



INCIDENCIA DE FACTORES EN LA DENSIDAD DE POTENCIA DE UNIDADES DE FOTOCURADO LED

Trabajo de investigación
requisito para optar al
Título de Cirujano Dentista

Alumno: Angela Aguilar Núñez

**Profesor Guía: Dr. Jaime Sarmiento C.
Cátedra de Operatoria Dental**

**Valparaíso - Chile
2015**

Agradecimientos

Agradezco a la Dra. Valeria Bahamondes, por facilitarme el instrumento de medición de este seminario de tesis. Sin ella este seminario de tesis no podría haberse realizado. Gracias por su cooperación, por su amabilidad y confianza.

A mi docente guía, Dr. Jaime Sarmiento, quien hizo este proceso ameno y me brindo su ayuda durante esta tesis.

También quiero agradecer a mi amiga María Trinidad Mackenney, por toda su colaboración y apoyo en el transcurso de este estudio.

Y no puedo dejar de mencionar, al Dr. Jorge Godoy, quien nos brindó conocimiento y guió para que todos finalizáramos de esta etapa.

INDICE

I. Introducción.....	1
II. Marco teórico.....	2
1. Resinas Compuestas.....	2
1.1 Desarrollo de las resinas compuestas.....	2
1.2 Tipos de Resinas Compuestas.....	3
1.3 Proceso de polimerización en las Resinas Compuestas.....	4
1.4 Importancia de la polimerización en biomateriales dentales.....	6
2. Fuentes de Luz para polimerización.....	7
2.1 Tipos de fuentes de luz para polimerización.....	7
2.2 Técnicas de fotopolimerización.....	8
3. Unidades de Fotocurado LED.....	9
3.1 Componentes de unidades de fotocurado LED.....	10
3.2 Funcionamiento de lámparas LED.....	10
4. Densidad de potencia.....	11
4.1 Causa de la disminución de la densidad de potencia.....	14
4.2 Consecuencias de la disminución de la densidad de potencia.....	14
5. Radiómetros.....	15
5.1 Tipos de Radiómetros.....	15
5.2 Modo de uso de los radiómetros.....	15
6. Bioseguridad en la odontología.....	16
III. Materiales y Método.....	17
1. Pregunta de investigación.....	17
2. Hipótesis.....	17
3. Objetivos.....	17
3.1 Objetivo general.....	17
3.2 Objetivos específicos.....	17
4. Definiciones Conceptuales y Operacionales de las variables.....	18
5. Diseño y Tipo de estudio.....	19
6. Marco Espacio-Temporal.....	19
7. Criterios de Inclusión, Exclusión y Flujograma.....	19
8. Universo y Muestra.....	20
9. Ejecución del Estudio.....	21
10. Consideraciones Bioéticas.....	23
IV. Resultados.....	24
1 Metodología Estadística.....	24
2 Análisis Estadístico.....	25
2.2 Estadísticas descriptivas.....	25
2.3 Estadístico T-Student.....	28
V. Discusión.....	33
VI. Conclusión.....	36
VII. Sugerencias.....	38
VIII. Resumen.....	39
IX. Referencias Bibliográficas.....	40

I. INTRODUCCION

Cada día nos enfrentamos a nuevos desafíos durante el ejercicio de la odontología, donde los materiales estéticos juegan un rol muy importante debido a sus cualidades estéticas y cómoda manipulación directa sobre las preparaciones cavitarias. Generalmente, estos materiales inician su proceso de fotopolimerización a través de luz visible, siendo necesario el uso de una unidad de fotocurado, donde podemos encontrar las unidades halógenas de cuarzo tungsteno (QTH), luces de arco de plasma, unidades de láser argón y diodos emisores de luz (LED). Estos últimos se han convertido en los más utilizados en la actualidad desplazando a las unidades halógenas de cuarzo tungsteno.

Los avances tecnológicos van de la mano y el mercado nos ofrece mejoras y una amplia variedad de productos con características prometedoras que muchas veces conocemos sólo por lo que especifica el fabricante, olvidándonos de hacer un monitoreo riguroso y periódico para evaluar el funcionamiento de ellos, dándole más importancia a los materiales utilizados directamente en boca y olvidándonos del importante rol que juegan las unidades de fotocurado en la reacción de polimerización de las resinas, un proceso tan importante que puede determinar el éxito o fracaso del tratamiento.

La odontología exige una jornada que muchas veces es extensa, donde es necesario ser eficientes, y dar solución a la problemática que nos presentan los pacientes, dando soluciones individuales ya que cada paciente es distinto.

Seguimos procedimientos de manera casi automática, sin detenernos a pensar si algún paso se ve afectado por variantes en los componentes del instrumental, como por ejemplo, el uso de fibras ópticas alternativas en reemplazo de la original, ya que ésta puede averiarse o simplemente extraviarse, o también por el uso de protectores plásticos como medida de bioseguridad.

Ahí es cuando nos preguntamos si las propiedades que dicen tener las lámparas de fotocurado se ven o no afectadas por estos factores, en una era donde cada vez se exige más cercanía a la perfección y donde la estética y función deben estar completamente ligadas para satisfacer las necesidades de cada paciente que acude a nosotros, de otra manera, si esta polimerización se ve alterada, podrían existir problemas en la adhesión, infiltración marginal, sensibilidad post operatoria, disolución del material con polimerización parcial, caries, y además afectando las propiedades mecánicas de la restauración, provocando desgastes excesivos o fracturas de la resina, entre otros problemas.

Escasean los estudios acerca de los factores que podrían alterar la densidad de potencia de las lámparas LED, y he aquí la importancia de este estudio, donde a través de radiómetros se pretende monitorear la densidad de potencia de las unidades de fotocurado LED y determinar si se ve afectada o no por estas variables.

II. MARCO TEÓRICO

1. Resinas Compuestas

Con la introducción de los materiales adhesivos, la odontología se ha adaptado para satisfacer las demandas estéticas y funcionales de los pacientes. Hoy en día encontramos resinas en gran cantidad de materiales, revolucionando la odontología moderna, permitiendo procedimientos menos invasivos a diferencia de años anteriores donde la conformación cavitaria no iba de la mano con la conservación de estructura dentaria.

Cuando hablamos de resinas compuestas, nos referimos a mucho más que materiales para la obturación de una cavidad. Las resinas compuestas han llegado para revolucionar la odontología, otorgando estética y función en un solo material.

1.1 Desarrollo de las Resinas Compuestas

El desarrollo de las resinas compuestas se remonta al año 1962 por la combinación de dimetacrilatos (Resina epoxi y ácido metacrílico) con polvo de cuarzo silanizado.

Este material es heterogéneo pues tiene una fase orgánica (matriz) y una fase cerámica (núcleos de refuerzo), y ambas fases funcionan como una unidad estructural donde hay una unión de ambos componentes mediante una partícula bifuncional, como un vinilsilano (generalmente el gamma-metacriloxietiltrimetoxilosano) ¹.

La matriz de resina compuesta se basa principalmente de Bis-GMA (bisfenol-A metacrilato de glicidilo), altamente viscoso, por lo que se mezcla en diferentes combinaciones con monómeros de cadenas cortas tales como TEGDMA (Trietilenglicol-dimetacrilato), UDMA y otros monómeros ¹.

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, siendo el cuarzo el primer tipo de carga incorporado a las resinas compuestas. Con la mejoría de las resinas compuestas odontológicas, otros tipos de cargas han sido incorporados, como la sílice coloidal y el vidrio de fluorsilicato de aluminio ¹.

El relleno inorgánico no sólo determina directamente las propiedades mecánicas del material, ya que además permite la reducción en el contenido de monómero disminuyendo la contracción de polimerización, la optimización de desgaste, la translucidez, opalescencia, radiopacidad, de la rugosidad intrínseca de

la superficie y por lo tanto del pulido, así como la favorece la estética y mejora las propiedades de manejo ².

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 sorción 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 utiliza en dientes anteriores ¹.

La matriz orgánica y los núcleos cerámicos deben mantenerse unidos para evitar el desgaste y permitir que esta combinación funcione como una unidad, y para ello es imprescindible el procedimiento de silanización de las partículas cerámicas, determinando así la estabilidad química del composite. El factor determinante en la ruptura de la unión es la hidrólisis producida por la incorporación de agua por parte del material ³.

El agente de enlace contiene un átomo de silicio, que posee unión química a la parte cerámica de la resina, y los grupos vinílicos se unen con la fase orgánica cuando las moléculas de ésta polimerizan por adición ⁴. Esta unión entre la matriz y las partículas de relleno permite que la matriz, que es más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno que son más rígidas.

Además de todos los componentes señalados previamente, las resinas requieren diluyentes, inhibidores, sistemas de activación e iniciación de la polimerización y pigmentos para dar color (matiz, intensidad y valor) y opacidad para lograr armonía óptica en las restauraciones y estabilizadores de color para evitar que esta armonía óptica se pierda con el tiempo ⁴.

