiones | 39 |
| 7. | Sugerencias | 40 |
| 8. | Resumen | 41 |
| 9. | Referencias bibliográficas | 42 |
| 10. | Anexos | 45 |

1. INTRODUCCIÓN

La belleza personal es un concepto de rol preponderante y que rige el mundo actual, tanto occidental como oriental; la estética personal es una exigencia y una presión a la cual la odontología no ha escapado. Es aquí donde los materiales biomateriales plásticos –Resinas Compuestas– deben cumplir diversos requisitos, como son estética, biocompatibilidad, funcionalidad y durabilidad, entre otros. Estos materiales se destacan por sus variadas indicaciones tanto en la clínica preventiva restauradora como rehabilitadora.

Actualmente, la mayoría de las resinas compuestas utilizan reacciones de fotopolimerización iniciadas por luz visible. A modo general, existen cuatro tipos de unidades de curado para fotopolimerizar estos materiales: unidades halógenas de cuarzo tungsteno (QTH), luces de arco de plasma, unidades laser de argón y diodos emisores de luz (LED). Cabe señalar, que estos últimos dispositivos son actualmente el estándar de uso en la práctica dental más moderna.

Si bien las unidades halógenas de cuarzo tungsteno son de gran efectividad, por lo cual siguen siendo ampliamente utilizadas, éstas muestran falencias importantes que han sido superados por las unidades LED y en especial por la tercera generación de estas.

Existe vasta información bibliográfica a nivel mundial acerca de estos dos tipos de unidades, y en especial frente a la evolución de las unidades LED, la profundidad de curado de estas unidades sobre las resinas compuestas; sin embargo no hay estudios a la fecha que hagan referencia a la densidad de poder de estas unidades de polimerización, con el objetivo de evaluar si cumplen los valores mínimos para curar adecuadamente las resinas dentales, ni menos aplicados en nuestro país, y en específico en nuestra región. Teniendo en vista tal situación, surge la necesidad de concretar esta investigación, contando con radiómetros como instrumento de medición para tal objetivo.

Las unidades de fotopolimerización representan la fuente para curar los materiales a base de resinas compuestas, y están estrechamente relacionadas con las propiedades físicas óptimas y el rendimiento clínico de las restauraciones dentales. Existen diversos factores que poseen un efecto directo sobre la fotopolimerización de estos materiales; factores como una densidad suficiente potencia, longitud de onda correcta, y el tiempo de curado adecuado son las variables críticas para la polimerización de los compuestos en base a resina. En tal contexto, la densidad de potencia es el factor principal que garantiza la eficacia de la polimerización de estos materiales, repercutiendo directamente en la calidad de las operaciones de los dentistas, cobrando relevancia ser analizado en esta investigación.

Muchos estudios han concluido que la densidad de potencia es el principal factor determinante de las propiedades de las resinas compuestas.

Debido a que la densidad de potencia, se asocia directamente con la polimerización de las resinas compuestas, bajos valores de densidad son de preocupación; una inadecuada fotopolimerización de la resina compuesta conlleva a numerosos problemas a nivel clínico. A partir de esto, se pueden producir distintas consecuencias como la disolución parcial del material no polimerizado completamente, y que a nivel de la interfaz diente-restauración puede provocar sensibilidad postoperatoria, y hasta caries.

Por su parte, una densidad de potencia deficiente, puede potencialmente resultar en propiedades mecánicas inferiores de la restauración, dando como resultado un desgaste excesivo o posiblemente la fractura del composite. Asimismo, en casos de incrementos mayores de resina compuesta que no logran ser polimerizados adecuadamente, pueden persistir monómeros libres citotóxicos.

En tal contexto, el propósito del presente trabajo de investigación se enfoca en dar respuesta a si las unidades de fotopolimerización LED y Halógenas cumplen con los parámetros mínimos necesarios para la polimerización de biomateriales odontológicos.

Teniendo en consideración lo expuesto anteriormente, la problemática de esta investigación reside en que, como futuros profesionales odontólogos, desconocemos la densidad de potencia de la unidad que estamos utilizando al momento de trabajar con resinas compuestas y de entregar un tratamiento a pacientes; asimismo, se pierde la noción sobre si se está cumpliendo con una densidad mínima para la polimerización de las resinas.

2. MARCO TEORICO

2.1 Fuentes de luz para fotopolimerización

Muchos materiales utilizados en odontología requieren un proceso de fotopolimerización para su uso, teniendo gran importancia la fuente lumínica utilizada para dicho proceso.

2.1.1 Tipos de fuentes de luz para fotopolimerización

Dentro de las unidades de Fotopolimerización podemos nombrar las unidades halógenas de cuarzo tungsteno (QTH), luces de arco de plasma, unidades laser de argón y diodos emisores de luz (LED).

a) Unidades halógenas de cuarzo tungsteno (QTH): Utilizadas durante décadas, han servido para la práctica odontológica para la polimerización de las resinas compuestas. La luz se produce por el flujo de una corriente eléctrica que transita a través de un filamento de tungsteno el que funciona como una resistencia y que genera calor rápidamente emitiendo una radiación electromagnética en forma de luz visible. Al emitir un espectro amplio de luz, requieren filtros para producir una longitud específica, luz azul; la luz no utilizada se disipa en forma de calor, por esta situación cuentan con sistemas de ventilación (Yazici et al., 2010).

b) Luces de arco de plasma: Se caracterizan por un alto potencial eléctrico. El término plasma hace referencia a la atmósfera de gas ionizado, que se compone por electrones y cationes en alta temperatura. Emiten un espectro mayor al de las QTH, sumado a una mayor potencia llegando a los $2.400 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$, asimismo poseen una vida útil mayor.

c) Unidades láser de argón: Generan luz cuando se aplica energía a un átomo, elevando un electrón a un nivel energético más alto e inestable. El electrón retorna al nivel estable liberando luz en medio de un gas de argón. El inconveniente del uso de estas lámparas es su peso y tamaño, no siendo muy portátiles. Además, las puntas de las guías son pequeñas necesitando varios ciclos de Fotopolimerización. Tienen una alta potencia, lo que no ayuda a manejar el estrés de contracción y además son costosas.

d) Diodos emisores de luz (LED): Las LED desde que aparecieron en el mercado han mejorado sus falencias convirtiéndose hoy en una de las fuentes de fotopolimerización más utilizadas junto a las unidades de cuarzo tungsteno, mejorando incluso las falencias de estas últimas. Emiten un espectro de luz más estrecho entre $400\text{-}500 \text{ [nm]}$ (luz azul) que coincide con el peak de la Canforquinona (468 nm) no necesitando filtros para su utilización. A

modo general, son compactas, livianas, silenciosas, libres de cables (aunque existen versiones alámbricas, pero no son tan frecuentes de encontrar) y son eficientes energéticamente, necesitando poca energía para su funcionamiento. Otra de sus características es la larga vida útil que éstas poseen llegando incluso a las 50.000 horas (Santini et al., 2012).

2.1.2 Tipos de polimerización en biomateriales dentales

La polimerización química o autopolimerización fue el primer proceso de polimerización de las resinas compuestas pero tenía inconvenientes; al basarse en un sistema de dos pastas, durante la mezcla de sus componentes es casi imposible evitar la incorporación de aire. El aire entra a la mezcla teniendo consecuencias en la resistencia mecánica del producto final, y al atrapar oxígeno repercute en el grado de polimerización de la resina inhibiéndolo. El tiempo era otro factor que no podía ser controlado por parte del operador, dado que la mezcla de las pastas se realiza en tiempo ya determinado. Para resolver los problemas de la autopolimerización, se diseñaron resinas que no requerían mezclarse gracias al empleo de un fotoiniciador sensible y a una fuente de luz de activación (Phillips, 2004).

Las ventajas de la instauración del sistema de fotopolimerización fueron evidentes; más tiempo para manipular el material, se evita la incorporación de oxígeno, una vez aplicada una capa de 2 mm de resina a la preparación dentaria, precisa tan sólo unos 20 a 40 segundos para la fotopolimerización, en contraste a los varios minutos que implica el proceso de polimerización química. Como la luz posee una penetración limitada, las capas de resina empleadas no deben superar los 2 [mm] de grosor, por esto se debe asegurar la correcta polimerización de todo el grosor de capa, lo que significa que en restauraciones de mayor tamaño se requiere más tiempo para ir agregando mayor cantidad de capas de composite (Hao et al., 2013).

El otro inconveniente es el costo que implica el uso de fuentes de luz; encontramos una amplia variedad de productos en el mercado, y un gran desarrollo tecnológico de éstos. Por ende, es importante conocer el comportamiento de estas unidades de fotopolimerización, sus ventajas y desventajas, para así poder efectuar una elección adecuada dentro de la variada oferta que tenemos hoy en día en el mercado (Leonard et al., 2002).

2.1.3 Importancia de la polimerización en los biomateriales dentales

El grado de polimerización del material repercute en sus propiedades mecánicas, haciendo no menor el desafío de tener el conocimiento y utilizar en la práctica odontológica diarias fuentes de luz que cumplan este requisito, necesitando una potencia mínima de 400 [mW/cm²]. La incompleta polimerización de una resina depende de varios factores; el tipo de resina compuesta (opacidad, cantidad de relleno, color de pigmentos), la intensidad

de la fuente de luz, el tiempo de exposición de la luz, y por último depende de la distancia entre la fuente lumínica y la resina compuesta (García et al., 2006).

En numerosos estudios sobre el stress de las resinas, enfatizan el rol que ejerce una intensidad suficiente de salida de las lámparas de polimerización. Se reporta un rendimiento clínico indeseable y fracasos de restauraciones de resina como resultado de una inadecuada polimerización. Esto incluye asimismo la absorción de agua, la decoloración y la disminución de la dureza. En efecto, es de aceptación universal que una intensidad suficiente de salida es primordial para asegurar la longevidad de las restauraciones y evitar resultados clínicos indeseados (Hedge et al., 2009).

2.2 Unidades de fotocurado halógenas

Estos dispositivos han sido utilizados durante años en la práctica dental debido a su bajo costo y a la gran experiencia en el campo de la odontología. Generalmente la estructura de estas lámparas es igual al de una lámpara de filamento común, sin embargo, la temperatura del filamento soporta unos cuantos cientos de grados más. Por eso, el rendimiento es superior, es decir, la luminosidad con la misma intensidad. Como un filamento de tungsteno no resiste temperaturas tan elevadas, ya que se evapora, al gas de relleno se le añaden gases halógenos (generalmente yodo). Estos gases halógenos causan la evaporación del filamento de tungsteno para formar un haluro (yoduro de tungsteno) en las superficies internas del bulbo, por ello los bulbos de este tipo de luz se fabrican de pequeños tamaños y se hacen de vidrio sílice. El yoduro de tungsteno se descompone en tungsteno y yoduro sobre el filamento que ha adquirido una temperatura muy elevada, evitando que el bulbo se quemara, y así permite una mayor temperatura de funcionamiento de la luz, resultando en una luz blanca y luminosa. La cantidad de luz obtenida en los bulbos halógenos es grande y supera a las lámparas de luz eléctrica convencionales, ya que impide virtualmente la evaporación de las superficies internas de dichos bulbos. Debido a esto, la vida de un bulbo halógeno supera hasta dos veces la vida de las lámparas eléctricas convencionales (Fan et al., 2002).

