

**TEMPERATURA E IRRADIANCIA DE LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO
PERTENECIENTES A LOS ESTUDIANTES DE ESPECIALIZACIONES
CLÍNICAS, UNICOC CALI, 2024**

AUTORES

**ANDREA GUADALUPE DAZA DAZA
SALOMÉ MÁRQUEZ GÓMEZ
LIANNA CAROLINA MARTÍNEZ FIGUEROA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL
SANTIAGO DE CALI
12 DE AGOSTO DE 2024**



**TEMPERATURA E IRRADIANCIA DE LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO
PERTENECIENTES A LOS ESTUDIANTES DE ESPECIALIZACIONES
CLÍNICAS, UNICOC CALI, 2024**

AUTORES

**ANDREA GUADALUPE DAZA DAZA
SALOMÉ MÁRQUEZ GÓMEZ
LIANNA CAROLINA MARTÍNEZ FIGUEROA**

DIRECTOR

**JULIANA ZULUAGA LONDOÑO
ESPECIALISTA EN OPERATORIA Y MATERIALES DENTALES**

ASESOR METODOLÓGICO

**ALEJANDRA ORDÓÑEZ MOLINA
MAGISTER EN EPIDEMIOLOGÍA**

ASESOR ESTADÍSTICO

**JULIÁN TAMAYO CARDONA
MAESTRÍA EN LOGÍSTICA**

COLEGIO ODONTOLÓGICO

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL**



Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 21 de noviembre de
2024

DEDICATORIA

A Dios por ser nuestro guía, el cual estuvo y estará en todo momento iluminando nuestros caminos.

A nuestros padres, que nos demuestran su apoyo incondicional todo momento y nos enseñan la importancia de la vida, dedicación y pasión con la que uno debe de realizar su trabajo.

A nuestra directora de tesis, por ser guía y por su paciencia para orientarnos durante todo el proceso. Gracias por su dedicación y motivación constante.

AGRADECIMIENTOS

Agradecidas con Dios fuente de sabiduría y fortaleza, por habernos otorgado una familia maravillosa, quienes han creído en nosotras siempre, dando ejemplo de superación, humildad y sacrificio, y enseñándonos a valorar todo lo que tenemos. Este trabajo lo dedicamos a nuestros padres, quienes con su amor y paciencia nos guiaron y apoyaron en cada paso de este camino, y a nuestros compañeros quienes con su colaboración y compromiso enriquecieron este proyecto.

Andrea Daza, Lianna Martínez, Salomé Marquez.

TABLA DE CONTENIDO

| | | |
|-------|--|----|
| 1. | INTRODUCCIÓN | 7 |
| 2. | PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN | 10 |
| 2.1 | PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN | 12 |
| 3. | MARCO TEORICO | 13 |
| 3.1 | HISTORIA DE LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO | 13 |
| 3.2 | ANTECEDENTES..... | 14 |
| 3.3 | LÁMPARAS HALÓGENA..... | 16 |
| 3.4 | LÁMPARAS DE PLASMA | 17 |
| 3.5 | LÁMPARAS LÁSER ARGÓN | 17 |
| 3.6 | LÁMPARAS LED..... | 18 |
| 3.7 | INTENSIDAD LUMINICA..... | 19 |
| 3.8 | FOTOPOLIMERIZACIÓN | 19 |
| 3.9 | RADIOMETRO DENTAL | 20 |
| 3.10 | CALOR | 20 |
| 4. | TERMÓMETRO DIGITAL | 22 |
| 4.1 | DISTANCIA ENTRE LA SALIDA DE LUZ Y LA RESTAURACIÓN | 22 |
| 4.2 | CONTROL DE LA TEMPERATURA..... | 22 |
| 5. | OBJETIVOS..... | 24 |
| 5.1 | OBJETIVO GENERAL..... | 24 |
| 5.2 | OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... | 24 |
| 6. | METODOLOGÍA | 25 |
| 6.1 | DISEÑO DEL ESTUDIO | 25 |
| 6.2 | POBLACIÓN OBJETIVO | 25 |
| 6.2.1 | Criterios de selección..... | 25 |

| | | |
|-------|--|----|
| 6.3 | TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO | 25 |
| 6.3.1 | Cálculo del tamaño de muestra. | 25 |
| 6.3.2 | Diseño de muestreo. | 25 |
| 6.4 | DEFINICIÓN DE VARIABLES..... | 26 |
| 6.4.1 | Variables..... | 26 |
| 6.4.2 | Cuadro operacional de las variables..... | 26 |
| 6.5 | RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN | 27 |
| 6.6 | ANÁLISIS ESTADÍSTICO | 27 |
| 6.7 | CONSIDERACIONES ÉTICAS | 28 |
| 7. | RESULTADOS..... | 30 |
| 8. | DISCUSIÓN..... | 33 |
| 9. | RECOMENDACIONES | 36 |
| 10. | CONCLUSIONES | 37 |
| 11. | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 38 |
| | ANEXOS..... | 40 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Definición operacional de las variables | 26 |
| Tabla 2. Temperatura de las lámparas en sus diferentes modos | 25 |
| Tabla 3. Irradiancia lumínica en los diferentes modos | 26 |
| Tabla 4. Correlación entre temperatura e irradiancia lumínica modo normal y alto | 26 |
| Tabla 5. Temperatura de acuerdo con el mínimo establecido | 27 |
| Tabla 6. Temperatura de acuerdo al máximo establecido | 44 |
| Tabla 7. Irradiancia de acuerdo al mínimo establecido | 45 |
| Tabla 8. Irradiancia de acuerdo al máximo establecido | 45 |

1. INTRODUCCIÓN

La presente investigación tiene como propósito medir y evaluar el calor generado por las lámparas de fotocurado utilizadas por los estudiantes de Ortodoncia y Rehabilitación Oral de Unicoc, sede Santiago de Cali en el primer y segundo periodo del año 2024.

La lámpara de fotocurado es un dispositivo de suma importancia en la práctica odontológica moderna que desempeñan un papel crucial en el éxito clínico de los procedimientos de restauración. Estas lámparas emiten luz en el rango visible, generalmente en el espectro de luz azul (400-500 nm), que polimeriza los materiales compuestos fotopolimerizables utilizados en restauraciones dentales. Su correcto funcionamiento es esencial para asegurar una polimerización adecuada y evitar fallas restaurativas a corto o largo plazo. (1)

Los materiales fotopolimerizables utilizan fotoiniciadores sensibles a un espectro de luz específico. En síntesis, a pesar de que las luces de fotopolimerización son esenciales, su importancia a menudo se menosprecia y se descuidan aspectos cruciales de su aplicación para obtener resultados satisfactorios. (2) La intensidad lumínica de una lámpara de fotocurado es la responsable de la contracción volumétrica que sufren los materiales dentales, disminuyendo la dureza, la resistencia a la flexión, el módulo elástico; produciendo fracturas, defectos marginales, desgaste, etc. Para un buen funcionamiento de la lámpara de fotocurado es necesario evaluar rutinariamente la intensidad de luz de estas (3)

A lo largo del tiempo, la eficiencia de las lámparas de fotocurado puede verse comprometida debido a factores como el tiempo de uso, los modos de operación, y el mantenimiento inadecuado. Uno de los factores clave que influyen en su desempeño es la irradiancia lumínica, que se refiere a la cantidad de energía luminosa emitida por unidad de área, y que puede disminuir con el tiempo afectando la calidad de los procedimientos. Según las directrices actuales, los niveles de irradiancia lumínica deberían ser de al menos 400 mW/cm² para garantizar una polimerización efectiva. Otro aspecto fundamental es la generación de calor, que puede variar según el tipo de lámpara y su tiempo de exposición, afectando no solo

la comodidad del paciente, sino también la integridad del tejido dental. Los rangos permisibles de temperatura para los tejidos dentales deben mantenerse entre 37 °C (mínimo) y 43 °C (máximo) para evitar daños(4)

Acorde a el objetivo de este estudio, en el año 1965 un estudio realizado en monos por autores como Zach, Cohen un aumento de 5.5°C de temperatura intra-pulpar generando dilatación de vasos sanguíneos el cual al sobrepasar este umbral tiene una probabilidad de 15% de generar necrosis pulpar.(5)

Al realizar un estudio en vivo en piezas humanas, Baldissara, Catapano & Scotti (1997) proporcionan datos clínicos y histológicos sobre los umbrales de lesión térmica en los dientes, sugiriendo que existe un límite crítico de temperatura que no debe superarse para evitar daños. Estos resultados son particularmente significativos para los tratamientos que requieren un uso prolongado de la luz de fotocurado, donde el riesgo de lesiones térmicas es mayor. Constataron que no se causaba daño pulpar, a pesar de aumentos transitorios de temperatura de 8,9° a 14,7°C. (6)

Diversos factores influyen en el aumento de la temperatura intrapulpar durante el proceso de fotocurado, tales como el tipo de lámpara, la potencia de la luz, la duración del proceso, la técnica empleada, el tipo de resina utilizada, la cantidad y el grosor de la resina, y la presencia de dentina residual.