1.2 Tipos de resinas compuestas según tipo de partículas cerámicas

Las resinas compuestas además de poder variar en la composición de su relleno inorgánico, pueden variar en el tamaño de éste, donde las primeras resinas que se comercializaron (no utilizadas hoy en día) alcanzaban un tamaño de hasta 30-40 μm difiriendo notablemente con las resinas utilizadas actualmente que pueden alcanzar hasta un tamaño de 0,001 μm ⁴.

Es así como las resinas se pueden clasificar en función del tamaño de partículas cerámicas en:

- Macropartículas (partículas grandes alrededor de 10 μ m).
- Minipartículas (partículas medianas de 1 a 5 μ m).
- Micropartículas (partículas pequeñas menores de 0,1 μ m hasta 0,04 μ m).
- Nanopartículas (partículas de 0,001 a 0,008 μ m) ⁴.

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 a 1 μ m, 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 μ m, con un promedio de aproximadamente 0,4-1,0 μ m, 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) ⁴.

1.3 Proceso de polimerización de las Resinas compuestas

La polimerización química o autopolimerización fue el primer proceso de polimerización de las resinas compuestas pero tenía inconvenientes; al constar de dos pastas, durante la mezcla de sus componentes es casi imposible evitar la incorporación de aire, el que 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 una vez mezclados los componentes, por lo que el modelado debe ser realizado en un tiempo determinado una vez mezclados los componentes de la resina. 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 ⁵.

Las ventajas de la instauración de este sistema eran evidentes; más tiempo para manipular el material, se evita la incorporación de oxígeno, una vez modelado la polimerización de una capa de 2 mm. de resina difiere a los varios minutos en el caso de la polimerización química, necesitando tan sólo unos 40 segundos para la fotopolimerización. Como la luz tiene una penetración limitada, las capas de resina empleadas no deben superar los 2 mm. de grosor y 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. El otro inconveniente es el costo que implica el uso de fuentes de luz de las que encontramos una amplia variedad de productos en el mercado, y un gran desarrollo tecnológico de éstos, por ende, es importante conocer el comportamientos de estas unidades de fotopolimerización, sus ventajas y desventajas, para así poder hacer una elección adecuada dentro de la variada oferta que tenemos hoy en día en el mercado ⁵.

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 ⁵.

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 ⁶.

En relación al proceso de polimerización de las resinas compuestas, la mayoría de 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 ⁷. 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 ⁸.

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 ⁹.

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 ⁵.

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 ¹⁰.

1.4 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 diaria fuentes de luz que cumplan este requisito, necesitando una potencia mínima de 300 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.

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 ¹¹.

La adecuada polimerización también es importante debido a la citotoxicidad que ejercen los monómeros sobre los tejidos. Estudios han evaluado la cantidad de

monómeros residuales tras la polimerización de unidades LED y QTH mediante espectroscopia infrarroja y han demostrado que las unidades de fotocurado LED dejan menos monómeros residuales en comparación a las unidades de fotocurado halógenas, incluso con la mitad del tiempo de irradiación ¹².

2. Fuentes de Luz para fotopolimerización

Para que comience el proceso de polimerización de muchos materiales dentales, es necesario una fuente lumínica que active dicho proceso. Para tal fin, el mercado nos ofrece Unidades Halógenas de Cuarzo Tungsteno (QTH), Luces de arco de Plasma, Unidades Laser de Argón y Diodos emisores de luz (LED). El funcionamiento de cada una de estas unidades es distinto pero todos cumplen con la misma función que es activar el proceso de fotopolimerización de resinas compuestas, compómeros, ionómeros modificados con resina y otros materiales que posean fotoiniciadores como por ejemplo, canforquinona, siendo el más utilizado.

2.1 Tipos de fuentes de luz para fotopolimerización

- 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. Requieren filtros pues la luz emitida se encuentra un rango amplio, y la luz no utilizada se disipa en forma de calor requiriendo usar un sistema de ventilación.
- 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, mayor potencia llegando a los 2.400 mW/cm² y mayor vida útil.
- 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):** Se han convertido en las fuentes de fotopolimerización favoritas hoy en día, prevaleciendo incluso sobre las unidades de cuarzo tungsteno, debido a las ventajas que tienen sobre estas últimas. Emiten un espectro de luz que oscila entre los 400-500 nm, por lo que emiten sólo la luz azul necesaria para la activación de los fotoiniciadores más utilizados, como lo es la canforquinona que tiene un peak de 468 nm. Debido a este espectro no es necesario el uso de un filtro, a diferencia de las unidades de cuarzo tungsteno que emiten un espectro muy amplio de luz teniendo que ocupar filtros en su uso.

Debido a lo compactas que son, a que son livianas, silenciosas (no requieren ventilación), ausencia de cables, eficaces energéticamente hablando, a su bajo costo y a que poseen una vida útil tan larga que incluso alcanzan las 50.000 horas de uso, se han convertido en las favoritas de muchos odontólogos.

2.2 Técnicas de Fotopolimerización

Existen diversos métodos para la fotopolimerización, que difieren en tipos y potencias de curado, que vienen incluidas como opción en las unidades de fotocurado, y el odontólogo debe ser capaz de evaluar cuál es la técnica óptima a utilizar según cada caso clínico.

- a) **Boost:** A la más alta potencia que la lámpara puede generar. Esta potencia es producida dentro de cinco segundos de activación. Todo el intervalo de curado estará en este nivel de potencia.
- b) **Regular o normal:** Nivel de potencia media continuo en todo el ciclo de curado.
- c) **Step:** Curado a baja potencia (a unos 150 mW/cm²) por diez segundos, seguido de un instantáneo incremento de potencia denominado *step up* a un valor mucho mayor (generalmente el máximo de la lámpara) por el resto del intervalo del tiempo.
- d) **Curado Gradual exponencial o rampa:** El curado comienza a baja potencia (alrededor de 150 mW/cm²) seguido de un incremento lineal hacia una potencia mayor (usualmente el máximo de la lámpara) por diez segundos, y luego permanece en esta potencia por el resto del intervalo de tiempo de curado.
- e) **Pulse:** Potencia hace ciclos entre alta y baja cada segundo, o bien la potencia se interrumpe y luego recomienza cada segundo ³.

3 Unidades de Fotocurado LED

Las primeras unidades de fotoactivación a partir de fuentes de luz LED ingresaron en el año 2001 al mercado. Desde ese entonces, la tecnología LED es una alternativa al uso de las unidades de lámparas halógenas y se ha masificado en gran medida en los últimos años, haciéndolos accesibles en cuanto a costo y efectivos para la práctica odontológica diaria. La sigla LED deriva de *Light Emitting Diode* (diodo emisor de luz). Semiconductores específicos 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 ¹.

Las LED pertenecen al grupo de lámparas luminiscentes electrónicas, e iluminan 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 ⁴.

Las LED han ofrecido varias ventajas en cuanto 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, no se requiere usar filtros, elevada eficiencia a bajas temperaturas, menor necesidad de reposición de repuestos, mayor facilidad de limpieza de la aparatología y un uso silencioso, entre otras cosas.

Remontándonos a la historia de las unidades polimerizadas LED, las primeras que salieron al mercado tenían 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 ³.

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) ¹³.

Estudios han demostrado que las fuentes de luz LED son tan eficaces como las luces QTH de alta intensidad en la polimerización de resinas compuestas ¹⁴.

3.1 Componentes de unidades de fotocurado LED

Las unidades LED se componen de un circuito electrónico integrado, una fuente de luz LED y una guía de luz (fibra óptica). Algunos aparatos pueden presentar una lente de polímero entre el diodo y la puntera, que sirve para concentrar la luz emitida y optimizar los valores de la energía de polimerización ¹.

Ya que este tipo de lámparas requiere una corriente eléctrica pequeña con un bajo voltaje general, utiliza baterías para su funcionamiento.¹



Fig 1: Fuente de luz LED

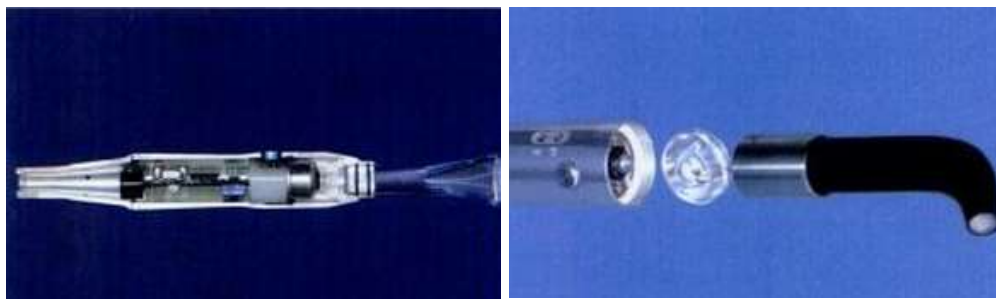


Fig 2 y Fig 3: Componentes de unidad de fotocurado LED.

