



**UNIVERSIDAD ALAS PERUANAS
FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGIA**

**“EFECTO SOBRE LA POLIMERIZACIÓN DE IONÓMEROS DE
RESTAURACIÓN Y GIÓMEROS EMPLEANDO UNIDADES
DE FOTOACTIVACIÓN MONOWAVE Y POLIWAVE
A DIFERENTES DISTANCIAS
ESTUDIO IN VITRO”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
CIRUJANO DENTISTA**

PRESENTADO POR:

Bach. ACOSTA MEDINA, MARIA MARLENI

<https://orcid.org/0000-0003-2113-1459>

ASESORA

Mg. CARRANZA FLORES, MARGARITA MAGALI

<https://orcid.org/0000-0003-2769-2513>

LIMA – PERÚ

2022

DEDICATORIA

En primer lugar, a Dios Todopoderoso por haberme acompañado y ayudado todo este tiempo, a toda mi familia por su gran apoyo y motivación constante.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por sobre todas las cosas por la fortaleza que me brindó, a mi querido padre, mis hermanos, en especial a mi hija y mi esposo por su apoyo incondicional, a la Dra. Margarita Carranza por su asesoría, a mis amigos que contribuyeron en mi tiempo de estudios, en especial Javier Menacho.

ÍNDICE

Dedicatoria	ii
Agradecimiento	iii
Índice de tablas	vi
Índice de gráficos	viii
Índice de figuras	ix
Resumen	x
Abstract	xi
Introducción	xii
Capítulo I: Planteamiento del problema	14
1.1 Descripción de la realidad problemática	14
1.2 Formulación del problema	17
1.2.1 Problema general	17
1.2.2 Problemas específicos	17
1.3 Objetivos de investigación	18
1.3.1 Objetivo general	18
1.3.2 Objetivo específicos	18
1.4 Justificación de la investigación	19
1.4.1 Importancia de la investigación	19
1.4.2 Viabilidad de la investigación	20
1.5 Limitaciones del estudio	21
Capítulo II: Marco teórico	22
2.1 Antecedentes de la investigación	22
2.1.1 Antecedentes Internacionales	22
2.1.2 Antecedentes Nacionales	24
2.2 Bases teóricas	26
2.3 Definición de Términos Básicos	35
Capítulo III: Hipótesis y variables	37
3.1 Formulación de Hipótesis Principal	37
3.2 Variables y definición operacional	37
CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA	39
4.1 Diseño metodológico	39
4.2 Diseño Muestral	39

4.3 Técnicas de recolección de datos	39
4.4 Técnicas estadísticas para el procesamiento de la información	45
4.5 Aspectos éticos	46
Capítulo V: Resultados	47
5.1 Análisis descriptivo	47
5.2 Análisis inferencial	52
Discusión	60
Conclusiones	64
Recomendaciones	65
Fuentes de información	66
Anexo 1: Instrumento de evaluación/Ficha de recolección de datos	75
Anexo 2: Constancia de desarrollo de tesis	76
Anexo 3: Base de datos	78
Anexo 4: Matriz metálica elaborada según norma ISO 4049	79
Anexo 5: Materiales y equipos usados en fase experimental	80
Anexo 6: Fase experimental: elaboración de cuerpos de prueba	82

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Unidades de fotoactivación empleadas en el estudio. Características	47
Tabla 2	Materiales empleados en el estudio. Descripción	48
Tabla 3	Información de los giómeros empleados	49
Tabla 4	Información del ionómero modificado con resina Empleado	49
Tabla 5	Datos obtenidos en la evaluación de Giómero	50
Tabla 6	Datos obtenidos en la evaluación de Ionómero modificado con Resina	51
Tabla 7	Profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremer) con Bluephase N a distancias de 0 mm y 4 mm.	52
Tabla 8	Profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremer) con LED C a distancias de 0 mm y 4 mm.	53
Tabla 9	Profundidad de polimerización (mm) de giómero (Beautifill II) con Bluephase N a distancias de 0 mm y 4 mm.	54
Tabla 10	Profundidad de polimerización (mm) de giómero (Beautifill II) con LED C a distancias de 0 mm y 4 mm.	55
Tabla 11	Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de ionómero modificado con resina (Vitremer) y giómero (Resina Beautifill II) vs. unidades de fotoactivación usadas a distancia de 0 mm.	56
Tabla 11a	Análisis de varianza de dos factores: LED x Material de obturación; distancia 0 mm	56
Tabla 12	Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de ionómero modificado con resina (Vitremer)	

	y giómero (Resina Beautifill II) vs. unidades de fotoactivación usadas a distancia de 4 mm.	57
Tabla 12a	Análisis de varianza de dos factores: LED x Material de obturación; distancia 4 mm	57
Tabla 13	Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de los materiales de obturación Vs distancias de fotoactivación con Bluephase N.	58
Tabla 13a	Análisis de varianza de dos factores: Distancia x material de obturación; Bluephase N	58
Tabla 14	Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de los materiales de obturación Vs distancias de fotoactivación con Bluephase N.	59
Tabla 14a	Análisis de varianza de dos factores: Distancia x material de obturación; Bluephase N	59

INDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremer) con Bluephase N a distancias de 0 y 4 mm.	52
Gráfico 2	Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremer) con LED C a distancias de 0 y 4 mm.	53
Gráfico 3	Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de iómero (Resina Beautifill II) con Bluephase N a distancias de 0 y 4 mm.	54
Gráfico 4	Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de iómero (Resina Beautifill II) con LED C a distancias de 0 y 4 mm.	55

INDICE DE FIGURAS

Figura 1	Unidad LED de primera generación	32
Figura 2	Unidad LED de segunda generación	33
Figura 3	Unidad LED de tercera generación	33
Figura 4	Esquema de elaboración de los cuerpos de prueba	42

RESUMEN

El presente estudio de tipo analítico experimental tuvo por objetivo evaluar el efecto sobre la polimerización de ionómeros de restauración y giómeros empleando unidades de fotoactivación monowave y poliwave a diferentes distancias, con la finalidad de determinar la profundidad de polimerización se utilizó la metodología establecida por la International Organization for Standardization (ISO). Metodología especificada bajo la denominación de la norma "ISO 4049-Profundidad de curado, elaborándose 40 cuerpos de prueba de ionómero modificado con resina (20) y giómero (20), por medio de una matriz de acero inoxidable confeccionada según las pautas de la norma ISO 4049, siendo fotocurados ambos materiales a 0 y 4 mm de distancia tanto con la unidad de fotoactivación monowave como con la poliwave. El estudio concluye que no existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados utilizando una unidad de fotoactivación Bluephase N (polywave) a distancias de 0 mm y 4mm. Así mismo existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados utilizando una unidad de fotoactivación LED C (monowave) a distancias de 0 mm y 4 mm. También se estableció que la distancia de fotoactivación tuvo un efecto inversamente proporcional a la profundidad de polimerización ya que, al incrementar la distancia entre la salida de luz de la fibra óptica y la superficie de ambos materiales evaluados, esta última se redujo.

Palabras clave: giómero, ionómero modificado con resina, fotoactivación, poliwave, monowave.

ABSTRACT

The objective of this experimental analytical study was to evaluate the effect on the polymerization of restoration ionomers and giomers using monowave and polywave photoactivation units at different distances, in order to determine the depth of polymerization, the methodology established by the International Organization for Standardization (ISO). Methodology specified under the name of the standard "ISO 4049-Depth of curing, making 40 test bodies of ionomer modified with resin (20) and giomer (20), by means of a stainless steel matrix made according to the guidelines of the standard ISO 4049, both materials being light-cured at a distance of 0 and 4 mm with both the monowave and polywave photoactivation units. The study concludes that there are no significant differences between the depth of polymerization of a resin-modified ionomer and a giomer when being photoactivated using a Bluephase N (polywave) photoactivation unit at distances of 0 mm and 4 mm. Likewise, there are significant differences between the depth of polymerization of a resin-modified ionomer and a giomer when photoactivated using a C LED photoactivation unit (monowave) at distances of 0 mm and 4 mm. It was also established that the photoactivation distance had an inversely proportional effect on the depth of polymerization since, by increasing the distance between the light output of the optical fiber and the surface of both materials evaluated, the latter was reduced.

Keywords: giomer, resin-modified ionomer, photoactivation, polywave, monowave

INTRODUCCIÓN

La enfermedad oral más prevalente en el mundo es la caries dental, en nuestro país esta enfermedad representa la segunda causa de morbilidad, y se caracteriza por ocasionar daño irreversible al tejido de las piezas dentales, lo que influye negativamente en la calidad de vida de los individuos afectados; además de generar una carga económica importante dependiendo de la progresión de la enfermedad¹. El avance de la ciencia ha permitido el desarrollo de materiales que pueden restituir la estructura y función de las piezas dentales mejorándose continuamente las características y propiedades físicas de los tejidos dentarios, de esta forma la aparición de las resinas compuestas, los ionómeros vítreos y actualmente la irrupción de los giómeros que presentan características deseables de ambos productos que le precedieron como son su alta estética, sencilla aplicación y gran capacidad de liberación de fluoruros²; representan un prometedor avance en la calidad de las restauraciones directas. Sin embargo, es necesaria todavía mayor evidencia respecto a la respuesta clínica a fin de respaldar el juicio clínico en la búsqueda del mejor tratamiento para los pacientes. Por ello el presente estudio evaluó de forma experimental *in vitro*, el efecto de dos unidades de fotoactivación de mayor comercialización en nuestro medio y la distancia de fotoactivación sobre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero presentes en el mercado nacional, siendo la finalidad brindar un alcance sobre la respuesta clínica a esperar durante la realización de dichos procedimientos terapéuticos.

A continuación, es descrita la estructura de la investigación:

Capítulo I: Planteamiento del problema de investigación, descripción de los objetivos

de la investigación la cual se formula ante la necesidad de conocer de forma objetiva si existen diferencias entre la profundidad de fotopolimerización de ionómeros de restauración y los giómeros utilizando fuentes de polimerización monowave y poliwave, también se sustenta y justifica la pertinencia de la

investigación y su importancia, viabilidad y las limitaciones identificadas durante el desarrollo de esta.

Capítulo II: Se sintetizan los antecedentes nacionales e internacionales, y la base teórica que sustenta de forma científica, la investigación realizada así mismo son descritos conceptos básicos referidos a la temática tratada.

Capítulo III: Se plantea la hipótesis general de la investigación. Se identifican y describen las variables, así como su operacionalización.

Capítulo IV: Se describe el diseño de la investigación, la metodología empleada, la selección de la muestra, la matriz de consistencia, el instrumento de recolección de los datos, las técnicas de procesamiento de información y las pruebas estadísticas utilizadas para el análisis de los resultados.

Capítulo V: Se presenta el análisis y discusión, realizándose el análisis descriptivo, de todas las tablas y gráficos que representan los resultados de la investigación.

Finalmente, son presentadas las conclusiones y recomendaciones obtenidas de la investigación. Adicionalmente y de acuerdo al formato institucional son presentadas las fuentes de información referenciadas y los anexos de la investigación.

CAPITULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Descripción de la situación problemática

El uso de resinas compuestas como un material de restauración se inicia a mediados del siglo XX, con indicaciones específicas para piezas del sector anterior, posteriormente con el desarrollo de nuevos compuestos y un mejor conocimiento de los substratos, los sistemas adhesivos, así como la diversidad de partículas de relleno, se ampliaron sus indicaciones incluyendo al sector posterior^{4,5}. De acuerdo a la literatura científica su desempeño en condiciones clínicas y propiedades previstas por los fabricantes van a depender de su estructura⁶. Los materiales de restauración directa como las resinas y ionómeros, especialmente aquellos fotoactivados van a presentar propiedades que afectan su sobrevida en la cavidad bucal, entre los factores más determinantes están la contracción de polimerización y la tensión interna, debido a los fenómenos estructurales que modifican los materiales y los hacen más susceptibles a la aparición de defectos en la interface de adhesión y por ende un compromiso de la retención de la restauración aplicada⁷. En ese orden de ideas resulta importante identificar aquellos factores que influyen sobre un adecuado proceso de polimerización, así tenemos: la capacidad de generación de energía lumínica de una unidad de fotoactivación, la profundidad de la restauración, composición del material de restauración fotoactivado, el tiempo de fotoactivación, el color del material, la distancia a la que se encuentra el material restaurador del contacto con la fuente lumínica, entre otros⁸.

A partir de este conocimiento los clínicos e investigadores han implementado estrategias para reducir la contracción de polimerización y asegurar una adecuada penetración lumínica, así tenemos la denominada técnica incremental⁹ en la cual se realiza la colocación del material de obturación en incrementos de un máximo de 2 mm de espesor, fotoactivados después de la aplicación de cada estrato¹⁰; aunque en contra parte esto significa incrementar el tiempo de trabajo efectivo por parte del clínico en una obturación profunda¹¹, adicionalmente del incremento de riesgo a formación de espacios de aire entre las capas incrementales o incluso la generación de un aumento en la tensión de contracción y contaminación del material⁷. También se ha descrito que la distancia de la fuente de fotoactivación y

el material a polimerizar, influye de manera determinante en la profundidad de polimerización⁸, lo que lo hace un aspecto importante a revisar durante el desarrollo del procedimiento clínico. En la búsqueda permanente de mejorar el desempeño de los materiales utilizados para la restauración directa se han empleado ionómeros modificados con resina, los cuales además de la polimerización por fotoactivación presentan un curado mediado por una reacción química de sus componentes¹¹, por otra parte la aparición de los giómeros, cuyas propiedades similares a las resinas compuestas e incorporan una mayor y más estable capacidad de liberación de fluoruros^{12,13}, lo cual amplía la gama de posibilidades terapéuticas dada la versatilidad del material que puede indicarse tanto en piezas anteriores como posteriores^{14,15}, con un adecuado rango de sobrevida dada su resistencia a cargas masticatorias y una reducción de la hipersensibilidad posterior al tratamiento por encapsulamiento de aire o cambios en el pH o irritación del complejo dentino pulpar¹⁰.

Todos los materiales de restauración fotoactivados precisan de una fuente lumínica para activar sus fotoiniciadores, la Canforquinona es el más ampliamente utilizado (rango de longitud de onda 420-495 nm), adicionalmente se emplean hoy en día otros fotoiniciadores con un espectro de absorción de longitud de onda menor a 420nm. Esta variación en los espectros de absorción en los diversos fotoiniciadores empleados coincide con el cambio generacional de las fuentes lumínicas utilizadas hoy en día representadas por las llamadas lámparas LED (*light-emitting diode*) las cuales se van a encontrar en el mercado en dos versiones: polywave y monowave, estas últimas caracterizadas por presentar diodos emisores sólo en el rango del azul adecuado para la activación de la Canforquinona, mientras que las primeras poseen, además del rango azul, diodos emisores en el espectro violeta para activar además otros fotoiniciadores alternativos¹⁸.

En el mercado nacional de materiales dentales existen diversas marcas comerciales de ionómeros de restauración fotoactivados (modificados con resina) y sólo una marca de giómeros, existen también una oferta importante de unidades de fotoactivación LED. Considerando el continuo avance tecnológico de estos materiales y el impacto de una adecuada elección de este tipo de equipos, a fin de lograr una eficaz penetración lumínica y de esta forma obtener los mejores

resultados con el material empleado, se plantea el siguiente problema de investigación.

Para delimitar el problema de investigación es necesario considerar los aspectos social, espacial, temporal y conceptual

Las unidades de investigación estarán conformadas por cuerpos de prueba de material restaurador (ionómero/giómero). El impacto de la investigación se proyectará sobre aquellos casos de individuos con necesidad de aplicación de restauraciones directas.

El ámbito de desarrollo de la presente investigación corresponde a una investigación desarrollada en ambiente de laboratorio.

La información recabada producto de la investigación corresponderá al análisis de resultados en la evaluación de un ionómero de restauración y un giómero, presentes en el mercado nacional en el año 2021.

La investigación se orienta a explicar si existen diferencias en el efecto del tipo de unidad de fotoactivación sobre la profundidad de fotopolimerización en un ionómero de restauración y un giómero

1.2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

121 1 PROBLEMA GENERAL

¿Existen diferencias entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados utilizando dos tipos de unidades de fotoactivación LED a 2 distancias diferentes?

122 PROBLEMAS ESPECIFICOS:

¿Existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación Bluephase N (polywave) a 0 mm de distancia?.

¿Existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación Bluephase N (polywave) a 4 mm de distancia?.

¿Existen diferencias significativas entre profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación LED C (monowave) a 0 mm de distancia?.

¿Existen diferencias significativas entre profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación LED C (monowave) a 4 mm de distancia?.

1.3 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN:

131 Objetivo general

Evaluar la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados utilizando dos tipos de unidades de fotoactivación LED a 2 distancias diferentes.