2.2.1 Producción de luz en lámparas halógenas

La luz se produce por el flujo de una corriente eléctrica que transita a través de un filamento de tungsteno el que funciona como una resistencia y que genera calor rápidamente emitiendo una radiación electromagnética en forma de luz visible. Un filamento calentado aproximadamente a 100°C genera calor en forma de radiación infrarroja (longitud de onda larga), y cuando llega a unos 3.000 °C una porción significativa se emite en espectro de luz visible (longitud de onda corta). Como la luz generada es blanca, esta aparatología requiere filtros para producir luz de una longitud de onda específica, que en

este caso sería la luz azul. Debido a la implementación de filtros, una parte significativa de esta radiación se desperdicia generando calor, por lo que se hace necesario un sistema efectivo de ventilación para compensar la temperatura. Éste es el principal problema de estos dispositivos, la necesidad de liberar la energía no útil producida. Este calor repercute en la durabilidad de estos aparatos, deteriorando progresivamente los reflectores y filtros usados en su estructura, y si esta estructura se deteriora repercute en la reducción de la intensidad de luz. El reflector pierde sus propiedades por la pérdida de reflexión del material o por la deposición de impurezas en la superficie. El filtro se degrada, astillándose reduciendo la intensidad lumínica. En algunos dispositivos se cuenta con un radiómetro incorporado que permite detectar estas deficiencias (Jandta et al., 2013).

2.2.2 Componentes en las lámparas halógenas

El filtro espectral o filtro óptico utilizado, actúa como una barrera entre la fuente emisora de luz (lámpara) y la puntera transmisora. Su función es permitir el paso de longitudes de onda específicas para el proceso de polimerización, e impedir el paso de longitudes de onda que no son útiles para este proceso (luz ultravioleta e infrarroja). Este fenómeno se denomina “transmitancia espectral”. Esto permite que el rango de longitud de onda emitido sea de un rango de 360-550 nm, con un peak de 470-480 nm generando luz azul. Además se requiere una punta transmisora de luz. En un principio se utilizaban fibras ópticas flexibles y largas, pero fueron reemplazadas debido a su progresivo deterioro producto de la alta temperatura generada, rotura de fibras y pérdida del potencial de transmisión de luz emitida. Se comenzaron a utilizar puntas ópticas cortas y rígidas que garantizan mayor calidad y energía de la luz emitida. El diámetro de estas puntas oscila entre los 8 y 13 mm, y se pueden encontrar en el mercado puntas con diseños especiales según preferencias del operador, permitiendo un uso más ergonómico según cada situación clínica. Es importante que estas puntas se encuentren en buen estado, evitando la deposición de residuos de resina compuestas, adhesivos, cementos así como fisuras, rayas o depresiones debido al intento de remover estos mismos residuos, ya que disminuye los valores de luz transmitida (Nocchi, 2007). La figura 1 ejemplifica una unidad halógena posible de encontrar en consultas dentales.



Figura 1: Lámpara halógena convencional.

2.2.3 Tipos de lámparas halógenas

Existen diferentes tipos de lámparas halógenas; las convencionales^(a), las de curado gradual^(b), las de alta potencia^(c), y las de baja potencia^(d).

a) Lámparas halógenas convencionales: Generan una potencia de unos 700-800 [mW/cm²], constante desde el inicio hasta el final del proceso de polimerización (Rueggeberg, 2011).

b) Lámparas halógenas de curado gradual: Nacen de la necesidad de disminuir la velocidad de conversión de los monómeros durante la polimerización y con ello disminuir el estrés de contracción de estos biomateriales reduciendo los efectos adversos de dicho fenómeno. Este tipo de lámparas halógenas emiten inicialmente una mínima potencia lumínica y luego van aumentando gradualmente la intensidad hasta llegar a los valores convencionales de intensidad de luz.

Las unidades halógenas de curado gradual pueden ser de **curado escalonado**, las que por una cantidad de 5 a 10 segundos emiten una potencia lumínica baja (aproximadamente 100 [mW/cm²]), la cual se va incrementando de manera escalonada hasta alcanzar la máxima potencia (alrededor de 800 [mW/cm²]). El segundo tipo son las de curado en rampa, que se inicia con una potencia inicial de 0 [mW/cm²], la cual va aumentando hasta alcanzar la máxima potencia. Por último encontramos las unidades halógenas de curado gradual por **pulso diferido**, que se utilizan cuando se agrega una última capa de resina compuesta en la restauración. Esta capa recibe inicialmente una potencia de alrededor de 200 [mW/cm²] durante sólo 3 segundos. Luego se procede al pulido y terminación de la restauración. Después de 5 minutos se procede a reactivar esta última capa a potencia máxima durante unos 10 segundos y en distintas direcciones.

c) Lámparas halógenas de alta potencia: Emiten una alta potencia de alrededor de 1000 [mW/cm²], reduciendo el tiempo de curado significativamente a unos 5 segundos, es decir, aumenta potencia y disminuye el tiempo de polimerización. El inconveniente son las tensiones provocadas durante el proceso, generando un alto estrés de contracción debido a la mayor rapidez de conversión de los monómeros en la resina.

d) Lámparas halógenas de baja potencia: Disminuye la potencia a unos 600 [mW/cm²] sin especificar un mayor tiempo de curado, con la posible consecuencia de lograr una polimerización parcial de la resina (Macchi, 2009).

2.3 Unidades de fotocurado LED

Las primeras unidades de fotoactivación a partir de fuentes de luz LED ingresaron en el mercado odontológico en el año 2001. Desde ese entonces, la tecnología LED se posiciona como una alternativa al uso de las unidades halógenas y se ha masificado en gran medida en los últimos años, tornándose accesibles en cuanto a costo. La sigla LED deriva de *Light Emitting Diode* (diodo emisor de luz). Estas unidades consisten en semiconductores específicos que emiten luz de diferentes colores, en una banda estrecha de longitud de onda, que en el caso de la odontología es luz azul, entre 460 y 480 nm. Estos semiconductores hacen más eficiente la conversión de la electricidad en luz, necesitando menos energía para su activación (Nocchi et al., 2008).

Los LED pertenecen al grupo de lámparas luminiscentes electrónicas, e irradian debido al movimiento de electrones en un semiconductor. Los materiales semiconductores presentan una estructura cristalina. Un cristal semiconductor se compone de una banda ocupada que representa la energía de los electrones ligados a los átomos, y una banda de conducción con una energía mayor, que caracteriza a los electrones libres en un cristal (Macchi, 2009).

Las LED han ofrecido varias ventajas por sobre al uso de las unidades de fotocurado de luz halógena, en los que se destaca su mayor durabilidad, aparatología más compacta y sin uso de cables mayoritariamente (existen versiones alámbricas), no requieren usar filtros, poseen una gran eficiencia a bajas temperaturas, menor necesidad de reposición de repuestos, mayor facilidad de limpieza de la aparatología y un uso silencioso, entre otras cualidades (Lindberg, 2005).

Remontándonos a la historia de las unidades de fotopolimerización LED, las primeras que salieron al mercado presentaban claras falencias, debido a la poca potencia de éstas. La primera generación de unidades de fotocurado tenía un conjunto de 7 a 8 LED que en total presentaban una potencia de 1 watt. Este conjunto de LED luego fue sustituido por el uso de un único LED con la misma potencia de 1 watt (LED de segunda generación). Clínicamente emitían luz de potencia inferior a 300 [mW/cm²], teniendo un poder de penetración escaso en materiales que requerían fotoactivación. Sin embargo, el desarrollo de esta tecnología ha sido rápido, y los aparatos LED de última generación usan LED de hasta 5 watts de potencia (LED de tercera generación). La energía de luz emitida por estos aparatos ya se puede comparar con los aparatos de fotocurado halógenos. (Barrancos y Cols, 2008).

La primera y segunda generación de lámparas LED constan de LED azules diseñados para el peak de absorción en el espectro de la canforquinona como fotoiniciador. La incorporación de otros fotoiniciadores a las resinas como 1-fenil-1,2-propanodiona (PPD), condujo al desarrollo de unidades LED de tercera generación (de onda dual o poli-onda), que emiten luz violeta (410 nm) y azul (470 nm) (Jandta et al., 2013).

2.3.1 Funcionamiento de lámparas LED

Estos dispositivos funcionan en base a dos semiconductores diferentes del tipo n-estimulado y p-estimulado. Los semiconductores n-estimulados tienen un exceso de electrones y los p-estimulados requieren electrones, resultando en la formación de espacios libres de electrones (Rueggeberg et al., 2005). Al combinar ambos tipos de semiconductores con un voltaje, los electrones del semiconductor n-estimulado se conectan con los espacios libres de electrones creados por el semiconductor p-estimulado (Callister, 2005). Se obtiene un haz de luz con longitud de onda específica que está determinada por la composición química de la combinación de semiconductores, los que a su vez están condicionados por su ancho de banda. Cuando los electrones en la combinación de semiconductores se mueven de un nivel mayor de energía a uno de menor energía, la diferencia de energía del ancho de banda se libera en forma de fotones de luz. Esta luz tiene una distribución espectral estrecha, lo cual es beneficioso considerando que los iniciadores de la fotopolimerización utilizados en la mayoría de los biomateriales como lo es la canforquinona, interactúan de buena forma con este tipo de luz. De esta situación surge como limitación que otros tipos de fotoiniciadores que interactúan con luz que esta fuera del espectro de absorción de 430-480 nm (antes nombrado). La transmisión de la luz se produce por un reflector cónico situado en la base de la guía de luz (Rovira, 2006). Las figuras 2,3 y 4 ejemplifican unidades LED inalámbricas disponibles en el mercado actual.



Figura 2: Lámpara SmartLite Max Global. Dentsply



Figura 3: Elipar™ S10. 3M.



Figura 4: LED-C Woodpecker.

2.4 Comparación entre LED y unidades halógenas

En relación a la emisión de estas unidades, la lámpara halógena emite un espectro relativamente amplio de luz visible, a partir de la cual gran parte de ésta es inútil para la fotopolimerización, disipándose entonces en forma de calor. Además, estas lámparas requieren filtros de bloqueo de luz azul, que con el tiempo se deterioran debido al calor que la lámpara produce (Jandta et al., 2013).

La tecnología LED además implica un mayor ahorro energético debido a que convierten de forma más eficiente la electricidad en luz, necesitando menos energía para su activación. Otra ventaja es que estas unidades de fotocurado son más compactas y livianas, evitando la utilización de cables (en su mayoría), ya que estas unidades utilizan baterías recargables (Al Shaafi et al., 2011).

Cabe destacar la importante evolución tecnológica que han experimentado. La vida útil de un aparato halógeno es de aproximadamente unas 50 horas, mientras que una fuente de luz LED puede durar hasta 50.000 horas. Este tipo de tecnología, en la última década ha evidenciado claras ventajas frente a las unidades de luz halógena, que si bien en un principio mostraron claras deficiencias en la práctica clínica, hoy en día son ampliamente utilizadas, aunque no han desplazado en su totalidad a las lámparas halógenas que siguen siendo utilizadas en los procedimientos clínicos hasta el día de hoy (Nocchi et al., 2008).

En la tabla I se presentan en forma más comprensible las diferencias entre las unidades halógenas y LED.

| | Lámparas Halógenas | LED |
|--------------------------------|---------------------------|-------------------------|
| Espectro de luz emitido | 360-550 nm. | 400-500 nm. |
| Necesidad de filtros | Requieren filtros. | No requieren filtros. |
| Generación de calor | Generan calor | No generan calor |
| Portabilidad | Poseen cables. | Compactas y livianas. |
| Durabilidad | 50 horas. | 50.000 horas. |
| Eficiencia energética | Menor ahorro energético | Mayor ahorro energético |

Tabla I: Comparación entre unidades de fotocurado halógenas y LED

2.5 Densidad de potencia

En relación al concepto de Densidad de Potencia de las unidades de fotocurado, se entiende como la cantidad de potencia que fluye por metro cuadrado de una superficie perpendicular a la dirección de desplazamiento (Blake, 2004). Esto es usualmente expresado en unidades de vatios por metro cuadrado (W/m^2), pero por conveniencia en unidad de milivatios por centímetro cuadrado [mW/cm^2].