Es importante evitar tanto el aumento de intensidad lumínica como el exceso de los parámetros apropiados para obtener resultados exitosos en los tratamientos dentales, ya que podría producir un aumento de la temperatura intrapulpar, daño a tejidos tisular hacia los tejidos. Es fundamental considerar el tiempo de curado y la intensidad lumínica durante el proceso de polimerización.

La intensidad lumínica de las lámparas de fotocurado no se puede evaluar visualmente, siendo necesario el uso de un instrumento que pueda cuantificar esa intensidad. Al utilizar un radiómetro para medir la intensidad lumínica, las especificaciones varían según la marca y el modelo del dispositivo, por lo que es importante familiarizarse con sus características para interpretar correctamente las mediciones. Ningún radiómetro es completamente fiable, ya que sus mediciones se basan en una distancia (lámpara - radiómetro). No obstante, su uso es valioso para

garantizar el fotocurado. Es crucial también registrar la temperatura del lente de proyección de luz azul, simulando la distancia al diente durante un procedimiento de polimerización.(7)

Por ende, la presente investigación tiene como finalidad de ampliar los conocimientos y la importancia que tienen el control radiómetro de la intensidad de luz, y temperatura producida por las lámparas de fotocurado utilizadas para obtener un éxito en los tratamientos restaurativos por ello el objetivo del presente estudio es determinar la intensidad de calor que irradian las lámparas de fotocurado de los estudiantes de posgrado de Ortodoncia y Rehabilitación Oral periodo 2024-1 y 2024-2 en la sede Cali

2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Actualmente, existen herramientas de trabajo odontológicas como las lámparas de fotocurado, piezas de mano de baja velocidad y el láser que pueden generar cierto aumento de temperatura a nivel intraoral.

Las lámparas de fotocurado, también conocidas como lámparas de fotopolimerización, son dispositivos utilizados para polimerizar o endurecer resinas y otros materiales restauradores, mediante la emisión de luz en un espectro específico, generalmente en el rango del ultravioleta o la luz azul visible. Este proceso, conocido como fotopolimerización, permite que los materiales se solidifiquen rápidamente bajo la acción de la luz, lo que es crucial para procedimientos dentales(8)

Las lámparas de fotocurado han evolucionado significativamente que actualmente varían ampliamente sus intensidades para optimizar el proceso de curado de materiales dentales y llevar a un proceso de curado completo. Las intensidades más indicadas hoy en día deben de ser mayor a $1,000 \text{ mW/cm}^2$, ya que permiten un curado eficaz sin comprometer la seguridad del tejido dental. (1) Sin embargo, es importante tener en cuenta que, a mayor intensidad de la lámpara, mayor es el riesgo de generación de calor durante el proceso de curado. Este aumento de temperatura puede provocar daños en las piezas dentarias, Una temperatura superior a los 38 grados centígrados puede provocar daños en la estructura dental, lo que conlleva problemas en el tratamiento restaurador y un pronóstico negativo para el paciente. (3)

La intensidad lumínica de una lámpara de fotocurado va disminuyendo debido a la frecuencia de su uso, por ello es muy importante su revisión periódica y mantenimiento preventivo para cumplir con los estándares establecidos para dichos procedimientos. Esta intensidad también es responsable de la contracción volumétrica que sufren los composites, disminuyendo la dureza, la resistencia a la flexión, el módulo elástico; produciendo fracturas, defectos marginales, desgaste etc(3)

A lo largo del tiempo, la eficiencia de las lámparas de fotocurado puede verse comprometida debido a factores como el tiempo de uso, los modos de operación, y el mantenimiento inadecuado. Teniendo en cuenta esto posiblemente puede afectar la emisión de la luz, y por ende los procesos de fotopolimerización que con ellas se realicen, situación que puede causar problemas en las restauraciones, como una inadecuada adhesión, cambios de color, citotoxicidad, microfiltración, contracción, entre otros.

Otro aspecto fundamental es la generación de calor, que puede variar según el tipo de lámpara y su tiempo de exposición, afectando no solo la comodidad del paciente, sino también la integridad del tejido dental. Los rangos permisibles de temperatura para los tejidos dentales deben mantenerse entre 37 °C (mínimo) y 43 °C (máximo) para evitar daños(4)

El riesgo de daños durante la polimerización de compuestos aumenta con las nuevas unidades de fotopolimerización que generan más energía, esto puede llevar a un incremento en la transferencia de calor hacia la pulpa. Dado que la pulpa dental es sensible al calor y no puede tolerar aumentos significativos de temperatura, la polimerización puede elevar la temperatura de la pulpa de manera considerable. (9) En síntesis, a pesar de que las luces de fotopolimerización son esenciales para activar los materiales dentales, su importancia a menudo se menosprecia y se descuidan aspectos cruciales de su aplicación para obtener resultados satisfactorios. Se deja de lado cualquier explicación detallada del proceso o análisis sobre cómo la luz incide en el material, centrándose únicamente en el tiempo de activación, a pesar de que hay otros factores que influyen en el resultado, como las características de la luz, la técnica empleada y las propiedades del material. En resumen, la fotopolimerización es un procedimiento complejo que no se limita únicamente a ajustar el tiempo de activación.

No hay información disponible sobre el estado de irradiancia de las lámparas de fotocurado que utilizan los estudiantes de posgrado de Ortodoncia y Rehabilitación Oral de UNICOC Cali durante su trabajo clínico en la universidad. Por lo tanto, esta investigación busca evaluar las características que deben tener las lámparas de

fotocurado para su correcto funcionamiento en procesos restaurativos y ortodónticos, y determinar si se cumplen las condiciones físicas, biológicas e integridad para evitar daños hacia la pulpa y daño.

Es importante conocer el alcance del calor emitido por estas lámparas y cómo reducir su impacto en los pacientes, Por lo tanto, es de suma importancia comprender la evolución de las lámparas de fotocurado dental y explorar los factores de calor que pueden afectar su desempeño en la práctica clínica y reducir su impacto en los pacientes.

2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la intensidad de calor e intensidad lumínica de las lámparas de fotocurado de los estudiantes de posgrado de Ortodoncia y Rehabilitación Oral UNICOC en el periodo 2024-1 y 2024-2 en la sede Cali?

3. MARCO TEORICO

3.1 HISTORIA DE LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO

Con el paso del tiempo, se han producido notables avances en la odontología, la evolución tecnológica ha sido fundamental para mejorar los procedimientos y la calidad de atención al paciente. Una de las innovaciones más destacadas ha sido el desarrollo de herramientas de trabajo esenciales, como las lámparas de fotocurado. Curiosamente, estas lámparas no fueron inicialmente concebidas para su uso en odontología, sino que surgieron como una adaptación de tecnologías existentes. Este avance representó una verdadera revolución el cual, marcó un hito, permitiendo a los profesionales realizar procedimientos con mayor precisión y eficacia. (10) El físico alemán Johan Wilhelm Ritteren en 1801, descubre los rayos invisibles situados justo detrás del extremo violeta del espectro visible a estos rayos los llamo rayos desoxidantes para diferenciarlos de los rayos calóricos descubiertos por William Herschel que se encontraban al otro lado del espectro visible, con el tiempo fueron dando paso a la radiación infrarroja y ultravioleta, basados en este descubrimiento los materiales dentales también sufrieron un cambio radical. (11) La evolución de las lámparas de fotocurado en odontología comenzó en la década de 1960, con la introducción de las primeras lámparas que utilizaban luz ultravioleta como fuente para activar la polimerización de las resinas dentales. Sin embargo, en las décadas de 1980 y mediados de los 90, estas lámparas fueron gradualmente reemplazadas por lámparas halógenas, que ofrecían mejoras en la eficacia del fotocurado. A pesar de ello, las lámparas halógenas también presentaban limitaciones, lo que llevó a su eventual reemplazo por tecnologías más avanzadas.(2) Las lámparas laser xenón fueron inventadas por Charles W. Hull en 1986, los odontólogos en esa época no lo lograron obtener tan fácil por ser tan novedosa, la cual poseía una mejor eficacia a la hora de la polimerización, tenía un menor tiempo de trabajo, una mejor longitud de onda y eso conlleva a que sea el fotocurado mucho más eficiente ya que se contraía mejor los fotoiniciadores de la resina. (12) Lo último en tecnología de fotocurado es la lámpara LED, su auge en el uso cotidiano de la odontología se dio a partir del siglo XXI, donde globalmente fue

utilizado por su facilidad de manejo, su ergonomía y su menor tiempo de exposición al momento de polimerizar. (12,13)

Como principal desventaja los factores de calor en las lámparas de fotocurado dental y la emisión de calor es uno de los aspectos más desafiantes y preocupantes en las lámparas de fotocurado dental, ya que puede generar efectos secundarios nocivos, como dolor del paciente, rarefacción de la pulpa o contracción del material. La emisión de calor depende de varios factores, como la intensidad de luz, la distancia entre la fuente de luz y el material, la tasa de enfriamiento, el tipo de lámpara y el diseño interno. (12)

Actualmente se han implementado varias soluciones prácticas para reducir la emisión de calor en las lámparas de fotocurado dental. Estas incluyen la utilización de cubiertas protectoras, la regulación de la distancia de la fuente de luz al material y la utilización de lámparas de fotocurado que emiten menos calor. Además, la educación del profesional para controlar adecuadamente estos factores también es esencial para reducir los riesgos de emisión de calor(14)

3.2 ANTECEDENTES

Estudios como el de Spanović et al. (2018) (15) destacan la importancia del monitoreo en tiempo real de la temperatura durante el curado de compuestos experimentales, sugiriendo que el aumento de temperatura puede comprometer la integridad de los materiales utilizados y, en consecuencia, la calidad del tratamiento odontológico. Además, la investigación de Armellin et al. (2016)(16) resalta cómo los cambios de temperatura pueden variar en diferentes sitios dentales, lo que subraya la necesidad de entender cómo se comportan las lámparas de fotocurado en situaciones clínicas reales.

