

UNIVERSIDAD DE HUANUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
PROGRAMA ACADÉMICO DE ODONTOLOGÍA



TESIS

**“Influencia de cuatro fuentes de polimerización sobre la
microdureza de dos resinas de nanotecnología en el
laboratorio de la Universidad de Huánuco 2020”**

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE CIRUJANO
DENTISTA

AUTOR: Figueroa Tarazona, Darryl André

ASESOR: Rojas Sarco, Ricardo Alberto

HUÁNUCO – PERÚ
2024



U

TIPO DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN:

- Tesis (X)
- Trabajo de Suficiencia Profesional ()
- Trabajo de Investigación ()
- Trabajo Académico ()

LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN: Salud pública en estomatología.

AÑO DE LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN (2018-2019)

CAMPO DE CONOCIMIENTO OCDE:

Área: Ciencias Médicas, Ciencias de la Salud

Sub área: Medicina Clínica

Disciplina: Odontología, Cirugía Oral,
Medicina Oral

DATOS DEL PROGRAMA:

Nombre del Grado/Título a recibir: Título

Profesional de Cirujano Dentista

Código del Programa: P04

Tipo de Financiamiento:

- Propio (X)
- UDH ()
- Fondos Concursables ()

D

DATOS DEL AUTOR:

Documento Nacional de Identidad (DNI): 70749743

DATOS DEL ASESOR:

Documento Nacional de Identidad (DNI): 43723691

Grado/Título: Maestro en ciencias de la salud con
mencion en: salud publica y docencia universitaria

Código ORCID: 0000-0001-8333-1347

DATOS DE LOS JURADOS:

Nº	APELLIDOS Y NOMBRES	GRADO	DNI	Código ORCID
1	Apac Palomino, Mardonio	Magister en ciencias de la salud odontoestomatologia	22400638	0000-0002-2599-369X
2	Preciado Lara, Maria Luz	Doctora en ciencias de la salud	22465462	0000-0002-3763-5523
3	Vasquez Mendoza, Danilo Alfredo	Maestro en ciencias de la salud con mencion en odontoestomatologia	40343777	0000-0003-2977-6737

H



UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
PROGRAMA ACADÉMICO DE ODONTOLÓGIA



ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE CIRUJANO DENTISTA

En la Ciudad de Huánuco, siendo las 11:00 horas del día 22 del mes de julio dos mil veinticuatro en la Facultad de Ciencia de la Salud, en cumplimiento de lo señalado en el Reglamento de Grados y Títulos de la Universidad de Huánuco, se reunió el **Jurado Calificador** integrado por los docentes:

- | | |
|--|------------|
| o Mg. CD. Mardonio Apac Palomino | PRESIDENTE |
| o Dra. CD. María Luz Preciado Lara | SECRETARIA |
| o Mg. CD. Danilo Alfredo Vásquez Mendoza | VOCAL |

ASESOR DE TESIS Mg. CD. Ricardo Alberto Rojas Sarco

Nombrados mediante la Resolución N°1553-2024-D-FCS-UDH, para evaluar la Tesis intitulada: "INFLUENCIA DE CUATRO FUENTES DE POLIMERIZACIÓN SOBRE LA MICRODUREZA DE DOS RESINAS DE NANOTECNOLOGIA EN EL LABORATORIO DE LA UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO 2020", presentado por el Bachiller en Odontología, el Sr. DARRYL ANDRE FIGUEROA TARAZONA; para optar el Título Profesional de CIRUJANO DENTISTA.

Dicho acto de sustentación se desarrolló en dos etapas: exposición y absolución de preguntas; procediéndose luego a la evaluación por parte de los miembros del Jurado.

Habiendo absuelto las objeciones que le fueron formuladas por los miembros del Jurado y de conformidad con las respectivas disposiciones reglamentarias, procedieron a deliberar y calificar, declarándolo *aprobado* por *unanimidad* con el calificativo cuantitativo de *16* y cualitativo de *Bueno*.

Siendo las 12:00 horas del día 22 del mes de julio del año 2024, los miembros del Jurado Calificador firman la presente Acta en señal de conformidad.


.....
Mg. CD. Mardonio Apac Palomino
Código ORCID: 0000-0002-2599-369X
DNI: 22400638


.....
Dra. CD. María Luz Preciado Lara
Código ORCID: 0000-0002-3763-5523
DNI: 22465462


.....
Mg. CD. Danilo Alfredo Vásquez Mendoza
Código ORCID: 0000-0003-2977-6737
DNI: 22404041



UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO

CONSTANCIA DE ORIGINALIDAD

El comité de integridad científica, realizó la revisión del trabajo de investigación del estudiante: DARRYL ANDRÉ FIGUEROA TARAZONA, de la investigación titulada "Influencia de cuatro fuentes de polimerización sobre la microdureza de dos resinas de nanotecnología en el laboratorio de la Universidad de Huánuco 2020", con asesor RICARDO ALBERTO ROJAS SARCO, designado mediante documento, con RESOLUCIÓN N° 695-2019-D-FCS-UDH del P. A. de ODONTOLOGÍA.

Puede constar que la misma tiene un índice de similitud del 14 % verificable en el reporte final del análisis de originalidad mediante el Software Turnitin.

Por lo que concluyo que cada una de las coincidencias detectadas no constituyen plagio y cumple con todas las normas de la Universidad de Huánuco.

Se expide la presente, a solicitud del interesado para los fines que estime conveniente.

Huánuco, 04 de julio de 2024



RICHARD J. SOLIS TOLEDO,
D.N.I.: 47074047
cod. ORCID: 0000-0002-7629-6421



FERNANDO F. SILVERIO BRAVO
D.N.I.: 40618286
cod. ORCID: 0009-0008-6777-3370

13. Figueroa Tarazona Darryl André.docx

INFORME DE ORIGINALIDAD

14%

INDICE DE SIMILITUD

14%

FUENTES DE INTERNET

1%

PUBLICACIONES

4%

TRABAJOS DEL
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1

hdl.handle.net

Fuente de Internet

2%

2

core.ac.uk

Fuente de Internet

1%

3

1library.co

Fuente de Internet

1%

4

repositorio.unheval.edu.pe

Fuente de Internet

1%

5

repositorio.uladech.edu.pe

Fuente de Internet

1%



RICHARD J. SOLIS TOLEDO,
D.N.I.: 47074047
cod. ORCID: 0000-0002-7629-6421



FERNANDO F. SILVERIO BRAVO
D.N.I.: 40618286
cod. ORCID: 0009-0008-6777-3370

DEDICATORIA

Agradezco a Dios por su amor inigualable, él es una luz y una esperanza que ilumina y guía mi camino.

A mi madre Zenia Luz Tarazona Pino, por todo el amor que me brinda, por su esfuerzo diario, por enseñarme a ser un luchador y lograr lo que deseo en esta vida siempre con el ejemplo.

A mis abuelos Augusto Tarazona y Lucila Pino por haberme aconsejado, enseñado y amado para hacerme una mejor persona.

A mi hermano, Juan Augusto Fernández Tarazona, por brindarme su respaldo infinito, sus sabias palabras y buenos consejos, por siempre animarme en los altibajos que se me presentan en el camino.

Gracias a mi familia y amigos por brindarme su afecto, que me da la fuerza para seguir avanzando.

AGRADECIMIENTOS

Sin la ayuda de Juan Augusto Fernández Tarazona, esta tesis no habría sido factible. No hubiese sido tan sencillo este trabajo sin virtudes, paciencia y constancia. Tus consejos siempre fueron útiles para que mi mente genere las ideas para escribir lo que he logrado hoy. Con tus aportes profesionales que te caracterizan, eres parte importante de este camino. Gracias por siempre motivarme cuando lo necesito y por estar presente cuando mis horas de trabajo se volvían confusas. Tus recomendaciones son muy apreciadas.