Sobre el proceso de polimerización es preciso tener en mente ciertas referencias. El grado óptimo de polimerización de un compuesto de resina dental activado por luz visible, se reconoce como un factor importante para el éxito clínico de una restauración. Por desgracia, no hay clara certidumbre acerca de la efectividad de la polimerización a nivel de todas las superficies de la resina. A partir de esto, se sugiere la aplicación de capas de resina en incrementos de 2mm con una fotopolimerización por más de 20 segundos.

Según el estudio de Moore et al., 2008 que probó una marca de composite en formulación fluida e híbrida, utilizando el estándar ISO para la profundidad de curado, indicó que los materiales no alcanzaron una profundidad de 2 mm de polimerización con 20 segundos de exposición a la luz cuando la dureza del fondo de las muestras fue medida. Estos datos sugieren que incrementos de capa de 2 mm no puede dar lugar a un curado adecuado de la capa inferior para una amplia gama de tales materiales y que los fabricantes deben proporcionar información cuantitativa sobre la profundidad de curado en tiempos de activación específicos e intensidades de luz para la totalidad de la gama de materiales de resina y sus tonalidades, de manera que el dentista puede idear una técnica de colocación que asegure un curado adecuado de la restauración (Maan, 2012).

En relación a la irradiancia efectiva, se ha propuesto un promedio de 400 [mW/cm^2], como un valor mínimo para curar adecuadamente las resinas dentales (Price et al., 2011).

Es de nuestro conocimiento que las unidades de luz utilizadas para la polimerización de las resinas compuestas están sujetas al deterioro propio del paso del tiempo, y el mantenimiento frecuente es necesario para mantener la eficacia óptima; por esto que es preciso su control regular y la sustitución de las piezas deterioradas. En este sentido, se alienta a los dentistas a adoptar políticas rutinarias de control de la eficacia de todas las unidades de polimerización de luz (Kameyama et al., 2012).

En relación a esto, un estudio de Mowafy et a., 2005, examinó la eficacia de las unidades de luz halógenas de cuarzo tungsteno en los consultorios dentales privados en Toronto. Los resultados de este estudio arrojan que las unidades de polimerización de luz en oficinas dentales privadas muestran una amplia gama de intensidad de luz, teniendo muchos niveles inferiores a lo recomendado. En el estudio se analizaron especímenes de resina compuesta polimerizados durante 40 segundos, en 100 consultas privadas, 214 unidades de luz. Sólo el 10% alcanzó la dureza relativa deseada de al menos 80%. Asimismo, se encontró una relación lineal positiva entre la intensidad de la luz y la dureza relativa y el aumento del tiempo de

exposición dio lugar a un incremento significativo de la dureza relativa. La edad media, para 203 de las 214 unidades, fue un poco menos de 6 años.

Para medir la intensidad de la luz utilizó un radiómetro (Optilux, modelo 100; Kerr Corp., Orange, California), con un rango de medición de 0 a 1000 [mW/cm²], que de acuerdo con el fabricante, detecta la luz en la longitud de onda de 400 a 500 nm. La intensidad media de la emisión de las unidades de luz era 526 [mW/cm²], con un rango de 120 [mW/cm²] (1 unidad) a 1000 [mW/cm²] o superior (11 unidades). En 65 unidades (30,37%), la intensidad de la luz fue inferior a 400 [mW/cm²].

A partir de lo anterior, cobran importancia los radiómetros como instrumentos de utilidad para evaluar la densidad de potencia propia de unidades de fotopolimerización, tanto LED como halógenas.

En relación a tales instrumentos, conviene señalar un estudio que evalúa la intensidad de salida de 200 unidades de fotopolimerización en los consultorios dentales en Maharashtra, India mediante el uso de un radiómetro (Kerr). De las 200 unidades examinadas, 81 fueron LED y 119 QTH. Los resultados muestran como sólo el 10% de las unidades LED y 2% de las unidades QTH presentaban intensidades mayores a 400 mW/cm², teniendo la mayoría de las lámparas una baja intensidad de salida oscilando entre 200 y 400 [mW/cm²] (Hedge et al., 2009).

Es preciso mencionar el estudio de Price y cols, 2011, cuyo propósito fundamental fue cuantificar el efecto de la distancia sobre la irradiancia en el centro del haz de luz de 4 unidades LED. Para esto, la distribución de la irradiancia fue obtenida con un generador de perfiles de haz digital y una sonda de diámetro de 3,9 mm unida a un espectrómetro, a distancias de 2.0, 4.0, 6.0, y 8.0 mm desde la punta de cada emisor de luz de curado. La irradiancia en el centro del haz varió significativamente entre las 4 lámparas de (Figura 5) y disminuyó en relación a las distancias evaluadas. En este estudio, tal disminución se atribuye a la divergencia del haz y por lo tanto a la óptica de captación de luz y enfoque presentes dentro de las cabezas de las lámparas de polimerización.

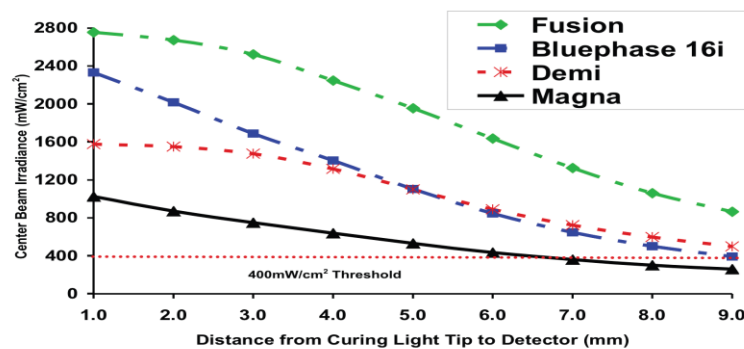


Figura 5: Irradiancia del centro del haz de luz en función de la distancia para 4 unidades de polimerización. A una distancia de 7 mm, la intensidad de radiación entregada por la unidad FlashLite Magna fue menos de 400 [mW/cm²].

La unidad de polimerización “Fusion” entregó significativamente una mayor irradiancia sobre todas las distancias, que van desde $2.757 \pm 16 \text{ mW/cm}^2$ a 1,0 mm hasta $866 \pm 27 \text{ [mW/cm}^2]$ a 9,0 mm del extremo de la lámpara de polimerización. La irradiancia de las unidades “Fusion” y “Demi” se mantuvo por encima del umbral de irradiancia de $400 \text{ [mW/cm}^2]$ mínimo para todas las distancias, mientras que las lámparas “Bluephase 16i” y “Magna FlashLite” cayeron por debajo de este umbral a una distancia de alrededor de 9 y 7 mm, respectivamente. Sólo la unidad “Fusion” mantuvo una irradiancia por encima de $1.000 \text{ [mW/cm}^2]$ a una distancia de 8,0 mm.

2.6 Radiómetro

La intensidad de la luz es un factor muy importante en la polimerización de los biomateriales con fotoiniciadores, por lo que es recomendable comprobar regularmente el estado de la lámpara de polimerización utilizada para este fin. Los radiómetros permiten monitorear y documentar un proceso de curado por luz visible/UV. La energía emitida por la aparatología de fotocurado utilizada debería, en teoría, hacerse periódicamente. Hay diversas marcas y son sencillos de operar. También pueden ocuparse para confirmar que los operadores tienen protección adecuada contra la exposición de la luz UV luz (Kameyama et al., 2012).

2.6.1 Tipos de radiómetros

Los radiómetros pueden ser cuantitativos y cualitativos. Los cuantitativos nos otorgan valores precisos en $\text{[mW/cm}^2]$ de la energía de luz emitida. Los radiómetros cualitativos nos permiten saber si la energía de luz que emite la unidad de fotopolimerización se encuentra dentro de un rango aceptado, asegurando la correcta polimerización de los biomateriales usados en la práctica odontológica. Los radiómetros pueden indicar al operador si es necesario cambiar la bombilla, la guía de luz o el reflector, ya que la disminución de la intensidad de la luz lleva consigo una polimerización parcial de las resinas (Price et al., 2012).

2.6.2 Modo de uso de los radiómetros

La calibración de los radiómetros viene de fábrica y por lo general no requiere calibración en su uso normal, pero podría necesitarse si éste sufre caídas o se encuentra dañado.

2.7 Resinas compuestas

En la práctica diaria, las resinas compuestas son los materiales más usados en la odontología restauradora. Previo a la introducción de los sistemas adhesivos, los clínicos necesitaban crear mecanismos de retención para los materiales; pero, cuando esto no era posible, las soluciones protésicas eran la alternativa a seguir. En este sentido, las resinas compuestas y los sistemas adhesivos hacen posible la utilización de procedimientos menos invasivos para tratar casos que en algún momento hubiesen requerido sacrificar gran cantidad de estructura dentaria.

En el curso de su evolución, el composite ya no es solamente considerado como una alternativa estética a los materiales que no son aceptables en el sector anterior, sino más bien como un material con sus propias propiedades que combinan estética con función (*Devoto y cols, 2010*).

2.7.1 Desarrollo de las resinas compuestas

Los Composites fueron desarrollados en 1962 por la combinación de dimetacrilatos (Resina epoxi y ácido metacrílico) con polvo de cuarzo silanizado (Bowen, 1963). El material consta fundamentalmente de tres componentes: matriz de resina (materia orgánica), cargas (parte inorgánica) y agentes de acoplamiento. (Zimmerli et al., 2010).

La matriz de resina compuesta se basa principalmente de Bis-GMA (bisfenol-A metacrilato de glicidilo). Dado que éste es altamente viscoso por sí solo, se mezcla en diferentes combinaciones con monómeros de cadenas cortas tales como TEGDMA (Trietilenglicol-dimetacrilato), UDMA y otros monómeros (Price et al., 2010).

Es esencial que las partículas de relleno se adhieran a la matriz de resina, esto permite que el polímero de la matriz (que es más flexible), transfiera las tensiones a las partículas de relleno que presentan un modulo más alto (mas rigidez). La adhesión entre estas dos fases la produce el agente de acoplamiento o de enlace, una molécula bifuncional, como un vinil-silano generalmente el gamma-metacriloxietiltrimetoxisilano. Los grupos silano contienen átomos de Silicio, con unión química a la parte cerámica de la resina; los grupos vinílicos, permiten una reacción y unión con la fase orgánica cuando las moléculas de ésta polimerizan por adición (Macchi, 2009).

Con el desarrollo del Bis- GMA por Bowen, se hizo posible la incorporación de partículas inorgánicas (relleno) a la porción orgánica, lo que optimizó las propiedades físicas del material. El cuarzo ha sido el primer tipo de carga incorporado a los materiales resinosos y se utiliza hasta la actualidad. Con la mejoría de las resinas compuestas odontológicas, otros tipos de carga han sido incorporados, como la sílice coloidal y el vidrio de fluorsilicato de aluminio (Nocchi, 2008).

El relleno inorgánico no sólo determina directamente las propiedades mecánicas del material, sino también permite la disminución en el contenido de monómero y, por consiguiente, la reducción de la contracción de polimerización (Ilie, 2011).