El efecto de la temperatura generada por las lámparas de fotocurado en la pulpa dental es un aspecto crucial a evaluar, ya que un aumento excesivo de la temperatura puede llevar a daños en el tejido pulpar y afectar la viabilidad de las estructuras dentales. Yazici et al. (2006) (17) llevaron a cabo un estudio comparativo sobre los cambios de temperatura en la cámara pulpar inducidos por diversas unidades de fotocurado, revelando que diferentes dispositivos presentan

variaciones significativas en la temperatura generada durante el proceso de curado. Este hallazgo subraya la importancia de seleccionar adecuadamente la lámpara de fotocurado para minimizar el riesgo de daño pulpar, especialmente en tratamientos que requieren exposiciones prolongadas a la luz.

Además, el estudio de Dogan et al. (2009) (18) proporciona evidencia sobre el aumento de temperatura inducido por distintas unidades de fotocurado a través de la dentina, lo que sugiere que la composición y el grosor del diente pueden influir en la transmisión del calor. Esto plantea preguntas importantes sobre cómo el tiempo de uso y los modos de operación de las lámparas pueden afectar la temperatura alcanzada en el tejido dental, lo que a su vez puede influir en la elección de la técnica de curado en diferentes contextos clínicos.

El monitoreo de la temperatura durante el uso de lámparas de fotocurado es vital no solo para garantizar una polimerización efectiva, sino también para preservar la salud del tejido pulpar. Lakhani et al. (2018)(14) evaluaron el aumento de temperatura en la pulpa dental tras la activación de materiales de recubrimiento pulpar y resinas compuestas, demostrando que la elección de los materiales puede influir en la respuesta térmica del diente. Estos hallazgos resaltan la importancia de considerar no solo la técnica de curado, sino también los materiales utilizados en las restauraciones, ya que ambos factores pueden interactuar para afectar la temperatura pulpar y, por ende, la salud dental.

Por su parte, la revisión sistemática de Benetti et al. (2018) (19) sobre los diferentes tipos de luz utilizados en el blanqueamiento dental indica que la intensidad y la longitud de onda de la luz pueden influir en la respuesta del tejido pulpar. Esta información es relevante para el uso de lámparas de fotocurado, ya que su diseño y características pueden variar considerablemente. La elección de la lámpara adecuada, por tanto, no debe basarse únicamente en la potencia lumínica, sino también en cómo estas variables pueden impactar la pulpa dental.

El estudio realizado por Baldissara et al. (1997) (6) proporciona datos clínicos y histológicos sobre los umbrales de lesión térmica en los dientes, sugiriendo que existe un límite crítico de temperatura que no debe superarse para evitar daños. Estos resultados son particularmente significativos para los tratamientos que

requieren un uso prolongado de la luz de fotocurado, donde el riesgo de lesiones térmicas es mayor.

Adicionalmente, el trabajo clásico de Zach y Cohen (1965) (5) sobre la respuesta de la pulpa al calor aplicado externamente establece un precedente fundamental para entender los efectos térmicos en los tratamientos odontológicos. Sus hallazgos subrayan la necesidad de un enfoque cuidadoso en la aplicación de calor durante los procedimientos de curado.

Finalmente, Price et al. (2010) (20) revisan aspectos técnicos esenciales sobre las unidades de fotocurado, proporcionando una guía para su correcta selección y utilización. Resaltan la importancia de comprender las características de cada dispositivo, incluyendo su potencia, el tipo de luz emitida y su capacidad de generar calor, para optimizar los resultados clínicos y minimizar complicaciones.

3.3 LÁMPARAS HALÓGENA

La luz emitida por estas lámparas incluía un filtro de 100 nm, con un rango de emisión que oscilaba entre los 400 y 500 nm, lo cual permitía la activación de fotoiniciadores como la canforoquinona. Al combinarse con aminas, se generaban radicales libres capaces de romper enlaces dobles, permitiendo que los monómeros se transformaran en polímeros a través del proceso de polimerización. Estas lámparas producían luz blanca, que debía ser filtrada, lo que resultaba en un desperdicio de radiación. Además, el sistema de iluminación, el reflector y el filtro se deterioraban con el tiempo, reduciendo su eficacia. Para compensar el calor generado, se incorporó un sistema de ventilación, aunque las características limitantes de estas lámparas de fotocurado afectaban su capacidad de generar una intensidad adecuada durante el proceso de polimerización.(21)

Una de las desventajas de este tipo de lámpara es su vida útil reducida, que varía entre 40 y 100 horas. Esto se debe a que sus componentes se deterioran con rapidez, principalmente por la alta temperatura que genera, incluso sin haber sido utilizada durante largos periodos.(22)

3.4 LÁMPARAS DE PLASMA

Las lámparas de plasma generaban un alto potencial eléctrico, lo que permitía emitir una radiación de aproximadamente 2400 mW/cm². Esta potencia estaba diseñada para reducir el tiempo necesario de polimerización y lograr una mayor penetración del haz de luz, disminuyendo así el tiempo de exposición en comparación con las lámparas halógenas anteriores. Con una longitud de onda que oscilaba entre los 460 y 480 nm, estas lámparas aceleraban significativamente el proceso de fotopolimerización. Sin embargo, debido a su alta intensidad, podían generar estrés en los materiales restauradores, provocando una contracción excesiva que resultaba en problemas como filtraciones y cambios de color en los materiales utilizados para las restauraciones dentales.(21)

El tiempo mínimo recomendado actualmente para cada capa de composite es de 10 segundos. Algunos estudios(23) han mostrado que los composites curados durante 10 segundos por capa con este tipo de lámparas presentan propiedades mecánicas inferiores y una mayor contracción durante la polimerización, en comparación con aquellos curados durante 40 segundos por capa con lámparas halógenas. No obstante, en cuanto al cementado de brackets, no se han encontrado diferencias significativas al polimerizar entre 2, 5 o 10 segundos con lámparas de arco de plasma, ni entre 20 y 40 segundos con halógenas. En consecuencia, las ventajas más destacadas de las lámparas de arco de plasma son principalmente la reducción de tiempo en procedimientos ortodónticos y algunas técnicas de blanqueamiento.(21)

Asimismo, esta lámpara tiene varias desventajas, como el ruido que genera, su elevado costo y su tamaño(22)

3.5 LÁMPARAS LÁSER ARGÓN

Esta tecnología de polimerización permitía reducir significativamente el tiempo necesario para completar el proceso, aunque también provocaba una mayor contracción en las resinas utilizadas. Además, su alto costo dificultaba su adopción en los consultorios odontológicos. En cuanto a su longitud de onda, variaba entre

los 450 y 514 nm, destacándose su capacidad para alcanzar picos de emisión entre 488 y 514 nm, lo que activaba eficazmente la canforoquinona y facilitaba la polimerización. Esto, a su vez, contribuía a disminuir la temperatura generada durante el proceso de fotocurado.(21)

3.6 LÁMPARAS LED

La luz de emisión de diodos (LED) comenzó a comercializarse en 1995, aunque no fue hasta mediados del siglo XXI que se expandió su uso a nivel mundial. Una característica distintiva de estas lámparas es el color de la luz que emiten, generado por la combinación química de semiconductores. Este desarrollo permitió crear un sistema más eficiente para transformar energía eléctrica en luz. En este proceso, los semiconductores tipo n, que tienen exceso de electrones, se combinan con los semiconductores tipo p, que carecen de electrones, lo que genera luz a través de un fenómeno cuántico-mecánico.(21)

Estas lámparas no incluyen un filtro ni fibra óptica en su diseño, y ofrecen una mayor intensidad lumínica en comparación con otras fuentes de luz. La primera generación de lámparas LED apareció en 1999, con un rango de longitud de onda entre 465 y 470 nm y una intensidad de luz baja, entre 100 y 400 nW/cm, adecuada para polimerizar materiales como la canforoquinona y la fenilpropanodiona. En comparación con las lámparas halógenas, estas primeras lámparas LED emitían una radiación más intensa, por lo que se les añadieron disipadores de calor y chips más pequeños y planos para mejorar la eficiencia lumínica y gestionar mejor el calor. En 2002, se introdujeron al mercado las lámparas LED de segunda generación, con una intensidad de 500 a 1400 mW/cm y un rango de onda de 420 a 490 nm. Estas lámparas alcanzan una profundidad de curado similar a las halógenas, pero en menos tiempo, logrando una fotopolimerización efectiva de materiales con canforoquinona, aunque no tan eficiente con los que contienen fenilpropanodiona. Las lámparas de tercera generación, conocidas como polywave y disponibles desde 2004, pueden alcanzar intensidades de hasta 3200 mW/cm. La disposición de los chips de luz y LEDs permite una mayor amplitud en el rango de longitud de onda, lo que facilita la fotopolimerización de cualquier material

restaurador sin importar el fotoiniciador, sin afectar su composición. Además, gracias al uso de baterías de litio, ofrecen un tiempo de uso prolongado y un rendimiento mejorado en la práctica odontológica.(22)