Mis maestros fueron sabios y tenían un conocimiento riguroso y preciso, por lo que les debo mis conocimientos. Los llevaré conmigo en mi transición profesional a cualquier lugar que vaya. La semilla de su conocimiento se extendió por el alma y el espíritu. Gracias por su tolerancia, perseverancia, dedicación y compartir sus conocimientos de manera profesional e invaluable.

Mi madre quien se trasnocho conmigo en los momentos más difíciles durante mis horas de estudio, has sido siempre el motor que impulsa mis sueños y esperanzas. Has sido mi mejor guía de vida siempre. Hoy, cuando termino mis estudios, te dedico este logro, mi adorada madre, como un logro más revelado. Es mi orgullo haberte elegido como mi madre y tenerte a mi lado en este momento tan crucial. Estoy agradecido por ser quien eres y por creer en mí.

ÍNDICE

DEDICATORIA	II
AGRADECIMIENTOS	III
ÍNDICE	IV
ÍNDICE DE TABLAS	VI
ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS	VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT	XI
INTRODUCCIÓN	XIII
CAPÍTULO I	14
EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	14
1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	14
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	15
1.2.1. PROBLEMA GENERAL	15
1.2.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS	15
1.3. OBJETIVOS	16
1.3.1. OBJETIVO GENERAL	16
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
1.4. JUSTIFICACIÓN	16
1.4.1. TEÓRICA	16
1.4.2. PRÁCTICA	17
1.4.3. METODOLÓGICA	17
1.5. LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN	17
1.6. VIABILIDAD	18
1.6.1. TÉCNICA	18
1.6.2. OPERATIVA	18
1.6.3. ECONÓMICA	18
CAPÍTULO II	19
MARCO TEÓRICO	19
2.1. ANTECEDENTES	19
2.1.1. INTERNACIONAL	19
2.1.2. NACIONAL	24
2.1.3. LOCAL	28
2.2. BASES TEÓRICAS	28
2.2.1. RESINAS COMPUESTAS	28
2.2.2. CLASIFICACIÓN Y PROPIEDADES	33
2.2.3. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN.....	37

2.2.4.	LAS PRUEBAS DE DUREZA COMO METODOLOGÍA DE ESTUDIO DE MATERIALES DENTALES.....	43
2.3.	DEFINICIÓN DE TÉRMINOS	47
2.3.1.	RESINA COMPUESTA	47
2.3.2.	UNIDAD DE FOTOPOLIMERIZACIÓN	47
2.3.3.	DIODOS EMISORES DE LUZ (LED)	47
2.3.4.	MICRODUREZA	47
2.3.5.	MICRODUREZA VICKERS.....	48
2.4.	HIPÓTESIS	48
2.5.	VARIABLES	48
2.5.1.	VARIABLE INDEPENDIENTE	48
2.5.2.	VARIABLE DEPENDIENTE	48
2.6.	OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	49
	CAPÍTULO III	50
	MARCO METODOLÓGICO	50
3.1.	TIPO DE INVESTIGACIÓN	50
3.1.1.	ENFOQUE	50
3.1.2.	ALCANCE O NIVEL	50
3.1.3.	DISEÑO METODOLÓGICO	51
3.2.	POBLACIÓN Y MUESTRA.....	51
3.2.1.	MUESTRA.....	51
3.3.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	52
3.3.1.	MATERIALES Y MÉTODOS	52
	CAPÍTULO IV	59
	RESULTADOS	59
4.1.	PRESENTACIÓN DE RESULTADOS	59
	CAPÍTULO V	68
	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	68
	CONCLUSIONES.....	69
	RECOMENDACIONES	70
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71
	ANEXOS.....	88

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Estadística descriptiva correspondiente a la microdureza superficial de la Resina Z350 XT en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas.....	60
Tabla 2. Estadística descriptiva correspondiente a la microdureza superficial de la resina Opallis en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas.....	62
Tabla 3. Prueba de normalidad aplicada a los grupos de resinas compuestas y unidades de fotopolimerización.....	64
Tabla 4. Prueba de homocedasticidad u homogeneidad de varianzas aplicada a los grupos de resinas compuestas y unidades de fotopolimerización.....	65
Tabla 5. ANOVA de dos factores según el tipo de resina y unidad de fotopolimerización con relación a la microdureza superficial.....	66
Tabla 6. Prueba Post Hoc para determinar mediante la comparación entre grupos la significancia según el tipo de resina y la unidad de fotopolimerización con relación a la microdureza superficial.....	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura1. Distribución de los valores de microdureza superficial de la resina Z350 XT en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas.....	60
Figura2. Distribución de los valores de microdureza superficial de la resina Opallis en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas.....	62

ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

Nº	Abreviaturas y/o símbolos	Significado
1	QTH	Cuarzo Tungsteno
2	LED	Diodo Emisor de Luz
3	TPO-390 nm10	Monoacrilfosfina
4	PPD-410 nm11	Fenilpropadiona
5	ISSO	Organización Internacional de Normalización
6	Bis GMA	Bisfenol Glicidil Metacrilato
7	TEGDMA	Trietilenoglicol de Dimetacrilato
8	UDMA	Uretano de Dimecricrato
9	Bis EMA	Bis GMA Etoxilado
10	Res	Resina
11	RNT	Resina de nanotecnología
12	RNH	Resina nanohíbrida
13	RC	Resinas compuestas
14	MS	Microdureza superficial
15	UDFot	Unidad de fotopolimerización
16	RNR	Resina de nanorelleno

RESUMEN

El objetivo del presente estudio fue determinar la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología al ser sometidas a cuatro diferentes sistemas de polimerización, ya que las características físicas de las resinas compuestas son muy importantes. Para la muestra, se construyeron bloques cilíndricos de 7mm de diámetro y 2 mm de altura. Se utilizaron 32 muestras de resina Z350 XT de 3M ESPE de nanotecnología (resina A) y 32 muestras de resina Opallis FGM (resina B). Las muestras fueron polimerizadas a 3 segundos por cuatro lámparas LED antes de almacenarse. Los 64 especímenes elaborados fueron almacenados en 8 contenedores plásticos con tapas de diferentes colores que se codificaron de acuerdo a la unidad LED de fotopolimerización empleada y que se usaron pares, es decir, se emplearon dos contenedores del mismo color de tapa, correspondiendo la tapa celeste a la unidad LED Valo (Ultradent), la tapa verde a la unidad LED Curing Pen (Eighteeth), la tapa naranja a la unidad LED I Led (Woodpecker) y la tapa amarilla a la unidad LED TI Lite GT 1500 (Monitex) y que se rotularon en pares de acuerdo al tipo de unidad de fotopolimerización (tapas de colores) y a la resina compuesta empleada (nanohíbrida o de nanorelleno). La metodología empleada para elaborar este estudio se apoyó en la norma técnica ISO 4049 Materiales de obturación, restauración y sellado a base de polímeros y en la norma técnica ASTM E 384–22 Método de prueba estándar para la dureza por microindentación de materiales. Los resultados mostraron que los antecedentes y sus coincidencias con la presente investigación evidencian que el fotocurado influye mucho en la MS de la Res, no obstante, dependen de muchos factores como el tiempo, potencia, irradiancia y marca de las lámparas de fotocurado. Asimismo, la marca de la resina influyó mucho en los resultados de la investigación ya que, la resina compuesta de nanorelleno Z350 XT 3M ESPE fue quien mejor se comportó a las distintas lámparas empleadas. Dentro de las limitaciones del estudio in vitro concluimos que la MS de las resinas de nanotecnología dependen mucho de la fuente de polimerización que se empleen en ellas, teniendo en cuenta

que en este estudio las lámparas LED que se comportaron mejor fueron la Valo (Ultradent), I Led (Woodpecker) y TI Lite GT 1500 (Monitex). Por otro lado, el resultado del estudio mostró influencia del tipo de resina comportándose mejor la resina compuesta de nanorelleno Z350 XT 3M ESPE.

Palabras Clave: dureza, resinas, compuestas, luz de curado, nanopartículas.