La incorporación de carga ha posibilitado la disminución de la cantidad de matriz orgánica, que es la parte sensible desde el punto de vista técnico de las resinas compuestas. Así, la contracción de polimerización y la absorción de agua disminuyeron y aumentó la resistencia al desgaste, como consecuencia de la adición de carga. En contrapartida, el comportamiento reológico del material ha sido modificado por el aumento de la viscosidad. De esta forma, existe un límite para la incorporación de carga, en función del tipo y del tamaño de carga empleados. Las partículas de carga de menor tamaño presentan mayor área de superficie dentro del mismo volumen de material, lo que imposibilita la incorporación de grandes cantidades por el riesgo de aumentar la viscosidad del material, al punto de dificultar su uso clínico. Además, la incorporación excesiva de carga perjudica las características estéticas del material, principalmente si se lo utiliza en dientes anteriores (Nocchi, 2008).

2.7.2 Tipos de resinas compuestas

Las resinas compuestas, se pueden distinguir por las características del refuerzo inorgánico y, en particular, por su tamaño como se refleja en la figura 6. Las resinas convencionales tenían tamaños medios de partícula que excedían $1\mu\text{M}$, con un rango de 10 a $50\mu\text{M}$, denominándose como materiales de “macrorelleno”, eran de gran firmeza, pero de difícil pulido. Posteriormente, los fabricantes comenzaron a formular resinas de “microrrelleno”, sin duda mal llamadas en ese entonces, pero denominadas como tal para resaltar probablemente el hecho de que las partículas eran microscópicas, siendo que estos materiales eran verdaderamente nanocompuestos, con un tamaño medio de 40 nm, con un rango de 1 a 100 nm. Por lo tanto, las resinas de “microrelleno” originales hubieran sido llamadas con mayor exactitud resinas de “nanorelleno” (Ferracane, 2011).

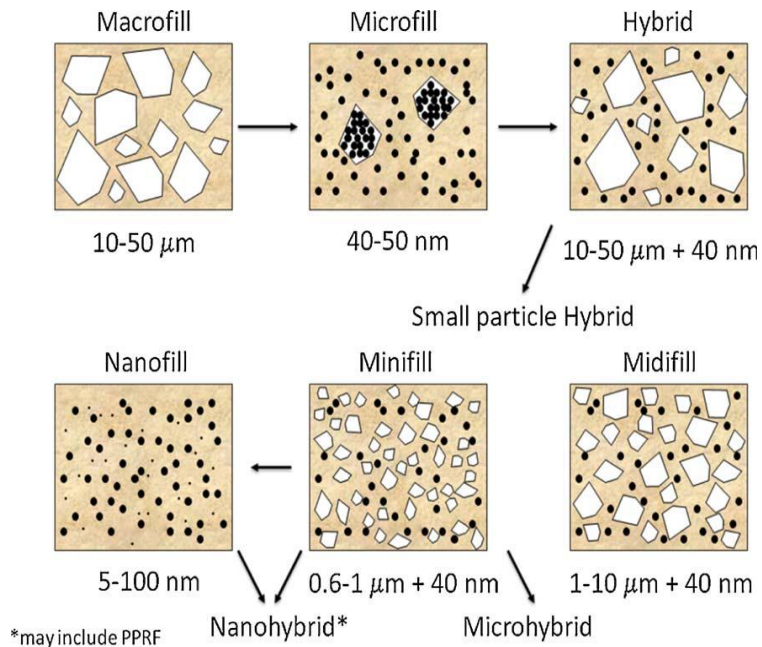


Figura 6: Desarrollo cronológico del estado del arte de las formulaciones de las resinas compuestas en base a las modificaciones de las partículas de relleno.

Las resinas de “microrrelleno” eran fáciles de pulir pero generalmente débiles debido a su contenido relativamente bajo de relleno, por eso era necesario un material que contara con una resistencia adecuada, buen pulido y estética. A partir de esto, el tamaño de partícula se redujo para producir una resina “Híbrida de partícula pequeña”. De esta categoría se distinguen las resinas de “midirelleno”, con tamaño medio de partículas ligeramente mayor que a 1 μm , pero conteniendo también una porción de partículas de 40 nm de tamaño (partículas de microrrelleno). Asimismo, con el aumento de la trituración, surgieron resinas con partículas inferiores a 1 μm , con un promedio de aproximadamente 0,4-1,0 μm , que inicialmente se llamaron como resinas de “minirelleno”, que actualmente se conocen como resinas “microhíbridas”. Estos últimos materiales son generalmente considerados como resinas universales dado su aplicación a nivel anterior y posterior, en base a su combinación de fuerza y pulido. La innovación más reciente ha sido el desarrollo de resinas de “nanorelleno”, que sólo contienen nanopartículas (5 – 100 nm) (Asmussen et al., 2005).

2.7.3 Polimerización de las resinas compuestas

Los monómeros de la matriz orgánica polimerizan por adición mediante mecanismos iniciados por radicales libres. Estos radicales se pueden generar por una activación química (resinas de auto-curado) o por una energía de activación externa (calor, luz o microondas).

En razón de que este estudio se centra en unidades de fotopolimerización, es que explicaremos con mayor profundidad el proceso de activación por luz de las resinas.

Actualmente, las resinas compuestas utilizan sistemas de activación por luz visible azul, que ofrece una adecuada profundidad de curado y tiempo de trabajo. Las resinas fotopolimerizables, se suministran en una sola pasta que está dentro de una jeringa que impide la exposición a la luz. El sistema de iniciación de los radicales libres, que consiste en una amina iniciadora (DMAEMA, dimetil aminoetil metacrilato) y una sustancia sensible a la luz, se encuentran en esta pasta. Mientras estos compuestos no estén expuestos a la luz, no interactúan. Sin embargo, la exposición a una luz de la región azul (longitud de onda de aprox. 468 nm) produce un estado excitado del agente fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que interactúan con los dobles enlaces de los monómeros, iniciándose así una polimerización por adición (Phillips, 2004).

A diferencia de la resina acrílica de auto-curado que comienza a conformarse inmediatamente después de efectuada la mezcla, la resina de acrílico fotopolimerizable requiere de un tiempo de trabajo mucho más largo entre su aplicación y su configuración. Se requiere un dispositivo que utiliza la luz para iniciar la reacción de polimerización, como la luz azul de una lámpara de halógeno, luces de arco de plasma, unidades laser de argón y diodos emisores de luz (*Chan et al, 2010*).

En relación al proceso de polimerización de las resinas compuestas, la mayoría contienen un fotoiniciador sensible a la luz, como es la canforquinona, que inicia la polimerización cuando es sometida a luz de longitud de onda de 450-470 nm. Además de una longitud de onda correcta, una intensidad suficiente de luz y el tiempo de exposición, son factores preponderantes para una óptima polimerización (Mowafy et al., 2005). La Canforquinona (CQ) es el elemento fotoiniciador más común presente en las resinas, necesitando un espectro de luz visible entre 400 y 500 nm, con un peak de 468 nm, por lo que la unidad de fotopolimerización activada debe cumplir el requisito de coincidir con este espectro de luz para lograr una polimerización del materia utilizado (Caro, 2012).

Una fotopolimerización más larga mejora la tasa de conversión (encadenamiento de los monómeros individuales) y por lo tanto conduce a una menor liberación de monómero (Zimmerli et al., 2010).

En lo que se refiere al proceso de contracción, cabe señalar que antes de ocurrir la polimerización, los monómeros se mantienen apenas juntos por fuerzas de Van der Waals, con una mínima energía potencial de separación. Como polímero, las unidades elementales se han conectado mediante uniones covalentes con una energía potencial de separación mínima aproximadamente un 20 % más baja que las que existen en los monómeros que no han reaccionado. Esto hace que durante la polimerización se produzca la contracción volumétrica (Phillips, 2004).

Bajo una perspectiva a futuro sobre algunos desarrollos potenciales de los biomateriales en base a resinas, podemos mencionar la inclusión de nuevas tendencias de la ciencia de materiales, tales como la introducción de nano estructuras, propiedades antimicrobianas y la capacidad para promover la regeneración de tejidos o la reparación, entre otros. Este enfoque requiere de materiales dentales mucho más complejas y tecnologías altamente sofisticadas, ejerciendo un notable beneficio para el paciente y una mejora de la calidad del tratamiento dental (Jand et al., 2009).

3. MATERIALES Y MÉTODO

3.1 Pregunta de investigación

¿Cumplen las unidades de fotopolimerización LED y Halógenas con los parámetros mínimos necesarios para la polimerización de biomateriales odontológicos?

3.2 Hipótesis

Las unidades de fotopolimerización LED y Halógenas “en buen estado” cumplen con los parámetros mínimos de densidad de potencia necesarios para los procedimientos clínicos de fotopolimerización.

3.3 Objetivo general

Testear la densidad de poder de una muestra de unidades de fotopolimerización Halógenas convencionales y LED usadas en el servicio particular y público de la quinta región mediante el uso de un radiómetro.

3.3.1 Objetivos específicos

1. Determinar cuántas unidades del total de la muestra cumplen con el estándar mínimo necesario para la fotopolimerización de las resinas compuestas.
2. Comparar los valores de densidad de potencia de unidades halógenas
3. Comparar los valores de densidad de potencia de unidades LED
4. Comparar los valores de densidad de potencia entre LED y Halógenas.
5. Relacionar el tipo de la unidad, marca, modelo y estado de esta con el valor de densidad de potencia obtenido.

3.4 Definiciones conceptuales y operacionales de las variables

Se trabajará con variables cuantitativas discretas, cualitativas nominales y dicotómicas como se aprecia en la tabla II

| Variable | Definición |
|----------------------|---|
| Densidad de potencia | <p>Tipo de variable: Cuantitativa discreta</p> <p>Conceptual: Cantidad de potencia que permite la polimerización de las resinas compuestas.</p> <p>Operacional: Cantidad de potencia que fluye por centímetro cuadrado, dando un valor que se expresa en milivatios por centímetro cuadrado [mW/cm²] y que es registrado por un radiómetro.</p> |
| Irradiancia efectiva | <p>Tipo de variable: Cuantitativa</p> <p>Conceptual: Valor mínimo de densidad de potencia para curar adecuadamente las resinas dentales</p> <p>Operacional: Densidad de potencia de 400 [mW/cm²], posible de ser registrada mediante un radiómetro.</p> |
| Marca | <p>Tipo de variable: Cualitativa nominal</p> <p>Conceptual: Empresa destinada a la elaboración de un producto, y que se expresa en un nombre.</p> <p>Operacional: Nombre con el que se identifica la empresa.</p> |
| Modelo | <p>Tipo de variable: Cualitativa nominal</p> <p>Conceptual: Producto de una determinada marca, que posee características y especificaciones particulares que la diferencian de otros subtipos del producto dentro de una misma marca.</p> <p>Operacional: Nombre y/o número con el que se identifica el producto y que la diferencia de otros dentro de una misma marca.</p> |
| Estado de la Lámpara | <p>Tipo de variable: Cualitativa dicotómica.</p> <p>Conceptual: Estado de los componentes de la lámpara como fibra óptica y mango, en relación a su integridad, presencia de fisuras, rayas, fracturas, residuos de biomateriales, entre otros.</p> <p>Operacional: Integridad de la lámpara en relación a sus componentes según si se encuentran en buen o mal estado.</p> |

Tabla II: Definiciones Conceptuales y Operacionales según tipo de variable.

3.5 Diseño y tipo de estudio

Este seminario de tesis se enmarca en el código de actividad investigadora denominado: Evaluación de los tratamientos e intervenciones terapéuticas, y que guarda relación con los aspectos de pruebas, evaluación y prestación de métodos complementarios a la atención en seres humanos, dado el Sistema de Clasificación de la Investigación de la Salud (Health Research Classification System).

Considerando lo anterior, este estudio corresponde a un ensayo diagnóstico in vitro -ya que no se intervienen pacientes- de evaluación de tecnología en salud en relación a su calidad.