3.2 Funcionamiento de lámparas LED

Estos dispositivos funcionan debido 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 denominados *huecos*. Al combinar ambos tipos de semiconductores con un voltaje, los electrones del semiconductor n-estimulado se conectan con *huecos* creados por el semiconductor p-estimulado. 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 uno menor, la diferencia de energía del ancho de banda se libera en forma de fotones de luz y esta luz tiene una distribución espectral estrecha, lo cual es beneficioso considerando en estrecho rango necesario para interactuar con los iniciadores de Fotopolimerización utilizados en la mayoría de los biomateriales como lo es la canforquinona, demostrando su eficiencia, que la diferencia de otros sistemas de fotocurado, pero se contraindica su uso al usar otro tipo de fotoiniciadores que posean un espectro de absorción fuera del rango de 430-480 nm. La transmisión de la luz se produce por un reflector cónico situado en la base de la guía de luz ¹⁵.



Fig. 4: LED D
Woodpecker



Fig. 5: LED B
Woodpecker



Fig. 6: Bluephase Style
Ivoclar Vivadent

4 Densidad de potencia

En el ejercicio de la profesión, se deben conocer los principios relacionados con los fundamentos del funcionamiento de los equipos de curado intrabucal de modo de poder garantizar el adecuado funcionamiento que permita asegurar la correcta polimerización de los materiales que alcanzan su fraguado a partir de dicho mecanismo ⁴.

Para desencadenar el trabajo de polimerización se necesita un dispositivo de curado que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie irradiada ⁴.

La 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 ¹⁶. Esto lo expresaremos por conveniencia, en milivatios por centímetro cuadrado (mW/cm²).

En relación a la 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 a cerca 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 de 2 mm con una fotopolimerización por más de 20 segundos.

Un estudio realizado por Moore y cols ¹⁷. en el año 2008 que probó una marca de composite en formulación fluida e híbridas, 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.

En relación a la irradiancia efectiva, se ha propuesto un promedio de 400 mW/cm², como un valor mínimo para curar adecuadamente las resinas dentales ¹⁸.

Se han introducido al mercado, unidades LED de alta potencia destinadas para la polimerización de brackets de aparatología ortodoncia. Estudios han demostrado que un tiempo de curado de 10 segundos a una densidad de potencia de 1.000 mW/cm² es suficiente para fotopolimerizar adecuadamente las resinas ortodóncicas ¹⁹.

Es de nuestro conocimiento que las unidades de luz utilizadas para la polimerización de las resinas compuestas están sujetas al deterioro con la edad, 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.

En relación a esto, un estudio de Mowafy y cols ⁷ del año 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 la

recomendada. 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 ⁷.

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 ¹¹.

Es preciso mencionar el estudio de Price y cols ¹⁸, 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 (Fig. 7) 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.

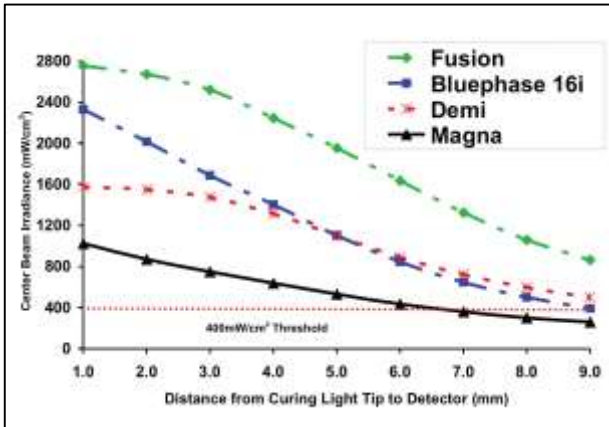


Gráfico I: Irradiancia del centro del haz de luz en función de la distancia para 4 unidades de polimerización. A una distancia de 7 mm, la intensidad de radiación entregada por la unidad FlashLite Magna fue menos de 400 mW/cm² ¹⁸. La unidad de polimerización “Fusion” entregó significativamente una mayor irradiación sobre todas las distancias, que van desde 2.757 ± 16 mW/cm² a 1,0 mm hasta 866 ± 27 mW/cm² a 9,0

mm del extremo de la lámpara de polimerización. La irradiación de las unidades “Fusion” y “Demi” se mantuvo por encima del umbral de irradiación de 400 mW/cm² 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 irradiación por encima de 1.000 mW/cm² a una distancia de 8,0 mm ¹⁸.

4.1 Causas de la disminución de la densidad de poder

Llevándolo a la práctica, la densidad de potencia de la lámpara puede significar el éxito o el fracaso a largo o corto plazo de un tratamiento. Ésta puede verse disminuida por diversos factores, en especial en las unidades de fotocurado halógenas por depender de más componentes a diferencia de las lámparas LED.

- a) **Alteraciones de la unidad generadora de radiación** debido al ennegrecimiento o emblanquecimiento del bulbo. También puede deberse a degradación o suciedad del reflector. Se sugiere limpiar regularmente el reflector y el ventilador eliminando el polvo depositado sobre él, o reponer el bulbo cada 3 o 6 meses.
- b) **Alteración en los filtros** debido a contaminación o fractura.
- c) **Alteraciones de la transmisión óptica.** La integridad del sistema óptica es indispensable para la adecuada intensidad lumínica. La monitorización de la fibra óptica debe ser periódica, observando la integridad de las celdillas de la punta. La punta de la fibra debe estar libre de contaminantes, como por ejemplo, residuos de resina que puedan adherirse a ella. Un estudio realizado por Olga López ²⁰ en el año 2011, señaló que el 48,43% de las unidades de fotocurado presentaban contaminación en la parte activa de la fibra óptica, y que un 39% de las unidades de fotocurado no registraron una densidad de potencia suficiente. Para evitar esto, es posible cubrir la punta con protectores plásticos, como una delgada lámina de polietileno sujeta con una pequeña banda elástica. Hay que corroborar que la luz emergente sea uniforme asegurando una adecuada densidad lumínica ⁴.

4.2 Consecuencias de la disminución de la densidad de potencia

Si la potencia lumínica es deficiente se pueden producir los siguientes problemas que conllevan al fracaso de la restauración o tratamiento realizado con resinas:

- a) **Alteraciones cromáticas** por menos conversión de los monómeros en polímeros.
- b) **Riesgo de citotoxicidad** por monómeros residuales, pudiendo provocar reacciones alérgicas.
- c) **Disminución de las propiedades** finales del material.
- d) **Deficiente sellado marginal**.
- e) **Incompleto sellado de los túbulos dentinarios** con la consecuente sensibilidad postoperatoria ⁴.

5 Radiómetros

Al usar materiales con fotoiniciadores es muy importante que la intensidad de la luz sea la apropiada para asegurar la correcta polimerización de los biomateriales utilizados, por ello, es necesario una monitorización y control periódico de las lámparas de fotocurado, siendo ésta, responsabilidad del profesional y de sus auxiliares.

Mediante un radiómetro es posible comprobar regularmente el estado de la unidad de fotocurado. El mercado nos ofrece distintas marcas y muy sencillas de utilizar. Estos radiómetros también cobran importancia para evaluar si los operadores tienen una protección adecuada contra la exposición de la luz UV.



Figura 7: Radiómetro Bluephase meter.
Ivoclar-Vivadent

5.1 Tipos de radiómetros

Los radiómetros pueden ser cuantitativos y cualitativos. Los cuantitativos nos otorgan un valor numérico en mW/cm^2 de la potencia emitida. Los radiómetros cualitativos nos permiten saber si el haz de luz emitido se encuentra dentro de un rango. 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.

5.2 Modo de uso de los radiómetros

Los radiómetros deben utilizarse según las instrucciones del fabricante. Poseen un sensor donde se debe colocar perpendicularmente la guía de luz. Al hacer funcionar la lámpara aparecerá el valor en mW/cm^2 . Se sugiere esperar 5 segundos para registrar el valor y con curado de modo continuo.

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.

6 Bioseguridad en la Odontología

Dentro de las medidas de seguridad para las unidades de fotopolimerización, podemos mencionar:

- **Esterilización de la fibra óptica** en autoclave con agua destilada a 134°C (273°F) / 30 psi (2.1 bar) durante 20 minutos. Para la esterilización en frío se deben seguir las indicaciones del fabricante en cuanto a concentración del producto y tiempo de inmersión, por ejemplo, las soluciones de glutaraldehído requieren largos tiempos de inmersión alcanzando las 10 horas. No se deben ocupar derivados fenólicos, yodóforos o complejos yodados ⁴.
- **Uso de protectores plásticos:** Para evitar la contaminación entre pacientes es posible ocupar protectores plásticos confeccionados por el profesional, tales como láminas delgadas de polietileno sujetas por una pequeña banda elástica, o papel alusa en la punta de la fibra. Se deben cambiar entre pacientes. Se debe corroborar que la luz emergente sea uniforme para asegurar una adecuada densidad lumínica ⁴.