3.7 INTENSIDAD LUMINICA

La intensidad lumínica se refiere a la cantidad de fotones que una fuente de luz es capaz de generar, y su medida se expresa en mW/cm^2 (miliwatts por centímetro cuadrado). Esta intensidad permite que la luz penetre en la resina, logrando un resultado óptimo en la fotopolimerización de materiales que contienen fotoiniciadores. Para asegurar una polimerización adecuada, es crucial tener en cuenta tres factores: intensidad lumínica, tiempo de exposición y velocidad de reacción.(12)

Una combinación correcta de intensidad lumínica, longitud de onda y tiempo de exposición es clave para garantizar una polimerización eficiente. Si alguno de estos factores es insuficiente, el proceso de polimerización será incompleto. Por ello, es recomendable verificar la potencia de la lámpara utilizando un radiómetro, asegurando que esta emita más de $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$ para obtener resultados satisfactorios.(8)

3.8 FOTOPOLIMERIZACIÓN

La fotopolimerización es un fenómeno químico mediante el cual un monómero en estado líquido se transforma en un sólido al ser expuesto a una fuente de luz. Esta luz activa fotoiniciadores como la canforoquinona, la PPH, la lucerina y las alfa-dicetonas, que desempeñan un papel crucial en la reacción. Al iniciar la polimerización, la canforoquinona actúa como un agente reductor en combinación con una amina terciaria alifática. La exposición a la luz provoca la generación de radicales libres, que poseen electrones no aparejados en su estructura, los cuales buscan formar enlaces covalentes. Estos radicales libres se unen a monómeros que contienen enlaces dobles de carbono, resultando en la formación de complejos radicalizados. Al finalizar este proceso, se obtiene un material sólido y rígido que se utiliza en tratamientos de restauración dental. (8)

3.9 RADIOMETRO DENTAL

El radiómetro es un dispositivo diseñado para medir la transferencia de energía desde una fuente, proporcionando datos sobre la energía por unidad de tiempo y la potencia. Gracias a estas mediciones, es posible evaluar la intensidad lumínica generada por las lámparas de fotocurado. Este instrumento resulta fundamental en el estudio de la salida de luz, ya que permite obtener información precisa que es esencial para llevar a cabo la investigación en curso. Con los datos recopilados por el radiómetro dental, se puede analizar y entender mejor el rendimiento de las lámparas en aplicaciones clínicas. (24)

3.10 CALOR

El calor es una forma de energía que se transfiere entre dos cuerpos o sistemas debido a una diferencia de temperatura. Se puede medir en unidades de calorías o julios y se percibe como una sensación de calor en la piel. El calor puede ser generado por diversas fuentes, como la combustión de combustibles, la fricción, la electricidad y la radiación, y es esencial para muchos procesos físicos, químicos y biológicos. (19)

Las lámparas de fotocurado producen calor a través del haz de luz, lo cual es importante considerar, especialmente cuando la temperatura normal de la cámara pulpar se encuentra alrededor de 37 grados Celsius. La emisión de calor durante los tratamientos de restauración podría tener repercusiones adversas, potencialmente dañando la cámara pulpar, así como el esmalte, la dentina y los tejidos circundantes del diente. Este riesgo subraya la necesidad de evaluar cuidadosamente la cantidad de calor generado por las lámparas para garantizar la seguridad y efectividad en los procedimientos dentales. (14)

Para que la reacción de polimerización se lleve a cabo, es necesario que el fotón sea absorbido por una molécula fotosensible, transformando su energía lumínica en energía de excitación electrónica. Al igual que la fotosíntesis, donde la clorofila capta la luz solar, las resinas compuestas actuales utilizan el mecanismo de polimerización por adición donde la molécula fotosensible, denominada

fotoiniciador, absorbe la energía de la luz azul visible, transformándola en radicales libres o iones, capaces de inducir reacciones químicas (8)

Donde el aumento de temperatura podría estar influenciado al igual por el uso de instrumentos de alta velocidad y a una reacción exotérmica de materiales provisionales a base de resina o a una reacción de polimerización de resina compuesta que podría dañar el tejido pulpar a sensibilidad postoperatoria, el dolor o incluso la necrosis pulpar pueden representar una posible evolución adversa estrechamente relacionada con el calentamiento, el comportamiento térmico de los dientes y es principalmente un proceso de conducción de calor junto con los procesos fisiológicos del diente (flujo de líquido dentinario y flujo sanguíneo pulpar).(8)

Teniendo en cuenta que propiedades termofísicas de los dientes varían entre las distintas capas (esmalte y dentina) y dependen de sus microestructuras, y la conductividad térmica de la dentina humana disminuye con el aumento de la fracción de volumen de los túbulos dentinarios: cuanto mayor es el grado de mineralización, mayor es el aumento de la cámara pulpar. El flujo de líquido dentinario dentro de los túbulos dentinarios cuando se calienta también puede mejorar la conducción de calor dentro de la pulpa, pero cuando se apagan las lámparas de polimerización, la disminución de la temperatura de la pulpa es más pronunciada cuando el caudal es mayor un aumento de la temperatura intrapulpar superior a 42,5°C puede provocar daños estructurales irreversibles en el tejido pulpar. Durante la polimerización del composite de resina fotoactivada, el proceso de reacción exotérmica y la absorción de energía durante la irradiación pueden provocar un importante aumento de temperatura en la cámara pulpar, que se ha cuantificado entre 2,9 y 7,8°C.(3)

La temperatura máxima intrapulpar durante el curado de la resina es función de la velocidad de polimerización y se debe a la reacción de polimerización exotérmica, la energía de la unidad de luz y el tiempo de exposición y la transferencia térmica a la pulpa dental.(1)

4. TERMÓMETRO DIGITAL

El termómetro digital infrarrojo es una herramienta esencial para medir la temperatura generada por el haz de luz de las lámparas de fotocurado. Este tipo de termómetro destaca por su precisión en la obtención de datos térmicos. Además, su diseño de no contacto permite medir la temperatura sin necesidad de que el dispositivo toque la superficie que se está evaluando; simplemente se coloca en la proximidad del área de emisión de calor. El termómetro utiliza un lente para captar la energía infrarroja, que luego se convierte en una lectura en grados Celsius o Fahrenheit, facilitando así el monitoreo efectivo de la temperatura durante los procedimientos de fotopolimerización.(7)

4.1 DISTANCIA ENTRE LA SALIDA DE LUZ Y LA RESTAURACIÓN

La distancia entre la fuente de luz y la restauración dental es un aspecto crucial para considerar, ya que investigaciones han evidenciado que incluso un desplazamiento de solo 6 mm puede provocar una dispersión significativa de la energía, resultando en una reducción de hasta un 50% en la dosis de irradiancia que absorbe la restauración.(25) Por lo tanto, al polimerizar materiales que se encuentran en áreas profundas o de difícil acceso, es recomendable extender el tiempo de exposición de 20 a 60 segundos, dependiendo tanto de la distancia como de la irradiancia de la lámpara de curado. Esta estrategia asegura una exposición adecuada y optimiza el proceso de curado (2). Ignorar la necesidad de aumentar la dosis de exposición radiante en restauraciones profundas, a causa de la dispersión energética, es una de las principales causas de conversión insuficiente de monómeros, lo que lleva a una polimerización inadecuada.

4.2 CONTROL DE LA TEMPERATURA

Como se ha mencionado anteriormente, para mitigar la dispersión de la energía en restauraciones profundas, de difícil acceso o con mayor espesor, es necesario incrementar la dosis de exposición radiante, ya sea aumentando el tiempo o la irradiancia. Sin embargo, esta práctica puede llevar a un aumento significativo de la temperatura, lo que podría ocasionar daños. Para gestionar los niveles de temperatura en situaciones donde se requiere una dosis energética elevada, se

aconseja el uso de una jeringa triple para ventilar durante el proceso de fotopolimerización. Otra estrategia efectiva es realizar la polimerización en intervalos de 10 segundos, seguidos de pausas de 2 segundos, lo que ayuda a controlar el calentamiento y minimizar el riesgo de daño térmico.(7)

Diversos estudios sugieren que las lámparas que generan una emitancia radiante superior a 1200 mW/cm² durante 60 segundos pueden provocar daño térmico en estructuras vitales. Por ello, se sugiere, durante exposiciones prolongadas, aplicar un flujo de aire en simultáneo con la luz, o bien, esperar de 2 a 3 segundos tras una exposición de 10 segundos para prevenir el aumento de temperatura.(26,27)

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la intensidad de calor y la intensidad lumínica irradiada de las lámparas de fotocurado de los estudiantes de posgrado de Ortodoncia y Rehabilitación Oral UNICOC sede Cali y correlacionarlas con el tiempo de uso y los modos de uso de cada una.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Identificar la intensidad de calor de las lámparas de fotocurado de los estudiantes de posgrado de Ortodoncia y Rehabilitación Oral UNICOC sede Cali
2. Identificar la irradiancia lumínica de las lámparas de fotocurado de los estudiantes de posgrado de Ortodoncia y Rehabilitación Oral UNICOC sede Cali
3. Correlacionar el tiempo de uso, la variación de la irradiancia lumínica y la temperatura en los diferentes modos de uso de las lámparas de fotocurado de los estudiantes de posgrado de Ortodoncia y Rehabilitación Oral UNICOC sede Cali

6. METODOLOGÍA

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Esta investigación es de tipo observacional descriptiva.