132 Objetivos específicos

Determinar si existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación Bluephase N (polywave) a 0 mm de distancia.

Determinar si existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación Bluephase N (polywave) a 4 mm de distancia.

Determinar si existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación LED C (monowave) a 0 mm de distancia.

Determinar si existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación LED C (monowave) a 4 mm de distancia.

1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

1.4.1 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN

La importancia teórica de la investigación reside en la comprobación de las propiedades innovadoras que ofrecen las empresas del rubro dental sobre los giómeros, que muestran entre sus ventajas: adición y liberación de flúor, eficacia antiplaca naturalidad estética, radiopacidad, fluorescencia, estabilidad clínica, mayor resistencia a fuerzas masticatorias especialmente en las piezas posteriores, y si esta no se ve afectada por la distancia entre la fuente de luz LED y el material de restauración, o por equipo LED utilizado como fuente lumínica.

Por la introducción de dispositivos fotoactivos LED de bajo costo en el mercado nacional, su uso se ha incrementado en los últimos años en nuestro país, y ante la falta de estudios que evalúen su desempeño, es importante evaluar su desempeño en la polimerización adecuada de materiales de restauración como los ionómeros y giómeros, así como el de las unidades de fotoactivación de mayor utilización en estudios de referencia.

La importancia práctica de la investigación reside en que la información obtenida incrementará el conocimiento sobre el desempeño clínico de estos materiales de restauración, y también servirá de sustento para optimizar su utilización en el trabajo clínico del profesional de practica general y especialistas en odontología restauradora, beneficiando indirectamente a los pacientes usuarios de los servicios de salud bucal. Los resultados obtenidos por la presente investigación incrementarán el conocimiento sobre el desempeño clínico de estos materiales de restauración, además servirán de evidencia para el correcto uso en las labores clínicas por parte del odontólogo general y el especialista en odontología restauradora, e indirectamente beneficiará a los pacientes que reciban las restauraciones con estos materiales.

La verificación de las propiedades de los materiales objeto de estudio permitirán un mejor juicio clínico para conseguir tratamientos más eficaces en pacientes que requieran este tipo de material de restauración.

La importancia metodológica radica en que se toma como parámetro la metodología empleada a nivel internacional para la evaluación de materiales odontológicos de restauración considera los parámetros de la norma ISO 4049 - "Profundidad de curado", en nuestro medio no se ha privilegiado el uso de esta metodología por lo que los resultados de la investigación permitirán obtener información pasible de comparación con otras investigaciones similares.

La importancia Social de la investigación radica en que los resultados obtenidos permitirán la posibilidad de sustentar la toma de decisiones frente a la aplicación de atención a las necesidades de tratamientos odontológicos conservadores con mayor costo beneficio y teniendo en consideración parámetros de longevidad de la restauración.

En el plano profesional la información obtenida en base a la presente investigación sobre las unidades de fotoactivación brindarán al profesional un mejor criterio clínico para decidir qué unidad de fotoactivación emplear, así como para seleccionar aquel material con mayor nivel de polimerización y de esta forma proveer un servicio de mayor calidad a sus pacientes. En el plano personal, el propósito de todo egresado en el de un programa de estomatología entre otros, es aportar al mejor entendimiento de las diversas problemáticas en el campo de la salud bucal y a ofrecer soluciones a las mismas, la mayoría de procedimientos realizados en la práctica odontológica están relacionados a la odontología restauradora por ello el mejor conocimiento del equipamiento como es el caso de las unidades de fotoactivación; así como de las propiedades de los materiales utilizados en la práctica general son de gran interés para los futuros profesionales.

142 Viabilidad de la investigación

Para la realización de la presente investigación se requiere la participación de un asesor metodológico el cual ha sido asignado por la Escuela Profesional de Estomatología - UAP, así como un asesor estadístico cuyo servicio será costado por la autora de la investigación. Respecto de los materiales e insumos requeridos, estos se encuentran disponibles en el mercado nacional y serán adquiridos por la autora de la investigación. Adicionalmente dado que la fase experimental es in vitro,

no se requerirá la participación de una muestra de individuos, lo cual reduce significativamente los riesgos sanitarios propios de la actual Pandemia por COVID 19. Por todo lo anteriormente expuesto se puede considerar viable la propuesta de investigación.

1.5 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Dentro de las principales limitaciones del proceso de investigación se puede identificar el aspecto económico debido a que se requerirá la preparación de un patrón de pruebas estandarizado, así como la adquisición de los materiales restauradores cuyo costo es superior a otros similares ofrecidos en el mercado nacional.

Otras limitaciones a la presente investigación están vinculadas a las restricciones propias de la crisis sanitaria por COVID 19, la cual ha dificultado la coordinación de servicios de laboratorio y disponibilidad de los materiales de restauración que deben ser importados del exterior.

CAPITULO II

MARCO TEORICO

2.1 ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

2.1.1. ANTECEDENTES INTERNACIONALES

Spajić J, Prskalo K, Šariri K, Par M, Pandurić V, Demoli. N. (2018) Croacia; El objetivo de este estudio fue evaluar los cambios dimensionales de cementos de ionómero de vidrio convencionales, cemento de ionómero de vidrio modificado con resina y un giómero durante el tiempo de fraguado mediante interferometría láser digital. Además, se evaluó la influencia de diferentes modos de curado ("alto", "suave" y "bajo") de una unidad de curado de diodo emisor de luz (LED) sobre los cambios dimensionales. Se utilizó la contracción de curado lineal de cementos de ionómero de vidrio convencionales (CGIC): Fuji IX Extra (F9E), Fuji IX Fast (F9F), Ketac Molar Aplicap (KM), Ketac Molar Quick Aplicap (KMQ), cemento de ionómero de vidrio modificado con resina (RM GIC)): Fuji II LC (F2LC) y se analizó giomer: Beautifil II (B2). Todos los materiales probados eran de tono A3, mientras que todos los GIC estaban encapsulados. Se prepararon muestras discoides ($n = 10$, $d = 10$ mm, $h = 0,85$ mm) para cada material probado y cada modo de curado (para materiales fotopolimerizables) de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Las muestras fotopolimerizables se curaron con una unidad de curado LED (Bluephase G2, Ivoclar-Vivadent y Schaan, Liechtenstein). Los cambios dimensionales durante el curado se registraron en tiempo real. Los resultados se analizaron mediante ANOVA y se utilizó la prueba post hoc de Tukey para comparaciones múltiples ($\alpha < 1\%$).

Todos los materiales probados mostraron una expansión de fraguado inicial y una contracción de fraguado posterior. KM y KMQ tuvieron una contracción de fraguado significativamente menor que RM GIC polimerizado usando cualquiera de los tres modos de curado. B2 mostró una menor contracción en comparación con F2LC. El estudio concluyó que el grado de contracción de curado en RM GIC puede afectar la longevidad de las restauraciones⁴⁷.

Gigo D, Carrara L, WANG L, Pereira R, Perlatti P. (2019). Brasil; los investigadores tuvieron por objetivo evaluar la microdureza de cementos de

ionómero de vidrio modificados con resina (RMGIC) fotoactivados con una lámpara de polimerización de diodo emisor de luz (LED) azul. Para tal fin Treinta muestras se distribuyeron en 3 grupos: Fuji II LC Improved / GC (RM1), Vitremer / 3M ESPE (RM2) y Filtek Z250 / 3M ESPE (RM3). Se utilizaron dos unidades comerciales de fotopolimerización para polimerizar los materiales: LED / Ultrablue IS y una luz halógena / XL3000 (QTH). Después de 24 h, se realizó la prueba de microdureza de Knoop. Los datos se sometieron a ANOVA de tres vías y a la prueba de Tukey con un alfa preestablecido de 0,05. Se observó en la superficie superior, no se observó una diferencia estadísticamente significativa ($p > 0,05$) en la microdureza cuando se utilizaron las luces LED y QTH para todos los materiales. En la superficie inferior, el valor medio de microdureza de RM2 fue significativamente mayor cuando se utilizó la luz QTH ($p < 0,05$). Para RM1, se observaron valores más altos estadísticamente significativos ($p < 0,05$) cuando se utilizó la luz LED. No se observó ninguna diferencia estadísticamente significativa ($p > 0,05$) en la superficie inferior para RM3, independientemente de la luz utilizada. La comparación de la superficie de arriba a abajo no mostró una diferencia estadísticamente significativa ($p > 0,05$) para ambos RMGIC, independientemente de la luz utilizada. Para RM3, el valor medio de microdureza en la superficie fue significativamente mayor ($p < 0,05$) a la microdureza de la porción inferior cuando se utilizaron ambos tipos de unidades de curado. El estudio concluyó que los valores de microdureza observados cuando se utilizó una luz LED variaron según el material de restauración probado⁴⁹.

Rusnac M, Gasparik,C, Irimie A, Grecu A, Mesaroş A, Dudea D (2019) Rumania; El propósito del presente estudio fue revisar la literatura disponible sobre los giómeros, en cuanto a composición química, propiedades de manipulación y estética, adherencia y microfiltración, liberación de flúor y protección ofrecida, indicaciones clínicas. La búsqueda se realizó utilizando las bases de datos ScienceDirect y PubMed con las siguientes palabras clave: giómeros, propiedades estéticas giómeros y giómeros liberadores de flúor. Inicialmente se seleccionaron un total de 232 artículos, con los siguientes criterios de inclusión: artículos de texto completo, escritos en inglés, con temas sobre las propiedades y las implicaciones clínicas de los giómeros. No se incluyeron los artículos presentados como resumen. En el siguiente paso, se eliminaron los artículos de revisión, los duplicados y los

artículos en otros idiomas; como resultado, se seleccionaron un total de 44 fuentes publicadas entre 2004 y 2017. Resultados: Los artículos seleccionados se refirieron a los siguientes aspectos sobre los giómeros: composición química (8 artículos), adherencia y microfiltración (10 artículos), liberación de flúor y protección pulpar (15 artículos), indicaciones clínicas (6 artículos), efectos de tratamientos adicionales y dietéticos. hábitos (11 artículos). El estudio concluye que se ha demostrado que los giómeros incorporan cualidades mecánicas y estéticas de las resinas compuestas y la protección contra las caries mediante la liberación de fluoruro del componente de ionómeros de vidrio. Tienen una amplia gama de indicaciones clínicas y se utilizan fácilmente para restauraciones de lesiones cervicales, donde la adhesión es menos eficaz. Los giómeros se ven afectados por los hábitos dietéticos y los procedimientos dentales, como el consumo de bebidas ácidas, el blanqueamiento dental o los métodos de profilaxis. En algunos casos, otros materiales tienen rendimientos mejorados: RMGIC y Nano-Ionómeros tienen una mejor adaptación marginal en comparación con los giómeros y RMGIC tienen una fuerza de unión más fuerte que los materiales de giómeros cuando se fijan brackets metálicos al esmalte. Una nueva investigación investiga el uso de giómeros en el campo de la ortodoncia, para la prevención y el tratamiento de las manchas blancas⁵³.

2.1.2. ANTECEDENTES NACIONALES

Carranza Flores, M. (2020), Lima, El objetivo del presente estudio fue comparar el grado de microfiltración del cemento ionómero de vidrio de alta viscosidad y baja viscosidad utilizados como sellantes en premolares superiores. Además, Determinar el grado de microfiltración del cemento ionómero de vidrio de alta viscosidad utilizado como sellante en premolares superiores y determinar el grado de microfiltración del cemento ionómero de vidrio de baja viscosidad utilizado como sellante en premolares superiores. El enfoque cuasi experimental, prospectivo y el tipo de estudio fue cuasi experimental y transversal. La muestra estuvo conformada por 30 piezas premolares permanentes, las cuales serán divididas en dos grupos 15 según el tratamiento con ionómeros de alta viscosidad y baja viscosidad. En los resultados, se encontró que la frecuencia de no microfiltración (Grado 0) se presentó mayoritariamente con una frecuencia de 24(80.00%), mayor a la microfiltración en la interfase sellante-diente 6 (20.00%). Se observó que el

ionómero de vidrio Fuji IX presentó la mayor frecuencia de microfiltración en la interfase sellante-diente correspondiente al Grado 1 con un valor de 16.67%, mientras que el ionómero de vidrio Triage presentó la menor frecuencia con un valor de 3.33%. Respecto a la no microfiltración correspondiente al Grado 0 se observó que el ionómero de vidrio Fuji Triage presentó la mayor frecuencia con un 46.67% y el ionómero de vidrio Fuji IX la menor con 33.33%. El valor de p fue 0.0363, al ser menor a 0.05 se rechaza la H_0 y se concluye que el cemento ionómero de vidrio de alta viscosidad presenta mayor grado de microfiltración comparado con el ionómero de vidrio de baja viscosidad utilizados como sellantes en premolares superiores. La autora concluye que el grado de microfiltración del cemento ionómero de vidrio de alta viscosidad (GC Fuji IX) presentó mayor grado de microfiltración comparado con el ionómero de vidrio de baja viscosidad (GC Fuji Triage) utilizados como sellantes en premolares superiores⁸⁵.

Sarmiento G. (2019), Lima, El propósito de la presente investigación fue determinar el grado de microfiltración in vitro entre resinas microhíbridas y nanohíbridas en restauraciones Clase I en premolares. Se utilizó 32 piezas dentarias permanentes premolares sanas extraídas, se les realizó restauraciones Clase I de Black y fueron divididas en 2 grupos. Grupo A: Resina microhíbrida, grupo B: Resina Nanohíbrida. Los 2 grupos fueron sometidos a termociclado manual (300 ciclos a 5, 37 y 55°C), luego fueron sumergidos en solución al 2% de azul de metileno por 24 horas. Posteriormente se procedió a lavar, secar, seccionar y finalmente se observaron las muestras en un microscopio estereoscopio. Los datos obtenidos fueron procesados en el programa estadístico SPSS 20 IBM®. El tipo de análisis se realizó mediante la prueba estadística Chi cuadrado con prueba exacta de Fisher por ser variantes cualitativas, se usaron para observar si existía presencia de diferencia estadísticamente significativa y comparar entre ambos grupos el grado de microfiltración. Se encontró valores más altos de microfiltración en la resina microhíbrida sobre la nanohíbrida, pero sin diferencia estadísticamente significativa entre ambas resinas utilizadas ($p= 0.089$). El estudio concluye que el material que presentó menor grado de microfiltración fue la resina nanohíbrida sobre la microhíbrida, aunque sin poder establecer una diferencia estadísticamente significativa⁸⁶.

2.2 BASES TEÓRICAS

2.2.1 IONOMERO DE VIDRIO

Los Ionómeros de vidrio se introdujeron en la odontología en la década de 1970 como alternativa al cemento de silicato; Su valor hasta la fecha se relaciona con la combinación de propiedades biológicas y aglutinantes de los cementos de silicato y los cementos de policarboxilato de zinc¹⁵. Están compuestos de aluminofluorosilicato de calcio o polvo de vidrio de estroncio, unidos a un polímero soluble en agua o también conocido como poliácido, creando una reacción ácido-base que conduce al endurecimiento del material por un sistema de intercambio iónico¹⁶.

Al ser mezclados se da lugar a una reacción química ácido-base, en la que se produce un intercambio entre el ión Ca y el grupo carboxilo. Esta reacción inicia al mezclarse líquido y polvo del material. Los iones H reaccionan con perlas de vidrio liberando Ca, Al y F, rompiendo el vidrio bajo la acción del ácido, formando gel de sílice. Ca luego reacciona con poliácido y luego con Al. Esta sal metálica de poliácido comienza a precipitar y comienza la gelificación hasta su endurecimiento. Un ingrediente importante en el proceso de fraguado es el agua porque actúa reduciendo la dureza, por lo que cuando se coloca sobre el diente no debe secarse ya que puede contribuir a la fragilización del material y su exceso facilita su disolución¹⁷.

MC Lean y Wilson desarrollaron un aislador de vidrio para uso clínico en 1974, Su objetivo era combinar las propiedades positivas de los cementos de silicato, las resinas compuestas y los cementos de policarboxilato.^{18,19} El primer dispositivo de restauración estéticamente aceptado fue el Fuji II®, que exhibió propiedades físicas superiores a los materiales convencionales que lo antecedieron. Se han realizado muchas modificaciones en la composición y configuración de estos materiales, lo que ha dado como resultado una amplia variedad de materiales de componentes para diferentes indicaciones clínicas. Actualmente la composición básica ha cambiado. Los ionómeros sufrieron el mayor cambio en su evolución, al agregarse compuestos fotoactivadores. Entre estos, el primero en el mercado fue Vitrebond® de laboratorios 3M.¹⁶

Clasificación de los ionómeros de vidrio:

Según su composición:

Cementos convencionales

Son utilizados como materiales restauradores en áreas dentales que no están sujetas a una presión excesiva (Lesiones Cervicales No Cariosas y caries cervicales, lesiones de Clase I, como Selladores), como materiales de obturación en dientes temporales (Lesiones Oclusales, Proximales en dientes Posteriores y Anteriores), como base cavitaria, para la reconstrucción de muñones) y en el Tratamiento Restaurador Atraumático (TRA/ART).^{18,20}

La Organización Mundial de la Salud, apoyada por los esfuerzos del gobierno alemán, para desarrollar un cemento de ionómero vítreo que pudiese usarse en áreas oclusales con un daño superficial mínimo en poblaciones vulnerables, especialmente en países pobres. Desarrollo un ionómero de alta densidad, que permite un tiempo de trabajo suficiente en ambientes cálidos y húmedos y una mejor resistencia a la compresión que cualquier otro ionómero^{19, 20}.