El personal también debe contar con protección, ya que los dispositivos utilizados generan radiación, que puede provocar alteraciones oculares en la retina que en algunos casos son irreversibles. Por ello, es importante utilizar las pantallas que vienen adosadas a la fibra óptica del dispositivo, y además usar protección ocular, tanto el profesional, auxiliar y paciente, y que ésta impida el paso de la luz azul. Para ello podemos encontrar pantallas que suelen venir adosadas a las fibras

ópticas, pero se recomienda el uso de gafas de protección que otorgan mayor libertad de trabajo y mayor protección ⁴.

III. MATERIALES Y MÉTODO

1. Pregunta de investigación:

¿La densidad de potencia de las unidades de fotopolimerización LED se ve afectada por el uso de fibra óptica alternativa y uso de protectores plásticos?

2. Hipótesis:

El uso de una fibra óptica alternativa y el uso de protectores plásticos afectan la densidad de potencia de la unidad de fotocurado LED.

3. Objetivos

3.1 Objetivo general: Determinar si el uso de fibra óptica alternativa y protectores plásticos, son factores que inciden en la densidad de potencia de la lámpara de fotocurado.

3.2 Objetivos específicos:

- Comparar la densidad de poder de unidades LED con fibra óptica original versus la alternativa.
- Comparar la densidad de poder de unidades LED con protector plástico y sin protector plástico en fibra óptica original.
- Comparar la densidad de poder de unidades LED con protector plástico y sin protector plástico en fibra óptica alternativa.

- Determinar qué porcentaje de lámparas son usadas con protectores plásticos de manera rutinaria.
- Determinar cuántas unidades del total de la muestra cumplen con los requisitos mínimos necesarios para la fotopolimerización de resinas compuestas con fibra óptica original.
- Determinar cuántas unidades del total de la muestra cumplen con los requisitos mínimos necesarios para la fotopolimerización de resinas compuestas con fibra óptica original y protector plástico.
- Determinar cuántas unidades del total de la muestra cumplen con los requisitos mínimos necesarios para la fotopolimerización de resinas compuestas con fibra óptica alternativa.
- Determinar cuántas unidades del total de la muestra cumplen con los requisitos mínimos necesarios para la fotopolimerización de resinas compuestas con fibra óptica alternativa y protector plástico.

4. Definiciones Conceptuales y Operacionales de las variables

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

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/cm^2) 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 fotocurar adecuadamente las resinas compuestas.</p> <p>Operacional: Densidad de potencia de $300 \text{ mW}/\text{cm}^2$, 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 fibra óptica	<p>Tipo de variable: Cualitativa dicotómica.</p> <p>Conceptual: Estado de la fibra óptica en relación a su integridad, presencia de fisuras, rayas, fracturas o residuos de biomateriales.</p> <p>Operacional: Si la fibra óptica de la lámpara se encuentra en buen o mal estado.</p>
Uso de protector plástico	<p>Tipo de Variable: Cualitativa dicotómica</p> <p>Conceptual: Medida de bioseguridad, donde la fibra óptica de la lámpara de fotocurado se protege con un protector de polietileno o con uso de papel film con el fin de evitar la contaminación de la fibra óptica con fluidos orales del paciente y con diversos materiales dentales.</p> <p>Operacional: Si la lámparas de fotocurado a examinar usa protector plástico de forma habitual o no.</p>

Tabla I: Definiciones conceptuales y operacionales según tipo de variable

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), por lo que 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.

6. Marco Espacio-Temporal

Para este seminario de tesis habrá una primera fase de calibración, donde se pruebe el radiómetro a utilizar (Blue Phase Meter, de Ivoclar Vivadent). Posterior a ello se iniciará la medición en terreno en diversas clínicas particulares y públicas de las comunas de La Florida, Santiago, Providencia, Las Condes y Viña del Mar. Esta medición tendrá una duración de aproximadamente dos meses. Se llevará a cabo en Febrero y Marzo del 2015.

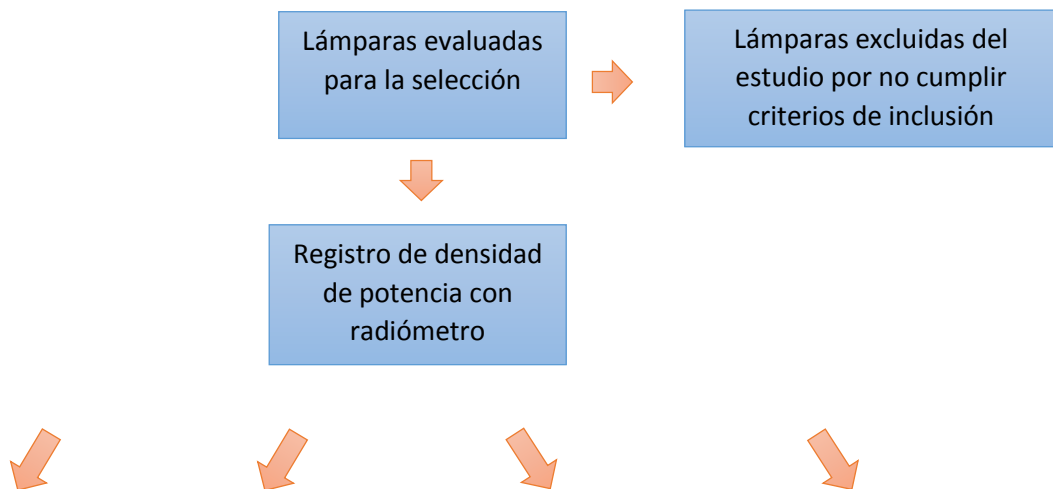
7. Criterios de Inclusión, Exlcusión y Flujograma

<u>Criterios de Inclusión</u>	<u>Criterios de Exclusión</u>
--------------------------------------	--------------------------------------

<ul style="list-style-type: none"> ▪ Unidades que cuenten con su identificación sobre su naturaleza LED, marca y modelo. ▪ Unidades de fotopolimerización LED que se hayan utilizado en los últimos 60 días. ▪ Unidades de fotopolimerización LED que tengan debidamente cargadas sus baterías. ▪ Unidades que dispongan de todos sus componentes. ▪ Las lámparas deben poseer fibra óptica con una boquilla de emisión circular de 12 mm de diámetro. ▪ Unidades que cuenten con modalidad de curado continuo. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Unidades de fotopolimerización en desuso. ▪ Unidades que carezcan de identificación sobre su naturaleza LED, marca y modelo ▪ Unidades incompletas en cuanto a sus componentes. ▪ Unidades que no posean fibra óptica. ▪ Unidades en donde se desconozca si sus componentes son originales o alternativos. ▪ Unidades que cuenten con una fibra óptica en mal estado. ▪ Unidades que no tengan su batería debidamente cargada. ▪ Unidades que posean una fibra óptica de dimensiones atípicas.
---	---

Tabla II: Criterios de inclusión y criterios de exclusión del estudio.

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 clínico 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.



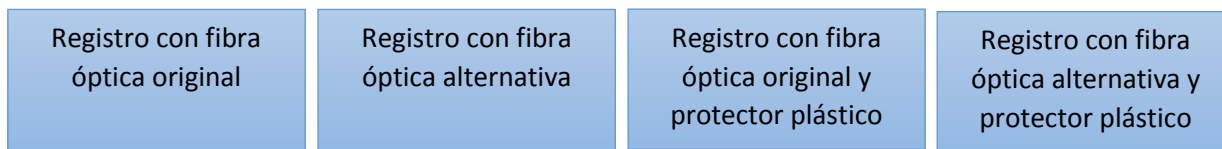


Figura 8: Flujograma del estudio

8. Universo y muestra

El total de unidades de análisis en el estudio corresponde a todas las lámparas de fotopolimerización de naturaleza LED usadas activamente en las comunas de La Florida, Santiago, Providencia, Las Condes y Viña del Mar, entre Febrero y Marzo del año 2015

La muestra en este seminario de tesis corresponde a un subconjunto de 127 unidades de Fotopolimerización LED de diversas instituciones públicas y privadas de las comunas de La Florida, Santiago, Providencia, Las Condes y Viña del Mar y que cumplan con los criterios de inclusión ya señalados anteriormente. Para ello se requirió un catastro de instituciones públicas y privadas dentro de las comunas de La Florida, Santiago, Providencia, Las Condes y Viña del Mar.

9. Ejecución del Estudio

Para este estudio se visitaron instituciones públicas y privadas en las comunas de La Florida, Santiago, Providencia, Las Condes y Viña del Mar en Febrero y Marzo del año 2015. Para efectuar la medición se requirió una autorización por parte de la institución, donde se entregó una carta de presentación con los objetivos y modalidad del estudio.

Una vez autorizado el monitoreo, se evaluó si la unidad de fotopolimerización cumplía con los criterios de inclusión y si ésta los cumplía, se efectuaba la medición en forma anónima registrando el modelo de la lámpara LED, su marca, y se monitoreaba a través de un radiómetro la densidad de potencia en mW/cm^2 con su respectiva fibra óptica original y con su fibra óptica alternativa. Además de esto, se registró si se utilizaban protectores plásticos como medida de bioseguridad, e independiente a esto se efectuó nuevamente la medición con protector plástico y sin protector plástico, ambas mediciones con la fibra óptica original y alternativa de la lámpara.