6.2 POBLACIÓN OBJETIVO

Lámparas de los residentes de Ortodoncia y Rehabilitación Oral que se encuentren cursando practicas clínicas a partir de segundo semestre en los periodos académicos 2024-1 y 2024-2. Siendo la población matriculada de 35 estudiantes del posgrado de rehabilitación oral y de 33 estudiantes del posgrado de ortodoncia para un total de 68 residentes.

6.2.1 Criterios de selección

6.2.1.1 Criterios de inclusión.

Lámparas de fotocurado utilizadas por los estudiantes de los posgrados de Rehabilitación Oral y Ortodoncia de UNICOC sede Cali, cursantes de los escenarios clínicos (segundo semestre en adelante)

6.2.1.2 Criterios de exclusión.

Lámparas de fotocurado que no estén disponibles para revisión cuando se realice el trabajo de campo.

6.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO

6.3.1 Cálculo del tamaño de muestra.

Se utilizaron las lámparas de fotocurado disponibles en el momento de la medición de los estudiantes de Rehabilitación Oral y Ortodoncia que respondieron eventualmente la encuesta.

6.3.2 Diseño de muestreo.

Se solicitó carta de los estudiantes matriculados en Ortodoncia y Rehabilitación Oral a secretaría académica, Se solicitó la autorización para ejecutar la recopilación de información en el campo de la investigación en el laboratorio de posgrado de la

institución entre Mayo y Agosto del año 2024. Luego se coordinó a través de Microsoft una encuesta que fue enviada al correo institucional de cada residente, donde contenía preguntas tipo: que lámpara usaban, tiempo de uso, si les realizaban mantenimiento o no, el cual, solo hubo 24 respuestas de los residentes. Se llevó a cabo el estudio con 16 lámparas disponibles en ese momento.

6.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES

6.4.1 Variables.

6.4.2 Cuadro operacional de las variables

Tabla 1 Definición operacional de las variables

| Nombre | Definición | Tipo de variable / escala de medición | Valores posibles | Fuente |
|------------------------------------|---|---------------------------------------|---|--------------------------------------|
| Tipo de luz | Establece la diferencia e identifica el origen del tipo de luz según la generación de la lámpara de fotocurado. | Cualitativa / nominal | LED/ Halógena | Instrumento de recolección de datos. |
| Irradiancia Lumínica | Energía en expresión radiométrica | Cuantitativa continua /de razón | mW/cm2al momento del diagnostico | Instrumento de recolección de datos. |
| Punta Activa (Fibra óptica) | Extremo de la fibra óptica por el que sale el impulso luminoso luego de ser transmitido por el filamento | Cualitativa / Nominal | Buen estado Contaminada y Rayada Fracturada Rayada | Instrumento de recolección de datos. |
| Mango (Fibra Óptica) | Filamento de material dieléctrico, capaz de conducir y transmitir impulsos luminosos de uno a | Cualitativa / Nominal | Hay Integridad No hay Integridad | Instrumento de recolección de datos. |

| | | | | |
|----------------|--|---------------------------------|--|--------------------------------------|
| | otro de sus extremos | | | |
| Botones | Pieza pequeña circular que forma parte de un elemento electrónico que al presionarla activa su función, por tal motivo, si al presionar no cumple su función, se considera su funcionamiento incorrecto. | Cualitativa / Nominal | Correcto funcionamiento Funcionamiento incorrecto | Instrumento de recolección de datos. |
| Calor | energía transferida de un sistema a otro (o de un sistema a sus alrededores) debido a una diferencia de temperatura entre ellos | Cuantitativa continua/ de razón | °C | Instrumento de recolección de datos |

6.5 RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El ingeniero biomédico certificado visitó la institución y llevó a cabo la recopilación de datos sobre la medición de la intensidad lumínica utilizando un radiómetro dental de la marca Motion Medical, modelo CM-200, y de la temperatura mediante un termómetro digital de la marca Fluke, modelo Series 179, que registró el calor emitido por la lámpara de fotocurado que se estaba evaluando.

La medición de la intensidad lumínica se realizó en cada uno de los modos disponibles. El ingeniero biomédico posicionó la punta activa de la lámpara en contacto íntimo con el radiómetro. Al finalizar el tiempo estipulado para cada modo, registró la intensidad lumínica final obtenida en el radiómetro. Este procedimiento se repitió cuatro veces por cada modo, con el objetivo de verificar si existía alguna diferencia entre las cuatro mediciones.

La medición de la temperatura de las lámparas se realizó de manera similar para cada modo. El ingeniero biomédico colocó la punta activa de la lámpara en contacto íntimo con el termómetro, y, dependiendo del modo, se esperó a que finalizara el tiempo para registrar la temperatura final. Este procedimiento se llevó a cabo cuatro veces por cada modo, de la misma forma que con la medición de la intensidad lumínica.

Los datos obtenidos fueron organizados en una tabla con el fin de realizar el seguimiento detallado de cada lámpara, tanto en términos de intensidad lumínica como de temperatura. Posteriormente, se procedió a la tabulación de la información para su análisis.

Los modos de irradiancia que generaron un mayor volumen de datos fueron el modo Normal y el modo Alto. A partir de las cuatro mediciones realizadas para cada lámpara, se calculó el promedio de los resultados obtenidos.

Los promedios de la intensidad lumínica y de la temperatura fueron analizados mediante la prueba T de Student para una muestra, con el objetivo de compararlos con los límites de referencia establecidos por cada fabricante.

Asimismo, se realizó una comparación entre la temperatura y la intensidad lumínica en los modos Normal y Alto utilizando la prueba de correlación de Pearson.

6.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Las consideraciones éticas del presente estudio se basaron en las disposiciones éticas conforme a la resolución 8430 de 1993 expedida por el Ministerio de Salud de Colombia y por la declaración de Helsinki; en los cuales se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud.

De acuerdo con la Resolución 8430 de 1993, se pudo establecer que la presente investigación, según el artículo 11, se encontraba clasificada dentro de investigación sin riesgo, ya que en esta se emplearon técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realizó ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de los individuos que participaron en el estudio, se presentó un registro de datos a través de procedimientos comunes consistentes en: el diligenciamiento de

instrumento de recolección de información que no presentaron alteración mayor en el participante.

7. RESULTADOS

Se evaluaron 16 lámparas de los estudiantes de Rehabilitación Oral y Ortodoncia en sus diferentes modos. La evaluación incluyó medidas de irradiancia lumínica y temperatura, para las cuales se tomaron cuatro medidas en los diferentes modos de las lámparas. Estas 4 mediciones se promediaron, para cada uno de los modos, sin embargo, la mayoría de las lámparas contaban con los modos Normal y Alto, y en estos modos se realizó el mayor volumen de análisis.

En un primer análisis, se obtuvieron los valores descriptivos para la temperatura de las lámparas en sus diferentes modos, como se observa en la tabla 2.

Adicionalmente, se realizó una prueba t de una muestra para comprar los límites de referencia establecidos por el fabricante para las temperaturas en los diferentes modos (min: 37°C y max: 43°C).

Se evidenció que existe una diferencia estadísticamente significativa en la temperatura del modo Normal en relación con el límite inferior de referencia del fabricante ($p=0.000$), por lo tanto, las temperaturas promedio en el modo Normal, están por encima del mínimo establecido en la literatura. Igualmente, también se encontró diferencias estadísticamente significativas con el valor de referencia superior ($p=0.000$), lo que indica que las temperaturas de las lámparas en el modo Normal están por encima del rango de referencia en la literatura.

En este mismo análisis, se obtuvieron los valores descriptivos de la temperatura de las lámparas en el modo Alto, como se detalla en la tabla 1. Se realizó una prueba T de una muestra para comparar los límites de referencia establecidos por el fabricante para las temperaturas en este modo (mínimo: 37°C y máximo: 43°C).