3.6 Marco espacio-temporal

A modo de planificación, se propone que la fase empírica se divida en dos periodos:

- Primer periodo: en esta instancia se pretende probar el instrumento de medición, con una duración aproximada de una semana testando las unidades utilizadas en la facultad de odontología de la universidad de Valparaíso.
- Segundo periodo: en este periodo se debe llevar a la práctica la medición en terreno en clínicas particulares y públicas de la quinta región, con una duración aproximada de 1 mes, en distintas comunas de la quinta región.

3.7 Criterios de inclusión, exclusión y flujograma

Diversos criterios de inclusión guiarán a la selección de una muestra de unidades de fotopolimerización LED y halógenas, como son:

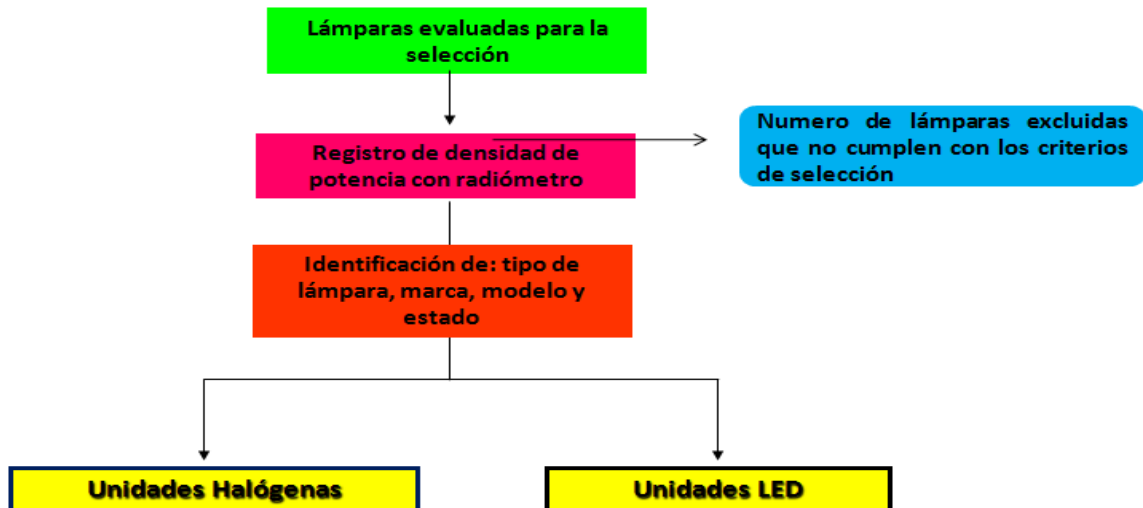
- Unidades de fotopolimerización que se usen activamente en la práctica clínica (usada en los últimos 30 días)
- Unidades que cuenten con su identificación sobre su naturaleza halógena o LED, marca y modelo
- Unidades de fabricación desde el 1990 a la fecha.
- Unidades que dispongan de todos sus componentes
- Las lámparas deben tener conductos de luz con una boquilla de emisión circular.

A partir de lo anterior se deducen los criterios de exclusión, como son:

- Unidades de fotopolimerización de uso muy ocasional o desuso en la práctica clínica
- Unidades que carezcan de identificación sobre su naturaleza halógena o LED, marca y modelo
- Unidades de fabricación previa al año 1990
- Unidades incompletas en cuanto a sus componentes
- Unidades Arco de Plasma, Laser de Argón, entre otras.

3.8 Flujograma

Dado que el estudio evalúa calidad de tecnologías usadas en salud, la fase de reclutamiento implica la selección de unidades de fotopolimerización halógenas y LED de uso a nivel público y privado. Del número de lámparas evaluadas para la selección se excluirán aquellas que no cumplan con los criterios de selección antes citados. En cuanto a la fase de asignación, no se efectúa la intervención, sino que se realiza una medición de la densidad de potencia de las lámparas mediante un radiómetro. No hay fase de seguimiento, al tratarse de un único registro de densidad de potencia. Por último, se efectuará el análisis de los datos.



3.9 Universo o población

Total de unidades de análisis en el estudio. En este seminario de tesis, la población a estudiar son las unidades de fotopolimerización LED y halógenas usadas activamente en la quinta durante el mes de Mayo del año 2014, que cumplan con los criterios de inclusión antes mencionados.

3.10 Muestra

Subconjunto compuesto de 537 unidades de fotopolimerización LED y halógenas convencionales, pertenecientes a instituciones públicas y privadas de la quinta región, que cumplan los criterios de inclusión señalados anteriormente.

Para determinar las unidades a examinar, se realizó un catastro de diferentes instituciones públicas y privadas donde se ejerce la profesión odontológica. Para obtener representatividad, la muestra se obtuvo de diversas comunas de la Quinta Región, como Viña del Mar, Valparaíso, Quilpué, Villa Alemana, Con Con, Limache, entre otras.

3.11 Ejecución del estudio

Se visitaron diversas instituciones públicas y privadas de diferentes comunas de la Quinta Región, y se pidió autorización previamente indicando que la medición se efectuaría en forma anónima, mediante una carta de presentación avalada por el docente guía de este seminario de tesis y por el director de escuela de nuestra facultad.

Las lámparas a las que se tuvo acceso y que cumplían con los criterios de inclusión fueron testeadas registrando los datos de interés como tipo de lámpara, marca, modelo, estado de sus componentes y densidad de potencia.

Se utilizaron 2 radiómetros como instrumentos de medición. Para testear las unidades LED se empleó un radiómetro modelo Bluephase Meter de la marca Ivoclar-Vivadent, de tipo cuantitativo, cuya función es registrar el valor de densidad de potencia de la unidad de luz examinada en una escala de medición en $[mW/cm^2]$, reconociendo potencias superiores a 300 $[mW/cm^2]$, y señalando con la expresión (----) potencias inferiores a tal valor. La figura 7 muestra el radiómetro usado para evaluar la densidad de potencia de una unidad LED.



Figura 7: Radiómetro modelo Bluephase Meter, marca Ivoclar-Vivadent.

Para medir la potencia de las unidades halógenas, se utilizó un radiómetro específico para dichas unidades, modelo Coltolux de la marca Coltene, que se muestra en la figura 8.



Figura 8: Radiómetro Coltolux Light Meter, marca Coltene.

En forma previa al trabajo de campo, se seleccionó un número reducido de unidades de luz LED y Halógenas, y se aplicó un procedimiento de prueba y calibración de ambos operadores para asegurar su fiabilidad.

El procedimiento a seguir con el radiómetro a emplear fue el siguiente:

1. Colocar el conducto de luz directamente en el calibre centrado, situándolo sobre el sensor.
2. Encender la unidad de fotopolimerización.
3. Conectar el radiómetro Bluephase Meter con una intensidad lumínica de al menos 300[mW/cm²]; siendo una intensidad lumínica menor indicada en la pantalla con “---”.
4. Mantener la lámpara de fotopolimerización sobre el sensor durante 5 segundos.
5. Los resultados de la medición revelaron la densidad de potencia en [mW/cm²].
6. Desconectar la unidad de fotopolimerización.
7. Bluephase Meter se desconecta automáticamente después de 20 segundos de exposición de luz o 3 segundos tras retirar la fuente lumínica.

Un procedimiento similar se realizó al evaluar la densidad de potencia de las unidades halógenas mediante el radiómetro Coltolux.

Por cada unidad examinada, se recolectaron los siguientes datos, siendo registrados en una base de datos, planilla Excel, como se ejemplifica en la Tabla III y IV.

- Tipo de lámpara
- Marca
- Modelo
- Estado:
 - Condición de la parte activa de la lámpara
 - Adecuada
 - Contaminada
 - Rayada
 - Fracturada
 - Condición de la fibra óptica
 - Adecuada
 - Inadecuada
- Densidad de Potencia [mW/cm²]

| | A | B | C | D | E |
|----|-----------------|----------|----------|----------------------|----------------------|
| 1 | TIPO DE LAMPARA | MARCA | MODELO | DENSIDAD DE POTENCIA | ESTADO DE LA LAMPARA |
| 2 | QTH | DENSTPLY | QLH 75 | 380 | FRACTURA |
| 3 | QTH | DENSTPLY | QLH 75 | 1130 | OK |
| 4 | QTH | DENSTPLY | QLH 75 | 1350 | OK |
| 5 | QTH | DENSTPLY | QLH 75 | 1030 | OK |
| 6 | QTH | DENSTPLY | QLH 75 | 1000 | FRACTURA |
| 7 | QTH | DENSTPLY | SPECTRUM | 1020 | OK |
| 8 | QTH | DENSTPLY | SPECTRUM | 750 | CONTAMINADA |
| 9 | QTH | DENSTPLY | SPECTRUM | 920 | FRACTURA |
| 10 | QTH | DENSTPLY | SPECTRUM | 980 | OK |
| 11 | QTH | DENSTPLY | SPECTRUM | 830 | OK |

Tabla III: Se ejemplifica en esta planilla una muestra de los datos registrados de unidades halógenas, en este caso de la marca Dentspy, modelos QLH 75 y Spectrum, evidenciando el estado de la fibra óptica y parte activa y la densidad de potencia.

| | A | B | C | D | E |
|----|-----------------|---------|---------------|----------------------|----------------------|
| 1 | TIPO DE LAMPARA | MARCA | MODELO | DENSIDAD DE POTENCIA | ESTADO DE LA LAMPARA |
| 2 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 680 | FRACTURA |
| 3 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 530 | OK |
| 4 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 550 | OK |
| 5 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 620 | OK |
| 6 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 800 | OK |
| 7 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 510 | OK |
| 8 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 720 | OK |
| 9 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | (---- | FRACTURA |
| 10 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | (---- | FRACTURA |
| 11 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 430 | OK |
| 12 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 890 | OK |
| 13 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | (---- | FRACTURA |
| 14 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 380 | FRACTURA |
| 15 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 350 | FRACTURA |
| 16 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 720 | OK |
| 17 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 850 | OK |
| 18 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 340 | FRACTURA |
| 19 | LED | MECTRON | STARLIGHT PRO | 550 | CONTAMINADA |

Tabla IV: Se ejemplifica en esta planilla una muestra de los datos registrados de unidades LED, como es el caso de la marca Mectron, modelo Starlight Pro, evidenciando el estado de la fibra óptica y parte activa y la densidad de potencia.

3.12 Consideraciones bioéticas:

El presente estudio no involucra intervención con seres humanos de modo que no se aplican consideraciones bioéticas. Asimismo el procedimiento de registro de datos no implica riesgos para los operadores.

Cabe señalar que a cada servicio se le entregó en forma previa un documento explicativo que señaló sobre el procedimiento de registro de la densidad de potencia de las unidades usadas, su tipo, modelo, marca y estado. Este documento aseguró que los datos obtenidos de las lámparas fueran conservados en forma anónima, solo registrando los datos de interés.

4. RESULTADOS

En primera instancia se procedió a realizar las estadísticas descriptivas de las variables en estudio.

La estadística a utilizar está vinculada al tipo de variable. Para las variables cualitativas como tipo de lámpara y estado de la lámpara se realizaron frecuencias (cantidad y porcentajes) y para las variables cuantitativas como la densidad de potencia, se utilizaron medidas de tendencia central como el promedio y medidas de dispersión como la desviación estándar.

Antes de responder los objetivos propuestos se procedió a verificar la distribución de los datos a través de la prueba de Kolmogorov- Smirnov. Dependiendo del tipo de distribución surge la estadística a utilizar, debido a que los datos provienen de una distribución normal; por lo tanto, se efectuaron pruebas paramétricas para responder los objetivos.