ABSTRACT

The objective of the present study was to determine the surface microhardness of nanotechnology resins when subjected to four different polymerization systems, since the physical properties of composite resins are very important. For the sample, cylindrical blocks of 7mm diameter and 2mm height were constructed. 32 samples of nanotechnology 3M ESPE Z350 XT resin (resin A) and 32 samples of Opallis FGM resin (resin B) were used. The samples were polymerized at 3 seconds by four LED lamps before being stored. The 64 prepared specimens were stored in 8 plastic containers with lids of different colors that were coded according to the LED photopolymerization unit used and that were used in pairs, that is, two containers of the same color lid were used, corresponding to the lid. light blue to the Valo LED unit (Ultradent), the green cap to the Curing Pen LED unit (Eighteeth), the orange cap to the I Led LED unit (Woodpecker) and the yellow cap to the TI Lite GT 1500 LED unit (Monitex) and which were labeled in pairs according to the type of photopolymerization unit (colored caps) and the composite resin used (nanohybride or nanofiller). The methodology used for this study was based on the technical standard ISO 4049 Polymer-based filling, restorative and sealing materials and the technical standard ASTM E 384 - 22 Standard test method for hardness by microindentation of materials. the results showed that the background and its coincidences with the present investigation show that photocuring greatly influences the surface microhardness of the resin, however, they depend on many factors such as time, power, irradiance and brand of the photocuring lamps. Likewise, the brand of the resin greatly influenced the results of the research since the z350 XT 3M ESPE nanofilled composite resin behaved best with the different lamps used. Within the limitations of the in vitro study, we conclude that the surface microhardness of the nanotechnology resins depends greatly on the polymerization source used in them, taking into account that in this study the LED lamps that performed best were the VALO (Ultradent), I-Led (Woodpecker) and TI Lite GT 1500 (Monitex). On the

other hand, the result of the study showed the influence of the type of resin, with the z350 XT 3M ESPE nanofilled composite resin performing better.

Keywords: hardness, composite resins, curing light, nanoparticles.

INTRODUCCIÓN

La RC es en la actualidad un material muy versátil viéndose este hecho reflejado en sus múltiples usos en todas las especialidades de la Odontología, pero enfocándose principalmente su empleo a las restauraciones dentales ⁽¹⁾.

En esencia una resina compuesta es una mezcla de resinas de metacrilato multifuncionales (contenido orgánico) con partículas de sílice, zirconia y vidrio silanizadas de diferentes tamaños (contenido inorgánico) ^(2,3).

El proceso de fraguado o polimerización de la resina compuesta se inicia por acción térmica, alta concentración de energía o por iniciación química, En la actualidad el proceso de polimerización es inicialmente fotodependiente o dependiente de la activación mediante luz visible, esto por medio de elementos que absorben la luz azul, lo que permite la polimerización de grupos de metacrilato por medio de la liberación de radicales libres ^(4,5).

La iniciación por alta concentración de energía, es el método de polimerización de RC más empleado en la actualidad, la misma es acompañado por la irradiación empleando diferentes dispositivos o unidades de polimerización, desde lámparas de luz halógena (QTH) hasta diodos emisores de luz (LED), los cuales emiten luz de forma constante o intermitente en espectros de luz con longitud de onda variable ^(6,7).

Desde el punto de vista del proceso de fotopolimerización, el dispositivo o unidad de fotopolimerización juega un rol importante en el proceso de polimerización ⁽⁸⁾.

Como se mencionó anteriormente el objetivo de esta investigación será evaluar cómo cuatro fuentes de polimerización afectan la microdureza de dos resinas de nanotecnología.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Las resinas compuestas cuentan con un amplio uso en Odontología, principalmente en el área restauradora, esto en gran parte por las propiedades físicas óptimas que poseen y que emulan las características de los sustratos dentales ⁽⁹⁾.

La principal ventaja de estos materiales se asocia con la posibilidad de modular su polimerización con unidades de fotopolimerización de luz visible. Sin embargo, esta capacidad de fotopolimerizar es susceptible a ciertos factores como: la composición, la fuente de luz y la duración del tiempo de curado ⁽¹⁰⁾.

En relación estricta con el material, distintos factores asociados a su estructura pueden afectar sus propiedades mecánicas como el tipo y concentración del monómero que se utiliza, o el tamaño y cantidad del relleno que está presente en el material ⁽¹¹⁾.

En la actualidad se han insertado partículas de tamaño nanométrico en la matriz orgánica del material con la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas y reducir también la contracción polimerización ⁽¹²⁾.

En cuanto a las UDFot, la lámpara de luz halógena (QTH) y el diodo emisor de luz (LED) son las fuentes de luz más populares que se utilizan para polimerizar las resinas compuestas ⁽¹³⁾.

La lámpara de luz halógena (QTH) presenta un amplio espectro de longitud de onda, que le permite la activación eficiente de los diferentes fotoiniciadores estandarizados en las resinas compuestas como la canforoquinona, fenilpropadiona y el Lucerin TPO ⁽¹⁴⁾. En comparación con los dispositivos de luz halógena (QTH), los diodos emisores de luz (LED) tienen una vida útil superior que no compromete su intensidad de luz después de un uso prolongado. No obstante, los LED tienen un espectro de longitud de onda estrecho, que puede curar inadecuadamente las resinas compuestas que contienen iniciadores alternativos (por ejemplo, óxido de Monoacrilfosfina o TPO-390 nm¹⁰ y Fenilpropadiona o PPD-410

nm11) debido a la diferente longitud de onda que este grupo de foto iniciadores requieren ^(15,16).

Las propiedades de las resinas compuestas también se pueden ver afectadas por la duración del tiempo de fotopolimerización. Es decir, frente a una mayor cantidad de tiempo de fotopolimerización. Es decir, frente a una mayor cantidad de tiempo de exposición, existirá la formación de un mayor número de cadenas de monómeros poliméricas, con lo que de forma paralela las propiedades físicas del material se verán optimizadas ⁽¹⁷⁾.

En base a todo lo antes descrito, se evaluo la influencia de cuatro fuentes de polimerización sobre a la microdureza de dos resinas de nanotecnología.

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.2.1. PROBLEMA GENERAL

¿Cuál es la influencia de las unidades de fotopolimerización sobre la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología?

1.2.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS

Pe 01

¿Cuál es la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de muy alta gama?

Pe 02

¿Cuál es la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de alta gama?

Pe 03

¿Cuál es la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de gama media?

Pe 04

¿Cuál es la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de gama baja?

1.3. OBJETIVOS

1.3.1. OBJETIVO GENERAL

Determinar la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología al ser sometidas a cuatro diferentes sistemas de polimerización.

1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Oe 01

Cuantificar la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de muy alta gama.

Oe 02

Cuantificar la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de alta gama

Oe 03

Cuantificar la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de gama media.

Oe 04

Cuantificar la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de gama baja.

1.4. JUSTIFICACIÓN

1.4.1. TEÓRICA

Desde la perspectiva restauradora, resulta importante conocer como las UDFot influyen sobre las propiedades físico/mecánicas de las RC de uso directo por lo que, el determinar la mejora de propiedades mecánicas específicamente en estrecha relación con la propiedad de MS de dos Res con carga nanométrica frente a cuatro unidades de fotopolimerización resulta relevante, ya que nos permite detallar el conocimiento en ambos elementos.

1.4.2. PRÁCTICA

Los hallazgos de la investigación actual permitirán a los profesionales establecer un protocolo de fotopolimerización adecuado cuando se utilizan resinas compuestas con carga nanométrica. Del mismo modo la compresión y manejo adecuado tanto de las UDFot y la RC con carga nanométrica en las pruebas físicas, permitirá ofrecer un trabajo con restauraciones directas de mayor calidad, durométricas.

1.4.3. METODOLÓGICA

La metodología desarrollada, así como los instrumentos empleados para el presente estudio servirán como referencias metodológicas para futuros estudios bajo la línea de investigación de biomateriales dentales, dado que los mismos cuentan con una validez interna y externa, así como con criterios de confiabilidad adecuada.