Cementos modificados con resina:

Con más de 30 años en el mercado odontológico, estos materiales compuestos en base de partículas de vidrio de fluoraluminosilicato y ácido poliacrílico, 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), 2- Metacriloxietil – 2, 4 trimetil hexametileno i y dicarbonato 2, como principales componentes. Y con la inclusión en su composición de resina con el propósito de mejorar las características de resistencia y solubilidad habituales en los ionómeros vitreos hasta ese momento¹⁶. Al realizarse la mezcla de sus componentes líquido y polvo, se da lugar una reacción ácido-base y en simultáneo, al aplicarse una fuente de foto activación, monómeros de resina polimerizados dan lugar a una matriz alrededor de las partículas de vidrio. El proceso de polimerización de la resina y el proceso de fraguado del ionómero vítreo no se dan de forma simultánea, permitiendo así la más temprana polimerización de la resina, protección al componente ionomérico de factores críticos: desecamiento y humedad¹⁶.

Según sus indicaciones clínicas:

TIPO I: CEMENTACIÓN

De particulado muy pequeño y con una rápida reacción de fraguado, permiten su utilización en el campo de la odontopediatría: ¹⁶.

Cementación de Coronas de acero, policarbonato o resina.

Cementado de Bandas ortodóncicas.

TIPO II: RESTAURACIÓN

Es un tipo de ionómero que puede utilizarse para reconstruir áreas socavadas tras la remoción de dentina afectada por lesión cariosa preservando de esta manera tejido dentario en una preparación cavitaria, más conservadora, gracias a su biocompatibilidad y similares características al tejido dentinario. Adicionalmente se ha observado una gran compatibilidad biológica con tejidos periodontales, traducidos en una menor generación de procesos inflamatorios a nivel periodontal, mejor respuesta a nivel óseo, mejor inserción y reducción de profundidad de surco, al ser utilizados para restaurar lesiones subgingivales y con el debido seguimiento y control de higiene y biofilm. Todo lo cual lo convierte en material de elección para restauraciones transquirúrgicas, y como material de reparación en casos de perforación de furcaciones¹⁴.

TIPO III: BASE

Presentan adherencia directa a la estructura dental y a un material de restauración para actuar como una base que absorbe tensiones causadas por la deformación oclusal durante la carga y la contracción de polimerización¹⁶. La diferencia entre las denominaciones de liner y base cavitaria se basa en la intención terapéutica y la proporción de líquido y polvo mezclados. El revestimiento o adhesivo de un empaste es una fina capa de cemento que no contribuye con la fijación del empaste. Un aumento en la relación de polvo mejora la calidad mecánica del cemento, por lo que puede ser utilizado como base o como sustituto dentinario para depositar un material restaurador en su superficie¹⁶.

TIPO IV:

Selladores de fosas y fisuras: estos materiales resultan en una alternativa para casos de fosas y fisuras profundas en pacientes de alto riesgo de caries y poco colaboradores como en el caso de niños pequeños o personas con discapacidades¹⁶.

Eficacia de los Ionómero de vidrio:

Su efecto remineralizante gracias a la liberación de Flúor permite ser un material de elección fundamentalmente en el campo de la odontopediatría, ya que sus limitaciones y características físicas ya comentadas no resultan una desventaja en la dentición temporal²¹.

Ventajas:

Adherencia dentaria.

Biocompatibilidad

Coefficiente de expansión térmica similar al diente

Fuente de fluoruros¹⁴.

Limitaciones:

Pobre resistencia a fuerzas masticatorias (desgaste, compresión y tracción).

Menor estética que las resinas compuestas¹⁴.

2.2.2 Giómeros

De los términos de habla inglesa glass ionomer y composite. El término Giómero representa una tecnología reciente, que utiliza nanotecnología para unir ionómero de vidrio y resina compuesta^{35,36}, lo cual permite conservar las características más destacables de ambos materiales²¹; liberación de iones de flúor del ionómero de vidrio, que remineralizan los tejidos duros de los dientes afectados por acción acida de la placa bacteriana, y también la capacidad de mantener una liberación de flúor

sostenida a partir de la recarga³⁵; y de la resina, el acabado la estética,^{36,37} sencilla manipulación y las propiedades físicas de los composites híbridos al utilizarlos juntos³⁶

Propiedades de los Giómeros

Recarga o liberación de flúor. Los giómeros, poseen dentro de su composición un relleno denominado S-PRG el cual les permite la capacidad de recargar flúor y liberarlo a partir de las concentraciones presentes en el medio bucal. Adicionalmente es importante mencionar que actualmente son los materiales restauradores con mayor liberación inicial de fluor⁵⁵, propiedad que es posible por exposiciones diarias a agentes fluorados⁵⁶. Las propiedades y ventajas de las resinas compuestas son conservadas en la unión de los elementos, así como las capacidades potenciadas de liberación de flúor por parte de los ionómeros⁵⁷. Todo lo cual implica un mejor desempeño como material restaurador que actúa además como agente preventivo al remineralizar superficies de la preparación cavitaria, y aquellas aledañas⁵⁸.

Fuerza al cizallamiento. Debido a la homogeneidad estructural del compuesto se han obtenido importantes mejoras en las cualidades físicas del material tales como: resistencia a la compresión, reducción de contracción, pulido, incremento de fuerza de cizallamiento, entre otras; la utilización de un adhesivo acondicionador de autograbado potencia sus capacidades, aunque cabe señalar que al usar otros sistemas adhesivos alternativos tampoco se observó una disminución significativa de tales mejoras⁶².

Estabilidad del color. Estos materiales van a presentar características similares a las propiedades ópticas mostradas por los tejidos dentales ⁶³. Su nanorelleno les permite un acabado y pulido óptimos ^{55,56}. Otro aspecto destacable es su ya que a diferencia de otros materiales, no presenta variabilidad durante el proceso de polimerización y fotocurado⁵⁵; lo que permite una selección más sencilla del color para el operador⁶⁴. Asimismo, se ha observado en estudios in vitro que su exposición prolongada a bebidas con un pH preferentemente ácido incrementa la rugosidad superficial del material desmejorando el acabado obrtenido⁶⁵.

2.2.3 Unidades de fotoactivación

Desde la aparición de los composites o resinas de fotocurado, las unidades de polimerización o más específicamente denominadas unidades de fotoactivación, han ido evolucionando con el propósito de mejorar funcionalidades y facilitar el trabajo del clínico desde las primeras lámparas de luz halógena hasta las más actuales y ampliamente difundidas lámparas LED³¹.

Unidades de fotoactivación LED.

Hoy en día la utilización de unidades de fotoactivación está ampliamente difundida, esto debido a la difusión de los procedimientos terapéuticos adhesivos, de esta manera tenemos en las diversas especialidades de la odontología moderna usos para este tipo de tecnología, por poner algunos ejemplos en ortodoncia: brackets, tubos, botones, entre otros, en odontología general todo tipo de restauraciones directas e indirecta, de igual forma en odontopediatría, en rehabilitación oral: las restauraciones directas e indirectas. Los esfuerzos por desarrollar un dispositivo eficiente (diodo emisor) que se inician en la década de 1960, culminan en la década de 1990 cuando Mills logra producir un diodo emisor para utilización en el campo de la odontología odontológico⁸², dicha innovación no emplea una bombilla lumínica sino dispositivos semi conductores, lo cual adicionalmente permite prolongar el funcionamiento de del de la unidad de fotoactivación LED hasta cerca de diez mil horas y al reducirse el campo del espectro de luz se eliminan aspectos no deseados que caracterizaban a los equipos hasta ese momento como el aumento de la temperatura y la necesidad de utilización de filtros¹⁸, a partir de estas innovaciones se posibilita la fabricación de equipos de cada vez menores dimensiones y peso lo que facilita su portabilidad y manipulación pudiendo usarse un sistema de baterías recargables a diferencia de la conexión por cables que se utilizaba previamente^{79,83}. La evolución de esta tecnología continuo evolucionando en las últimas tres décadas mejorándose las prestaciones brindadas por los equipos originales o ampliando sus capacidades, así por ejemplo el estrecho rango de espectro de luz con el que trabajaban se amplió, a través del desarrollo de las denominadas unidades “poliwave” que permiten su utilización con materiales que

contienen fotoactivadores más recientes como la Canforquinona que es activada en un espectro de luz entre 350-420 nm ⁷⁷.

Existen varias investigaciones^{80,81,82,83} que evalúan la efectividad comparativa de las unidades de fotoactivación convencionales que utilizaban luz halógena y las unidades LED, las cuales en su mayoría no han encontrado diferencias significativas en su desempeño, de este modo cualidades deseables en los materiales de restauración fotoactivados tales como micro dureza o profundidad de polimerización no se han visto comprometidas. Incluso se ha reportado que menor tiempo de exposición para el fotocurado de resinas compuestas es requerido al utilizarse unidades de fotoactivación LED⁸³.

Clasificación de las unidades de fotoactivación LED.

La progresión del desarrollo tecnológico en estos equipos permite categorizarlas de la siguiente manera:

Primera generación. Presentaban niveles de irradiancia bajos, (100-280 mW / cm²). Para un incremento de resina compuesta de 2 mm de espesor se requería de una exposición de alrededor de 60 segundos⁷⁷. Ventajas comparativas como su portabilidad, y menores dimensiones no resultaron siendo suficientes para un posicionamiento en el mercado odontológico dada su baja potencia y tiempo relativamente prolongado para la polimerización¹⁸.



Figura 1. Lámpara LED 1ra generación. LUXoMAX® (Akeda)

Segunda generación. Presentan altos niveles de irradiancia, (hasta 1000 mW/cm²,¹⁸). Esto debido a la tecnología de microchips empleados en su

diseño, lo que le permita obtener valores de irradiancia semejantes a las de las convencionales lámparas de luz halógena, sólo que en menor tiempo .conocidas con la denominación de *monowave* (mono onda) presentaban la desventaja de no ser funcionales para materiales con fotoiniciadores alternativos como la Canforoquinona o Lucerin.



Figura 2. Lámpara LED 2da generación. Monowave, MiniLED® (Satelec)

Tercera generación. Denominadas Poliwave (Multionda), permiten un sistema múltiple de fotopolimerización, variando su espectro de acuerdo a una programación, cubriendo de esta manera los requerimientos de todos los fotoiniciadores presentes en las resinas compuestas actuales como: Canforquinona o CQ + amina terciaria, 1-fenilpropano-1,2-diona o PPD y trimetilbenzoil-difenilo óxido de fosfina o Lucerin® TPO^{18,77}.



Figura 3. Lámpara LED 3ra generación. poliwave. Bluephase N (Ivoclar-Vivadent)

2.2.4 Determinación de la profundidad de polimerización

Norma ISO 4049.

La Organización internacional para la estandarización (ISO) tiene un procedimiento normativo llamado "ISO 4049- 2009 Profundidad de curado para materiales resinosos"⁵². Dicha norma define pautas para el cálculo de profundidad de polimerización de resinas compuestas a través de la evaluación de cuerpos de prueba ⁶⁷. Para tal fin establece la necesidad de utilizar conformadores o moldes de acero inoxidable dentro de los que se compactará el material a evaluar procediéndose posteriormente al fotocurado de dicho material y la consiguiente fabricación del cuerpo de prueba⁵². Los moldes para la confección de los cuerpos de prueba deberán tener las siguientes características: Elaborados en acero inoxidable, presentar una cavidad cilíndrica interna con un diámetro de 4mm y una longitud total que exceda en 2 mm al doble de la profundidad de polimerización ofrecido por el fabricante³⁴. Seguidamente la base del molde se cubrirá con una lámina portaobjetos, procediéndose a compactar en el interior del molde el material a evaluar cubriéndose la parte superior con otra lámina portaobjetos y ejerciendo presión ligera a fin de evitar la formación de burbujas dentro de la resina. Tras realizar la fotoactivación; el material no polimerizado deberá ser retirado utilizando una espátula plástica permitiéndonos obtener un cuerpo de prueba sólido. Para registrar el valor de dicho cuerpo de prueba se realizará la medición de su longitud tras el retiro del material reblandecido con un vernier digital dividiéndose este valor obtenido entre dos. Este valor obtenido representa a la profundidad de polimerización estableciendo de este modo el espesor máximo de incremento del material que puede ser polimerizado de forma efectiva. Así mismo es importante conocer que la norma ISO 4049-2009, dispone como profundidad de polimerización mínima para una resina compuesta 1.5 mm. Siendo que la profundidad de polimerización obtenida como máximo puede ser 0,5 mm menor a lo declarado por el fabricante sobre su producto⁵².

Grado de conversión del monómero.

Es el número de enlaces dobles de carbono ($C = C$) presente en los monómeros, con capacidad de convertirse en enlaces simples ($C - C$) para formar polímeros

durante el proceso de curado. Dicho proceso condiciona las propiedades mecánicas y físicas de las resinas compuestas⁶³. Un menor grado de conversión ocasiona la reducción de las propiedades mecánicas, una mayor decoloración, mayor degradación, poca resistencia al desgaste y poca estabilidad de la resina compuesta⁷¹.

Profundidad de polimerización por perfiles de dureza Vickers. Metodología alternativa empleado para evaluar la profundidad de polimerización de materiales resinosos¹⁰⁷. La metodología indica que se debe colocar el material a evaluarse sin polimerizar en una matriz metálica de acero inoxidable con un agujero semicircular de 4 mm de diámetro y 15 mm de longitud, es necesario cubrir la base con una lámina portaobjetos para posteriormente realizar la compactación del material y la colocación de una lámina portaobjetos en la parte superior ejerciendo presión ligera a fin de evitar la formación de burbujas en el cuerpo de prueba en elaboración. Fotoactivado desde la parte superior de la matriz, se procede seguidamente al retiro del cuerpo de prueba obtenido siendo cuantificado todo el material empleando un dispositivo de indentación de microdureza. Dicha medición se realiza a diferentes distancias, las cuales se deben ir que se ir incrementando en 0,1 mm empezando desde la parte superior del cuerpo hasta llegar a la zona no polimerizada sin consistencia sólida⁵⁶.

En diversas resinas compuestas evaluadas, 80% de la dureza máxima está relacionada con 90% de polimerización máxima³⁴, por tanto, resulta de mayor valor la comparación de la dureza en cualquier parte de la muestra como un porcentaje del valor de dureza máximo obtenido en lugar de reportar el valor de la dureza real.

2.3. Definición de términos básicos

Espectro de luz visible. región del espectro electromagnético que el ojo humano es capaz de percibir.⁸³.

Fotoactivación. proceso de activación mediada por radicales libres de una sustancia o material a través de la utilización de energía radiante⁹

Fotón. partícula de luz portadora la interacción electromagnética. Un fotón se caracteriza por su energía o, equivalentemente, por su frecuencia.⁸³.

Grado de conversión. relación entre la cantidad de polímeros formada a partir de monómeros iniciales^{6,71}.

LED: Siglas en inglés de Light Emitting Diode o Diodo emisor de luz.

Las siglas representan dispositivos conductores de electricidad que la circulan en un solo sentido, sin generación de calor y dando lugar a la emisión de luz¹¹.

Longitud de onda distancia que recorre una perturbación periódica que se propaga por un medio en un ciclo. La longitud de onda, también conocida como periodo espacial es la inversa de la frecuencia multiplicado por la velocidad de propagación de la onda en el medio por el cual se propaga.⁸⁰

Polimerización. Proceso de conversión de monómeros (compuesto de moléculas de bajo peso molecular) en un polímero (compuesto de alto peso molecular)⁸. En el caso de las resinas compuestas clínicamente se observará un cambio de fases desde una inicial plástica hacia una fase sólida.

Profundidad de polimerización. Longitud de resina compuesta polimerizada en un cuerpo de prueba luego de ser fotoactivada de acuerdo a las pautas de la Norma ISO 4049⁵⁵.

Resinas compuestas. Compuestos sintéticos utilizados para restauración adhesiva directa y estética en odontología. Presentan diversas interfases y estructura química³⁴.