Para responder el objetivo si existe relación entre el estado de la lámpara y la densidad de potencia, se utilizó el índice de *d de Cohen*, que corresponde a un índice de asociación que se utiliza para medir la relación entre dos variables: una cualitativa y otra cuantitativa. Lo anterior, justificado en que la variable cualitativa “estado de la lámpara” se clasifica en una variable dicotómica (1 OK y no usa fibra óptica “presencia”, y 0 fracturada o contaminada “ausencia”). Asimismo, la variable cuantitativa corresponde a la densidad de potencia, expresada en términos de [mW/cm²].

La interpretación del índice *d de Cohen* se manifiesta en que valores absolutos de *d* entre 0,2 y 0,5 indican una intensidad de la asociación (tamaño del efecto) baja; valores entre 0,5 y 0,8 consideran un tamaño de efecto medio; mientras valores a partir de 0,8 se consideran un alto tamaño de asociación.

Es preciso hacer énfasis en que la asociación que se busca es que las lámparas que tengan estado OK o que no usen fibras ópticas tengan mayor densidad de potencia, mientras que las lámparas fracturadas o contaminadas, arrojen una menor densidad de potencia.

Para una mejor interpretación se utilizaron gráficos en todo aquello que fue pertinente.

Los software a utilizar para el análisis de resultados fueron SPSS 17.0 y EXCEL 2010.

4.1 Análisis estadístico Estadísticas descriptivas

Se constato la presencia de 537 unidades de fotocurado. De éstas, 30 unidades LED fueron excluidas por no cumplir los criterios de inclusión antes mencionados. En efecto, el total de lámparas analizadas corresponde a 507, de las cuales 107 son unidades halógenas, que corresponden a un 21%; y 400 son unidades LED que corresponden a un 79%, lo que se expresa en la figura 9.

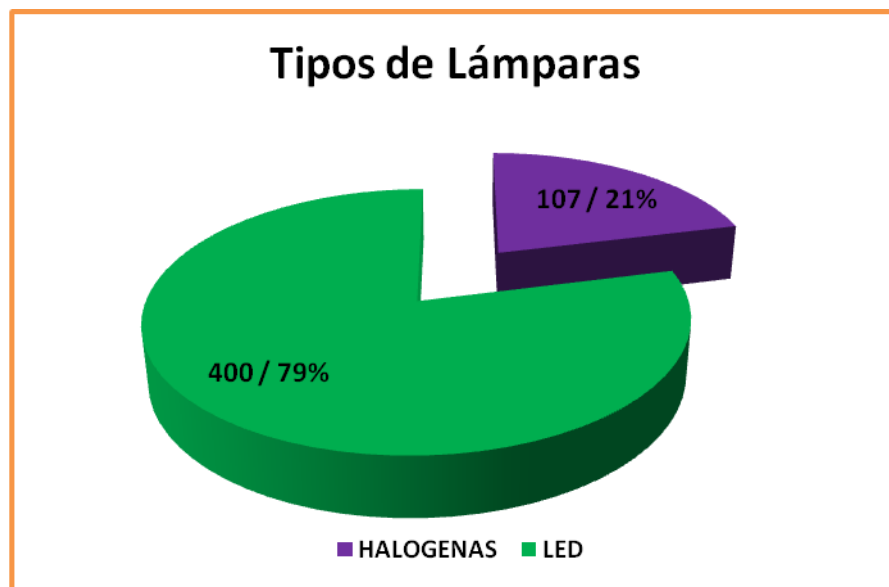


Figura 9: Gráfico de torta donde se expresa la cantidad de unidades LED y Halógenas, en número y porcentaje.

Se evaluaron diferentes tipos de Modelos de Lámparas, donde en total se analizaron 56 modelos, siendo 41 de tipo LED y 15 de tipo halógenas, como se expresa en la figura 10.

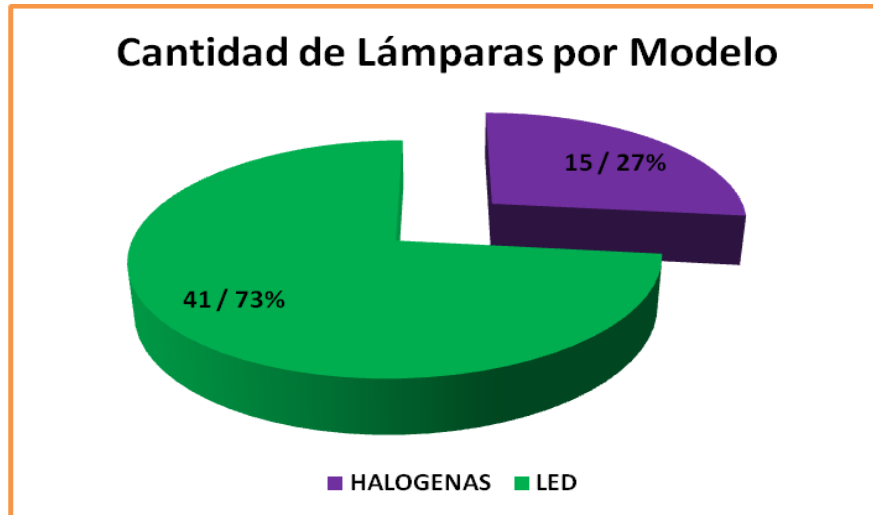


Figura 10: Gráfico de torta que demuestra la cantidad de unidades LED y halógenas según modelo.

En relación al **estado de la lámpara** se menciona lo siguiente:

| Estado de la Lámpara | Cantidad | % |
|----------------------|----------|------|
| OK | 323 | 63% |
| Contaminada | 23 | 5% |
| Fractura | 102 | 20% |
| No usa fibra óptica | 59 | 12% |
| Total | 507 | 100% |

Tabla III: Clasificación de las unidades según estado: OK, Contaminada, Fracturada y no usa fibra óptica.

Del total de lámparas (507) un 63% (323) se encuentran en buen estado, lo que en la tabla se señala con un "OK", un 5% (23) se encuentra contaminada, 20% (102) fracturada, mientras que un 12% (59) del total no usa fibra óptica, como se expresa en la tabla III.

La tabla IV presenta el estado de la lámpara según su naturaleza:

| HALOGENAS | cantidad | % |
|---------------------|-----------------|----------|
| OK | 83 | 78% |
| Contaminada | 10 | 9% |
| Fractura | 14 | 13% |
| No usa fibra óptica | 0 | 0% |
| Total | 107 | 100% |

Tabla IV: Distribución de unidades halógenas según estado.

De las lámparas Halógenas, se observa que un 78% (83) se encuentra en buen estado (OK), un 9% (10) se encuentra contaminada, y un 13% (14) fracturada. Cabe señalar que en este tipo de lámpara no se encuentran aquellas que no usan fibra óptica.

La tabla V presenta el estado de las lámparas LED:

| LED | cantidad | % |
|---------------------|----------|------|
| OK | 240 | 60% |
| Contaminada | 13 | 3% |
| Fractura | 88 | 22% |
| No usa fibra óptica | 59 | 15% |
| Total | 400 | 100% |

Tabla V: Distribución de unidades LED según estado.

De las lámparas LED, se observa que un 60% (240) se encuentra en buen estado (OK), un 3% (13) se encuentra contaminada, un 22% (88) fracturada y un 15% (59) no usa fibra óptica.

Comparación porcentual de las lámparas según tipo (Tabla VI):

| Estado de la Lámpara | HALOGENAS | LED |
|----------------------|-----------|------|
| OK | 78% | 60% |
| Contaminada | 9% | 3% |
| Fractura | 13% | 22% |
| No usa fibra óptica | 0% | 15% |
| Total | 100% | 100% |

Tabla VI: Comparación entre unidades LED y Halógenas, según estado.

Al realizar una comparación porcentual se observa que las lámparas halógenas se encuentran en mejor estado que las lámparas LED.

En cuanto a la **Densidad de la Potencia**, podemos decir que de un total de 507 lámparas, 36 de ellas, es decir un 7%, posee una potencia menor a 300 [mW/cm²].

El promedio total de la potencia de las lámparas es de 838 [mW/cm²] con una desviación estándar de 301 [mW/cm²].

Las lámparas halógenas tienen en promedio una potencia de 1.077 [mW/cm²] con una desviación estándar de 289 [mW/cm²].

Las lámparas LED tienen en promedio una potencia de 765 [mW/cm²] con una desviación estándar de 266 [mW/cm²].

A continuación, se analizará el porcentaje de lámparas que cumplen con el valor mínimo de potencia recomendado de 400 [mW/cm²], como se expresa en la tabla VII.

| Valor Potencia | Total de Lámparas | % | HALOGENAS | % | LED | % |
|--|-------------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| Menor a 400 [mW/cm ²] | 79 | 15% | 1 | 1% | 78 | 20% |
| Mayor a 400 [mW/cm²] | 428 | 85% | 106 | 99% | 322 | 80% |
| Total | 507 | 100% | 107 | 100% | 400 | 100% |

Tabla VII: Cantidad de lámparas, del total, con densidad de potencia mayor y menor a 400 [mW/cm²]. Cantidad de halógenas y LED con densidad de potencia mayor y menor a 400 [mW/cm²].

De cuadro anterior, se puede desprender que del total de lámparas (507), un 85% (428) poseen un valor igual o superior de potencia de 400 [mW/cm²]. En cuanto a las lámparas halógenas un 99% posee un valor mayor a 400 [mW/cm²], mientras que las lámparas LED un 80%.

De las Lámparas de buen estado OK o que no usan fibra óptica:

A continuación, en la tabla VIII, se muestra las lámparas que están en buen estado “OK” o que no usan fibra óptica, y el porcentaje que cumple con el valor mínimo de potencia.

| Valor Potencia | Total de Lámparas | % | HALOGENAS | % | LED | % |
|--|--------------------------|------------|------------------|-------------|------------|------------|
| Menor a 400 [mW/cm ²] | 11 | 3% | 0 | 0% | 11 | 4% |
| Mayor a 400 [mW/cm²] | 371 | 97% | 83 | 100% | 288 | 96% |
| Total | 382 | 100% | 83 | 100% | 299 | 100% |

Tabla VIII: Totalidad de lámparas, halógenas y LED, en buen estado “OK” o que no usan fibra óptica, según si superan el valor mínimo de potencia recomendado.

Se puede observar que existen 382 lámparas en buen estado “OK”, de las cuales un 97% (371) poseen un valor de potencia mayor a 400 [mW/cm²] respecto a las halógenas podemos decir que el 100% de las lámparas que se encuentran en buen estado poseen una potencia mayor a 400 [mW/cm²], en cuanto a las LED el 96% (288) de las OK poseen potencia mayor a 400 [mW/cm²].

De las Lámparas que se encuentran Fracturadas o Contaminadas:

| Valor Potencia | Total de Lámparas | % | HALOGENAS | % | LED | % |
|-----------------------------------|-------------------|------|-----------|------|-----|------|
| Menor a 400 [mW/cm ²] | 68 | 54% | 1 | 4% | 67 | 66% |
| Mayor a 400 [mW/cm ²] | 57 | 46% | 23 | 96% | 34 | 34% |
| Total | 125 | 100% | 24 | 100% | 101 | 100% |

Tabla IX: Totalidad de lámparas, halógenas y LED, en mal estado, contaminadas o fracturadas, según si superan el valor mínimo de potencia recomendado.

Se puede observar que existen 125 lámparas fracturadas o contaminadas de las cuales un 46% (57) poseen un valor de potencia mayor a 400 [mW/cm²], mientras que en las halógenas un 96% y en las LED un 34%, como se expresa en la tabla IX.