1.5. LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN

Dentro de las limitaciones que podemos citar en la presente investigación se destacan:

- La falta de acceso a información actualizada en base principalmente a artículos científicos que puedan brindar mayor aporte en cuanto al tema.
- La ausencia de laboratorios especializados en pruebas físicas a nivel local que cuenten con microdurómetros, con los que se pudiese ejecutar este tipo de investigación.
- El acceso restringido a normas internacionales de estandarización de procesos (ISO), vinculados a durometría y resistencia superficial vinculados a este tipo de investigaciones.

1.6. VIABILIDAD

1.6.1. TÉCNICA

Para la investigación se cuenta con la inteligencia, capacidades y recursos para llevarla a cabo.

1.6.2. OPERATIVA

Se cuenta con la disponibilidad de los materiales requeridos en la investigación para la ejecución correcta y en el tiempo preciso de la misma.

1.6.3. ECONÓMICA

La presente investigación es autofinanciada, enmarcándose dentro de las posibilidades económicas del investigador, verificándose así la existencia de los recursos económicos suficientes para realizarla.

De acuerdo con lo antes expuesto, el desarrollo de la investigación es posible de realizar, dando conformidad al criterio de viabilidad.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

2.1.1. INTERNACIONAL

En Turquía, 2022, Oglakci B et al. ⁽¹⁸⁾. Evaluaron el efecto del modo y tiempo de fotocurado sobre las propiedades mecánicas de resinas compuestas de nanorelleno. Los materiales y métodos: Se analizaron dos tipos de Res de nanorelleno, una de tipo supra – nanohíbrida (Estelite Posterior Quick - EP) y otra nanohíbrida (Solare X - SX), las mismas se polimerizaron con unidades de fotopolimerización del tipo de diodos emisores de luz (LED LCU, Valo) siguiendo los siguientes protocolos de fotopolimerización: a) empleo del modo estándar por 20 segundos; b) modo de alta potencia durante 12 segundos; c) modo de alta potencia durante 20 segundos; d) modo extra poder durante 6 segundos y e) modo extra poder durante 20 segundos. Para la ejecución de la prueba de microdureza Vickers, se elaboraron cuerpos de prueba con formato de disco (n=10). Para el ensayo de flexión de tres puntos, se fabricaron cuerpos de prueba con forma de barra (n=10), para posteriormente ser sometidos a las pruebas de flexión y el módulo de resistencia. Las superficies fracturadas se observaron bajo el microscopio electrónico de barrido. Finalmente, los datos se analizaron estadísticamente mediante la prueba paramétrica de análisis de la varianza (ANOVA) de doble vía y la prueba de ajuste de Bonferroni ($p < 0,05$). Los resultados dieron que las superficies externas y basales de la resina Estelite Posterior Quick, bajo la modalidad de polimerización estándar por 20 segundos y de alta potencia por 12 segundos revelaron una microdureza estadísticamente mayor que la fotopolimerización por 6 segundos bajo la modalidad de extra poder. Así mismo, la modalidad de fotopolimerización de alta potencia durante 20 segundos y de extra poder durante 20 segundos tenían un valor de microdureza estadísticamente más alto que el modo de alta potencia durante 12 segundos y de extra poder durante 6 segundos. Además, para la

resina de nano relleno Solare X el modo de fotopolimerización de alta potencia durante 20 segundos tenía un valor de microdureza estadísticamente más alto que la alta potencia durante 12 segundos. En cuanto al tipo de material no hubo diferencias estadísticamente significativas en relación a la flexión y al módulo de resistencia con respecto al modo y tiempo de fotopolimerización. De igual forma, la microscopía electrónica de barrido corroboró que ambas resinas compuestas de nano relleno son similares en la superficie. En conclusión, las diversas modalidades y tiempos de fotopolimerización pueden influir sobre la microdureza de las resinas de nano relleno ⁽¹⁸⁾.

En la India, 2022, Shetty V et al. ⁽¹⁹⁾. Comprobaron la eficiencia de diodos emisores de luz (LED) y lámparas halógenas de cuarzo – tungsteno (QTH) como unidades de fotopolimerización y su efecto sobre la polimerización de RC de microrelleno (Filtek Z250 – 3MESPE) y nanorelleno (Filtek Z350 XT – 3MESPE). Los materiales y métodos fueron un total de 80 muestras se dividieron en 8 grupos (n=10) comprendiendo los dos tipos de resina compuestas y los tipos de UDFot. En relación al total de especímenes se realizaron pruebas de profundidad de fotopolimerización, el aumento de la temperatura durante la fotopolimerización y la MS de Vickers a varias profundidades. Dando como resultado que la profundidad de curado fue significativamente mayor en la RC de nanorelleno en comparación con la RC de microrelleno ($p < 0.05$). El incremento de la temperatura se produjo de forma significativa, con mayor intensidad en las muestras polimerizadas con lámparas halógenas (QTH) en comparación con los diodos emisores de luz (LED) ($p < 0.05$). Los valores de microdureza asociadas a la profundidad de curado, fueron significativamente mayores a 1mm de distancia y se redujeron cuando se incrementó las distancias a 2 y 3 mm respectivamente. En conclusión, las unidades de fotopolimerización LED son más eficientes, así como más biocompatibles cuando se comparan con las lámparas halógenas de cuarzo – tungsteno. En cuanto al tipo de resina, la resina de nanorelleno presentó una profundidad de curado y una MS mucho mayor en comparación con la resina de microrelleno.

Finalmente, el incremento de la temperatura durante la fotopolimerización depende del tipo de unidad de fotopolimerización, pero no del tipo de resina compuesta empleada ⁽¹⁹⁾.

En la India, 2022, Gugnani M et al. ⁽²⁰⁾. Contrastaron cuatro diferentes unidades de fotopolimerización y evaluar la profundidad de curado y la microdureza de una RC nanohíbrida. En materiales y métodos se elaboraron 96 cuerpos de prueba usando una matriz de poli uretano con un diámetro de 5 milímetros y profundidades (grosor) de 2, 4 y 6 milímetros. Cada espécimen fue fotopolimerizado usando cuatro diferentes unidades de fotopolimerización (Bluephase N, iLED, SmartLite Focus y Elipar DeepCure-L) por 20 segundos. Para determinar la MS de cada espécimen se llevó a cabo empleando un indentador Vickers con una carga de 200 gramos que se aplicaron por 15 segundos. El promedio de microdureza de la superficie externa y basal se calculó y comparó. Así mismo. La profundidad de curado se estableció a través de la prueba del raspado en bases a una normativa ISO. Los resultados dieron que los datos que se obtuvieron se analizaron con una prueba estadística ANOVA. Hallándose diferencias significativas en cuanto a promedio de dureza superficial y profundidad de curado, fotopolimerizadas con ambas unidades de fotopolimerización antes mencionadas ($p < 0.05$). En conclusión, la unidad de fotopolimerización LED Bluephase N alcanza el mínimo valor indicado en la literatura (0.8) y la profundidad de curado de 1.5 cuando se comparó con las otras unidades de fotopolimerización ⁽²⁰⁾.