Unidad de fotoactivación. Equipo emisor de energía lumínica que activa un fotoiniciador en un compuesto dando lugar a un proceso de polimerización^{18,71}.

.

CAPÍTULO III

HIPÓTESIS Y VARIABLES

3.1 FORMULACIÓN DE HIPÓTESIS PRINCIPAL

El tipo de unidad de fotoactivación y la distancia desde la fuente emisora de luz tienen relación con la profundidad de polimerización alcanzada en un ionómero modificado con resina y un giómero

3.2 VARIABLES Y DEFINICIÓN OPERACIONAL

3.2.1 Variables y definición conceptual

Las variables analizadas fueron las siguientes:

Variables independientes:

V1 Distancia de la unidad de fotoactivación: Espacio de separación entre el material de restauración polimerizable y la punta de la fuente lumínica (unidad de fotoactivación) medido en centímetros⁷²

V2 Unidad de fotoactivación: Equipo emisor de energía lumínica que activa un fotoiniciador en un compuesto dando lugar a un proceso de polimerización⁷²

Variable dependiente:

V3 Profundidad de polimerización: Longitud de resina compuesta polimerizada en un cuerpo de prueba luego de ser fotoactivada de acuerdo a las pautas de la Norma ISO 4049 ⁵².

3.2.2 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variables	Dimensiones	Indicadores	Escala de medición	Valor
Variable 1: Distancia de la unidad de fotoactivación.	(Unidades de medida de longitud)	Medida del separador empleado	Razón	0 Milímetros 4 milímetros
Variable 2: Unidad de fotoactivación.	Tipos de unidades de fotoactivación LED	Uso de cada unidad de polimerización	Nominal	Bluephase N Led C
Variable 3: Profundidad de polimerización	Unidades de Medida para valorar profundidad desde la superficie donde incide la luz hacia el interior.	Longitud del bloque de resina polimerizado dividido entre dos.	Razón	Milímetros

CAPÍTULO IV METODOLOGÍA

4.1 DISEÑO METODOLÓGICO

El estudio evaluó la profundidad de polimerización de un ionómero de restauración (modificado con resina) y un giómero al ser fotoactivados empleando dos unidades de fotoactivación LED distintas a 0 y 4 mm de distancia.

Tipo de Investigación:

Por su finalidad: Analítico

Por la secuencia temporal: longitudinal

Por el control y asignación de los factores de estudio: Experimental

Tipo de diseño: Analítico Experimental

Enfoque: Cuantitativo

4.2 2 DISEÑO MUESTRAL

Población

Unidad de análisis.

Cuerpo de prueba de material restaurador (ionómero/giómero)

Población de estudio.

Personas que requieren tratamientos restauradores con ionómeros / giómeros.

Muestra

40 cuerpos de prueba de ionómero modificado con resina (20) y giómero (20), elaborados según pautas descritas en Norma ISO 4049.

4.3 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Técnica:

Se utilizó las pautas establecidas por la Norma ISO 4049 para la determinación de la profundidad de fotocurado en materiales de dentales. Estableciéndose en orden consecutivo las siguientes etapas: confección de matriz metálica (para elaboración de cuerpos de prueba), homogenización y cálculo de densidad de la energía

lumínica a aplicarse, confección de los cuerpos de prueba a evaluarse y determinación de profundidad de polimerización.

Instrumentos utilizados:

01 matriz de acero inoxidable según la norma ISO 4049

Unidades de fotoactivación LED:

Tipo Monowave: LED C (Woodpecker)

Tipo Poliwave: Bluephase N (Ivoclar Vivadent)

Vernier digital (Truper®)

El desarrollo de la parte experimental del presente estudio y por ende la aplicación del instrumento, se realizó en las instalaciones del centro de experiencia de la empresa E. B Pareja Lecaros, bajo supervisión del Dr. Humberto Escudero, miembro del equipo de capacitadores de la empresa antes mencionada. Todo el proceso fue realizado en el lapso de tres días y en horario entre las 9 am y 12 pm.

Fuentes de recolección de datos:

Observación directa.

4.3.1 Confección de la matriz metálica. Para la presente investigación se confeccionó una matriz de acero inoxidable, la confección de dicha matriz fue realizada por la empresa Mecánica Industrial Giuseppe S.R.L. de acuerdo a las pautas de la norma ISO 4049, la cual precisa que para realizar la valoración de profundidad de resina se deben confeccionar cuerpos de prueba de resina de 4 mm de diámetro con una altura de 2mm mayor que el doble de la profundidad de polimerización registrada en sus indicaciones de fabricación, debido a lo cual las dimensiones de la matriz metálica elaborada fueron de 10 mm de alto y 4mm de diámetro interno. Dichos valores dimensionales fueron validados a través de un calibrador digital milimétrico marca Truper®. Utilizando dicha matriz se obtuvieron 40 cuerpos de prueba.

El giómero empleado fue de la marca Beautifil de la empresa japonesa de productos dentales SHOFU. El croma considerados para este estudio será el A3, ya que es el de mayor disponibilidad en el mercado nacional.

Para la presente investigación se utilizaron una unidad de fotoactivación LED monowave: LED C (Woodpecker) con intensidad lumínica: 826 mW/cm² y una unidad de fotoactivación poliwave: Bluephase N (Ivoclar Vivadent) con una intensidad de luz de 1177 mW/cm².

4.3.2 Homogenización y cálculo de densidad la energía lumínica a aplicarse.

Se evaluaron previamente y durante todo el experimento, los valores registrados de intensidad lumínica en ambas unidades utilizando el radiómetro Bluephase Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Para realizar tal procedimiento se debe colocar la punta emisora de luz de la fibra óptica sobre el sensor del radiómetro realizándose mediciones en forma repetida, y de esta forma confirmar la estabilidad de los parámetros establecidos, durante el desarrollo del experimento. Los valores de irradiancia obtenidos fueron divididos entre el área de la punta de cada unidad de fotoactivación LED (Tabla 1). Al establecerse que existían diferencias entre las irradiancias de las unidades de fotoactivación (Bluephase N=1370 mW/cm² y LED C=810 mW/cm²), se consideró necesario equiparar los valores de densidad energética que se entregaría a los cuerpos de prueba del giómero y del ionómero de restauración (modificado con resina) utilizándose la siguiente fórmula⁷²:

$$\text{Irradiancia (mW/cm}^2\text{) x Tiempo (s) = Densidad de energía (J/cm}^2\text{)}$$

Con la finalidad de equiparar los valores aplicados de densidad energética en un aproximado de 24 J/cm² sobre los materiales en evaluación se estableció en el caso del Giómero, un tiempo de fotoactivación utilizado con Bluephase N calculado en 20 segundos y para el caso de la LED C de 30 segundos.

Para el caso del ionómero modificado con resina, los tiempos aplicados utilizando la Bluephase N fueron de 24 segundos y el tiempo de fotoactivación empleando la unidad LED C fue de 40 segundos con la finalidad de equiparar los valores aplicados de densidad energética en un aproximado de 32 J/cm². Esta modificación

se debió a que el fabricante del producto señala un tiempo de polimerización recomendado de 40 segundos con una lámpara LED standard, lo que da como resultado una irradiancia aproximada de 32 J/cm², lo que condujo a recalcular el tiempo de exposición de la unidad Bluephase N.

4.3.3 Confección de los cuerpos de prueba. Los cuerpos de prueba de cada material restaurador (20), fueron divididos empleando metodología de referencia⁵²: Se elaboraron diez cuerpos de prueba los cuales fueron fotoactivados con espacio de 4 mm entre el borde de la fibra óptica de la unidad de fotoactivación Bluephase N, y una lámina de matriz de celuloide ubicada en la superficie expuesta de la resina en el molde siguiendo una mecánica similar diez cuerpos de prueba fueron fotoactivados sin espaciamento, es decir a 0 mm. El procedimiento se repitió utilizando la unidad de fotoactivación LED C (Woodpecker) con espaciamento de 4 mm y 0 mm aplicándose respectivamente a diez cuerpos de prueba.

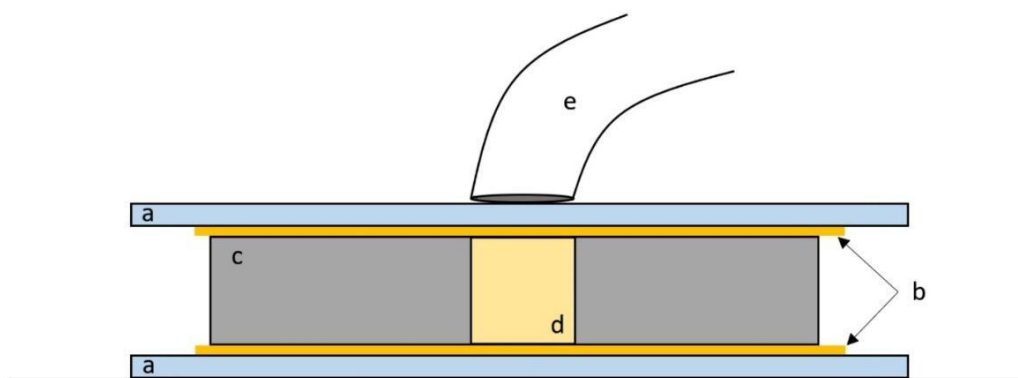


Figura 4. Esquema que ejemplifica la elaboración de los cuerpos de prueba. a: lámina portaobjetos de 1 mm de espesor; b: cinta matriz de poliéster; c: matriz metálica de acero inoxidable en formato cilíndrico de 4 mm de diámetro y 10 mm de altura; d: cuerpo de prueba de giómero Beautifill II/ ionómero modificado con resina Vitremer; e: punta de salida de luz de la unidad de fotoactivación LED. Fuente: Gutiérrez A⁽⁷²⁾.

Los cuerpos de prueba fueron elaborados considerando iluminación ambiental artificial de color rojo según metodologías previamente utilizadas para estas evaluaciones⁷², y de esta manea evitar la posibilidad de polimerización incidental por la cercanía a espectros de luz entre el azul y violeta. Posteriormente sobre un campo de coloración blanca se colocó una cinta matriz de celuloide sobre la que se

ubicó el molde cilíndrico de acero inoxidable, procediéndose a empaquetar el giómero en el interior del molde con una espátula metálica para resinas marca OptraSculpt (Ivoclar-vivadent), hasta cubrir la totalidad del interior del cilindro, colocándose sobre dicha superficie una cinta matriz de celuloide y una lámina portaobjetos tras lo cual se aplicó presión digital a fin de evitar la formación de burbujas de aire que pudieran haberse atrapado y para eliminar material excedente. Para sostener en una posición fija a la unidad de fotoactivación se empleó un soporte universal de fabricación nacional y con el fin conservar el borde de la fibra óptica con un espaciamiento de 4 mm del molde cilíndrico se colocó un medidor de distancias de marca woodpecker. Dicha separación fue verificada con calibrador digital milimétrico marca Truper®. Para el procedimiento de preparación de cuerpos de prueba a 0 mm, la lámina portaobjetos fue retirada previamente a la polimerización sólo empleándose el soporte universal para mantener fija la posición de la unidad de fotoactivación. Se determinaron tiempos de fotoactivación para los cuerpos de prueba de giómero de 20 segundos al utilizar la unidad de fotoactivación Bluephase N, y de 30 segundos empleando la unidad de fotoactivación LED C (woodpecker). Para el caso de la confección de cuerpos de prueba de ionómero modificado con resina, los tiempos aplicados fueron de 23 segundos para el caso de la unidad de fotoactivación Bluephase N y de 40 segundos para el caso de la unidad de fotoactivación LED C.

4.3.4 Determinación de profundidad de polimerización. Inmediatamente realizada la fotoactivación, los cuerpos de prueba fueron retirados de la matriz, obteniéndose cuerpos de prueba de 4 mm de diámetro y 10 mm de profundidad. Acto seguido y según pauta establecida en la Norma ISO 4049, se procedió a retirar manualmente utilizando una espátula plástica, material no polimerizado (de consistencia blanda o reblandecida) desde la superficie opuesta a aquella en la que se aplicó la punta de la fibra óptica, dicho procedimiento se continuó hasta observar material sólido. Una vez completado dicho procedimiento se realizó la medición de la longitud del cuerpo de prueba en tres puntos diferentes, para lo cual se utilizó un calibrador digital milimétrico Truper® (con capacidad mínima de 0.005"/0.01mm con una tolerancia de 0.002"/0.05mm), registrándose el promedio de las mediciones

como longitud final. Así mismo este valor fue dividido entre dos para obtener el valor de la profundidad de polimerización según lo indica la norma ISO 4049⁵².

Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de inclusión: cuerpos de material restaurador con las siguientes características:

Cuerpos de prueba de giómero beautiful sin fracturas visibles.

Cuerpos de prueba de giómero beautiful que cumplan con los parámetros establecidos en la norma ISO 4049.

Cuerpos de prueba de giómero beautiful homogéneos sin alteraciones observables.

Cuerpos de prueba de ionómero de restauración sin fracturas visibles.

Cuerpos de prueba de ionómero de restauración que cumplan con los parámetros establecidos en la norma ISO 4049.

Cuerpos de prueba de ionómero de restauración homogéneos sin alteraciones observables.

Criterios de exclusión: cuerpos de material restaurador con las siguientes características:

Cuerpos de prueba de giómero beautiful fracturados luego de su retiro de matriz metálica.

Cuerpos de prueba de giómero beautiful sin longitud requerida (10mm).

Cuerpos de prueba de giómero beautiful con alteraciones en su estructura visibles.

Cuerpos de prueba de ionómero de restauración fracturados luego de su retiro de matriz metálica.

Cuerpos de prueba de ionómero de restauración sin longitud requerida (10mm)..

Cuerpos de prueba de ionómero de restauración con alteraciones en su estructura visibles

INSTRUMENTAL

Recursos físicos

Guantes

Mascarillas

Calibrador digital milimétrico marca Truper®

Unidad de fotoactivación LED C (Woodpecker)

Unidad de fotoactivación Bluephase N- Ivoclar Vivadent

Radiómetro Bluephase Meter II

Espátula de plástico para resinas

Giómeros Beautifil (SHOFU) 8 unid.

Ionómero de restauración Vitremer (3M – ESPE) 3 kits

Matriz de acero inoxidable para conformación de cuerpos de prueba de resina, fabricado según norma ISO 4049

Recursos humanos

Investigadora.

Asesor metodológico

Asesor estadístico

4.4 TECNICAS ESTADÍSTICAS PARA EL PROCESAMIENTO DE DATOS.

Los valores de profundidad de polimerización fueron registrados en una matriz Excel para su procesamiento posterior. El manejo estadístico considero metodología de referencia⁷⁵, de esta manera el análisis de la información empleó el programa estadístico SigmaPlot 12.0 (Systat Software Inc., San José, USA). se realizó la prueba estadística de Kolmogorov – Smirnov, para establecer si los valores obtenidos presentaban una distribución normal, tras cuya comprobación se realizó la prueba paramétrica ANOVA de dos factores de forma independiente para cada unidad de fotoactivación. Con la finalidad de establecer si existían diferencias significativas entre los grupos se aplicó la prueba post-hoc de Tukey. considerándose un valor de significancia de 5% con una confiabilidad del 95%.

4.5 5 ASPECTOS ÉTICOS

La presente investigación se desarrolló con una metodología in vitro, motivo por el cual no reviste un compromiso para la salud de los usuarios de los materiales de obturación estudiados y tuvo por objetivo aportar información que posibilite mejoras en la toma de decisiones clínicas del odontólogo general. Adicionalmente se consideraron pautas de bioseguridad y el seguimiento de un protocolo de eliminación de los materiales e insumos utilizados en la fase experimental del estudio.

CAPITULO V

RESULTADOS

5.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO

A continuación, son presentados los resultados en función de las variables y objetivos planteados en el presente estudio.

Tabla 1. Unidades de fotoactivación empleadas en el estudio. Características

LED (Fabricante)	Tecnología / Longitud de Onda / Irradiancia*	Diámetro Activo de la punta**	Potencia Medida	Irradiancia Calculada
Bluephase N	BPN	8.8 mm.	716 mW	1370 mW/cm ²
LED C	LC	10 mm.	300 mW	810 mW/cm ²

*Datos proporcionados registrados por fabricante

**Se resto del diámetro 1 mm correspondiente al borde que carece de fibra óptico

En la tabla 1 se pueden observar las características de las unidades de fotoactivación utilizadas en el estudio, como se puede apreciar existen diferencias en cuanto al diámetro de la fibra óptica empleada para la transmisión de luz así, como en la potencia e irradiancia calculada en favor de Bluephase N.