4.2 Asociación entre el estado de la lámpara y la densidad de la potencia

Para determinar la relación entre estas variables, se utilizó el índice de asociación *d de Cohen*, primero para todas las lámparas en general y luego realizando la separación por tipo, según la tabla X.

| Tipo de Lámpara | Todas | Halógenas | LED |
|-------------------------|-------|-----------|------|
| N | 507 | 107 | 400 |
| Índice de Cohen | 3,61 | 5,28 | 3,71 |
| Tamaño del efecto (r) | 0,88 | 0,94 | 0,88 |

| Clasificación | Alta relación | Alta relación | Alta relación |
|---------------|---------------|---------------|---------------|
|---------------|---------------|---------------|---------------|

Tabla X: Índice de asociación *d de Cohen*, entre el estado de la unidad y la densidad de potencia.

Del cuadro anterior se puede concluir, que existe relación entre el estado de la lámpara y la densidad de la potencia; es decir, si la lámpara se encuentra en buen estado, mayor es la potencia. De otra manera, si la lámpara se encuentra en mal estado menor es la potencia. Lo anterior, se pudo verificar en todas las lámparas en conjunto (507), como por separado, siendo las lámparas halógenas las que presentan mayor relación.

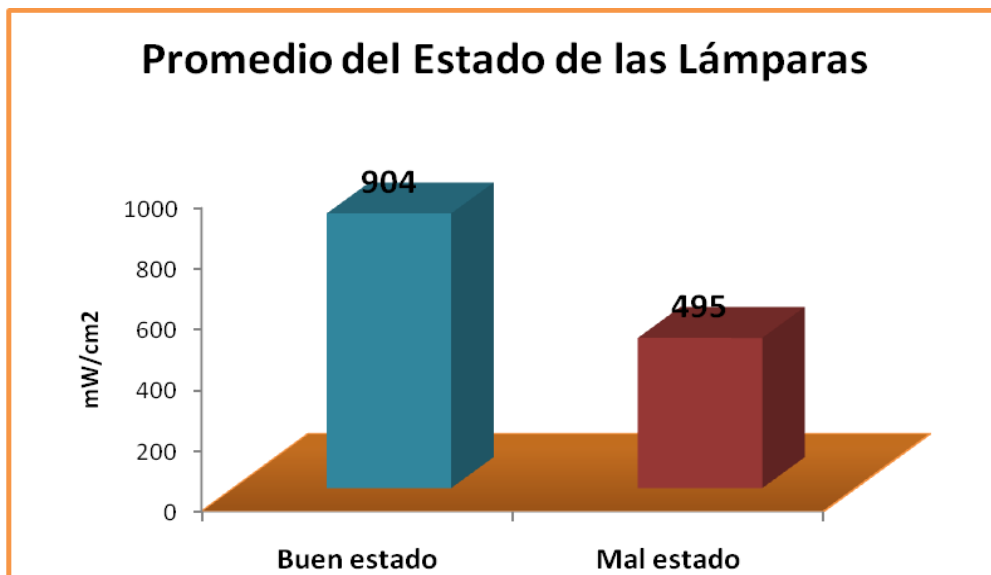


Figura 11: Total de lámparas según relación entre su estado y la densidad de potencia.

Del gráfico anterior, figura 11, se puede describir que del total de lámparas, aquellas que se encuentran en buen estado poseen una mayor densidad de potencia.

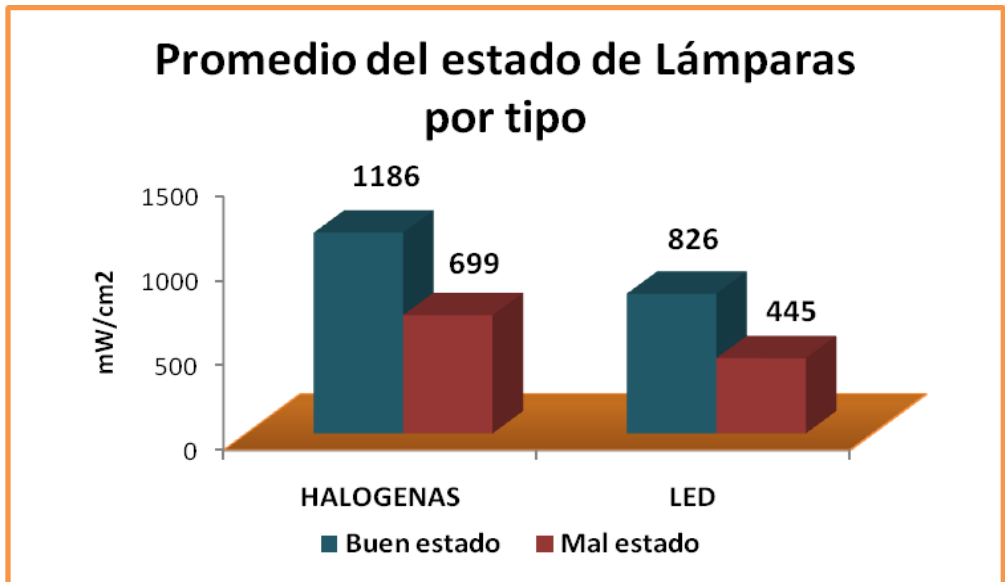


Figura 12: Relación entre unidades halógenas y LED en buen y mal estado con la densidad de potencia.

Como se observa en la figura 12, las lámparas en buen estado poseen mayor potencia, siendo en las lámparas halógenas donde se presenta mayor diferencia.

5. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el presente estudio difieren notablemente con las investigaciones respecto al tema efectuadas en el extranjero. Esto se evidencia en el estudio de *Mowafy y cols, 2005*, que examinó la eficacia de las unidades de luz halógenas en consultorios dentales privados en Toronto. Se registraron 214 unidades de luz, mediante un radiómetro (Optilux, modelo 100; Kerr Corp., Orange, California) siendo la intensidad media de emisión de 526 [mW/cm²]. En 65 unidades (30,37%), la intensidad de la luz fue inferior a 400 [mW/cm²]. Estos resultados contrastan con los del presente estudio en que la potencia media registrada fue de 1.077 [mW/cm²] y en que prácticamente la totalidad de las unidades poseían sobre 400 [mW/cm²]. Esta diferencia podría explicarse debido a que las investigaciones anteriores se efectuaron hace nueve años, época en que predominaban los focos halógenos de 50 W, siendo que hoy en día prevalecen los de 75 W.

Asimismo es preciso mencionar otro estudio que evalúa la intensidad de salida de 200 unidades de fotopolimerización en los consultorios dentales en Maharashtra, India mediante el uso de un radiómetro (Kerr). En este caso se examinaron 81 unidades LED y 119 unidades QTH. Los resultados muestran como sólo el 10% de las unidades LED y el 2% de las unidades QTH presentaban intensidades mayores a 400 mW / cm², teniendo la mayoría de las lámparas una baja intensidad de salida oscilando entre 200 y 400 [mW/cm²] (Hedge y cols, 2009). Estos resultados discrepan con los obtenidos en el presente estudio, en que el 1% de las unidades halógenas y el 20 % de las unidades LED no alcanzaron 400 [mW/cm²] de potencia.

Teniendo presente que las unidades halógenas cuentan con bulbos de entre 50 y 75 W de potencia mayoritariamente y las unidades LED, un chip LED de máximo 5 W (segunda generación), se justifica la diferencia de densidad de potencia obtenida por ambas unidades.

Otro factor a considerar que puede explicar tales discrepancias, es la fuente de poder que alimenta las unidades; en efecto: la totalidad de las unidades halógenas evaluadas se alimentan directamente de la corriente eléctrica (alámbricas); en cambio, prácticamente la mayoría de las unidades LED dependen de baterías, lo que hace irregular el comportamiento de la unidad dependiendo del estado y calidad de las baterías. El estado de la batería no es uniforme en las unidades puesto que van deteriorándose en el tiempo, lo que repercute en el comportamiento de la unidad. En cuanto a la calidad de las baterías, difieren en naturaleza, amperaje, voltaje y número de celdas.

Los resultados del presente estudio arrojan que existe relación entre el estado de la lámpara y la densidad de la potencia; dicho de otra manera, si la lámpara se encuentra en buen estado, mayor es la potencia. Respecto de tal asociación es preciso efectuar algunos alcances. En cuanto al estado de la fibra óptica en las

unidades halógenas, podemos afirmar que no es un factor determinante en la reducción de la densidad de potencia o para descartar su uso, dado que en el presente estudio se constató que sólo el 4% de las unidades fracturadas/contaminadas (1 lámpara halógena), no cumplió con los 400 [mW/cm²] de potencia exigidos. Asimismo, la potencia media de las unidades halógenas en mal estado fue de 699 [mW/cm²], cumpliendo con el estándar mínimo de potencia recomendado pese a deficiencias estructurales de la fibra óptica.

Por otra parte, en las unidades LED el 67% de las unidades con fibra óptica fracturada/contaminada no superó el mínimo de potencia requerido, siendo la potencia promedio de unidades en mal estado de 445 [mW/cm²].

Considerando que las unidades LED de segunda generación fallan principalmente por defectos en su fibra óptica, quizás sería recomendable optar por aquellas unidades libres de fibra óptica, o asumir un mayor costo, prefiriendo una unidad LED de tercera generación, que garantiza una elevada densidad de potencia (aproximadamente 2.200 [mW/cm²]), asegurando un alto desempeño incluso con defectos estructurales menores en su fibra óptica.

Al evaluar unidades de fotopolimerización en distintas localidades de la quinta región, como Valparaíso, Quilpué, Villa Alemana, Limache, Viña del Mar, entre otros, es posible estimar que los resultados obtenidos a nivel regional se pueden extrapolar a la situación nacional.

Estos resultados indican que a nivel regional se cumple en gran medida con los estándares de calidad internacional en relación a la densidad de potencias de las unidades de fotopolimerización; consecuentemente, estos hallazgos nos dejan bien posicionados como país en relación al estándar de calidad internacional.

Del presente estudio destaca la relación de cantidad de unidades LED en contraste a las unidades halógenas encontradas en la muestra, siendo una proporción de 4:1. Esto podría explicarse, debido a los grandes avances tecnológicos de los últimos años que han desplazado a las unidades tradicionales halógenas por unidades LED con una relación costo/beneficio mayor, en lo que se refiere a durabilidad del LED, eficiencia energética, reducción de la generación de calor y portabilidad.

Del presente estudio se desprende como limitación que no fue posible efectuar una medición cuantitativa de la calidad del funcionamiento de las baterías presentes en las unidades LED inalámbricas, en lo que concierne al miliamperaje, voltaje y horas de trabajo de la batería. Teniendo esta situación en mente, surge la necesidad de efectuar en un futuro cercano un estudio comparativo de unidades LED de segunda y tercera generación considerando los factores antes mencionados, que influyen en la densidad de potencia. A esto se le puede añadir la indagación sobre la cantidad y tipo de chip LED presente en cada unidad.

6. CONCLUSIONES

El presente estudio ha logrado concretar el objetivo general planteado. Se evaluó la densidad de potencia de 507 unidades de fotocurado, 107 unidades halógenas y 400 unidades LED, usadas en el servicio particular y público de distintas localidades de la quinta región mediante el uso de un radiómetro.

Respondiendo concretamente a la pregunta de investigación del presente estudio, es factible afirmar que el 99% de las unidades halógenas y el 80% de las unidades LED cumplen con el parámetro mínimo de densidad de potencia ($400 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$) necesario para la polimerización de los biomateriales odontológicos basados en resinas.

Respecto al estado de las unidades de fotocurado, el estudio reveló una relación entre el estado de las fibras ópticas y la densidad de potencia, por lo que se recomienda la correcta mantención de los componentes de la lámpara, en especial en lo que respecta a las fibras ópticas de las unidades LED y centrándose a las unidades de segunda generación.