En Arabia Saudi, 2021. Barakah H. ⁽²¹⁾ Examinaron el efecto de diferentes distancias y tiempos de polimerización sobre la microdureza de restauraciones de RC de nanorelleno polimerizadas con UDFot LED de alta intensidad. En materiales y métodos se fabricaron setenta y cinco cuerpos de prueba de 2mm de espesor y 5 mm de diámetro empleando la resina Tetric-N-Ceram (Ivoclar Vivadent). Las muestras se agruparon en 3 grupos ($n=25$) dependiendo de la unidad de fotopolimerización LED de alta intensidad empleada, las mismas que fueron: a) Blue Phase G2 (LED Polionda, Ivoclar Vivadent); b) Elipar S10 TM (LED de pico de potencia

único, 3M ESPE) y c) Planmica Lumion (LED de pico de potencia único, 3M ESPE) a tres distancias diferentes (0 mm, 2 mm y 4 mm) a 20, 40 y 60 segundos. Posteriormente, los especímenes se evaluaron bajo un microdurómetro para medir la MS Vickers de las superficies superior e inferior de cada espécimen. Los datos recolectados fueron analizados estadísticamente mediante la prueba paramétrica ANOVA para establecer diferencias significativas y una prueba post hoc ($p < 0,05$). Como resultado se estableció una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a MS Vickers entre las tres UDFot LED, donde los especímenes polimerizados con Blue Phase G2 tenían los promedios más altos, seguidos por Elipar S10 TM y Planmica Lumion respectivamente. En relación a los valores comparativos por superficies, los valores de la porción basal y superficial se redujeron significativamente) en comparación con los valores de la superficie externa en todas las unidades de fotopolimerización LED de alta intensidad ($p < 0,05$). En relación a las distancias, hubo una diferencia significativa en la MS cuando se empleó Elipar S10 TM y Planmica Lumion a los 2 y 4 milímetros, produciéndose una reducción significativa en la superficie externa y la basal ($p < 0,05$). El aumento de los tiempos de fotopolimerización a 40 y 60 segundos mejoró los valores de MS Vickers significativamente ($p < 0,05$). Finalmente, el aumentar la distancia con Blue Phase G2 no redujo de forma significativa la microdureza Vickers de las porciones basales de los especímenes. En conclusión, las unidades de fotopolimerización LED de alta intensidad presentan efectos variables sobre la dureza de las superficies de los especímenes (externa/basal) realizadas con la resina de nano relleno Tetric N Ceram. Adicionalmente, con el incremento de la distancia la microdureza se redujo, este hecho se compensó con un tiempo de polimerización mayor (2mm/40 segundos y 4mm/60 segundos) empleando Elipar S10 and Planmica Lumion para mejorar la MS del material ⁽²¹⁾.

En Indonesia, 2020, Siagian JS et al. ⁽²²⁾ Cotejaron el efecto del uso de LEDs de 2da y 3ra generación sobre el grado de conversión y microdureza de RC mono incrementales. En materiales y métodos se confeccionaron 30 cuerpos de prueba con un formato cilíndrico empleando tres materiales de restauración mono incrementales, los cuáles fueron: Tetric N Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), Filtek TM Bulk Fill Restaurador Posterior (3M ESPE) y SDR Fluido (Dentsply – Sirona), para ello se empleó una matriz metálica de 5mm de diámetro y 4 mm de espesor. Los especímenes se dividieron en 6 grupos (n=5) de acuerdo con las unidades de fotopolimerización LED que se utilizaron para la fotopolimerización de los mismos: Smart Lite Focus (Dentsply – Sirona) una LED de 2da generación y Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) una LED de 3ra generación. Los análisis que se realizaron fueron el grado de conversión bajo espectroscopía de infrarrojos por transformada de Fourier y la microdureza empleando un microdurómetro Vickers. Los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente empleando la prueba paramétrica de ANOVA de una vía y una prueba de diferencia estadística significativa y la profundidad de curado y microdureza se correlacionaron usando la prueba de Pearson ($\alpha=0.05$). En los resultados se evidenció una diferencia estadísticamente significativa entre la profundidad de curado y la microdureza entre todos los grupos de resina mono incrementales empleados cuando se fotopolimerizó con una unidad de fotopolimerización LED de 2da generación en comparación con una LED de 3ra generación. En conclusión, las unidades de fotopolimerización LED de 2da generación pueden aún ser empleadas para polimerizar resinas compuestas mono incrementales cuando se incrementa la duración de la irradiación del material ⁽²²⁾.

En Indonesia, 2020, Roy KK et al. ⁽²³⁾ Compararon y evaluaron el efecto de unidades de fotopolimerización y las modalidades de fotopolimerización sobre RC nanohíbridas con monómeros convencionales de Bis – GMA y un monómero nuevo Triciclododecano. En materiales y métodos se emplearon dos RNH para este estudio, la

IPS Empress Direct (Ivoclar Vivadent) y Charisma Diamond (Heraeus Kulzer), así mismo se utilizó una unidad de fotopolimerización LED y una lámpara de luz halógena de cuarzo – tungsteno, las cuales fueron operadas bajo dos modalidades de fotopolimerización distintas: El modo continuo y el modo de inicio suave (Soft Start). Basados en el tipo de resina, la unidad de fotopolimerización y el modo de fotopolimerización empleado, las muestras se dividieron en 8 grupos. Después de la fotopolimerización, las muestras fueron almacenadas por 48 horas bajo oscuridad absoluta a 37°C y humedad del 100%. La MS Vickers de las superficies fue determinada con un indentador Vickers con la aplicación de 200g por 15 segundos. Se realizaron tres lecturas de MS Vickers que fueron registradas por cada superficie de muestra tanto en la parte superficial como basal. Para todos los especímenes, los tres valores de dureza superficial fueron promediados y registrados como un valor único. El promedio de MS Vickers fue calculado. Finalmente, la profundidad de curado se basó en el promedio de dureza. Los resultados de la comparación de valores promedio de dureza y los rangos de dureza fueron analizados empleando la prueba de ANOVA y el test post hoc de Tuckey. En conclusión, tanto la luz halógena como la unidad de fotopolimerización LED mostraron una adecuada profundidad de curado. El modo de inicio suave (Soft Start) tanto en la luz halógena como en la unidad de fotopolimerización LED presentó un incremento efectivo de la microdureza, superior al modo de fotopolimerización continuo. El monómero Triciclodecano mostró valores de dureza más altos en comparación con la resina compuesta convencional basada en Bis – GMA ⁽²³⁾.

2.1.2. NACIONAL

En Huancayo, 2023, Cacyavilca Hilari SK y Velarde Morales SJ. ⁽²⁴⁾. Compararon la MS de las RC fotopolimerizables 3M Filtek Z250 y FGM Vittra APS. En materiales y métodos se elaboraron 20 cilindros de resina compuesta que se dividieron en dos grupos de acuerdo al material empleado (3M Filtek Z250 y FGM Vittra APS).

Posteriormente, se aplicó una carga de prueba en 3 puntos diferentes en la porción superficial de los cuerpos de prueba empleando el microdurómetro. Finalmente, se determinaron los valores de microdureza obtenidos. Como resultado se obtuvo un nivel óptimo de MS en ambas RC sin presentarse diferencias estadísticamente significativas, exceptuando el último punto de micropenetración. En conclusión, a nivel clínico, mientras más puntos de contacto reciba la resina Vittra APS de FGM más resistirá más presión antes de colapsar y llegar a la fractura ⁽²⁴⁾.

En Trujillo, 2021, Narro Canales VS ⁽²⁵⁾. Confrontaron la MS de tres marcas comerciales de RNH según la profundidad de fotopolimerización. En materiales y métodos se elaboraron un total de 48 especímenes cilíndricos de 3mm de grosor y 5mm de diámetro, divididos en 3 grupos según el tipo de resina compuesta (Brilliant NG, Palfique LX5 o Filtek Z350) y según la distancia de fotopolimerización empleada (2mm o 6mm), es decir se establecieron 6 grupos de análisis constituidos por 8 especímenes cada uno. Todos los especímenes se fotopolimerizaron empleando una lámpara Woodpecker D con una potencia de 1000 mW/cm². Posterior al proceso de fotopolimerización, todos los especímenes se almacenaron a temperatura ambiente por 24/h antes de realizar la prueba de durometría. Como paso final, se procedió a hacer la prueba de microdureza para todos los especímenes empleando un microdurómetro Vickers para obtener los datos requeridos. Como resultados los datos obtenidos mostraron que la MS de la RNH Filtek Z350 a 2mm de profundidad fue de 75.00 HV y a 6 mm de profundidad fue de 19.7 HV, en tanto que la resina Brillant NG a 2mm de profundidad evidenció 48.2 HV y a 6 mm de profundidad 18.5 HV y para la resina Palfique LX5 a 2mm de profundidad fue de 56.4 HV y a 6 mm de profundidad fue 20.1 HV. En conclusión, las resinas nanohíbridas presentan una MS mayor siempre y cuando la profundidad de polimerización sea reducida ⁽²⁵⁾.