TABLA 2. Materiales empleados en el estudio. Descripción

Material	Abreviatura	Fabricante	Composición	Tiempo de curado /intensidad de luz
Resina Beautifill II	RB	SHOFU	Resina: bis-GMA, TEGDMA. Relleno: relleno S-PRG a base de vidrio de fluoraminosilato	10 segundos con unidad LED (log. de onda 440-490 nm) ≥1000mW/cm ² 20 segundos con unidad Halógena de polimerización (log. de onda 400-500 nm) < 1000mW/cm ²
Ionómero modificado con resina Vitremer	IV	3M	Resina: Polímero de ácido 2-propenoico y ácido metilbutanodioico Metacrilato de 2-hidroxietilo (REACH N° Reg.:01-2119490169-29) Hexafluorofosfato de difeniliodonio Relleno: Polvo de vidrio (65997-17-3), superficie modificada con 2-ácido propenoico, 2 metil-.3-(trimetoxisilil) éster propílico (2530-85-0), material a granel. Peroxodisulfato de dipotasio	40 segundos con unidad LED (log. de onda 440-490 nm) *Primer: 20 seg. Vitremer 40 seg. *Glaseador final 20 seg. ≥1000mW/cm ²
Bluephase N	BPN	Ivoclar Vivadent	Poli onda LED con un espectro de banda de 385 a 515 nm	1370 mW/cm ²
LED C	LC	Woodpecker	3 LED de alta intensidad con un espectro de banda de 420-480nm	810 mW/cm ²
Bluephase Meter II	BM	Ivoclar Vivadent		Rangos de longitud de onda 380 – 550 nm intensidad de luz de 300 – 12,000 mW/cm ² exactitud de ± 10 %
Molde de acero desmontable		Fabricación Nacional	Acero inoxidable	

*No tomados en cuenta por corresponder al procedimiento clínico (adhesión a sustrato y acabado)

Fuente: Información registrada por fabricantes de productos

En la tabla 2 se observa el detalle de los materiales y equipos empleados en el estudio, cabe indicar que salvo la unidad de fotoactivación Bluephase N y Bluephase meter II, que fueron facilitados por el Centro de experiencia de la empresa EB Pareja Lecaros, el resto de implementos fueron costeados por la autora, por lo que no existe conflicto de interés tanto en relación al experimento en si ni en los resultados obtenidos.

TABLA 3. Información de los Giómeros empleados (Resinas Beautifill)

Croma	Lote	Fecha de caducidad	Referencia
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)
A3	052082	2023-04-30	A3 (1403)

En la tabla 3 se observa la información de los 8 cartuchos de giómero, empleados en el presente estudio, como se puede apreciar todos tienen el mismo croma (A3), y pertenecen al mismo lote, presentando la misma fecha de caducidad, factor esencial para la homogeneidad del muestreo.

TABLA 4. Información del ionómero modificado con resina empleado (Vitremer)

Croma	Lote	Fecha de caducidad	Referencia
A3	NC70888	2023-07-22	3303MP A3
A3	NE02361	2023-07-23	3303MP A3
A3	NC70888	2023-07-22	3303MP A3

En la tabla 4 se observa la información de los 3 kits (polvo y líquido) de ionómero modificado con resina, empleados en el presente estudio, como se puede apreciar todos tienen el mismo croma (A3), y pertenecen al mismo lote, presentando la misma fecha de caducidad, factor esencial para la homogeneidad del muestreo.

Tabla 5. Datos obtenidos en la evaluación de Giómero

Tipo de fuente de Polimerización	Distancia de fuente	Resultado de Profundidad de fotocurado (en mm) en Giómero										PROMEDIO	DESV ST
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Poliwave	0 mm	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	2.57	0.03112797
		2.575	2.6025	2.63	2.6275	2.5225	2.56	2.5525	2.5675	2.5675	2.5625		
		2.615	2.61	2.615	2.615	2.5275	2.555	2.5525	2.565	2.5675	2.56		
	4 mm	2.625	2.605	2.6275	2.585	2.54	2.5575	2.5625	2.56	2.5625	2.555	2.54	0.025101089
		2.5275	2.54	2.5475	2.5625	2.5375	2.5475	2.5075	2.5	2.565	2.5725		
		2.54	2.5425	2.5575	2.5675	2.5225	2.5375	2.505	2.505	2.585	2.565		
Monowave	0 mm	2.59	2.68	2.855	2.85	2.525	2.545	2.75	2.74	2.845	2.865	2.727	0.134687911
		2.65	2.68	2.855	2.885	2.485	2.555	2.76	2.725	2.83	2.905		
		2.665	2.64	2.835	2.865	2.49	2.55	2.705	2.725	2.885	2.9		
	4 mm	2.57	2.58	2.47	2.475	2.39	2.395	2.565	2.56	2.515	2.52	2.49	0.067751447
		2.535	2.56	2.47	2.46	2.38	2.405	2.58	2.55	2.52	2.515		
		2.54	2.535	2.485	2.475	2.355	2.39	2.57	2.575	2.53	2.515		

Interpretación:

En términos generales, se observó que la distancia de fotoactivación presento un efecto inversamente proporcional sobre la profundidad de polimerización del giómero evaluado, así mismo el factor tipo de unidad de fotoactivación también represento un elemento que generó variaciones en los resultados. De tal manera que, en todos los casos, los valores promedio de profundidad de polimerización fueron mayores a distancia de 0 mm, independientemente de la unidad de fotoactivación empleada.

En el caso del factor tipo de unidad monowave: LED C (Woodpecker) se observaron mayores valores promedio de profundidad de polimerización, que la unidad poliwave: Bluephase N (Ivoclar Vivadent) independientemente de la distancia de fotoactivación.

Tabla 6. Datos obtenidos en la evaluación de Ionómero modificado con Resina

Tipo de fuente de Polimerización	Distancia de fuente	Resultado de Profundidad de fotocurado (en mm) en IMR=Ionómero modificado con resina										PROMEDIO	DESV. ST
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Poliwave	0 mm	2.265	2.15	2.795	2.655	2.48	2.435	2.575	2.475	2.56	2.445	2.484	0.1549
		2.37	2.25	2.72	2.48	2.46	2.485	2.425	2.56	2.47	2.47		
		2.305	2.325	2.79	2.54	2.44	2.455	2.415	2.71	2.515	2.51		
	4 mm	2.5375	2.525	2.5275	2.5375	2.795	2.5435	2.67	2.285	2.355	2.345	2.51	0.13987864
		2.5575	2.535	2.52	2.53	2.74	2.535	2.675	2.27	2.265	2.44		
		2.5325	2.53	2.5275	2.5325	2.72	2.54	2.695	2.325	2.47	2.33		
Monowave	0 mm	2.495	2.535	2.475	2.44	2.495	2.53	2.535	2.73	2.735	2.635	2.55	0.10402199
		2.49	2.505	2.42	2.43	2.46	2.505	2.525	2.715	2.725	2.625		
		2.495	2.53	2.465	2.44	2.45	2.51	2.53	2.725	2.73	2.63		
	4 mm	2.075	2.035	2.085	2.06	2.075	2.055	2.045	2.05	2.06	2.045	2.06	0.0255408
		2.055	2.08	2.08	2.065	2.065	2.05	2.155	2.045	2.065	2.06		
		2.065	2.015	2.015	2.055	2.07	2.056	2.086	2.035	2.045	2.055		

Interpretación:

Se observó que la distancia de fotoactivación presento de forma general un efecto inversamente proporcional sobre la profundidad de polimerización del ionómero modificado con resina evaluado, así mismo el factor tipo de unidad de fotoactivación también represento un elemento que generó variaciones en los resultados. De tal manera que, en todos los casos, los valores promedio de profundidad de polimerización fueron mayores a distancia de 0 mm, independientemente de la unidad de fotoactivación empleada.

En el caso del factor tipo de unidad monowave: LED C (Woodpecker) se observaron mayores valores promedio de profundidad de polimerización, que la unidad poliwave: Bluephase N (Ivoclar Vivadent) independientemente de la distancia de fotoactivación.

5.2 ANÁLISIS INFERENCIAL

Tabla 7. Profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremmer) con Bluephase N a distancias de 0 mm y 4 mm.

Distancias	Media**	DS	IC	Mediana	25%	75%	Min-Max	n	p
0 mm	2.48 ^a	0.15		2.42	2.40	2.50	2.15 -2.71	5	0.010*
4 mm	2.51 ^a	0.13	0.01	2.51	2.51	2.52	2.26 -2.74	5	

*Prueba ANOVA, F=7.02, p<0.05

**Post-hoc Tukey, letras diferentes muestran diferencias significativas

Interpretación:

Al comparar la profundidad de polimerización del ionómero modificado resina, fotoactivado con la unidad de fotoactivación Bluephase N a las distancias de 0mm y 4 mm, se observa que no existen diferencias significativas entre ambos grupos. Los resultados del test post-hoc de Tukey muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los promedios obtenidos para las distancias de 0 mm y 4 mm.

Gráfico 1. Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremmer) con Bluephase N a distancias de 0 y 4 mm.

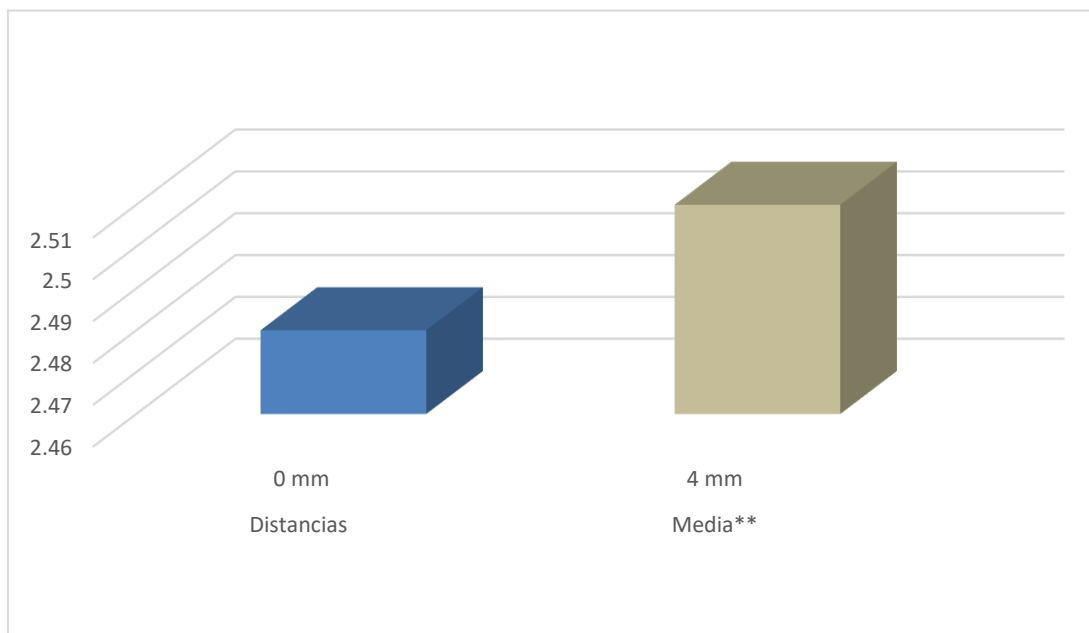


Tabla 8. Profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremer) con LED C a distancias de 0 mm y 4 mm.

Distancias	Media**	DS	IC	Mediana	25%	75%	Min-Max	n	p
0 mm	2.55 ^a	0.10	0.06	2.42	2.50	2.60	2.42 -2.73	5	0.010*
4 mm	2.06 ^b	0.02	0.01	2.06	2.05	2.07	2.03 -2.07	5	

*Prueba ANOVA, F=10.01, p<0.05

**Post-hoc Tukey, letras diferentes muestran diferencias significativas

Interpretación:

Al comparar la profundidad de polimerización del ionómero modificado resina, fotoactivado con la unidad de fotoactivación LED C a las distancias de 0mm y 4 mm, se observan diferencias significativas entre ambos grupos. De la misma forma el test post-hoc de Tukey muestra diferencias estadísticamente significativas entre los promedios obtenidos para las distancias de 0 mm y 4 mm.

Gráfico 2. Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de ionómero modificado con resina (Vitremer) con LED C a distancias de 0 y 4 mm.

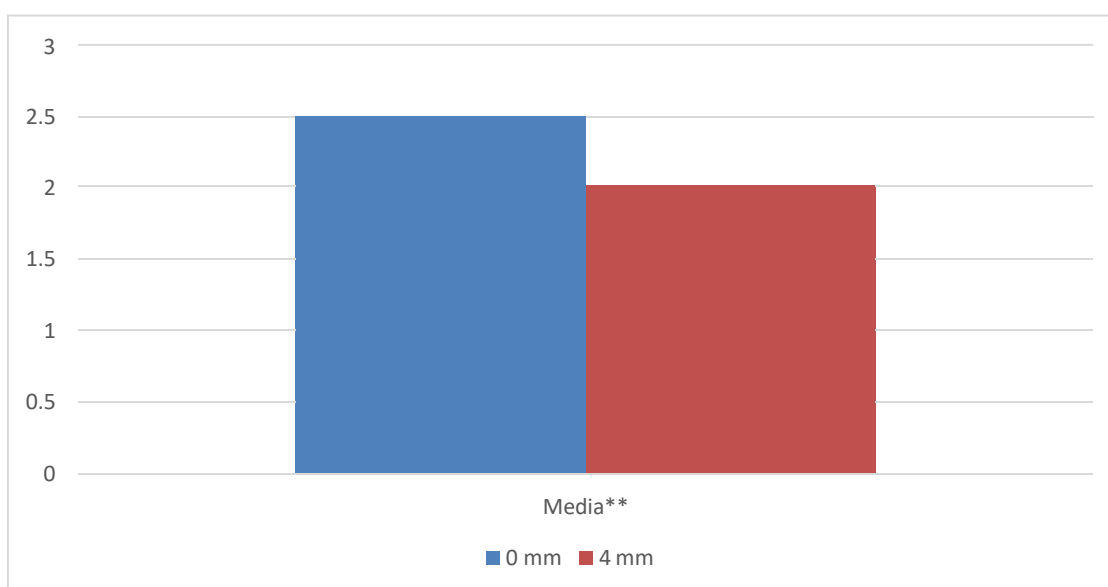


Tabla 9. Profundidad de polimerización (mm) de giómero (Resina Beautifill II) con Bluephase N a distancia de 0 mm y 4 mm.

Distancias	Media**	DS	IC	Mediana	25%	75%	Min-Max	n	p
0 mm	2.57 ^a	0.03	0.04	2.55	2.53	2.60	2.54 -2.62	5	0.010*
4 mm	2.54 ^a	0.02	0.01	2.53	2.52	2.55	2.50 -2.57	5	

*Prueba ANOVA, F=8.01, p<0.05

**Post-hoc Tukey, letras diferentes muestran diferencias significativas

Interpretación:

Al comparar la profundidad de polimerización del giómero fotoactivado con la unidad de fotoactivación Bluephase N a las distancias de 0mm y 4 mm, No se observan diferencias significativas entre ambos grupos. El test post-hoc de Tukey nos muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los promedios obtenidos para las distancias de 0 mm y 4 mm.

Gráfico 3. Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de giómero (Resina Beautifill II) con Bluephase N a distancias de 0 y 4 mm.

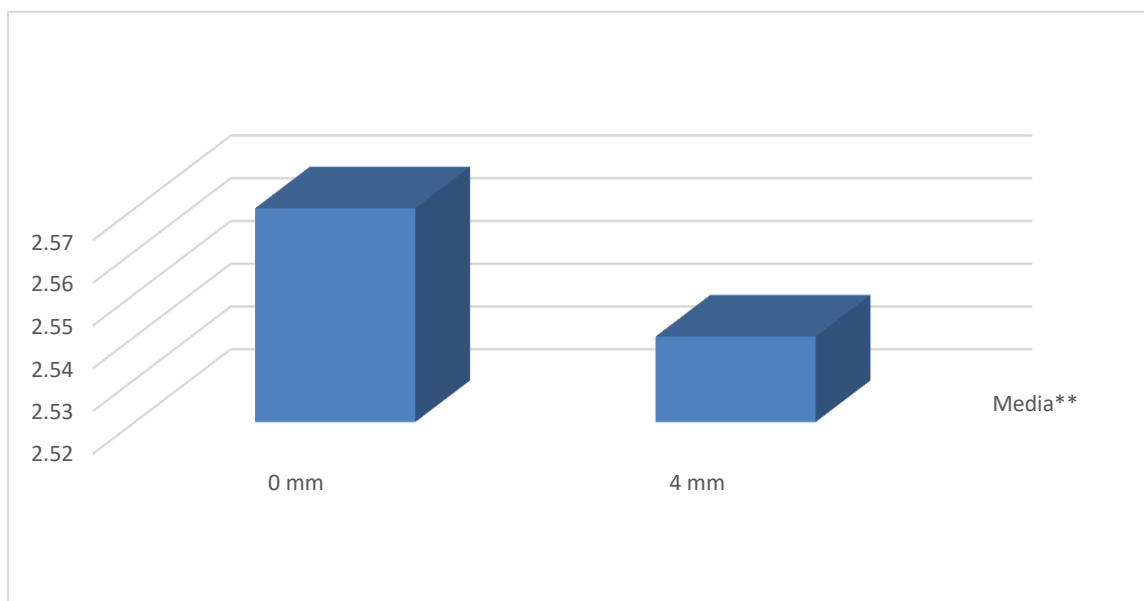


Tabla 10. Profundidad de polimerización (mm) de giómero (Resina Beautifill II) con LED C a distancia de 0 mm y 4 mm.