Los resultados indicaron una diferencia estadísticamente significativa en la temperatura del modo Alto con respecto al límite inferior de referencia del fabricante ($p=0.000$), lo que sugiere que las temperaturas promedio en este modo están por encima del mínimo establecido. Asimismo, se identificaron diferencias estadísticamente significativas en relación con el límite superior de referencia

($p=0.000$), lo que indica que las temperaturas de las lámparas en el modo Alto se encuentran fuera del rango de referencia proporcionado por el fabricante. (Tabla 2)

En un segundo análisis, se obtuvieron los valores descriptivos para la irradiancia lumínica de las lámparas en sus diferentes modos, como se observa en la tabla 3. Adicionalmente, se realizó una prueba t de una muestra para comparar los límites de referencia establecidos por el fabricante en los diferentes modos (min: 400mW/cm^2 y max: 1200mW/cm^2). Se evidenció que existe diferencia estadísticamente significativa en la irradiancia en el modo Normal con relación al límite inferior ($p=0,000$) de referencia del fabricante ($p=0,000$), por lo tanto, las irradiancias promedio está por encima del límite establecido por el fabricante. Igualmente, también se encontró diferencias significativas con el valor de referencia superior ($p=0,002$), lo que indica que las irradiancias lumínicas en el modo Normal están por encima del rango de referencia del fabricante.

En este mismo análisis, se obtuvieron los valores descriptivos para la irradiancia lumínica de las lámparas en el modo 3, como se observa en la tabla 3. Se realizó una prueba t de una muestra para comparar los límites de referencia establecidos por el fabricante para este modo (mín: 400 mW/cm^2 y máx: 1200 mW/cm^2). Los resultados evidenciaron que existe una diferencia significativa en la irradiancia del modo 3 en relación con el límite inferior ($p=0.000$), lo que indica que las irradiancias promedio están por encima del mínimo establecido por el fabricante. Asimismo, también se encontraron diferencias significativas con respecto al límite superior ($p=0.000$), lo que sugiere que las irradiancias lumínicas en el modo 3 superan considerablemente el rango de referencia del fabricante. Esta situación podría tener implicaciones importantes en el rendimiento y la seguridad del dispositivo. (Tabla 3)

Por otro lado, se realizó la correlación del modo Normal entre la temperatura y la irradiancia obteniendo como resultado un coeficiente de correlación del 0.432 ($p=0,107$), lo cual nos indica que en este modo no hay una correlación significativa entre estas la temperatura y la irradiancia lumínica. (Tabla 4)

De igual manera, se realizó la correlación del modo Alto entre la temperatura y la irradiancia obteniendo como resultado un coeficiente de correlación del 0,586 ($p=045$) lo cual nos indica que en este modo hay una relación significativa entre la temperatura y la irradiancia lumínica. Se comparó si las temperaturas entre los distintos modos son menores, iguales o mayores a los límites establecidos anteriormente, el valor mínimo de temperatura fue de 37°C, en los modos 1, 2, 3, 5 y 7 se encontraron valores significativamente diferentes de esta temperatura, los modos 4 y 6 tuvieron valores sin diferencia significativa con esta temperatura. (Tabla 5)

Se comparó si las temperaturas entre los distintos modos son menores o iguales a los límites establecidos anteriormente, el valor máximo de temperatura fue de 43°C, en los modos 1, 2, 3 y 7 se encontraron valores significativamente diferentes de esta temperatura, los modos 4, 5, y 6 sin diferencia significativa con esta temperatura. (Tabla 6)

Se comparó si las irradiancias lumínicas entre los distintos modos son menores, iguales o mayores a el límite mínimo establecido que fue 400 mW/cm², todos los modos mostraron diferencia significativa a este valor. (Tabla 7)

Se comparó si las irradiancias lumínicas entre los distintos modos son menores, iguales o diferentes a el límite establecido máximo que fue 1200 mW/cm², todos los modos mostraron diferencia significativa a este valor. (Tabla 8)

8. DISCUSIÓN

Para asegurar un funcionamiento óptimo de la lámpara de fotocurado, es fundamental contar con una adecuada intensidad lumínica. Además, es crucial mantener un control sobre la temperatura emitida para evitar posibles daños en las estructuras dentales durante el procedimiento de fotopolimerización.

Al analizar la relación entre la intensidad lumínica y la temperatura generada por las lámparas de fotocurado, se observó una correlación significativa. Para ello, se empleó la prueba de Pearson, lo que permitió establecer esta conexión.

Un estudio realizado por Baldissara et al. (1997) demostró que las lámparas halógenas de fotocurado pueden aumentar la temperatura intrapulpar entre 5-9°C, lo cual es suficiente para causar daño irreversible en la pulpa. El límite crítico para la supervivencia del tejido pulpar es un aumento de temperatura de 5.5°C.(6)

Según Zach y Cohen (1965), un aumento de 10°C puede provocar daño pulpar irreversible. Esto es relevante al utilizar lámparas de fotocurado en restauraciones cercanas a la encía, donde el calor puede afectar no solo a la pulpa sino también a los tejidos gingivales. Aunque es un estudio clásico, su relevancia sobre el umbral térmico sigue vigente.

Un estudio de Ozturk et al. (2004) comparó las lámparas de fotocurado LED y halógenas, mostrando que, aunque las LED producen menos calor, su uso prolongado puede generar incrementos de temperatura significativos si no se utilizan tiempos de exposición adecuados. Se concluyó que el tipo de lámpara, la distancia a la restauración y el tiempo de exposición influyen directamente en el aumento de temperatura.(28)

Price et al. (2010), analizan los efectos de las lámparas de polimerización y su potencia sobre la temperatura en la pulpa, y determinan que una irradiancia superior a 1.500 mW/cm² puede generar un aumento de temperatura significativo en los

tejidos dentales, especialmente cuando se utiliza de manera continua o sin refrigeración adecuada.

Munhoz V et al (2024) concluyeron que para los procedimientos de recubrimiento pulpar indirecto, se deben adoptar materiales autopolimerizables o un número reducido de pasos que requieran fotopolimerización para reducir la cantidad de tiempo que la pulpa permanece por encima del umbral de temperatura de seguridad de 5,5 °C.(29)

Maucoski et al. (2023) comprobó que ninguno de los radiómetros pudo medir la irradiancia de todas las LCU probadas dentro del 10% del valor medido en el sistema MiniGig 'Gold Standard'. Pero el Bluephase Meter II pudo informar con precisión la irradiancia de 11 de las 12 marcas de LCU que se probaron. Y que los valores medios de irradiancia (mW/ cm²) de 9 de 12 marcas de LCU estaban fuera del 10% de los valores de irradiancia indicados por el fabricante cuando se midieron en el sistema MiniGig 'Gold Standard'.(24)

Hasan et al. (2024) concluyeron que a medida que las lámparas de fotocurado envejecieron o tuvieron la presencia de escombros o se dañaron, su salida radiante fue significativamente menor que la de las lámparas de fotocurado más nuevas o menos dañadas. (30)

La irradiancia de las lámparas disminuye significativamente a medida que aumenta la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie del material. Esto influye directamente en la eficacia del fotocurado, requiriendo tiempos de exposición más prolongados para compensar la pérdida de energía a mayor distancia o generando mayor intensidad lumínica para que disminuya el tiempo de exposición.

Estas investigaciones proporcionan una base sólida sobre los riesgos térmicos asociados con el uso de lámparas de fotocurado en la odontología. La clave para minimizar estos efectos es utilizar tiempos de exposición cortos, distancias

adecuadas y lámparas que generen menos calor, como las lámparas LED de última generación.

9. RECOMENDACIONES

Monitoreo Regular de la Intensidad de Calor

Se recomienda que los estudiantes de posgrado realicen mediciones periódicas de la intensidad de calor de sus lámparas de fotocurado. Esto asegurará que la temperatura generada durante el proceso de polimerización se mantenga dentro de los rangos permisibles (37-43 °C) para evitar daños en el tejido pulpar y garantizar un curado adecuado.

Evaluación de la Irradiancia Lumínica

Es fundamental que los estudiantes identifiquen y evalúen la irradiancia lumínica de sus lámparas de fotocurado. Se sugiere el uso de radiómetros para medir la intensidad de la luz emitida, asegurándose de que se mantenga dentro del rango óptimo (≥ 400 mW/cm²) para una polimerización eficaz de los materiales dentales.

Capacitación en Modos de Uso de las Lámparas de Fotocurado

Los estudiantes deben recibir capacitación sobre los diferentes modos de funcionamiento de las lámparas de fotocurado. Entender cuándo y cómo utilizar cada modo puede maximizar la eficacia del curado y minimizar el riesgo de daño térmico.

Desarrollo de Protocolos Clínicos

Finalmente, se recomienda la elaboración de protocolos clínicos como el uso de la jeringa triple aireando los dientes vitales con preparaciones dentales para evitar una reacción no deseada en la pulpa cuando se utilicen las lámparas de fotocurado independientemente del modo de uso.

10. CONCLUSIONES

En este estudio, se observó que las temperaturas promedio de las lámparas de fotocurado analizadas oscilaron entre 45,95°C y 63,7°C, lo que supera significativamente el límite máximo de seguridad térmica recomendado. Este hallazgo es preocupante, ya que temperaturas tan elevadas pueden generar efectos adversos en los tejidos dentales, como daño pulpar irreversible.