De un total de 191 lámparas, sólo 127 cumplieron con los criterios de inclusión previamente indicados, por lo tanto, 64 unidades de fotocurado fueron excluidas del estudio.

El radiómetro utilizado en este monitoreo fue un radiómetro modelo Blue Phase Meter de la marca Ivoclar-Vivadent, el cual corresponde a un radiómetro cuantitativo otorgando una medición en mW/cm^2 .

El procedimiento a seguir con el radiómetro Blue Phase Meter, según las instrucciones del fabricante, 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 $300\text{mW}/\text{cm}^2$; 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 revelarán la densidad de potencia en mW/cm^2 .
6. Desconectar la unidad de fotopolimerización.
7. El radiómetro se desconecta automáticamente después de 20 segundos de exposición de luz o 3 segundos tras retirar la fuente lumínica.

Se rellenó una planilla en donde se debió especificar la marca de la unidad de fotopolimerización LED, el modelo, densidad de potencia en mW/cm^2 con su fibra óptica original, estado de la fibra óptica original, densidad de potencia con la fibra óptica alternativa, si usa protector plástico o no en forma rutinaria, y densidad de potencia usando fibra óptica original con protector plástico y usando fibra óptica alternativa con protector plástico.

los datos obtenidos de sus lámparas serán conservados en forma anónima, solo registrando los datos de interés.

IV. RESULTADOS

1. Metodología Estadística

En primera instancia se procederá a realizar las estadísticas descriptivas de las variables en estudio, objeto de conocer descriptivamente cuál es el comportamiento de estas.

Dependerá del tipo de variable la estadística a utilizar. Para las variables cualitativas como el estado de la fibra óptica de las lámparas LED y el uso del protector plástico se realizarán tablas de frecuencias (cantidad y porcentajes) y para las variables cuantitativas como la densidad de potencia, se utilizará medidas de tendencia central como el promedio y medidas de dispersión como la desviación estándar, además de conocer el rango de los valores (valor máximo y valor mínimo).

Antes de responder los objetivos propuestos se procederá a verificar la distribución de los datos a través de la prueba de Kolmogorov- Smirnov. Dependerá del tipo de distribución la estadística a utilizar, debido a que los datos provienen de una distribución normal, se utilizarán pruebas paramétricas para responder los objetivos.

Para responder los objetivos si existe diferencia entre la densidad de potencia de unidades LED (mW/cm^2) con fibra óptica original versus la alternativa, la densidad de potencia de poder de unidades LED con protector plástico y sin protector plástico en fibra óptica original y fibra óptica alternativa, se realizará Test de Student, el cual mide si existe diferencias significativas entre dos variables cuantitativas.

Se aceptará diferencias significativas a un nivel de significancia del 5% ($p < 0,05$).

Para una mayor interpretación se realizarán gráficos en los que sea necesario.

Lo software a utilizar para el análisis de resultados serán SPSS 19.0 y EXCEL 2010.

2. Análisis Estadístico

2.1 Estadísticas Descriptivas

El total de lámparas a analizar corresponde a 127, de las cuales todas corresponden a lámparas LED.

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

Estado de la fibra óptica de la lámpara	Cantidad	%
OK	91	71,65%
Fractura parte activa	10	7,87%
Restos de Resina	26	20,47%
Total	127	100,00%

Tabla III: Distribución de unidades LED según estado de la fibra óptica.

Del total de lámparas (127), un 71,65% (91) se encuentra en buen estado, lo que en la tabla anterior se señala con un “OK”, cabe mencionar que en esta categoría además se encuentran 19 lámparas nuevas. Por otra parte, un 20,47% (26) contiene restos de resina, mientras que un 7,87% (10) posee fractura en la parte activa. Lo anterior se puede además visualizar en el gráfico siguiente:

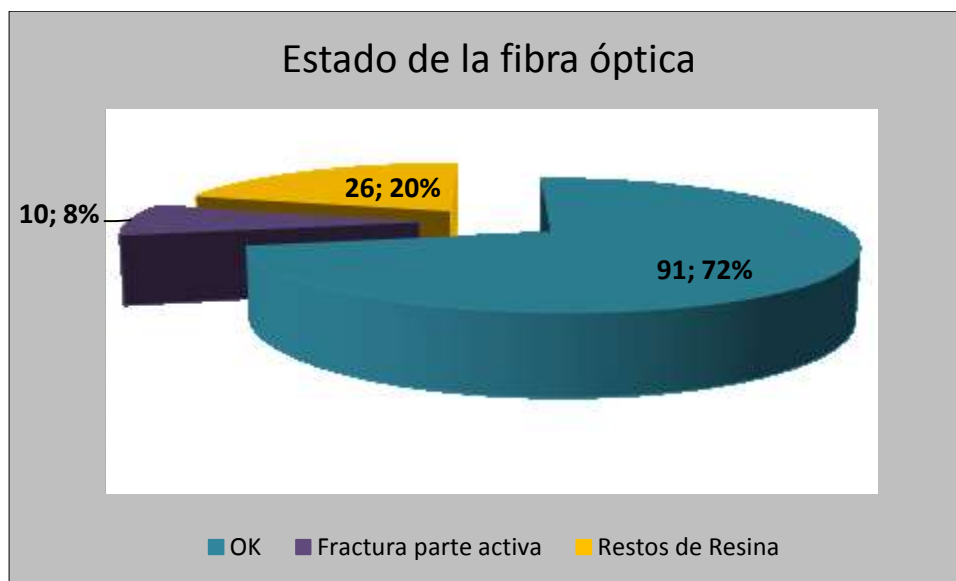


Gráfico II: Estado de la fibra óptica en la lámpara.

En cuanto a la **Densidad de la Potencia** (mW/cm²), podemos decir que ésta se dividirá en las siguientes 4 variables:

1. Densidad de la Potencia (mW/cm²) con fibra óptica original.

2. Densidad de la Potencia (mW/cm^2) con protector plástico en fibra óptica original.
3. Densidad de la Potencia (mW/cm^2) con fibra óptica alternativa.
4. Densidad de la Potencia (mW/cm^2) con protector plástico en fibra óptica alternativa.

La tabla siguiente describe el comportamiento de los datos a través del promedio, desviación estándar y el valor máximo y mínimo de densidad de potencia (mW/cm^2), alcanzada por las variables señaladas anteriormente.

Medidas de tendencia central	Promedio	Desviación Estándar	Máximo	Mínimo
mW/cm^2 con fibra óptica original	964,92	365,68	2140	340
mW/cm^2 con protector plástico en fibra óptica original	922,06	348,85	1970	310
mW/cm^2 con fibra óptica alternativa	657,41	423,48	1940	300
mW/cm^2 con protector plástico en Fibra óptica alternativa	638,52	416,64	1940	300

Tabla II: Promedio de densidad de potencia, desviación estándar, valor máximo y valor mínimo de unidades LED según uso de fibra óptica original y fibra óptica alternativa con y sin protector plástico.

De la tabla anterior, se puede desprender que en promedio, la densidad de potencia es mayor con la fibra óptica original $964,92 \text{ mW}/\text{cm}^2$, con una desviación estándar de $365,68 \text{ mW}/\text{cm}^2$ y un valor máximo de 2140 y un mínimo de 340.

En cuanto a la densidad de potencia de las lámparas con protector plástico en fibra óptica original, podemos decir que el promedio es de 922,06 mW/cm², con una desviación estándar de 348,68, un valor máximo de 1970 y un mínimo de 310.

Respecto de las lámparas con fibra óptica alternativa, se puede observar que el promedio de densidad de potencia es de 657,52 mW/cm², con una desviación estándar de 423,48, con un valor máximo de 1940 y un mínimo de 300.

Finalmente la densidad de potencia de las lámparas con protector plástico en fibra óptica alternativa, se puede decir que el promedio es de 638,17 mW/cm², con una desviación estándar de 416,64, un valor máximo de 1940 y un mínimo de 300.

Es importante mencionar que a mayor desviación estándar significa que los datos son más heterogéneos.

A continuación se muestra la siguiente tabla, donde se detalla, cuántas unidades del total de la muestra no alcanzaron los requisitos mínimos 300 mW/cm², y cuantas si lo hicieron, lo anterior, por variable en estudio.

Del total de la muestra analizada, 126 unidades (99,2%) con fibra óptica original y fibra óptica original con un protector plástico adosado a ella, obtuvieron un valor superior a 300 mW/cm², cumpliendo con el requisito mínimo necesario para la fotopolimerización de resinas compuestas.

En relación a las lámparas con fibra óptica alternativa, 120 unidades (94,5%) obtuvieron una densidad de potencia clínicamente aceptable, mientras que 119 (93,7%) de las lámparas con fibra óptica alternativa con protector plástico obtuvieron una densidad de potencia superior a 300 mW/cm².