Distancias	Media**	DS	IC	Mediana	25%	75%	Min-Max	n	p
0 mm	2.727 ^a	0.13	0.05	2.72	2.70	2.80	2.52 -2.85	5	0.010*
4 mm	2.49 ^b	0.06	0.03	2.48	2.42	2.50	2.38 -2.58	5	

*Prueba ANOVA, F=12.01, p<0.05

**Post-hoc Tukey, letras diferentes muestran diferencias significativas

Interpretación:

Al comparar la profundidad de polimerización del giómero fotoactivado con la unidad de fotoactivación LED C a las distancias de 0mm y 4 mm, se observan diferencias significativas entre ambos grupos. Los resultados del test post-hoc de Tukey muestran también diferencias estadísticamente significativas entre los promedios obtenidos para las distancias de 0 mm y 4 mm.

Gráfico 4. Comparación de la profundidad de polimerización (mm) de giómero (Resina Beautifill II) con LED C a distancias de 0 y 4 mm.

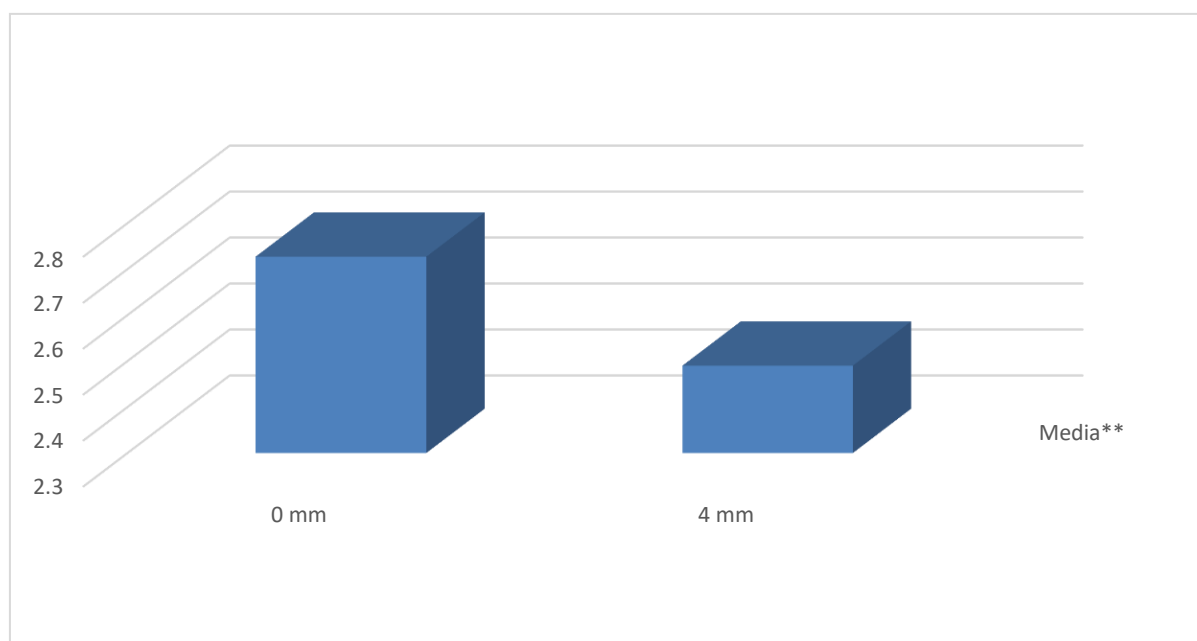


Tabla 11. Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de ionómero modificado con resina (Vitremer) y giómero (Resina Beautifill II) vs. unidades de fotoactivación usadas a distancia de 0 mm.

Material de Obturación	Bluephase N	LED C
Ionómero Modificado con resina	2.48 (0.15) ^{aB}	2.55 (0.10) ^{bA}
Giómero	2.57 (0.03) ^{bB}	2.72 (0.13) ^{bA}

*Pruebas estadísticas: Análisis de varianza (ANOVA) de dos factores y Post-hoc Tukey.

**Letras minúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una columna, letras mayúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una fila.

Tabla 11a. Análisis de varianza de dos factores: LED x Material de obturación; distancia 0 mm

Variable	df	Suma de cuadrados	Cuadrado medio	F	p
LED	1	1.321	1.322	560.713	<0.001
Material de Obturación	2	0.212	0.103	41.990	<0.001
LED x material de obturación	2	0.0639	0.0311	12.221	<0.001
Residual	24	0.0596	0.00249		
Total	29	1.573	0.0588		

Interpretación:

Al comparar la profundidad de polimerización del ionómero modificado con resina y el giómero según la unidad de fotoactivación empleada a distancia de 0mm, mediante el Análisis de la varianza de dos factores, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales y para el caso del giómero. Así mismo la unidad de fotoactivación LED C produjo mayores promedios en la profundidad de polimerización que la unidad de fotoactivación Bluephase N, para ambos materiales evaluados. Siendo el giómero fotoactivado con la unidad LED C, el cual obtuvo mayores valores promedio de profundidad de polimerización.

Tabla 12. Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de ionómero modificado con resina (Vitremer) y giómero (Resina Beautifill II) vs. unidades de fotoactivación usadas a distancia de 4 mm.

Material de Obturación	Bluephase N	LED C
Ionómero Modificado con resina	2.51 (0.13) ^{b B}	2.06 (0.02) ^{b A}
Giómero	2.54 (0.05) ^{b B}	2.49 (0.04) ^{b A}

*Pruebas estadísticas: Análisis de varianza (ANOVA) de dos factores y Post-hoc Tukey.

**Letras minúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una columna, letras mayúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una fila.

Tabla 12a. Análisis de varianza de dos factores: LED x Material de obturación; distancia 4 mm

Variable	df	Suma de cuadrados	Cuadrado medio	F	p
LED	1	1.424	1.424	563.914	<0.001
Material de Obturación	2	0.215	0.108	42.660	<0.001
LED x material de obturación	2	0.0642	0.0321	12.704	<0.001
Residual	24	0.0606	0.00253		
Total	29	1.764	0.0608		

Interpretación:

Al comparar la profundidad de polimerización del ionómero modificado con resina y el giómero según la unidad de fotoactivación empleada a distancia de 4mm, mediante el Análisis de la varianza de dos factores, se observaron diferencias estadísticamente significativas para entre ambos materiales y para el caso del ionómero modificado con resina. Así mismo la unidad de fotoactivación Bluephase N produjo mayores promedios en la profundidad de polimerización que la unidad de fotoactivación LED C, para ambos materiales estudiados. Siendo el giómero fotoactivado con la unidad Bluephase N, el cual obtuvo los mayores promedios en la profundidad de polimerización.

Tabla 13. Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de los materiales de obturación Vs distancias de fotoactivación con Blue

phase N.

MATERIAL	0 mm	4 mm
Ionómero modificado con Resina	2.48 (0.15) ^{bA}	2.51 (0.13) ^{abB}
Giómero	2.57 (0.03) ^{aA}	2.54 (0.02) ^{aB}

*Pruebas estadísticas: Análisis de varianza (ANOVA) de dos factores y Post-hoc Tukey.

**Letras minúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una columna, letras mayúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una fila.

Tabla 13a. Análisis de varianza de dos factores: Distancia x material de obturación; Bluephase N

Variable	df	Suma de cuadrados	Cuadrado medio	F	p
Distancia	1	0.191	0.191	95.770	<0.001
Material de obturación	2	0.0585	0.0289	14.457	<0.001
Distancia x Material de obturación	2	0.0352	0.0179	9.006	0.001
Residual	24	0.0479	0.00197		
Total	29	0.329	0.0113		

Interpretación:

Al comparar la profundidad de polimerización del ionómero modificado con resina y el giómero con las distancias de fotoactivación empleando la unidad de fotoactivación con Bluephase N, el Análisis de la varianza de dos factores, permite observar diferencias estadísticamente significativas para entre ambos materiales. Así mismo se evidencia que la distancia de fotoactivación 0 mm produjo mayores promedios en la profundidad de polimerización que a 4 mm. Siendo el giómero fotoactivado a distancia de 0 mm, el material fotoactivado con mayores promedios de profundidad de polimerización.

Tabla 14. Profundidad de polimerización (mm) y desviación estándar de los materiales de obturación Vs. distancia de fotoactivación con LED C

Material evaluado	0 mm	4 mm
Ionómero modificado con Resina	2.55 (0.10) ^{bA}	2.06 (0.02) ^{abB}
Giómero	2.72 (0.13) ^{aA}	2.49 (0.06) ^{aB}

*Pruebas estadísticas: Análisis de varianza (ANOVA) de dos factores y Post-hoc Tukey.

**Letras minúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una columna, letras mayúsculas diferentes muestran diferencias significativas dentro de una fila.

Tabla 14a. Análisis de varianza de dos factores: Distancia x material de obturación; LED C

Variable	df	Suma de cuadrados	Cuadrado medio	F	p
Distancia	1	0.192	0.192	94.377	<0.001
Material de obturación	2	0.0589	0.0284	12.345	<0.001
Distancia x Material de obturación	2	0.0359	0.0179	8.997	0.001
Residual	24	0.0455	0.00199		
Total	29	0.333	0.0109		

Al comparar la profundidad de polimerización del ionómero modificado con resina y el giómero con las distancias de fotoactivación empleando la unidad de fotoactivación con LED C, a través del Análisis de la varianza de dos factores, se observan diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales y entre las distancias evaluadas. Así mismo la distancia de fotoactivación 0 mm produjo mayores promedios en la profundidad de polimerización que a 4 mm. Siendo el giómero fotoactivado a distancia de 0 mm, aquella que presento mayores valores promedio en profundidad de polimerización.

DISCUSIÓN

En el presente estudio *in vitro* se evaluó el efecto de la distancia de fotoactivación en la profundidad de polimerización de una marca comercial de ionómero modificado con resina y una marca comercial de giómero, de reciente introducción en el mercado nacional a través de las pautas establecidas en la norma ISO 4049. Se compararon dos distancias: 0 mm y 4 mm.,(entre el borde emisor de la fibra óptica y la lámina portaobjeto que cubre la superficie del material de obturación), considerándose de forma adicional el control de factores como el tipo de tecnología de la unidad de fotoactivación de esta manera se evaluó una unidad de tecnología monowave y una de tecnología poliwave; concluyéndose que el giómero obtuvo valores promedio mayores de profundidad de polimerización con ambos tipos de unidades de fotoactivación y en ambas distancias utilizadas.

Al definir la profundidad de polimerización de un material se hace referencia al grosor o espesor máximo del material aplicable por porción durante la restauración de la cavidad preparada la cual al ser fotoactivada conservara todas sus características físicas y químicas formuladas por el fabricante⁷³. Se han descrito diversas técnicas y procedimientos para valorar la profundidad de polimerización de materiales fotopolimerizables, entre las de mayor utilización tenemos: los procedimientos descritos en la norma ISO 4049, la evaluación de la microdureza de vickers, y la valoración del grado de conversión del material⁷⁴. La presente investigación utilizo como criterio de selección aquella metodología empleada por los órganos reguladores encargados de autorizar la entrada al mercado de estos productos por tanto se emplearon los procedimientos descritos por la Norma ISO 4049^{73,74}.

En la literatura actual existe escasa información sobre el impacto de la distancia de polimerización sobre la profundidad de polimerización específicamente en los materiales evaluados; así como también sobre el efecto del uso de tipos diferentes de fuentes de fotoactivación, sin embargo diversos estudios han sugerido que mientras menor sea la distancia de polimerización en los materiales de obturación convencionales^{30,31,45,47,54,73}, así mismo una mayor profundidad de polimerización en el caso de utilización de unidades de polimerización poliwave en los materiales

de obturación convencionales ha sido sugerida^{30,31,45,51}. Aunque esta relación no tiene un sustento determinante⁷⁵.

La presente investigación reveló coincidencias en sus datos obtenidos respecto al impacto de la distancia sobre la profundidad de polimerización con otras investigaciones desarrolladas en las que se evaluaron diversos tipos de resinas compuestas.

Gigo y col.⁴⁸ evaluaron la microdureza de ionómero de vidrio modificados con resina (RMGIC) y resinas compuestas fotoactivados utilizando una luz azul lámpara de polimerización de diodo (LED) y una lámpara de luz halógena. Concluyeron que aquellos ionómeros modificados con resina fotoactivados con la fuente de polimerización de luz halógena presentaron mayor grado de microdureza. Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran que obtuvo una mayor profundidad de polimerización en promedio con la unidad de fotoactivación LED C (monowave). Este resultado podría vincularse a otros factores que intervienen en el proceso de polimerización de los materiales evaluados, como la composición propia de cada material y la variedad de productos estudiados (ionómeros, resinas compuestas y resinas bulk), de igual manera es posible según lo señalan algunos estudios^{116,20} que atribuyen algunos materiales presenten mayor grado de translucidez y concentración de fotoiniciadores como estrategia para incorporar otros elementos sin perder las propiedades que caracterizan a un determinado producto establecido en el mercado.

Rombaldo y col.²⁰ realizaron una revisión de literatura respecto a la influencia de los fotopolimerizadores sobre la microdureza de las resinas compuestas utilizando las bases de datos Google Scholar, PubMed y Biblioteca Virtual en salud de Brasil. El estudio identificó que la calidad del dispositivo es un factor para evaluar cuando se aspira al éxito clínico, pudiendo garantizar el control de la sensibilidad postoperatoria, margen, mantenimiento del color y resistencia⁷⁷. Los dispositivos de fotocurado con lámpara halógena, todavía muy utilizados por profesionales, presentan como desventaja la generación de mucho calor, que puede dañar tejidos como la pulpa, además de la degradación del filtro y de la bombilla. Recientemente, la tecnología más utilizada son las luminarias LED. Actualmente las luminarias LED clasificadas en monoonda y polionda (monowave y poliwave). Las longitudes de onda de liberación monoonda entre 400 y 500 nm, son ideales para el fotoiniciador

canforquinona, cuyo pico de absorción es de 480 nm. Sin embargo, los materiales de restauración ligeros o que tienen otros fotoiniciadores, como BAPO, cuyo pico de absorción está alrededor de 365 – 416 nm, requieren un dispositivo LED con un espectro de luz mayor, conocido como poliwave, que puede absorber longitudes de onda en el rango ultravioleta, sin dañar el grado de conversión de polimerización⁸⁰, pudiendo así polimerizar cualquier fotoiniciador presente en materiales resinosos⁷⁹ (Norish tipo I o II). Considerando que varios factores del aparato lumínico influyen en la fotopolimerización y microdureza de las resinas compuestas se observó que la elección del aparato de luz es de fundamental, siendo el poliwave indicado para fotoactivación de cualquier resina compuesta disponible en el mercado dental y la monoonda para fotoactivación de resinas compuestas que solo tienen canforquinona como fotoiniciador. En el presente estudio tal afirmación es corroborada a partir del hecho de que los materiales evaluados presentan incluso mayor profundidad de fotopolimerización con la lámpara LED monowave respecto a la poliwave, lo cual podría tener vinculación con la mayor especificidad del fotoiniciador empleado en ambos materiales de obturación con el rango de longitud de onda emitido por la fuente de polimerización monowave.

El presente estudio coincide con los hallazgos realizados por Gan et al.⁸¹, ya que en su evaluación del radio de dureza de resinas bulk fill concluyeron que la utilización de una unidad de fotoactivación monowave permite obtener una profundidad de polimerización superior a aquella obtenida mediante la utilización de una unidad de fotoactivación poliwave cuando el fotoiniciador del material evaluado es canforquinona. De manera similar podemos observar en nuestro estudio la profundidad de polimerización es mayor tanto para el ionómero modificado con resina como para el caso del giómero fotocurados con una unidad de fotoactivación LED *monowave* (LED C - Woodpecker). Como ya se ha sugerido los mayores valores de profundidad de polimerización de esta unidad de fotoactivación, podrían atribuirse al hecho de que estas presentan un pico de espectro de emisión muy cercano al valor óptimo de absorción para el fotoiniciador Canforquinona (468nm), usado en muchas resinas compuestas establecidas en el mercado odontológico mundial⁷⁶. De manera similar, los valores de energía emitidos por la unidad monowave se hallan todos concentrados en el espectro de

luz azulada, mientras que en el caso de la unidad poliwave con diferentes diodos emisores la carga de energía lumínica se encontraría fraccionada para las necesidades específicas de este fotoiniciador.