En Piura, 2021, Apolaya Sánchez M y Aquije Vilca KY. ⁽²⁶⁾. Verificaron la MS entre dos Res nanohíbridas y una Res microhíbrida. En materiales y métodos se confeccionaron 45 especímenes cilíndricos de 4mm de altura y 5mm de diámetro, divididos entre 3 grupos de estudio de acuerdo a la resina compuesta empleada, Filtek Z350 XT (n=15), Tetric N Ceram (n=15) ambas resinas nanohíbridas y a Filtek Z 250 (n=15) la única resina microhíbrida. Los especímenes se almacenaron inicialmente a temperatura ambiente y posteriormente a 37°C antes de la prueba de microdureza. Finalmente, se ejecutó la prueba de MS Vickers con una carga de 100 N por 15 segundos. Como resultado de la prueba de MS evidenció que la Res Filtek Z350 XT mostró un valor promedio de 65.56 VH, la resina Tetric N Ceram obtuvo un valor promedio de 38.39 VH; mientras que, la resina Filtek Z250 mostró un valor promedio de 68.093 VH. En conclusión, la resina compuesta que obtuvo mayores valores de MS fue la Res microhíbrida Filtek Z250 ⁽²⁶⁾.

En Lima, 2019, Horna Palomino H ⁽²⁷⁾. Evaluaron la profundidad de polimerización y el grado de conversión de dos resinas compuestas de nanorelleno que se fotopolimerizaron con dos tipos de lámparas LED. En materiales y métodos se confeccionaron un total de 75 cuerpos de prueba, los cuales se dividieron en tres grupos de acuerdo al tipo de RC empleada, de estos grupos dos estuvieron compuestos por resinas de nanorelleno Tetric N – Ceram (Ivoclar – Vivadent) y Filtek Z – 350 XT (3M) y uno que fue el grupo control se basó en el empleo de una resina Bulk Fill. Así mismo, cada uno de los tres grupos de estudio se dividió en tres subgrupos según el tipo de la unidad de fotopolimerización empleada, una unidad de luz halógena (grupo control), y dos lámparas de luz emitida por diodos, una lámpara LED de 2da generación (LED-Elipar) y una lámpara LED de 3ra generación (LED-Valo). Finalmente se realizó el análisis estadístico del estudio, ejecutando inicialmente la prueba de normalidad y homogeneidad de varianzas, al confirmar que las variables no cumplieron con los supuestos establecidos, se aplicó la prueba no paramétrica de Kruskal – Wallis y una prueba post hoc de Dunn para

establecer diferencias entre grupos. Los resultados en cuanto a la profundidad de polimerización no hubo diferencias entre las RC de nanorelleno, pero si se presentó una diferencia en cuanto a la MS interna para la resina Filtek Z 350 – XT como resultado del grado de conversión empleando diferentes unidades de fotopolimerización. Así mismo, en cuanto a los dispositivos de fotopolimerización y la profundidad de polimerización, la LED Elipar presentó un mejor desempeño que la LED Valo, sin diferencias significativas en la MS interna como expresión del grado de conversión en los diferentes grupos de resinas compuestas de nanorelleno. En conclusión, el dispositivo de fotopolimerización de 2da generación (Elipar) evidenció un mejor desempeño en cuanto a profundidad de polimerización para las RNR y en cuanto al grado de conversión analizado por la MS interna, la lámpara de 3ra generación (Valo) fue la que se comportó mejor con las RNR ⁽²⁷⁾.

En Arequipa, 2018, Sotomayor Zela XV ⁽²⁸⁾. Determinaron la MS de resinas indicadas para la restauración de piezas posteriores. En materiales y métodos se confeccionaron 45 cuerpos de prueba de 6mm de diámetro y 3 mm de altura con tres tipos diferentes de Res compuesta, conformándose así 3 grupos de estudio: a) Filtek Bulk Fill – resina bulk fill (n=15), b) Filtek P60 – resina microhíbrida (n=15) y c) Filtek Z 350 – RNH. Después, los cilindros se llevaron a realizar la prueba de MS de Rockwell, a través de un microdurómetro Indentec, para posteriormente realizar la conversión a MS de Vickers. El análisis propiamente dicho se realizó bajo 3 punciones por superficie con una carga de 15 T, el análisis se realizó tanto en la superficie externa superior como en la base de cada cilindro. Finalmente, los datos obtenidos se analizaron bajo la prueba estadística paramétrica de grupos independientes de ANOVA y la prueba post hoc de Tuckey. El resultado que se obtuvo fue que la MS de la Res bulk fill (Filtek TM Bulk Fill) presentó un promedio de 104.69HV, la Res microhíbrida (Filtek P60) presentó un promedio de 137.38 HV y la RNH (Filtek Z 350) presentó un promedio de 149.11 HV. En conclusión, la RC de

tipo nanohíbrida (Filtek Z 350) presenta mejor MS que la RC de tipo bulk fill (Filtek TM Bulk Fill) y que la RC microhíbrida (Filtek P 60) ⁽²⁸⁾.

2.1.3. LOCAL

En Huánuco, 2020, Laurencio Bejarano DY y Romero Morales G. ⁽²⁹⁾. Determinaron la MS entre RC con nanotecnología, Vittra APS-FGM, Herculite Précis – Kerr y Bright Light. En materiales y métodos se elaboraron 45 especímenes de prueba de 6mm de diámetro y 6 mm de altura con tres tipos diferentes de RC, conformándose así 3 grupos de estudio: a) Vittra APS-FGM (n=15), b) Herculite Précis – Kerr (n=15) y c) Bright Light. Posteriormente, todos los cilindros se llevaron a ejecutar la prueba de MS de Vickers. Finalmente, los datos obtenidos se analizaron bajo la prueba estadística paramétrica de grupos independientes de ANOVA. El resultado en base al análisis de la estadística inferencial se pudo establecer que existen diferencia estadísticamente significativa al comparar la MS de las RC ($p=0.04$). En conclusión, la RC Herculite Précis – Kerr mostró mayor MS en comparación con la RC Vittra APS-FGM y Bright Light ⁽²⁹⁾.

2.2. BASES TEÓRICAS

2.2.1. RESINAS COMPUESTAS

El nacimiento de las RC en la odontología y particularmente en ámbito restaurador se convirtió en un avance significativo y revolucionario, debido a que permitió alcanzar muchos de los objetivos ideales que se requerían de un material restaurador, devolviendo no sólo la funcionalidad sino también aspectos biomecánicos y estéticos a largo plazo en las piezas con compromiso estructural y necesidad implícita de tratamiento restaurador ⁽³⁰⁾.

Las RC son hoy en día ampliamente utilizadas en diversas especialidades de la Odontología siendo su uso ampliamente difundido para métodos restauradores directos e indirectos, sellado de cavidades, sellantes de fosas y fisuras, coronas, restauraciones

provisionales, agentes de cementación para prótesis y dispositivos ortodónticos, cementos de obturación endodóntica además de otras aplicaciones. El uso de estos materiales continúa creciendo progresivamente tanto en frecuencia como en aplicaciones debido a que es muy versátil ⁽³¹⁾.

Con el avance de las RC el tratamiento conservador de los dientes se ha tornado cada vez más viable, ofreciendo este abordaje ventajas tales como la preservación de la estructura dental, reducción del tiempo de tratamiento, reducción de los costos de tratamiento cuando se compara con las cerámicas y la obtención de resultados estéticos satisfactorios ⁽³²⁾.