Variabes	No alcanzan el mínimo	Mayor o igual a 300
mW/cm² con fibra óptica original	1 (0,8%)	126 (99,2%)

mW/cm² con protector plástico en fibra óptica original	1 (0,8%)	126 (99,2%)
mW/cm² con fibra óptica alternativa	7 (5,5%)	120 (94,5%)
mW/cm² con protector plástico en Fibra óptica alternativa	8 (6,3%)	119 (93,7%)

Tabla III: Cantidad de unidades LED que obtuvieron un valor inferior a 300 mW/cm² y mayor o igual a 300 mW/cm² según uso de fibra óptica original y alternativa, con y sin protector plástico.

En relación al uso del protector plástico, podemos que de las 127, 19 son lámparas nuevas por lo que de un total de 108, el 85% (92 unidades) NO usa protector plástico, mientras que un 15% (16 unidades), SI utiliza, lo que se puede visualizar en el siguiente gráfico.

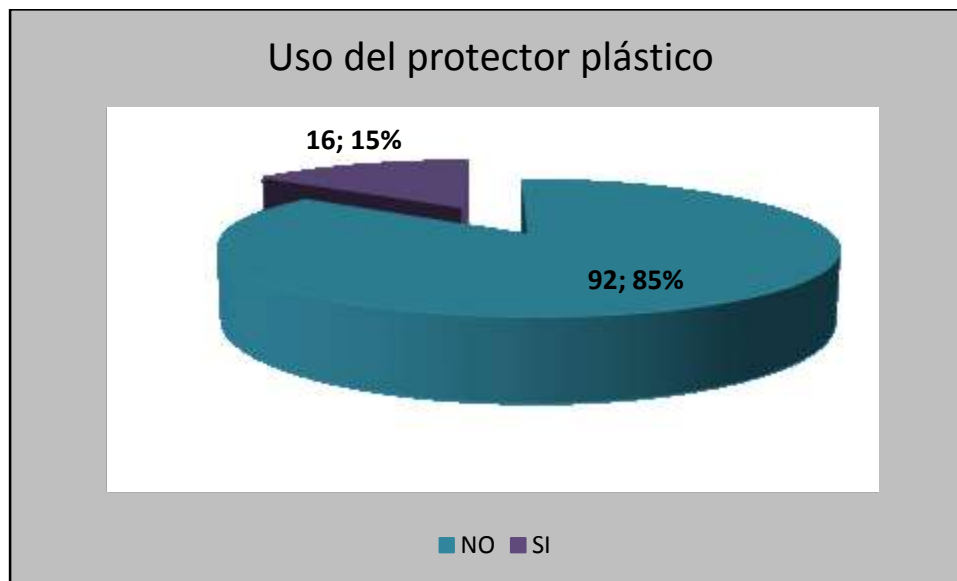


Gráfico III: Porcentaje de lámparas LED que usan protector plástico en fibra óptica de manera rutinaria.

2.2 Estadístico T-Student

Para determinar si existe diferencia significativa en la densidad de poder de las siguientes variables, se realizará Test de Student:

1. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con fibra óptica original versus la alternativa.
2. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con protector plástico y sin protector plástico en fibra óptica original.
3. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con protector plástico y sin protector plástico en fibra óptica alternativa.
4. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con protector plástico fibra óptica original y alternativa.

Prueba de T de Student	Estadístico T	Valor p
1. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con fibra óptica original versus la alternativa.	6,13	0,00**
2. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con protector plástico y sin protector plástico en fibra óptica original.	10,73	0,00**
3. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con protector plástico y sin protector plástico en fibra óptica alternativa.	0,74	0,46
4. Diferencia significativa entre la densidad de poder de unidades LED con protector plástico en fibra óptica original y alternativa.	5,96	0,00**

*Tabla IV: Análisis de Test de Student. Existe diferencias significativas para valores de $p < 0,05$ (**).*

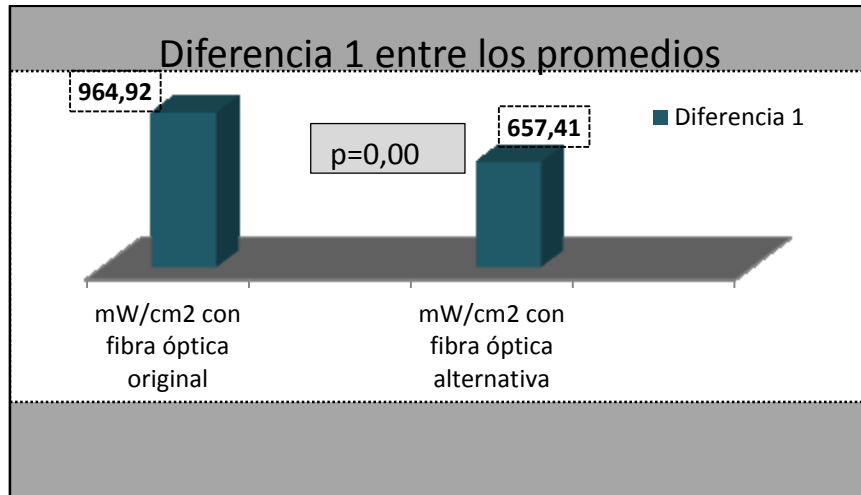


Gráfico IV: Comparación de promedios de densidad de potencia entre unidades LED con fibra óptica original y con fibra óptica alternativa (Si $p < 0,05$ existe diferencia significativa).

A través de los promedios se pudo verificar que descriptivamente existe diferencia entre las medias de estas dos variables, pero al realizar inferencia estadística a través del estadístico T de Student se pudo evidenciar que existe diferencia significativa entre los valores de densidad de la fibra óptica original versus la alternativa ($p < 0,05$).

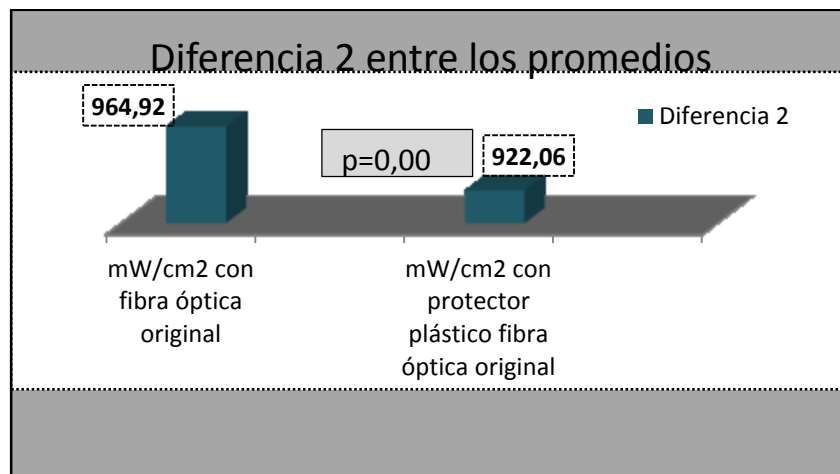


Gráfico V: Comparación de promedios de densidad de potencia entre unidades LED con fibra óptica original y con fibra óptica original con protector plástico (Si $p < 0,05$ existe diferencia significativa).

A través de los promedios se pudo verificar que descriptivamente existe diferencia entre las medias de estas dos variables, pero al realizar inferencia estadística a través del estadístico T de Student se pudo evidenciar que existe diferencia significativa entre los valores de densidad de la fibra óptica versus la densidad con protector plástico ambas en la fibra original ($p < 0,05$).

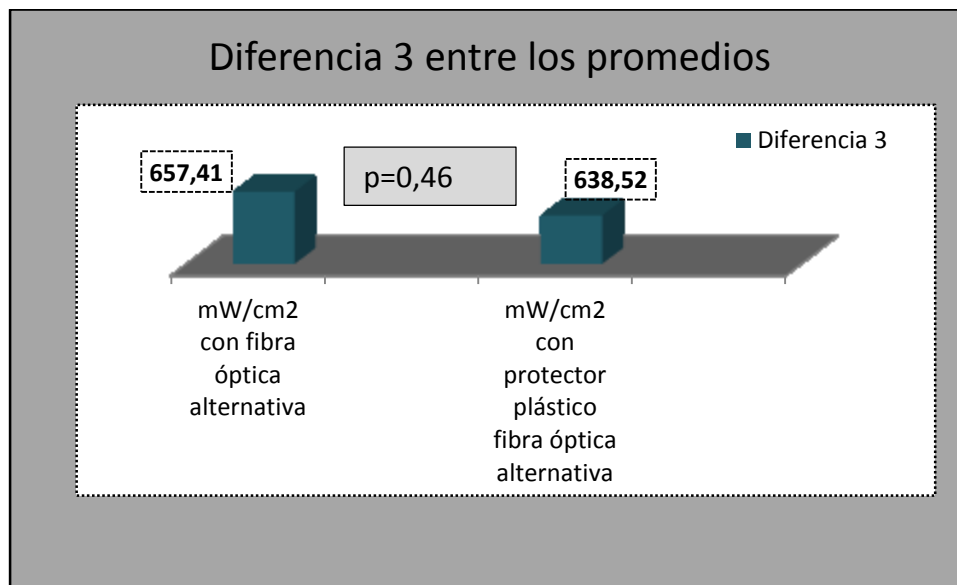


Gráfico VI: Comparación de promedios de densidad de potencia entre unidades LED con fibra óptica alternativa y con fibra óptica alternativa con protector plástico (Si $p < 0,05$ existe diferencia significativa).