Asimismo, en cuanto a la irradiancia lumínica, los valores medios se situaron entre 593 mW/cm² y 2.838,65 mW/cm². Estos resultados indican que, en muchos casos, las lámparas emiten irradiancias que están por encima del rango máximo establecido por los fabricantes (1.200 mW/cm²), lo que sugiere una exposición excesiva a la luz que podría afectar la correcta polimerización de los materiales y generar calor adicional. Estos datos subrayan la necesidad de ajustar los parámetros de uso clínico para garantizar tanto la seguridad del paciente como la eficacia del tratamiento.

Se observó una correlación moderada entre temperatura e irradiancia en el modo Alto, lo que indica que, en este modo, la irradiancia elevada contribuye directamente al aumento de temperatura. En el modo Normal, esta relación no fue significativa, sugiriendo que otros factores (como la duración o el tipo de luz) también influyen en el aumento de temperatura.

Las temperaturas promedio registradas en el modo Normal de las lámparas de fotocurado superan significativamente el límite mínimo de 37°C establecido por el fabricante. Este incremento implica un riesgo potencial de sobrecalentamiento, lo que podría afectar la salud pulpar de los pacientes. La diferencia encontrada fue estadísticamente significativa, lo que refuerza la necesidad de revisar los parámetros de uso de estos dispositivos. Los resultados sugieren que, incluso en modos considerados "normales", las lámparas podrían operar fuera de los rangos recomendados, lo cual podría tener implicaciones clínicas importantes.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Santini A. DentalMaterialScience Current Status of Visible Light Activation Units and the Curing of Light-activated Resin-based Composite Materials. Vol. 37, Dent Update. 2010.
2. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring - A review. Vol. 27, Dental Materials. 2011. p. 39–52.
3. Jarquín Hernández D, Bonilla S. Temperature increase on the tooth surface during photo-polymerization. 2016.
4. Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. J Dent. 2004 May;32(4):321–6.
5. Bender IB, Znach L, Cohen G, York N, Neel' . Endodontics American Association of Endodontists Pulp response to externally applied heat. 1965.
6. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. Journal of Oral Rehabilitation. Italy; 1997.
7. Gadith C, Rivas P, Denisse D, Floresa C, Teresa Ibáñez Sevilla C, Ruiz Barrueto MA. Output intensity of LED light curing units in dental offices of Piura, Peru [Internet]. Piura,Perú; 2022. Available from: <http://www.revestomatologia.sld.cu/index.php/est/article/view/3767>
8. Melendez D, Delgado L, Tay L. LA CIENCIA DETRÁS DE LAS LÁMPARAS DE POLIMERIZACIÓN LED. THE SCIENCE BEHIND LED LIGHT CURING UNITS. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA. 2021 [cited 2024 Apr 13];10(3):1–13. Available from: www.rodyb.com/
9. Slack WE, Yancey EM, Lien W, Sheridan R, Phoenix R, Vandewalle K. Effect of high-irradiance light curing on exposure times and pulpal temperature of adequately polymerized composite. Dent Mater J. 2020;39(6):1–9.
10. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. Vol. 94, Journal of Dental Research. SAGE Publications Inc.; 2015. p. 1179–86.
11. Yoshino F, Yoshida A. Effects of blue-light irradiation during dental treatment. Vol. 54, Japanese Dental Science Review. Elsevier Ltd; 2018. p. 1–9.
12. Manuel A, Gil C, Montenegro Y, Ii O, Álvarez J, Iii R. Historical evolution of light-cure lamps (photo polymerization's lamps). Revista Habanera de Ciencias Médicas [Internet]. 2016 [cited 2024 Apr 13];15(1):1–9. Available from: <http://scielo.sld.cu>
13. Farzaneh M, Abitbol S, Friedman S. CLINICAL RESEARCH Treatment Outcome in Endodontics: The Toronto Study. Phases I and II: Orthograde Retreatment. 2004.
14. Lakhani J, Agrawal V, Mahant R, Kapoor S, Vaghamsi Di, Shah A. Pulpal temperature rise: Evaluation after light activation of newer pulp-capping materials and resin composite. Contemp Clin Dent. 2018 Oct 1;9(4):1–7.
15. Španović N, Par M, Skendrović H, Bjelovučić R, Prskalo K, Tarle Z. Real-time temperature monitoring during light-curing of experimental composites. Acta Stomatol Croat. 2018 Jun 1;52(2):1–11.
16. Armellini E, Bovesecchi G, Coppa P, Pasquantonio G, Cerroni L. LED Curing Lights and Temperature Changes in Different Tooth Sites. 2016;1–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1155/2016/1894672>

17. Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of Temperature Changes in the Pulp Chamber Induced by Various Light Curing Units, In Vitro. *Oper Dent* [Internet]. 2006 Feb 1 [cited 2023 Apr 25];31(2):261–5. Available from: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article/31/2/261/107065/Comparison-of-Temperature-Changes-in-the-Pulp>
18. Dogan A, Hubbezoglu I, Dogan OM, Bolayir G, Demir H. Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dent Mater J*. 2009 May;28(3):253–60.
19. Benetti F, Lemos CAA, de Oliveira Gallinari M, Terayama AM, Briso ALF, de Castilho Jacinto R, et al. Influence of different types of light on the response of the pulp tissue in dental bleaching: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2018 May 1;22(4):1–14.
20. Boskey AL, Coleman R. Critical reviews in oral biology & medicine: Aging and bone. Vol. 89, *Journal of Dental Research*. 2010. p. 1–16.
21. Soler S, Gómez E, Profesor A, La AF. La fotopolimerización en 2002.
22. Aquino Valverde AJ. Efectividad de fotopolimerización usando lámparas led: Una revisión de la literatura. *Revista Científica Odontológica*. 2022 Sep 29;10(3):e120.
23. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units [Internet]. Available from: www.elsevier.com/locate/dental
24. Maucoski C, Price RB, Arrais CAG. Irradiance from 12 LED light curing units measured using 5 brands of dental radiometers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2023 Sep 1;35(6):968–79.
25. Ayar MK, Demirbas HG, Yesil Ö. Effects of High-Intensity Light Curing Devices and Resin Adhesive System on Repair Strength of Amalgam with Resin Composite. *Materials science (Medziagotyra)*. 2022 Dec 2;28(4):482–6.
26. Mouhat M, Mercer J, Stangvaltaite L, Örtengren U. Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development—potential risk for patients. *Clin Oral Investig*. 2017 Jun 1;21(5):1687–96.
27. Zarpellon DC, Runnacles P, Maucoski C, Coelho U, Rueggeberg FA, Arrais CAG. Controlling in vivo, human pulp temperature rise caused by LED curing light exposure. *Oper Dent*. 2019;44(3):235–41.
28. B Ozturk, AN Ozturk, A Usumez, S Usumez, F Özer. Temperature Rise During Adhesive and Resin Composite Polymerization with Various Light Curing Sources. *Oper Dent* [Internet]. 2004 Mar 29;29:87–94. Available from: <http://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-pdf/29/3/1/1819338/1559-2863-29-3-1.pdf>
29. Munhoz VDB, Rocha MG, Correr AB, Sinhoreti MAC, Geraldini S, Oliveira D. The role of protective liners and glass ionomer in managing pulp temperature during light curing. *J Clin Exp Dent* [Internet]. 2024 [cited 2024 Oct 17];16(6):e749. Available from: <https://pmc-ncbi-nlm-nih-gov.lgproxy.unicoc.edu.co/articles/PMC11310984/>
30. Ali Hasan SA, Al-Shami IZ, Al-Hamzi MA, Alwadai GS, Alamoudi NA, Alqahtani SA, et al. Evaluation of Radiant Power of the Light Curing Units Used in Clinics at Governmental and Privates Dental Faculties. *Medical Devices: Evidence and Research*. 2024;17:301–10.

ANEXOS

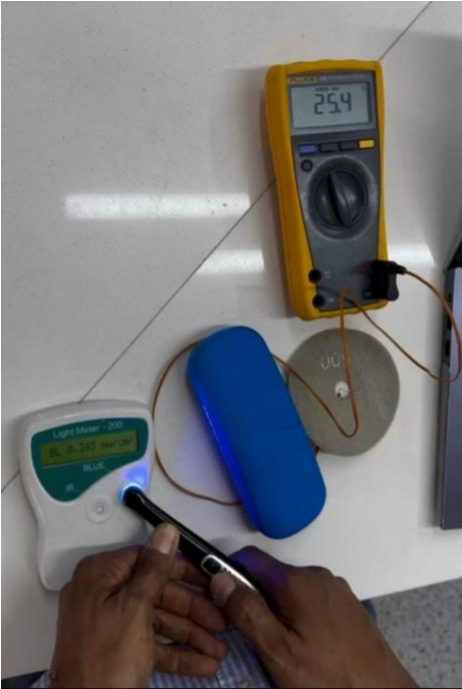


Fig 1. Toma de la intensidad luminica con radiometro dental



Fig 2. Toma de la temperatura con termometro digital

1. Soy residente de

[Más detalles](#)

[Información](#)

- Rehabilitación Oral 13
- Ortodoncia 11



2. Ingrese correo institucional

[Más detalles](#)

[Información](#)

24
Respuestas

Respuestas más recientes


"Imunazs@unicoc.edu.co"






"Lhoyosu@unicoc.edu.com"

"Amoralesv@unicoc.edu.co"

3. ¿Que marca de lámpara de fotocurado utiliza?