Actualmente, las resinas son uno de los materiales más utilizados por parte de los odontólogos; por ende, cobra importancia la fotopolimerización de éstos. El monitoreo de la densidad de potencia mediante un radiómetro, es una medida que puede evitar errores en la fotopolimerización de los biomateriales empleados basados en resinas, errores que se traducen en un fracaso en los tratamientos otorgados por parte del operador.

Asimismo, conviene señalar la importancia del control periódico de las unidades de fotopolimerización con el fin de garantizar un correcto desempeño de los materiales dentales, sumado a verificar que se correspondan con los manuales de los fabricantes, ya que es notable la diferencia de densidad de potencia en lámparas pertenecientes a la misma marca y modelo.

Finalmente y a modo de cierre, las unidades de fotopolimerización LED y Halógenas en su gran mayoría cumplen con los parámetros mínimos de densidad de potencia necesarios para la polimerización de los biomateriales odontológicos.

7. SUGERENCIAS

A partir de la presente investigación surgen ciertas ideas que podrían ser analizadas a futuro:

Teniendo en consideración lo anteriormente expuesto, las fibras ópticas cobran gran relevancia en el proceso de polimerización y la densidad de potencia de la unidad. La caída de la unidad implica la mayoría de las veces la fractura completa de la fibra óptica, lo que hace impracticable su uso; implicando la compra de una nueva fibra óptica, ya sea original o alternativa; siendo estas últimas, una opción de mayor acceso económico. Dado el gran uso que presentan las unidades de fotocurado, es frecuente encontrar lámparas que utilicen fibras alternativas. En relación a tal situación, resulta de interés poder realizar a futuro una comparación de la densidad de potencia entre unidades que usen la fibra óptica original y la versión alternativa, en lámparas de una misma marca y modelo.

Es común encontrar a nivel de las consultas lámparas cuyas fibras presenten una protección plástica, a modo de evitar la contaminación producto del contacto con las resinas compuestas así como forma de proteger que la fibra se fracture en su superficie. En relación a esto surge como interrogante conocer si repercute el uso de tales protecciones en la densidad de potencia de la unidad.

En relación a la batería de las unidades LED, muchas veces uno como tratante desconoce si la unidad está cargada, hasta que esta deja de iluminar. En este sentido, es de interés evaluar como incide en la densidad de potencia que la batería esté levemente, medianamente o totalmente cargada.

Por su parte, resulta pertinente evaluar las baterías de las unidades LED inalámbricas, en relación a su miliamperaje, voltaje y horas de trabajo de la batería, en un grupo de lámparas que sean de igual marca y modelo, con el fin de vislumbrar el origen de las discrepancias en la densidad de potencia, situación frecuente en el presente estudio. Paralelo a esto, se podría indagar a cerca del tipo de chip LED que usa la unidad, la cantidad y si ilumina o no.

8. RESUMEN

Evaluación de densidad de poder de unidades de curado Halógenas y Leds

OBJETIVOS: Testear la densidad de poder [mW/cm²] de una muestra de unidades de fotopolimerización Halógenas y LED usadas en el servicio particular y público de distintas localidades de la quinta región mediante el uso de un radiómetro; asimismo, se determinará cuántas unidades del total de la muestra cumplen con el estándar mínimo necesario para la fotopolimerización de las resinas compuestas.

MATERIALES Y METODOS: Se evaluó una muestra de 507 unidades, de las cuales 107 fueron halógenas y 400 LED, utilizando dos radiómetros como instrumentos de medición: para las unidades LED se empleó el radiómetro Bluephase Meter, marca Ivoclar-Vivadent; para las unidades halógenas, el radiómetro Coltolux marca Coltene. Por cada unidad examinada, se indagó sobre el tipo de lámpara, marca, modelo, estado de la fibra óptica y de la parte activa (adecuada, contaminada, fracturada) y la densidad de potencia.

RESULTADOS: Del total de lámparas (507) un 85% (428) poseen un valor igual o superior de potencia de 400 [mW/cm²], donde 99% de las lámparas halógenas superan tal cifra, mientras que las lámparas LED un 80%. 125 lámparas se presentaron fracturadas o contaminadas; de estas 46% poseen un valor de potencia mayor a 400 mW/cm², superando dicha cifra un 96% de las halógenas y un 34% de las LED.

CONCLUSION: Las unidades LED y Halógenas en su gran mayoría cumplen con los parámetros mínimos de densidad de potencia necesarios para la polimerización de los biomateriales odontológicos. Se constató una relación entre el estado de las fibras ópticas y la densidad de potencia, por lo que se recomienda la correcta mantención de los componentes de la lámpara, en especial en lo que respecta a las fibras ópticas de las unidades LED y centrándose a las unidades de segunda generación.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Al Shaafi, M.M; Maawadh, A.M; Al Qahtani, M.Q. (2011): Evaluation of light intensity output of QTH and LED curing devices in various governmental health institutions. *Operative Dentistry*. 36: 356–361.

Anusavice, K.J. (2004), *Polímeros Dentales*, Phillips: Ciencia de los Materiales Dentales. 154-165. Editorial Elsevier. España.

Asmussen, E.; Peutzfeldt, A. (2005): Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *European Journal of Oral Sciences*.113: 417– 421.

Barrancos Mooney, J. (2006). *Tratamientos, Materiales y Técnicas. Operatoria dental: integración clínica*. 806-814. Editorial Médica Panamericana.

Blake, R. (2004): Densidad de potencia de la onda. *Sistemas electrónicos de comunicaciones*. 156-162. Editorial Thomson. México

Callister, W.D. (2005): *Fundamentals of materials science and engineering. An integrated approach*. p. 478ff. Hoboken: John Wiley & Sons.

Chan, K.H; Mai, Y; Kim, H; Tong, K.C; Desmond N; Hsiao J. (2010): Review: Resin Composite Filling. *MDPI. Dentistry Journal*. 3: 1228-1243.

Devoto, W; Saracinelli, G; Manauta, J. (2010): Composite in Everyday Practice: How to Choose the Right Material and Simplify Application Techniques in the Anterior Teeth. *The European Journal of Esthetic Dentistry*. 1: 102-124

El- Mowafy, O; El- Badrawy, W; Lewis, D; Shokati, B; Soliman, O; Kermalli, J; Encioiu, A; Rajwani, F; Zawi, R. (2005): Efficacy of Halogen Photopolymerization Units in Private Dental Offices in Toronto. *Journal of the Canadian Dental Association*: 587a – 587 g.

Fan, P.L; Schumacher R.M; Kristy, B.S; Richard B.S; Eichmiller, D.D. (2002): Curing-Light Intensity And Depth Of Cure Of Resin-Based Composites Tested According To International Standards. *American Dental Association*. 133: 429-434.

Ferracane, J.L. (2011): Resin composite—State of the art. *Acadamy of Dental Materials*. 1: 29-38

García, A.H; Martínez, M.A; Vila, J.C; Escribano, A.B; Galve, P.F. (2006): Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 11:215-220.

Hao, X; Luo, M; Wu, J; Zhu, S. (2013): A survey of power density of light-curing units used in private dental offices in Changchun City, China. *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 10: 1351-1356.

Hedge, V; Jadhav, S; Aher, G. (2009): A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra. *Journal of Conservative Dentistry*. 12: 105-108.

Ilie, N; Hickel R. (2011): Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*. 1: 59-66.

Jandt, K.D; Mills R.W. (2013): A brief history of LED photopolymerization. *Academy of Dental Materials*. 605–617.

Jandt, K.D; Sigusch, B.W. (2009): Future perspectives of resin-based dental materials. *Academy of Dental Materials*. 8: 1001–1006.

Kameyama, A.; Haruyama, A.; Asami, M.; Takahashi, T. (2012): Effect of Emitted Wavelength and Light Guide Type on Irradiance Discrepancies in Hand-Held Dental Curing Radiometers. *The ScientificWorld Journal*. 2013: 1-7.

Krishnaswamy, N.R.; Sunitha, C. (2007) Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: a 15-month clinical study of bond failures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 132: 518–23.

Lindberg A. (2005): Resin Composites Sandwich restorations and Curing techniques. Department of Dental Hygienist Education, Faculty of Medicine, Umeå University, Sweden.

Maan, M. A. (2012): Evaluation of light-curing units in rural and urban areas. *The Saudi Dental Journal*. 24: 164-167.

Macchi, R.L. (2009), Unidades de Fotopolimerización, Materiales Dentales. 171-186. Editorial Panamericana. Argentina.

Moore, B.; Platt, J.; Borges, G.; Chu, T.; Katsilieri, I. (2008): Depth of Cure of Dental Resin Composites: ISO 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades. *Operative dentistry*. 33: 408-412.

Nocchi, C. (2008), Conocer las fuentes de luz, Odontología Restauradora: Salud y Estética. 169-186. Editorial Panamericana. Argentina.

Price, R.; Labrie, D.; Whalen, M. (2011): Effect of Distance on Irradiance and Beam Homogeneity from 4 Light-Emitting Diode Curing Units. *Journal of the Canadian Dental Association*.1-10.

Price, R.B; Labrie, D.; Kazmi, S.; Fahey, J.; Felix, C.M. (2012): Intra- and inter-brand accuracy of four dental radiometers. *Journal Clinical Oral Investigations*. 16:707–717.

Price, R.B; Labrie, D.; Rueggeberg, F. A.; Felix, C.M. (2010): Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 22: 363–377.

Roberts, H. W.; Vandewalle, K. S.; Berzins, D. W.; and Charlton, D. G. (2006): Accuracy of LED and halogen radiometers using different light sources. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.18:214–222.

Rovira. M. (2006): Lámparas de fotopolimerización: Estado actual. *Revista de Operatoria Dental y Endodoncia*. 5-29.

Rueggeberg, F.A.; Blalock J.S.; Callan, R.S. (2005): LED curing lights--what's new? *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 26(8):586-590.

Rueggeberg, F.A. (2011): State of the art: Dental photocuring A review. *Dental Materials*. 27:39–52.

Santini, A.; Miletic, V.; Swift, MD; Bradley, M. (2012) Degree of conversion and microhardness of TPO containing resin based composites cured by polywave and monowave LED units. *Journal of Dentistry*; 40:577–584.

Uhl, A.; Mills R.W.; Rzanny, A.E.; Jandt, K.D. (2005): Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. *Dental Materials*. 21:278–286.

Völkel T. Bluephase® family scientific documentation April 2009. IvoclarVivadent AG, Bendererstr. 2, FL 9494 Schaan, Principality of Liechtenstein.

Yazici, A.R.; Celik, C.; Ozgunaltay, G.; Dayangac, B. (2010): The effects of different light-curing units on the clinical performance of nanofilled composite resin restorations in non-carious cervical lesions: 3-year follow-up. *Journal of Adhesive Dentistry*. 12: 231–236.

Zimmerli, B.; Strub, M.; Jeger, F.; Stadler, O.; Lussi A. (2010): Composite materials: Composition, properties and clinical applications. Department of Preventive, Restorative and Pediatric Dentistry, School of Dental Medicine. University of Bern. *Swiss Dental Journal*. 120: 972-978.

10. ANEXOS

A continuación se exponen las lámparas halógenas y LED mas frecuentes en sector público y privado.



Unidad LED, Woodpecker LED



Unidad LED, Woodpecker LED B.



Unidad LED, SDI, Radical



Unidad Halógena, 3M ESPE, Elipar 3500.



Unidad Halógena, 3M ESPE, Elipar 3500.



Unidad Halógena, Coltene, Colt lux 75