A través de los promedios se pudo verificar que descriptivamente existe diferencia entre las medias de estas dos variables, pero al realizar inferencia estadística a través del estadístico T de Student se pudo evidenciar que no existe diferencia significativa entre los valores de densidad de la fibra óptica alternativa versus la densidad con el protector plástico en la fibra óptica alternativa.

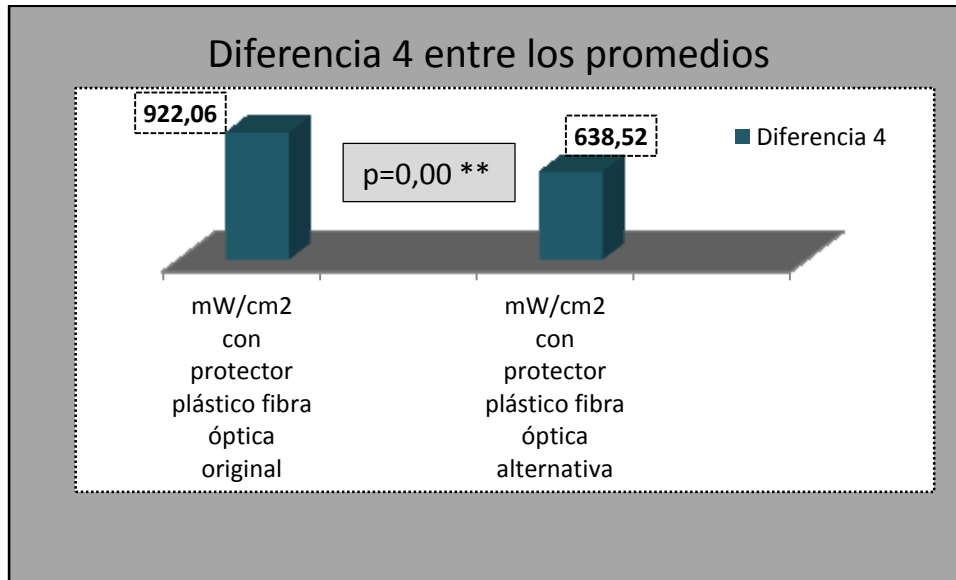


Gráfico VII: Comparación de promedios de densidad de potencia entre unidades LED con fibra óptica original y protector plástico y con fibra óptica alternativa con protector plástico (Si $p < 0,05$ significa que existe diferencia significativa).

A través de los promedios se pudo verificar que descriptivamente existe diferencia entre las medias de estas dos variables, pero al realizar inferencia estadística a través del estadístico T de Student se pudo evidenciar que existe diferencia significativa en la densidad de la fibra óptica versus la densidad con protector plástico ambas en la fibra alternativa ($p < 0,05$).

V. DISCUSIÓN

Al hacer una revisión bibliográfica no hay estudios previos que analicen el efecto de un repuesto alternativo de fibra óptica sobre la densidad de poder de una unidad de fotopolimerización ni el efecto que pueda tener el uso de un protector plástico sobre ésta.

Esta investigación deja ver la importancia que hay en sustituir los componentes de las unidades de fotocurado por repuestos originales, dado que ellos inciden significativamente en la densidad de potencia de éstas, al igual que el uso de un protector plástico adosado a la fibra óptica. Sin embargo, se debe hacer un balance entre las ventajas y las desventajas del uso de un protector, dado que su uso implica una medida de protección para el paciente, pues existe un íntimo contacto entre la fibra óptica y los fluidos, como también con biomateriales dentales que contribuyen a deteriorar la fibra óptica y con ello afectar la emisión de luz.

El análisis estadístico no arrojó diferencias significativas en la densidad de potencia del uso de fibra óptica alternativa con y sin protector plástico. Esto se puede deber a que la mayoría de las unidades examinadas tenían su fibra óptica original, y se debía utilizar la fibra alternativa que era nueva. En pocos casos se tuvo que utilizar una fibra óptica original, también nueva, en una lámpara utilizara una fibra óptica alternativa. Para que un protector plástico esté correctamente situado en la fibra óptica, debe estar en íntimo contacto a ésta y sin pliegues en la superficie. Dado que la fibra óptica original no era nueva, algunas presentaron restos de resina adheridos, o pequeñas fracturas en su superficie, lo cual pudo significar una diferencia mayor en la densidad de potencia con y sin protector plástico.

Respecto a la densidad de potencia que se registró con el radiómetro, este estudio difiere de uno realizado por Al Shaafi et al.²¹ en Riyadh, Arabia Saudita, en el año 2011, donde se evaluaron en diversas instituciones estatales, 210 unidades de fotocurado, donde 90 de ellas correspondían a unidades LED. El promedio de densidad de potencia de las unidades de fotocurado LED fue de 598 mW/cm². 14 de ellas (15,6%) tuvieron una densidad de potencia clínicamente inaceptable, inferior a 300 mW/cm². En este seminario de tesis, de 127 lámparas examinadas,

con fibra óptica original, sólo una obtuvo una densidad de potencia inferior a 300 mW/cm², mientras que en la medición efectuada en las lámparas examinadas con fibra óptica alternativa, 7 (5,5%) de ellas no cumplieron con este requisito, y obtuvieron una densidad de potencia promedio de 964,9 mW/cm² y 657,4 mW/cm² respectivamente. Esto se puede explicar por la gran cantidad de oferta de equipamiento odontológico en nuestro país, la fácil accesibilidad a éste y los buenos estándares de calidad que hay en Chile. Además, en el estudio de Al Shaafi et al.²¹ no se especifica marca y modelo de las lámparas examinadas, sólo se hace mención que la mayoría de éstas se habían adquirido en los últimos tres años, por lo que algunas unidades tienen una antigüedad mayor pudiendo afectar el promedio. También podemos observar que el mayor porcentaje de las lámparas examinadas en ese estudio corresponden a lámparas halógenas (57,1%) lo cual contrasta totalmente con la realidad nacional dado que en un estudio realizado en el año 2014 por María Trinidad Mackenney²², de 537 unidades examinadas, sólo 107 de ellas (21%) correspondían a lámparas halógenas.

En esta investigación, acorde a los criterios de inclusión, se midieron lámparas que estaban debidamente cargadas en cuanto a su batería, no obstante, un estudio realizado por Owens et al.²³ en el año 2007, determinó que después de un periodo de 1.500 segundos de uso de una lámpara LED, no se observó un descenso notorio en la densidad de poder en la emisión de la lámpara.

Una de las limitaciones en este estudio, es que sólo hubo un instrumento de medición; el radiómetro Blue Phase Meter de Ivoclar-Vivadent. Este instrumento nos otorgó de manera cuantitativa el valor de la intensidad de potencia en todas las muestras examinadas. Roberts et al.²⁴ en un estudio realizado en el año 2007, concluye que las medidas de densidad de potencia registradas con dos radiómetros obtenidos de casas dentales, difirieron significativamente de las mediciones obtenidas de un radiómetro de calidad de laboratorio, sin embargo, las lecturas de los dos radiómetros utilizados se correlacionaban. A pesar de ello, ya han pasado ocho años desde su realización y los avances tecnológicos permiten que tengamos una gran oferta de radiómetros más modernos y precisos.

Un monitoreo regular es imprescindible para asegurar una fotopolimerización adecuada de materiales dentales, aun cuando ésta sea nueva, pues de 19 unidades de fotocurado nuevas, una de ellas (5,2%) obtuvo un valor inferior a 300 mW/cm^2 , por lo que es importante monitorear las lámparas de fotopolimerización a través de un radiómetro aun cuando la intensidad de potencia esté señalada por el fabricante ya que hay múltiples factores que pueden incidir en la emisión de ésta.

VI. CONCLUSIÓN

Este estudio evaluó a través de un radiómetro, la densidad de potencia de una muestra de 127 unidades de fotocurado LED de diversas clínicas privadas de las comunas de La Florida, Santiago, Providencia, Las Condes y Viña del Mar, en Chile, durante Febrero y Marzo el año 2015.

El objetivo principal planteado en el inicio de estudio ha sido concretado por este estudio y se ha concluido que el uso de fibra óptica alternativa sí influye en la densidad de potencia de una lámpara de fotocurado LED, disminuyendo su intensidad, al igual que el uso de un protector plástico.

Se observó una intensidad de potencia mayor en las lámparas con fibra óptica original en comparación a las lámparas con fibra óptica alternativa.