Por otro lado es importante señalar que no todos los estudios han considerado el valor 0 mm, como distancia o espaciamiento entre el borde emisor de la fibra óptica y el material evaluado, aun cuando es conseguido un contacto pleno entre el borde emisor de la fibra óptica y el tejido dental; lo cual resulta en un procedimiento aún más complejo cuando se trata de una restauración en el sector posterior y esta incluye cajas proximales cuyas bases podrían encontrarse a una distancia igual o mayor a 4mm de la superficie oclusal.

La tendencia de los valores obtenidos de la presente investigación también concuerdan con Medina¹²² y Boza quienes a través de dos estudios diferentes, evaluaron utilizando las pautas descritas en la Norma ISO 4049, la profundidad de polimerización de dos resinas compuestas fotoactivadas a diferentes distancias entre la resina y el borde emisor de la fibra óptica, concluyendo que existen diferencias significativas entre los valores de resina fotoactivados a 0mm y a 4mm de separación, presentándose diferencias aun mayores ($p < 0,01$) en la fotoactivación realizada a 0mm.

Un estudio realizado por Price y cols⁸⁴ nos brinda información relevante respecto a la relación entre el factor espacio o distancia desde la fuente emisora de energía lumínica y la potencia de la misma, ya que al evaluar cuatro diferentes unidades de fotoactivación que la potencia de la energía disminuye cuanto mayor es la distancia al espectrofotómetro. Resultado similar al identificado para la presente investigación y otras desarrolladas en la misma línea, esta información nos plantea la necesidad de revisar los protocolos de trabajo clínico respecto de la correcta anipulación de las unidades de fotoactivación y la proximidad óptima del borde emisor de la fibra óptica y la superficie del material, independientemente de que este sea ionómero modificado con resina o giómero ya que a mayor distancia estos valores de la profundidad de polimerización presentaran una disminución.

CONCLUSIONES

No existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados utilizando dos tipos de unidades de fotoactivación LED a 2 distancias diferentes

No existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados con una unidad de fotoactivación Bluephase N (polywave) a 0 mm de distancia.

No existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación Bluephase N (polywave) a 4 mm de distancia.

Existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados empleando la unidad de fotoactivación LED C (monowave) a 0 mm de distancia.

Existen diferencias significativas entre la profundidad de polimerización de un ionómero modificado con resina y un giómero al ser fotoactivados con una unidad de fotoactivación LED C (monowave) a 4 mm de distancia.

RECOMENDACIONES

Desarrollar investigaciones que evalúen otros materiales de restauración directa y ionómeros modificados con resina fotocurables, así como de unidades de fotoactivación para dar a conocer su comportamiento clínico y mejorar la eficacia de los procedimientos clínicos desarrollados.

Se recomienda el empleo de diferentes técnicas y protocolos para la determinación de la profundidad de polimerización a fin de validar y consolidar las observaciones y resultados obtenidos en el presente trabajo e investigaciones similares.

Aunque en el presente estudio los resultados mostraron que el empleo de unidades de fotoactivación LED *polywave* no determina mayor profundidad de fotopolimerización, tanto para el caso de giómeros, como del ionómero modificado con resina evaluados, existen otros factores tales como propiedades o composición de los materiales en los cuales se evidencie un desempeño superior, por lo que no es pertinente generalizar conclusiones respecto a la utilidad de dichos equipos.

Al emplear fuentes de fotoactivación de alta potencia o de tipo poliwave, debemos considerar el ajuste de los tiempos y protocolos de trabajo atendiendo a las características de los materiales fotoactivados.

FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Peres MA, Macpherson LMD, Weyant RJ, Daly B, Venturelli R, Mathur MR, et al. Oral diseases: a global public health challenge. *Lancet* . 2019;394(10194):249–60.
2. Ardu S, Duc O, Di Bella E, Krejci I. Color stability of recent composite resins. *Odontology*. 2017;105(1):29–35.
3. Pacheco Fernández C, Gehrke Lorca A, Ruiz Araneda P, Gainza Aragonés P. Evaluación de la adaptación interna de resinas compuestas: Técnica incremental versus bulk-fill con activación sónica. *Av Odontoestomatol*. 2015;31(5):313–21.
4. Pfeifer CS. Polymer-Based Direct Filling Materials. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):733–50.
5. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater*. 2011;27(1):29–38.
6. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med oral, Patol oral y cirugía bucal*. 2006;11(2):215–20.
7. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues M de P, Fernandes Vilela AB, Pfeifer CS, Tantbirojn D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? *Braz Oral Res*. 2017;31:49–63.
8. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dent J* [Publicación periódica en línea]. 2017 [citada 2021 noviembre 11].;29(2):48–58: [aproximadamente 10 pp.]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5411902/>
9. Price RB, Murphy DG DT. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int*. 2000;31:659,67.
10. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*. 2016;104(3):291–7.
11. Katona A, Barrak I. Comparison of Composite Restoration Techniques. *Interdiscip Descr Complex Syst*. 2016;14(1):101–15.

12. Kubo CS, Campi LB, Barud HG, Bandeca MC, Tonetto MR, Domeneguetti RR, et al. Degree of Conversion of Bulk Fill Composites at Different Depths. *World J Dent.* 2017;8(5):398–402.
13. Fronza B, Ayres A, Pacheco R, Rueggeberg F, Dias C, Giannini M. Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent.* 2017;42(4):445–55.
14. Nocchi E., *Odontología restaurados salud y estética* 2da edición. editorial medica panamericana Brasil 2008
15. Pérez A, Quenta E, Cabrera A, Cárdenas D, Lazo R, Lagravere M. *Caries dental en dientes deciduos y permanentes jóvenes.* 1era ed. Perú: diseño total S.R.L. 2004
16. Pérez M. *Asociaciones antibacterianas del cemento de Ionómero de vidrio y su aplicación en la dentición decidua,* [Tesis para optar el título de Cirujano Dentista]. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2010.
17. Haas K, Azhar G, Wood DJ, Moharamzadeh K, van Noort R. The effects of different opacifiers on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater.* 2017;33(8):e310–6.
18. Pelissier B, Jacquot B, Palin WM, Shortall AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. *Dent Update.* 2011;38(10):660–2, 664–6, 668–70.
19. Rodriguez A, Yaman P, Dennison J, Garcia D. Effect of Light-Curing Exposure Time , Shade , and Thickness on the Depth of Cure of Bulk Fill Composites. *Oper Dent.* 2017;42(5):505–13.
20. Hyun H, Christoferson CK, Pfeifer CS, Felix C, Ferracane JL, Diamond V. Effect of shade , opacity and layer thickness on light transmission through a nano-hybrid dental composite during curing. *J Esthet Restor Dent.* 2017; 29(5):362-67
21. Kandaswamy D, Rajan KJ, Venkateshbabu N, Porkodi I. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to glass-ionomer cement using self-etching bonding 448 *Odontol. Sanmarquina* 2020; 23(4)

22. Faria-e-Silva AL, Fanger C, Nguyen L, Howerton D, Pfeifer CS. Impact of material shade and distance from light curing unit tip on the depth of polymerization of composites. *Braz Dent J.* 2017;28(5):632–7.
23. Wegehaupt FJ, Lunghi N, Belibasakis GN, Attin T. Influence of light-curing distance on degree of conversion and cytotoxicity of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *BMC Oral Health [Internet].* 2016;17(1):1–10.
24. Harlow J, Rueggeber F., Labrie D, B. S, R.B P. Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and Bulk Cured Resin-Based composites. *J Dent.* 2016;53:44–50.
25. Menees TS, Lin CP, Kojic DD, Burgess JO, Lawson NC. Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights. *Am J Dent.* 2015;28(6):357–61.
26. H. El-Damanhoury JP. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *J Oper Dent.* 2014;39:374–82.
27. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149–54.
28. Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Santos GC, Rizkalla AS. Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR. *Dent Mater.* 2012;29(3):317–23.
29. Jeong T-S, Kang H-S, Kim S-K, Kim S, Kim H-I, Kwon YH. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent Mater J.* 2009;28(4):438–45.
30. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu T-MG, 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):408–12.
31. Aguiar FHB, Lazzari CR, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of Light Curing Tip Distance and Resin Shade on Microhardness of a Hybrid Resin Composite. *Braz Oral Res.* 2005;19(4):302–6.
32. Bounocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res.* 1954;34(6):849–53.

33. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66(1):57–64.
34. Coutinho E, Cardoso MV, De Munck J, Neves AA, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater.* 2009; 25(11): 1347-57.
35. Carvalho FG, Sampaio CS, Fucio SB, Carlo HL, Correr-Sobrinho L, Puppini-Rontani RM. Effect of chemical and mechanical degradation on surface roughness of three glass ionomers and a nanofilled resin composite. *Oper Dent.* 2012;37(5):509-17.
36. Gil M, Sáenz M. Compómero: ¿Vidrio Ionomérico modificado con resina o resina modificada con vidrio ionomérico? Revisión de la literatura. *Acta Odontol Venez* 2001;39(1)57-60.10.
37. Leinfelder, K. F., Lundeen TF. Current status of posterior composite. *J Color Dent Assoc.* 1983;3(6).
38. Meza Salcedo, Pérez Valverdeagents with different pH: In vitro study. *J Conserv Dent* 2012;15(1):27-31. DOI: 10.4103/0972-0707.9260211. Farah CS, Orton VG, Collard SM. Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites. *Aust Dent J* 1998;43(2):81-6.
39. De la Macorra J. la contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *odontol cons.* 1999;2:24–35.
40. Albers H. Tooth- colored restoratives.principles and techniques. USA. PMPH. 2002. p.111–25.
41. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B VG. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999;15:128–37.
42. Xu H. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res.* 1999;(78):1304–11.
43. Steenbecker O, Garone W, Da Souza C,Uribe J, Núñez N, Priotto E. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. Principios de adhesión. Valparaiso chile. Editorial Universidad de Valparaiso. 2006.

44. Rodríguez G, Pereira S. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta odontológica Venez.* 2008;46(3):381–92.
45. Johnston WM , Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater.* 1997;13:89–97.
46. Powers JM, Wataha JC . *Dental Materials-E-Book: Propiedades y manipulación* . 12da ed.Ciencias de la salud de Elsevier; 2014. 35–42.
47. Spajić, J., Prskalo, K., Šariri, K., Par, M., Pandurić, V., & Demoli, N. (2018). Dimensional Changes of Glass Ionomers and a Giomer during the Setting Time. *Acta stomatologica Croatica*, 52(4), 298–306.
48. Cefaly, D. F., de Mello, L. L., Wang, L., Lauris, J. R., & D'Alpino, P. H. (2009). Effect of light curing unit on resin-modified glass-ionomer cements: a microhardness assessment. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 17(3), 150–154.
49. Spajic, J., Par, M., Milat, O., Demoli, N., Bjelovucic, R., & Prskalo, K. (2019). Effects of Curing Modes on the Microhardness of Resin-modified Glass Ionomer Cements. *Acta stomatologica Croatica*, 53(1), 37–46.
50. Gomes Filho E. Evaluación de la dureza knoop de resina compuesta en función de la variación de la técnica de polimerización complementaria. *Acta Odontológica Venez.* 2008;46(1):1–8.
51. Olmos Olmos, G. Influencia en el tiempo de fotopolimerización en dos ionómeros de vidrio modificados con resina en la colonización de *Streptococcus mutans*. [Tesis para optar el título de Cirujano Dentista]. Puebla: Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; Puebla. 2018.
52. ISO-Standars. *Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials*. International Organization for Standardization. International Standard ISO 4049: 2019(E)
53. Rusnac, M. E., Gasparik, C., Irimie, A. I., Grecu, A. G., Mesaroş, A. Ş., & Dudea, D. (2019). Giomers in dentistry - at the boundary between dental composites and glass-ionomers. *Medicine and pharmacy reports*, 92(2), 123–128.
54. Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):751–78.

55. Dhull KS, Nandlal B. Comparative evaluation of fluo-ride release from PRG-composites and compomer on application of topical fluoride: An in-vitro study. *J In-dian Soc Pedod Prev Dent* 2009;27(1):27-32.
56. Dionysopoulos P, Kotsanos N y Pataridou A. Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restora-tive materials. *J Oral Rehabil.* 2003;30(9):866–72.
57. Hiiri A, Ahovuo-Saloranta A, Nordblad A, Mäkelä M. Pit and fissure sealants versus fluoride varnishes for preven-ting dental decay in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev.* 2010;17(3):CD003067.
58. Anusavice KJ, Zhang NZ, Shen C. Controlled release of chlorhexidine from UDMA-TEGD-MA resin. *J Dent Res.* 2006;85(10):950-4.
59. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-re-leasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater.* 2007;23(3):343-62.
60. Nakajo K, Imazato S, Takahashi Y, Kiba W, Ebisu S, Taka-hashishashi N. Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-re-lated oral streptococci. *Dent Mater.* 2009;25(6):703-8.
61. Iida Y, Nikaida T, Kitayama S, Takagaki T, Inonue G, Ikeda M, et al. Evaluation of dentin bonding per-formance and acid-base resistance of the interface of two-step self-etching adhesive systems. *Dent Mater J.* 2009;28(4),493-500.
62. Naoum S, O’Regan J, Ellakwa A, Benkhart R, Swain M, Martin E. The effectof repeated fluoride recharge and storage media on bond durability of fluoride rechargeable Giomer bonding agent. *J Australian Dent.* 2012;57(2):178-83.
63. Korkmaz Y, Gurgan S, Firat E, Nathanson D. Shear bond strength of three different nano-restorative materials to dentin. *Oper Dent.* 2010;35(1):50-7.
64. Han L, Okiji T. Evaluation of the ions release / incorporation of the prototype S-PRG filler-containing endodontic sealer, *Dent Mater J.* 2011;30(6):898–903. DOI:10.4012/dmj.2011-10129. Giomer/MiCD International Advisor Meeting in

Kyoto. [internet]. Japan: Shofu inc; c2012 [citado 14 de julio 2020]. Disponible en: <https://www.shofu.de/wp-content/uploads/2016/03/Giomer-Artikel-UK-2014-02-MiCD.pdf>30.

65. Hotwani K, Thosar N, Baliga S. Comparative in vitro assessment of color stability of hybrid esthetic restorative materials against various children's beverages. *J Conserv Dent*. 2014;17(1):70–74.

66. Yousef M, Abo El Naga A. Color stability of different restoratives after exposure to coloring agents. *J Am Sci*. 2012;8(2):20-6. 32.

67. Soubhagya M, Mallikarjun K, Deepak B, Thakur S, Nan-dini T, Arun J. Comparative in vitro evaluation of inter-nal adaptation of resin-modified glass ionomer, flowable composite and bonding agent applied as a liner under composite restoration: A scanning electron microscope study. *J Int Oral Health*. 2015;7(4):27–31.33.

68. Wilson N, Gordan V, Brunton P, Wilson M, Crisp R, Mjor I. Two center evaluation of a resin composite/ self-etching restorative system: three-year findings. *J Adhes Dent*. 2006;8(1):47-51.34.

68. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005;21(9):864-81.

69. Manuja N, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2011;29(1):7-13.

70. Abdel-Karim UM, El-Eraky M., Etman WM. Three-year clinical evaluation of two nano-hybrid giomer restorative composites. *J Tanta Dent*. 2014;11(3):213–22.

71. Price R, Ehrnford L, Andreou P, Félix C. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent*. 2003;5:193–207.

72. Gutiérrez A. Efecto del croma de resinas bulk fill en la profundidad de polimerización empleando dos unidades de fotoactivación LED a 2 distancias diferentes. Estudio in vitro [Internet]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San

marcos; 2020 [citado el 10 de febrero de 2022]. Disponible en: <https://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/20.500.12672/16115>.

73. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater*. 2012;28(5):512–20.

74. Erickson RL, Barkmeier WW. Comparisons of ISO depth of cure for a resin composite in stainless-steel and natural-tooth molds. *Eur J Oral Sci*. 2019;127(6):556–63.

75. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*. 1993;6(2):91–5.

76. Rombaldo, Anna Carolina Cenci Matick et al. How can photopolymerizers affect the microhardness of composite resin?. **Uningá Journal**, [S.l.], v. 58, p. eUJ3963, sep. 2021. ISSN 2318-0579. Disponible en: <<http://revista.uninga.br/index.php/uninga/article/view/3963>>. citado: 20 feb. 2022.