[Más detalles](#)




 Información

| | |
|--|----|
|  Valo | 4 |
|  WoodPecker | 0 |
|  3M | 2 |
|  Ivoclar | 1 |
|  Otras | 17 |



4. ¿Cuánto tiempo de uso tiene su lámpara?

[Más detalles](#)

| | |
|---|---|
|  Menos de un año | 8 |
|  De uno a dos años | 9 |
|  Más de dos años | 7 |



5. ¿Le realiza mantenimiento a su lámpara?

[Más detalles](#)


 Información

| | |
|--|----|
|  Sí | 3 |
|  No | 21 |



6. ¿Le realiza calibración a su lámpara?

[Más detalles](#)

 Información

| | |
|--|----|
|  Sí | 3 |
|  No | 21 |



7. La toma de la medición de temperatura será programada en el Octavo piso de la Universidad y solo tomará 15 minutos, no habrá compromiso de confidencialidad, esta prueba no tiene costo para el residente. ¿Está dispuesto a participar en el proyecto?

[Más detalles](#)



Fig,34,5,6 Encuesta de recolección de información previa al trabajo de campo.

Tabla 2. Temperatura lumínica en los diferentes modos

| | n | Media | Desv Std | Minimo | Máximo | P-VALOR MIN | P-VALOR-MAX |
|---------------|----|-------|----------|--------|--------|-------------|-------------|
| T-MODO normal | 15 | 52,83 | 7,37 | 34 | 63,1 | 0,000 | 0,000 |
| T-MODO medio | 6 | 54,8 | 5,73 | 49,8 | 62 | 0,001 | 0,004 |
| T-MODO alto | 13 | 54,72 | 5,03 | 46,7 | 64,7 | 0,000 | 0,000 |
| T-MODO turbo | 2 | 59,35 | 11,95 | 50,9 | 67,8 | 0,230 | 0,304 |
| T-MODO ortho | 5 | 55,22 | 12,3 | 43,6 | 70,3 | 0,030 | 0,090 |
| T-MODO soft | 2 | 53,35 | 7 | 48,4 | 58,3 | 0,187 | 0,284 |
| T-MODO pulso | 2 | 45,95 | 0,35 | 45,7 | 46,2 | 0,018 | 0,054 |
| T-MODO low | 1 | 50,8 | . | 50,8 | 50,8 | | |
| T-MODO ultra | 1 | 63,7 | . | 63,7 | 63,7 | | |

Tabla 2 Irradiancia lumínica en los diferentes modos

| | N | Media | Desv Std | Valor mínimo | Valor máximo | P-VALOR MIN | P-VALOR-MAX |
|----------|----|---------|----------|--------------|--------------|-------------|-------------|
| I-NORMAL | 15 | 1014,86 | 191,89 | 611,8 | 1262,3 | 0 | 0,002 |
| I-MEDIO | 6 | 1501,63 | 10,44 | 1491,5 | 1521 | 0 | 0,000 |
| I-ALTO | 12 | 2016,26 | 384,88 | 1200,3 | 2427,5 | 0,000 | 0,000 |
| I-TURBO | 2 | 2838,65 | 31,32 | 2816,5 | 2860,8 | 0,006 | 0,009 |
| I-ORTHO | 5 | 2332,78 | 788,07 | 1016,8 | 3013,5 | 0,005 | 0,032 |
| I-SOFT | 2 | 1010,3 | 12,02 | 1001,8 | 1018,8 | 0,009 | 0,029 |
| I-PULSO | 2 | 1003 | 2,83 | 1001 | 1005 | 0,002 | 0,006 |
| I-LOW | 1 | 593 | . | 593 | 593 | | |
| I-ULTRA | 1 | 2282 | . | 2282 | 2282 | | |

Tabla 3 Correlación entre temperatura e irradiancia lumínica modo normal y alto

| | T-Normal | I-Normal | n | p |
|----------|----------|----------|----|-------|
| T-Normal | 1 | 0,432* | 15 | 0,107 |
| I-Normal | 0,432* | 1 | | |
| | T-Alto | I-Alto | | |
| T-Alto | 1 | 0,586* | 12 | 0,045 |
| I-Alto | 0,586* | 1 | | |

*Correlación de Pearson

Tabla 4. Temperatura de acuerdo con el mínimo establecido

| | t | df | Sign. (2- colas) | Diferencia Media | Intervalo de confianza 95% de la Diferencia | |
|----------|------|----|---------------------|---------------------|--|----------|
| | | | | | Inferior | Superior |
| T-NORMAL | 8,32 | 14 | 0 | 15,83 | 11,75 | 19,91 |
| T-MEDIO | 7,61 | 5 | 0,001 | 17,8 | 11,78 | 23,82 |
| T-ALTO | 12,7 | 12 | 0 | 17,72 | 14,67 | 20,76 |
| T-TURBO | 2,64 | 1 | 0,23 | 22,35 | -85,02 | 129,72 |
| T-ORTHO | 3,31 | 4 | 0,03 | 18,22 | 2,95 | 33,49 |
| T-SOFT | 3,3 | 1 | 0,187 | 16,35 | -46,55 | 79,25 |
| T-PULSO | 35,8 | 1 | 0,018 | 8,95 | 5,77 | 12,13 |
| T-LOW | NaN | 0 | NaN | 13,8 | NaN | NaN |
| T-ULTRA | NaN | 0 | NaN | 26,7 | NaN | NaN |

Tabla 5 Temperatura de acuerdo al máximo establecido

| | t | df | Sign. (2- colas) | Diferencia Media | Intervalo de confianza 95% de la Diferencia | |
|----------|------|----|---------------------|---------------------|--|----------|
| | | | | | Inferior | Superior |
| T-NORMAL | 5,17 | 14 | 0 | 9,83 | 5,75 | 13,91 |
| T-MEDIO | 5,04 | 5 | 0,004 | 11,8 | 5,78 | 17,82 |
| T-ALTO | 8,4 | 12 | 0 | 11,72 | 8,67 | 14,76 |
| T-TURBO | 1,93 | 1 | 0,304 | 16,35 | -91,02 | 123,72 |
| T-ORTHO | 2,22 | 4 | 0,09 | 12,22 | -3,05 | 27,49 |
| T-SOFT | 2,09 | 1 | 0,284 | 10,35 | -52,55 | 73,25 |
| T-PULSO | 11,8 | 1 | 0,054 | 2,95 | -0,23 | 6,13 |
| T-LOW | NaN | 0 | NaN | 7,8 | NaN | NaN |
| T-ULTRA | NaN | 0 | NaN | 20,7 | NaN | NaN |

Tabla 6 Irradiancia de acuerdo al mínimo establecido

| | t | df | Sign. (2- colas) | Diferencia Media | Intervalo de confianza 95% de la Diferencia | |
|----------|--------|----|---------------------|---------------------|--|----------|
| | | | | | Inferior | Superior |
| I-NORMAL | 12,41 | 14 | 0 | 614,86 | 508,6 | 721,12 |
| I-MEDIO | 258,41 | 5 | 0 | 1101,63 | 1090,67 | 1112,59 |
| I-ALTO | 14,55 | 11 | 0 | 1616,26 | 1371,72 | 1860,8 |
| I-TURBO | 110,1 | 1 | 0,006 | 2438,65 | 2157,21 | 2720,09 |
| I-ORTHO | 5,48 | 4 | 0,005 | 1932,78 | 954,26 | 2911,3 |
| I-SOFT | 71,8 | 1 | 0,009 | 610,3 | 502,3 | 718,3 |
| I-PULSO | 301,5 | 1 | 0,002 | 603 | 577,59 | 628,41 |
| I-LOW | NaN | 0 | NaN | 193 | NaN | NaN |
| I-ULTRA | NaN | 0 | NaN | 1882 | NaN | NaN |

Tabla 7 Irradiancia de acuerdo al máximo establecido

| | t | df | Sign. (2- colas) | Diferencia Media | Intervalo de confianza 95% de la Diferencia | |
|----------|--------|----|---------------------|---------------------|--|----------|
| | | | | | Inferior | Superior |
| I-NORMAL | -3,74 | 14 | 0,002 | -185,14 | -291,4 | -78,88 |
| I-MEDIO | 70,75 | 5 | 0 | 301,63 | 290,67 | 312,59 |
| I-ALTO | 7,35 | 11 | 0 | 816,26 | 571,72 | 1060,8 |
| I-TURBO | 73,98 | 1 | 0,009 | 1638,65 | 1357,21 | 1920,09 |
| I-ORTHO | 3,21 | 4 | 0,032 | 1132,78 | 154,26 | 2111,3 |
| I-SOFT | -22,32 | 1 | 0,029 | -189,7 | -297,7 | -81,7 |
| I-PULSO | -98,5 | 1 | 0,006 | -197 | -222,41 | -171,59 |
| I-LOW | NaN | 0 | NaN | -607 | NaN | NaN |
| I-ULTRA | NaN | 0 | NaN | 1082 | NaN | NaN |