Para que se pueda visualizar un resultado estético funcional empleando RC, se precisa seguir ciertos pasos cruciales como, establecimiento de procedimientos pre operatorios, selección del material adecuado, toma y registro de color, aislamiento absoluto del campo operatorio, preparación dental, inserción de la resina compuesta de acuerdo con las diferentes áreas policromáticas del diente , además de los procedimientos de acabado y pulido que ayudan a brindar un aspecto de naturalidad al diente ⁽³³⁾.

Para poder lograr lo antes citado resulta muy importante el conocimiento de las propiedades asociadas a las RC, sus aplicaciones y sus características deseadas.

- **Desarrollo**

Las RC se desarrollaron como respuesta a los severos fracasos de los cementos de silicato, los mismos que estaban sujetos a recidiva por caries y cuyo tiempo de permanencia en boca era de 4 a 5 años en promedio. En 1962 se desarrollaron las RC actuales, a través de la combinación de monómeros del grupo dimetacrilatos (resina epoxídica y ácido metacrílico) con polvo de cuarzo silanizado. Gracias a sus propiedades estéticas y a las ventajas de la tecnología adhesiva, las RC se volvieron materiales relevantes en la parte restauradora de la odontología hasta la actualidad ⁽³⁴⁾.

Es importante destacar que la estructura química base de las RC fue patentada por Rafael Bowen en 1962, cuando desarrolló el

monómero Bis GMA, el cual se basaba en la química conocida del Metacrilato de Metilo (compuesto base de las resinas acrílicas). La diferencia fundamental que estableció Bowen se hallaba en alto peso molecular del monómero desarrollado, el mismo que de forma paralela resultaba en una menor contracción de polimerización y en el hecho de ser un monómero bifuncional, es decir, que formaba un polímero reticulado, así fue que la molécula de Bowen se empezó a usar en gran escala a partir de los años 70 como base de materiales restauradores estéticos, inicialmente para dientes anteriores ⁽³⁵⁾.

- **Composición**

La RC es esencialmente un material que posee dos materiales constituyentes (dos fases), con propiedades físicas y químicas diferentes de forma aislada, pero que cuando se combinan presentan propiedades únicas que no se obtendrían con los componentes por separado ⁽³⁶⁾.

De forma específica la resina cuenta con un componente orgánico o fase polimérica y un componente inorgánico o fase cerámica, en adición la presencia de un agente de acople permite la unión de ambas fases.

- a) Matriz Orgánica**

Esta se constituye por los monómeros e iniciadores de la polimerización, que irán a formar un polímero reticulado, cubriendo la fase cerámica o de refuerzo. Esta es responsable por la cohesión del material ^(35,36).

La matriz orgánica de la RC presenta diferentes combinaciones de monómeros y en diferentes proporciones. Cada empresa fabricante posee una composición particular para fabricar una RC, siendo que las posibilidades son ilimitadas, pues además de generar variaciones en la composición orgánica los fabricantes pueden ajustar las características de la fase orgánica y del sistema de activación para crear un material con características óptimas ⁽³⁶⁾.

Dentro de los monómeros constituyentes de la mayoría de RC podemos destacar la presencia de:

- **Bis GMA (Bisfenol A Dimetacrilato de Glicida).** Es un monómero de alto peso molecular (521g/mol), que dada esta característica contribuye con la baja de contracción de polimerización (5% en porcentaje de volumen), Además, presenta un grado de conversión muy bajo, ya que su estructura es poco flexible por la presencia de anillos bencénicos, reduciendo así la posibilidad de hallar un radical libre en condición favorable para unirse a una cadena en reacción. Adicionalmente, este monómero presenta una elevada viscosidad debido a la presencia de grupos hidroxilo inhiben la formación de uniones de hidrógeno intermoleculares ⁽³⁶⁾.
- **TEGDMA (Trietilenoglicol de Dimetacrilato).** Este monómero presenta un peso molecular relativamente bajo (286g/mol) y por lo tanto su contracción es alta (12% en porcentaje de volumen). Asimismo, posee una baja viscosidad y los grupos éter en estructura vuelven a esta molécula más flexible. En general el TEGDMA es considerado un monómero diluyente del Bis GMA y la combinación de ambos monómeros resulta en una matriz orgánica con un grado de conversión elevado ⁽³⁶⁾.
- **UDMA (Uretano de Dimetacrilato).** Este monómero presenta un peso molecular relativamente de 470g/mol y se caracteriza por no presentar el anillo bencénico. Su viscosidad es intermedia, presentando también grupos amino que forman uniones de hidrógeno, pero no tan fuertes como aquellas dadas entre los grupos hidroxilo. Algunas empresas que fabrican resinas compuestas emplean el UDMA como monómero base en sus formulaciones al considerarlo un monómero más seguro en el aspecto biológico que el Bis GMA, cuya degradación desencadena la formación de bisfenol A BPA) ⁽³⁶⁾.

- **Bis EMA (Bis Etoxilado).** Es un monómero muy similar al Bis GMA, con un alto peso molecular (540g/mol) pero con una baja viscosidad debido a la ausencia de grupos hidroxilos en la molécula ⁽³⁶⁾.

a) Matriz Inorgánica

La matriz inorgánica se constituye de partículas de relleno inorgánico, de los cuales se adicionan a la matriz de resina para mejorar sus propiedades mecánicas tales como, resistencia compresiva y tensional, módulo de elasticidad, resistencia abrasiva, radiopacidad, estética y manipulación. La incorporación de partículas de relleno también contribuye con la reducción de captación de agua de la resina (sorción acuosa), contracción de polimerización y con el coeficiente de expansión térmica ⁽³⁷⁾.

Las RC actuales poseen una carga de relleno de entre 50 a 86% del peso y de 35 a 71% del volumen. Asimismo, el tipo y tamaño de relleno influye directamente sobre las características y respuesta mecánica del material. Existen múltiples tipos de relleno que se emplean en relación a la composición química, morfología y dimensiones ⁽³⁷⁾

Dentro de las primeras partículas empleadas en las primeras resinas compuestas sobresale el empleo del cuarzo, que con las mejoras de la manipulación de las partículas y con el fin de poder generar un mayor porcentaje de relleno de menores dimensiones cada vez menores siendo destacables el empleo del B, Sr, Zn, Al o Zr, siendo actualmente los de menor relleno los derivados del dióxido de silicio, los borosilicatos y el aluminosilicato de litio ⁽³⁷⁾.

b) Agentes de Acople

Las primeras RC presentaban una unión deficiente entre la matriz orgánica (fase resinosa) y la matriz inorgánica (fase

cerámica), lo que llevó inevitablemente a una disminución de las propiedades mecánicas de estos materiales durante un período de tiempo. Es importante reconocer que la partícula de relleno inorgánico se vincula o une con la matriz de resina a través de un agente de acoplamiento para mejorar las propiedades mecánicas y físicas de ambos ⁽³⁸⁾.

El agente de acople más utilizado es un organosilano como el gamma metacriloxi propil trimetoxi silano ⁽³⁹⁾. El silano reduce la descomposición hidrolítica y permite la transferencia de tensiones entre el relleno y la matriz. El agente silano es una molécula bifuncional con un grupo metacrilato y sufre una polimerización por adición con la resina compuesta y el extremo de silanol se une a los grupos hidroxilo en la partícula de relleno a través de una reacción de condensación ^(38,39).

2.2.2. CLASIFICACIÓN Y PROPIEDADES

Las RC se han sometido a múltiples modificaciones con la intención de lograr las mejores propiedades mecánicas, estéticas y de biocompatibilidad para que puedan usarse de forma simple tanto para dientes anteriores como posteriores ⁽⁴⁰⁾.

Con base a lo antes mencionado, las resinas compuestas pueden ser clasificadas bajo distintos enfoques, basándose principalmente en la viscosidad, formas de aplicación y tamaño promedio de las partículas de carga, siendo esta última la forma de clasificación más difundida ⁽⁴¹⁾.

La clasificación de las RC que se basa en el tamaño de partículas contempla de forma general en ella a las RC de macropartículas, micropartículas, híbridas y nanorelleno, así también expresa las distintas condiciones de aplicación en base a los alcances y limitaciones de sus propiedades físicas ^(40,41).