77. Caldarelli, P. G. et al. Aparelhos fotopolimerizadores: evolução e aplicação clínica. *Odontologia Clínica-Científica*, v. 10, n. 4, p. 317-321, 2011.

78. Godoy, E. P. Avaliação da capacidade de polimerização e elevação de temperatura produzida por aparelhos fotopolimerizadores. 2008. 167f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2008.

79. Kurachi, C. et al. Hardness evaluation of dental composite polymerized whit experimental LED – based devices. *Dental Materials*, v. 17, n. 4, p. 309-315, 2001.

80. Oliveira, D. C. R. S. et al. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *Journal of Dentistry*, v. 43, n. 12, p. 1565-1572, 2015.

81. Gan JK, Yap AU, Cheong JW, Cbk NA. Bulk-Fill Composites : Effectiveness of Cure With Poly- and Monowave Curing Lights and Modes. *Oper Dent*. 2018;43(2)136–43.

82. Medina M, Carvajal S. Estudio comparativo in vitro de la profundidad de curado de 2 resinas bulk fill a distintas distancias de fotoactivación según la norma ISO 4049. Tesis doctoral Universidad Andrés Bello. 2016.
83. Boza Quiñones YR. Estudio de la profundidad de polimerización de resinas bulk fill a diferentes distancias de fotoactivación. Tesis bachiller UNMSM. 2015.
84. Price R, Labrie D, Whalen J, Felix C. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units.77:b9. J Can Dent Assoc. 2011;(77):b9.
85. Carranza M. Grado de microfiltración del cemento ionómero de vidrio de alta y baja viscosidad utilizados como sellantes en premolares superiores. estudio in Vitro. Tesis de pregrado, Lima, Perú. Universidad Alas Peruanas, 2021. 64 pp.
86. Sarmiento G. Evaluación de grado de microfiltración in vitro de resinas microhíbridas y nanohíbridas en preparaciones cavitarias clase I en oclusal de premolares. Tesis de pregrado, Lima, Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2019. 80 pp.

ANEXOS

ANEXO 1

INSTRUMENTO DE EVALUACIÓN / FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Tipo de fuente de Polimerización	Distancia de fuente	Resultado de Profundidad de fotocurado (en mm) en materiales evaluados (I=Ionómero / G= Giómero)																				
		1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		
		I	G	I	G	I	G	I	G	I	G	I	G	I	G	I	G	I	G	I	G	
Poliwave	0 mm																					
	4 mm																					
Monowave	0 mm																					
	4 mm																					

ANEXO 2: Constancia de desarrollo de la tesis

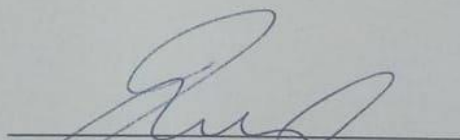
Calle Los Negocios 115, Surquillo.
T (51 1) 611 8100.
E ventas@parejalecaros.com.pe
www.parejalecaros.com



CONSTANCIA

Por la presente se deja constancia de la realización de la fase experimental de la investigación titulada "EFECTO SOBRE LA POLIMERIZACIÓN DE IONÓMEROS DE RESTAURACIÓN Y GIÓMEROS EMPLEANDO UNIDADES DE FOTO-ACTIVACIÓN MONOWAVE Y POLIWAVE A DIFERENTES DISTANCIAS - ESTUDIO IN VITRO" de autoría de la Bach. ACOSTA MEDINA, MARIA MARLENI, en las instalaciones del Centro de Experiencia de la empresa E.B. Pareja Lecaros S.A., bajo supervisión del Dr. Humberto Escudero, consultor de la empresa, durante los días 28, 29 y 30 de noviembre de 2022.

Se expide la presente para los fines que la interesada considere pertinente.



Humberto Escudero Caldas
Consultor Clínico

Lima, 17 de abril de 2023

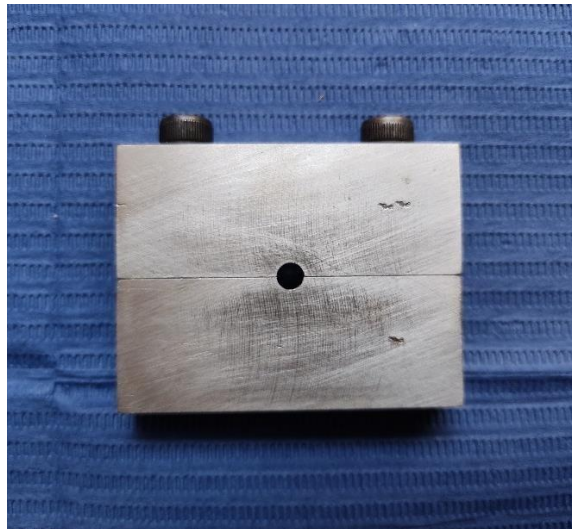
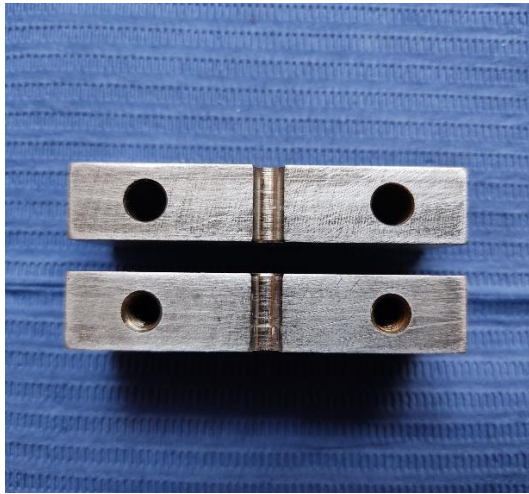


ANEXO 3: Base de Datos

Tipo de fuente de Polimerización	Distancia de fuente	Resultado de Profundidad de fotocurado (en mm) en Giómero										PROMEDIO	DESV ST
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Poliwave	0 mm	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	2.57	0.03112797
		2.575	2.6025	2.63	2.6275	2.5225	2.56	2.5525	2.5675	2.5675	2.5625		
		2.615	2.61	2.615	2.615	2.5275	2.555	2.5525	2.565	2.5675	2.56		
	4 mm	2.5275	2.54	2.5475	2.5625	2.5375	2.5475	2.5075	2.5	2.565	2.5725	2.54	0.025101089
		2.54	2.5425	2.5575	2.5675	2.5225	2.5375	2.505	2.505	2.585	2.565		
		2.535	2.545	2.56	2.5625	2.525	2.5325	2.51	2.495	2.59	2.5475		
Monowave	0 mm	2.59	2.68	2.855	2.85	2.525	2.545	2.75	2.74	2.845	2.865	2.727	0.134687911
		2.65	2.68	2.855	2.885	2.485	2.555	2.76	2.725	2.83	2.905		
		2.665	2.64	2.835	2.865	2.49	2.55	2.705	2.725	2.885	2.9		
	4 mm	2.57	2.58	2.47	2.475	2.39	2.395	2.565	2.56	2.515	2.52	2.49	0.067751447
		2.535	2.56	2.47	2.46	2.38	2.405	2.58	2.55	2.52	2.515		
		2.54	2.535	2.485	2.475	2.355	2.39	2.57	2.575	2.53	2.515		

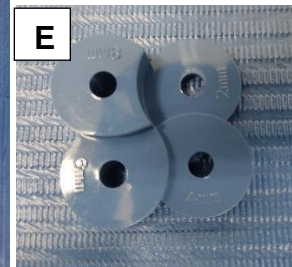
Tipo de fuente de Polimerización	Distancia de fuente	Resultado de Profundidad de fotocurado (en mm) en IMR=Ionómero odificado con resina										PROMEDIO	DESV. ST
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Poliwave	0 mm	IMR	IMR	IMR	IMR	IMR	IMR	IMR	IMR	IMR	IMR	2.484	0.1549
		2.265	2.15	2.795	2.655	2.48	2.435	2.575	2.475	2.56	2.445		
		2.37	2.25	2.72	2.48	2.46	2.485	2.425	2.56	2.47	2.47		
	4 mm	2.5375	2.525	2.5275	2.5375	2.795	2.5435	2.67	2.285	2.355	2.345	2.51	0.13987864
		2.5575	2.535	2.52	2.53	2.74	2.535	2.675	2.27	2.265	2.44		
		2.5325	2.53	2.5275	2.5325	2.72	2.54	2.695	2.325	2.47	2.33		
Monowave	0 mm	2.495	2.535	2.475	2.44	2.495	2.53	2.535	2.73	2.735	2.635	2.55	0.10402199
		2.49	2.505	2.42	2.43	2.46	2.505	2.525	2.715	2.725	2.625		
		2.495	2.53	2.465	2.44	2.45	2.51	2.53	2.725	2.73	2.63		
	4 mm	2.075	2.035	2.085	2.06	2.075	2.055	2.045	2.05	2.06	2.045	2.06	0.0255408
		2.055	2.08	2.08	2.065	2.065	2.05	2.155	2.045	2.065	2.06		
		2.065	2.015	2.015	2.055	2.07	2.056	2.086	2.035	2.045	2.055		

ANEXO 4: Matriz metálica elaborada de acuerdo a Norma ISO 4049



Matriz de acero inoxidable para elaboración de cuerpos de prueba de giomero y ionómero modificado con resina, fabricado de acuerdo a parámetros de norma ISO 4049

ANEXO 5: Materiales y equipos utilizados en la fase experimental



- A) Radiómetro Bluephase Meter II
- B) Calibrador digital milimétrico marca Truper®
- C) Unidad de fotoactivación LED C (Woodpecker) Intensidad lumínica: 810 mW/cm²
- D) Unidad de fotoactivación Bluephase N- Ivoclar Vivadent. Intensidad de luz: 1370 mW/cm²
- E) Medidor de espesor de resinas (Woodpecker)
- F) Pistola Centrix para cómpules de resina (Vivadent)
- G) Cómpules recargables para ionómero (3M)



H) Giomeros. Beautifill II (Shofu) color A3

I) Giomeros. Beautifill II (Shofu) color A3

J) Ionomero modificado con resina. Vitremer (3M) Color A3

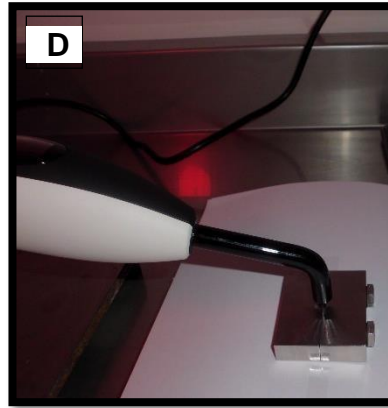
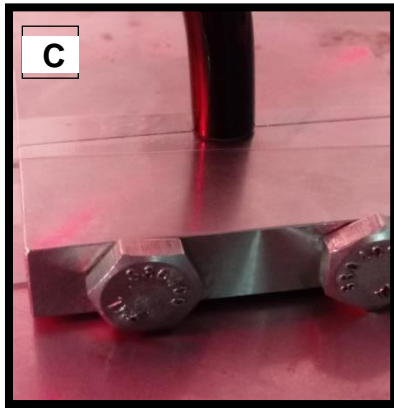
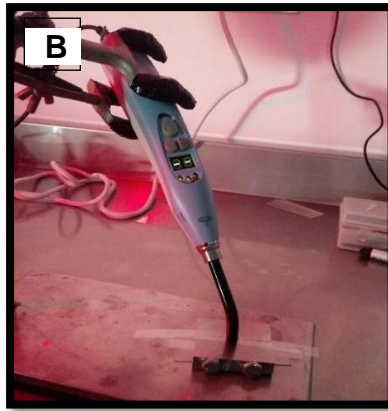
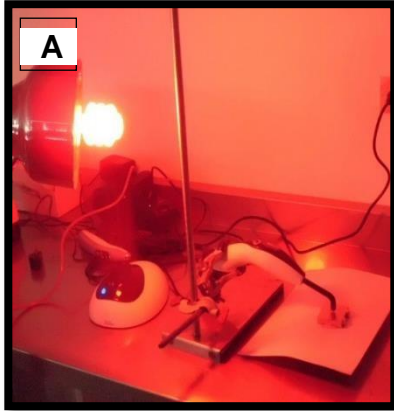
K) Espátula de plástico para mezclado de ionómero (Fuji - GC)

L) Espátula de resina Optrasculp (Vivadent)

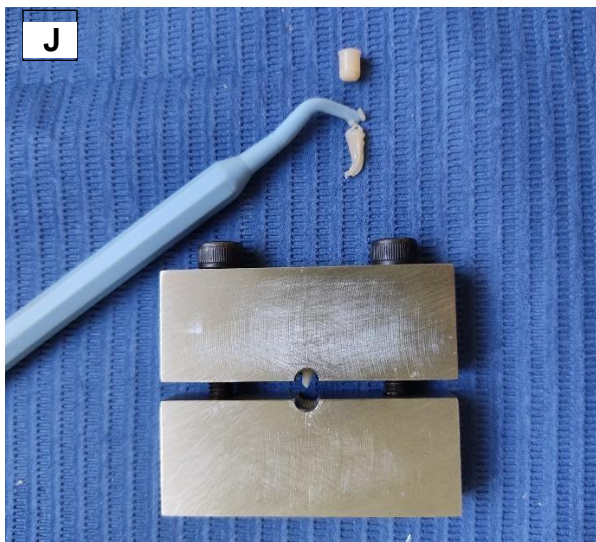
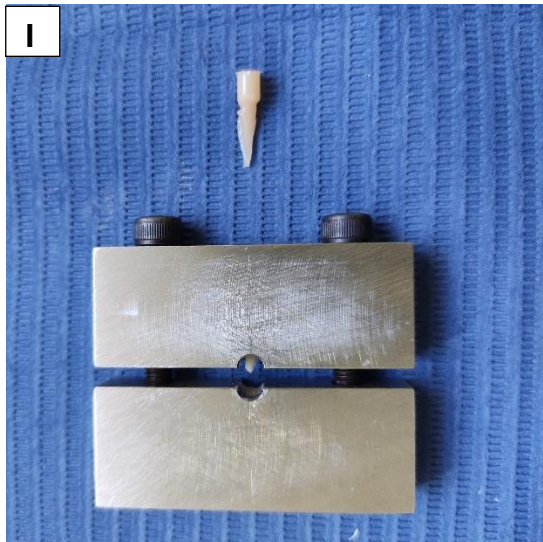
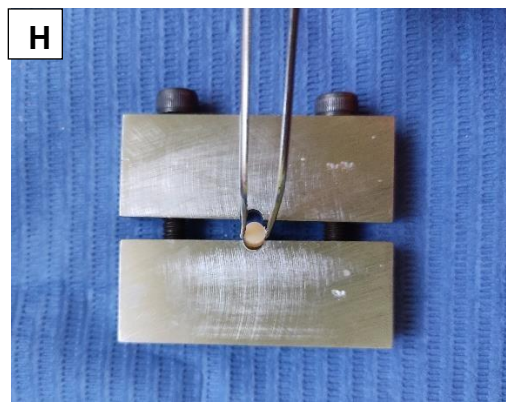
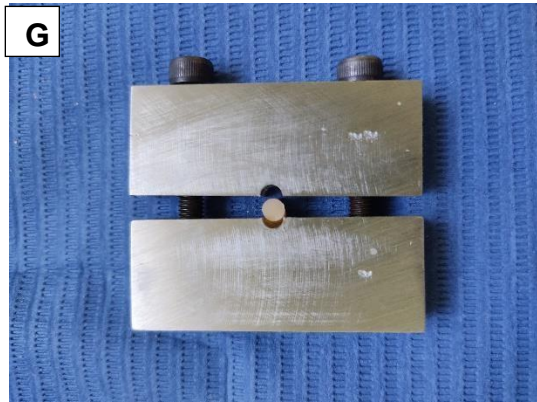
M) Espátula plástica

N) Soporte Universal y pinza

ANEXO 6: Fase Experimental: Elaboración de los cuerpos de prueba



- A) Condiciones ambientales controladas
- B) Soporte de unidad de fotoactivación
- C) Distancia de 0 mm entre fibra óptica y superficie de material
- D) Distancia de 4 mm entre fibra óptica y superficie de material





- E) Medición de irradiancia de unidad de fotoactivación LED C (Woodpecker).
Intensidad lumínica: 810 mW/cm²
- F) Medición de irradiancia de unidad de fotoactivación Bluephase N- Ivoclar Vivadent.
Intensidad de luz: 1370 mW/cm²
- G) Vista de desmoldado de cuerpo de material de obturación tras el fotocurado
- H) Vista de retiro de cuerpo de material de obturación tras el fotocurado
- I) Imagen de cuerpo de material de obturación retirado tras el fotocurado
- J) Eliminación de porción no polimerizada de cuerpo de material de obturación
- K) Registro de longitud final del cuerpo de prueba