Existe una diferencia estadísticamente significativa entre la densidad de potencia con fibra óptica original con y sin protector plástico.

No existe una diferencia estadísticamente significativa entre la densidad de potencia con fibra óptica alternativa con y sin protector plástico.

El uso rutinario de protector plástico en las clínicas donde se acudió para efectuar la medición es bajo, alcanzando sólo un 15% del total de la muestra de 127 unidades LED.

Los valores de intensidad de potencia más bajos se dieron en lámparas con fibra óptica alternativa con protector plástico, por lo que se recomienda un constante monitoreo y la sustitución de los componentes de la lámpara por repuestos originales.

Del total de la muestra analizada, 99,2% de las lámparas con fibra óptica original y fibra óptica original con un protector plástico adosado a ella, obtuvieron un valor superior a 300 mW/cm^2 , cumpliendo con el requisito mínimo necesario para la fotopolimerización de resinas compuestas.

El 94,5% de las lámparas con fibra óptica alternativa obtuvieron una densidad de potencia clínicamente aceptable, mientras que el 93,7% de las lámparas con fibra óptica alternativa con protector plástico obtuvieron una densidad de potencia superior a 300 mW/cm^2 .

A través de este seminario de tesis se concluye que la densidad de potencia de una lámpara de fotocurado LED se ve afectada por el uso de una fibra óptica

alternativa y por el uso de un protector plástico adosado a su fibra óptica, y que la mayoría de las lámparas LED registraron valores clínicamente aceptables para la adecuada polimerización de materiales que requieran una fuente de luz para este proceso.

VII. SUGERENCIAS

En este estudio se analizaron dos factores en particular para determinar si afectaban o no la intensidad de la luz que emitían las lámparas de fotocurado LED. Durante el desarrollo de éste surgieron interrogantes acerca de otras variables que podrían incidir en la densidad de potencia emitida.

Si bien un porcentaje pequeño de odontólogos utilizan protectores plásticos en las fibras ópticas de los aparatos, éstos varían en cuanto a su naturaleza, ya que algunos de ellos son diseñados con film plástico adherido a la fibra óptica, como en la presente investigación, y otros se fabrican a partir de una capa de polietileno afirmada por un elástico. Ambos tipos podrían afectar en forma desigual la densidad de poder de las lámparas de fotocurado.

En esta investigación llamó la atención la intensidad de potencia emitida por lámparas de fotocurado LED de origen chino, muy económicas y que arrojaron resultados elevados, incluso mayores que muchas lámparas de marcas conocidas en Chile. Conocer el costo-beneficio de las lámparas de fotocurado que se ofrecen en el mercado nos resulta bastante útil, como también una comparación entre las emisiones registradas con un radiómetro y las especificadas con los respectivos fabricantes según marca y modelo.

Otro aspecto que cabe mencionar, es el desconocimiento que existe por parte de los odontólogos acerca de los equipos que utilizan de manera cotidiana, sin conocer debidamente sus componentes y modo de uso. Durante el estudio se observó que en varias lámparas no había un correcto posicionamiento de la fibra óptica, o había objetos interpuestos entre la base de la fibra óptica y la lámpara, con una densidad de potencia emitida insuficiente. Sería interesante conocer, a modo de estudio, cuánto conocimiento poseen acerca del instrumental y equipamiento que utilizan, y quizás revelar una falencia que puedan tener las casas de estudios en tiempos actuales, donde se evidencia un aumento cada vez mayor de nuevo instrumental y nueva tecnología a la disposición de todos los profesionales de la salud.

VIII. RESUMEN

Incidencia de Factores en la densidad de potencia de unidades de fotocurado LED.

OBJETIVO: Evaluar si el uso de una fibra óptica alternativa, o el uso de un protector plástico, son factores que inciden en la densidad de potencia en las lámparas de fotocurado LED.

MATERIALES Y MÉTODOS: Se registró a través de un radiómetro (*Blue Phase Meter, de Ivoclar-Vivadent*), la densidad de poder de una muestra de 127 unidades de fotocurado LED. Para cada unidad de fotocurado se registró la marca y modelo, y si se utilizaba algún tipo de protector plástico adosado a la fibra óptica de manera habitual. Se hicieron cuatro registros: Densidad de potencia con fibra óptica original, densidad de potencia con fibra óptica original y protector plástico, densidad de potencia con fibra óptica alternativa y densidad de potencia con fibra óptica alternativa y protector plástico.

RESULTADOS: De las 127 unidades analizadas, 99,2% de las lámparas con fibra óptica original con y sin protector plástico adosado a ella, obtuvieron un valor superior a 300 mW/cm². El 94,5% de las lámparas con fibra óptica alternativa obtuvieron una densidad de potencia clínicamente aceptable, mientras que el 93,7% de las lámparas con fibra óptica alternativa con protector plástico obtuvieron una densidad de potencia superior a 300 mW/cm². Sólo en el 15% de las instituciones visitadas manifestaron usar protector plástico en fibra óptica de las unidades de fotocurado de manera cotidiana.

CONCLUSION: El uso de una fibra óptica alternativa en una lámpara de fotocurado LED incide en la densidad de potencia de ésta, al igual que el uso de un protector plástico en la fibra óptica.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nocchi C. Odontología Restauradora. 2da Ed. Argentina: Editorial Panamericana; 2008
2. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Australian Dental Journal. 2011. p. 59-66.
3. Barrancos Mooney, J. Tratamientos, Materiales y Técnicas. 4ta ed. Argentina: Editorial Panamericana; 2006.
4. Macchi R. Materiales Dentales. 4ta ed. Argentina. Editorial Panamericana; 2009.
5. Phillips S. Ciencia de los materiales dentales. 11a ed. España. Editorial Elsevier; 2004.
6. Chan KH, Mai Y, Kim H, Tong KC, Desmond N, Hsiao J. Review: Resin Composite Filling. Open Dent J. 2010;3(2):1228-1243.
7. Mowafy O, Badrawy D, Lewis D, Shokati D, Soliman O, Kermalli J. Efficacy of Halogen Photopolymerization Units in Private Dental Offices in Toronto. J Can Dent Assoc. 2005;71(8):587.
8. Caro, M. Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas polimerizadas por luz L.E.D. versus luz halógena, a través de resinas compuestas previamente endurecidas [Internet]. Santiago, Chile: Universidad de Chile - Facultad de Odontología; 2012 [citado: 2015, julio]. Disponible en: <http://www.repositorio.uchile.cl/handle/2250/111665>
9. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2010; 120(11):972-986.
10. Jandt KD, Sigusch BW. Future perspectives of resin-based dental materials. Dent Mater J. 2009; 25(8):1001-1006.
11. Hedge V, Jadhav S, Asher G. (2009): A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra. J Conserv Dent. 2009; 12(3):105-108.
12. Ribeiro F, Almeida R, Almeida MA, Cevitanes M, Leited A. Efficiency of light-emitting diode and halogen units in reducing residual monomers. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;138(5):617-622.

13. Jandt KD, Mills RW. A brief History of LED photopolymerization. *Dent Mater J.* 2013;29(6):605-617.
14. Mousavinasab SM, Meyers I. Curing Efficacy of Light Emitting Diodes of Dental Curing Units. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2009;3(1):11-16.
15. Rovira, M. Lámparas de fotopolimerización: Estado actual. *Rev Oper Dent Endod* 2006:5-29.
16. Blake R. *Sistemas electrónicos de comunicaciones.* 2da Ed. España: Ediciones Paraninfo; 2004
17. Moore B, Platt J, Borges G, Chu T, Katsilieri I. Depth of Cure of Dental Resin Composites: ISO 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades. *Oper Dent.* 2008;33(4):408-412.
18. Price R, Labrie D, Whalen M. Effect of Distance on Irradiance and Beam Homogeneity from 4 Light-Emitting Diode Curing Units. *J Can Dent Assoc.* 2011;77:b9.
19. Mavropoulos, A; Staudt, C.B; Kiliaridis, S; Krejci, I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. *Eur J Orthod.* 2005;27(4):408-412.
20. López O, Acebedo J, Joya L, López A. Evaluación de la intensidad de salida de luz de las lámparas de fotocurado de una clínica dental. *Rev Colomb Investig Odontol.* 2011;2(4):24-30.
21. Al Shaafi, MM; Maawadh AM; Al Qahtani, MQ. Evaluation of Light Intensity Output of QTH and LED Curing Devices in Various Governmental Health Institutions. *Oper Dent.* 2011;36(4):356-361
22. Mackenney MT. *Evaluación de densidad de poder de unidades de curado Halógenas y Leds.* Valparaíso. 2014.
23. Owens B.M; Rodriguez K.H. Radiometric and Spectrophometric Analysis of Third Generation Light-Emitting Diode (LED) Light-Curing Units. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(2):1-9.
24. Roberts, H.W; Vandewalle, K.S; Berzins, D.W; Charlton D.G. Accuracy of LED and Halogen Radiometers Using Different Light Sources. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(4):214-224.