- **Resinas macroparticuladas**

Las resinas macroparticuladas se conocían también como resinas convencionales, se caracterizaban por poseer partículas de carga o relleno inorgánico de tamaño promedio de 15 a 100 micras principalmente constituidas por cuarzo inorgánico, vidrio de estroncio o bario ⁽⁴¹⁾.

En cuanto a las condiciones clínicas que presentaban, se destacan el que ofrecían una buena resistencia mecánica frente a las fuerzas oclusales, principalmente válido para ser empleados en dientes posteriores, pero de forma paralela presentaban mayor dificultad de pulido debido a las grandes dimensiones del relleno inorgánico, reduciendo la posibilidad de alcanzar un brillo aceptable y siendo más vulnerables a la pigmentación por pérdida del componente inorgánico y afectación de la matriz orgánica, motivo por el que no se usaron en dientes anteriores ⁽⁴²⁾.

Dado el compromiso clínico asociado a las desventajas que ofrecían estos primeros materiales restauradores se dejaron de utilizar en la clínica diaria ⁽⁴³⁾.

- **Resinas Microparticuladas**

Las resinas microparticuladas presentaron un cambio significativo en el tamaño de las partículas o relleno inorgánico, siendo que presentaban un tamaño promedio de 0.02 a 0.04 micras, lo que les confería una mejor textura superficial y capacidad de pulido, pero con una menor resistencia mecánica por lo que su uso se asoció principalmente a zonas de nula demanda funcional en dientes anteriores ⁽⁴³⁾.

La composición de este tipo de RC se vinculó al uso de sílice coloidal, que les confería a las restauraciones elaboradas con este material la posibilidad de no presentar rugosidad superficial ni baja traslucidez ⁽⁴⁴⁾.

Las microparticulas presentan un porcentaje de contenido de sílice de 40 a 80% de su volumen total, este hecho les

generaba una mayor absorción de agua, alto coeficiente de expansión térmica, alta contracción de polimerización volumétrica y baja resistencia a la tracción. Por lo expuesto también este tipo de resinas compuestas quedaron en desuso (43, 44).

- **Resinas Híbridas**

Las resinas compuestas del tipo híbrido se denominan así pues son mixtura de relleno inorgánico de tipo macro y micro partículas, como resultado de la búsqueda de las propiedades físicas óptimas de los sistemas restauradores resinoso previos, generando en este tipo de material buen respuesta en cuanto particularmente a resistencia a la fractura, desgaste y una reducción significativa de la rugosidad superficial (acabado y pulido) (44).

Basándonos en el contexto previo, resulta importante destacar la diferencia entre las resinas compuestas híbridas y las microhíbridas, siendo que la misma radica en el tamaño de las partículas de relleno inorgánico empleadas, dado que las microhíbridas poseen una cantidad mayor de partículas pequeñas a diferencia de las resinas híbridas. El desarrollo en la tecnología de relleno inorgánico que presentaron las resinas híbridas llevó al desarrollo de las microhíbridas con propiedades físicas óptimas y una mejor capacidad de acabado y pulido (45).

Son consideradas como material de elección para restauraciones tanto anteriores como posteriores. En el sector posterior se evidencia su resistencia a la compresión y desgaste, mientras que en el sector anterior se emplean por su excelente acabado y pulido (44,45).

- **Resinas de Nanotecnología**

En este grupo de materiales podemos distinguir dos subgrupos que se detallaran a continuación

Las resinas de nanorelleno se incluyeron en la odontología como resultado de la busca constante de un material de utilidad

clínica universal, es decir, que pudiesen ser empleados en dientes anteriores y posteriores ⁽⁴⁶⁾. Estas resinas compuestas se lanzaron al mercado con partículas de carga con un tamaño promedio de 20 nm, mismo tamaño de partícula que se encontraba en resinas compuestas de micropartículas, las partículas de carga forman aglomerados tridimensionales que dan la particular característica de una alta viscosidad ⁽⁴⁷⁾.

Por otra parte, en las resinas compuestas de nanorelleno las partículas no están aglomeradas, con ello la viscosidad de este material se vuelve menor ⁽⁴⁸⁾. Estas resinas compuestas presentan una buena resistencia mecánica, sin embargo, no son tan resistentes en comparación con las resinas compuestas híbridas ⁽⁴⁹⁾. Para mejorar tal característica, se adicionaron a este tipo de resinas compuestas partículas de vidrio y así surgieron las resinas nanohíbridas o nano resinas híbridas ⁽⁵⁰⁾.

A diferencia de las RC de micropartículas, en la que la mayor parte estaba compuesta de una mezcla de resina y resina/partículas pre polimerizadas, la resina de nanorelleno o de nanopartículas posee dos tipos de partículas ⁽⁵¹⁾. El primer tipo de partículas de relleno son de escala nanométrica (10 nm) y se hallan dispersas en la matriz orgánica, mientras que el segundo tipo de partículas son llamadas nanoaglomeradas (75 nm) por encontrarse agrupadas a modo de racimos de uva, ambos tipos de relleno se combinan y distribuyen en la matriz orgánica de la resina ⁽⁵²⁾. Esa característica le ofrece al material propiedades superiores al de las resinas híbridas, permitiendo así un mejor pulido y manipulación, así también una mayor capacidad de mantener la anatomía por un periodo de tiempo prolongado ⁽⁵³⁾.

La alta cantidad de carga inorgánica que se puede incluir en este tipo de resina compuesta hace que la misma posea resistencia suficiente para ser usado en dientes posteriores ⁽⁵⁴⁾.

2.2.3. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN

La polimerización es un proceso químico en el cual moléculas más pequeñas denominadas monómeros se unen especialmente para formar grandes cadenas entre sí de moléculas llamadas polímeros. Los grupos funcionales de los monómeros poseen enlaces dobles carbono – carbono (C=C). estos dobles enlaces tienen dos pares de electrones compartidos por dos átomos de carbono ⁽⁵⁵⁾. Mientras que los dobles enlaces C=C son la parte reactiva del monómero, otros átomos y grupos laterales pueden unirse a uno o a ambos átomos de carbono. El proceso de polimerización implica básicamente cuatro fases diferentes. Se trata de las reacciones de activación, iniciación, propagación y terminación. En la fase de activación se liberan los radicales libres que iniciarán la polimerización ⁽⁵⁶⁾. En la fase de iniciación, los radicales libres activan la molécula monomérica abriendo su doble enlace insaturado para que pueda unirse a otros monómeros y formar cadenas poliméricas. Este proceso continúa hasta que ya no quedan radicales libres en el entorno ⁽⁵⁶⁾. Durante la fase de propagación, se añaden nuevos monómeros a la cadena polimérica en crecimiento. La fase de terminación tiene lugar cuando la reacción finaliza debido a razones como la disminución de la cantidad de monómeros disponibles ^(55,56).

Cuanto mayor sea la conversión del enlace doble de carbono, es decir, cuantos más monómeros se añadan a la cadena, mayor será el éxito de la polimerización y se obtendrán mejores resultados físico-mecánicos. Los dobles enlaces de carbono sin reaccionar pueden estar presentes como radicales libres o añadirse a la cadena polimérica como monómeros pendientes ⁽⁵⁷⁾. Una polimerización adecuada es un factor preponderante para el éxito de una restauración con resina compuesta, ya que una polimerización deficiente del material provoca un aumento de la probabilidad de desarrollar microfiltraciones, decoloración del material, compromiso de las características mecánicas debido al deterioro de las propiedades estructurales y disminución de la adhesión con la superficie dental ^(56,57).

- **Fases de la polimerización**

La polimerización se caracteriza por el desarrollo secuencial de tres fases que permiten la conversión de monómeros a polímeros estables, estas fases son:

- **Iniciación:** El radical libre es necesario para el inicio de la polimerización se forma por la reacción de un activador químico con el calor o la luz. Este proceso se conoce como etapa de activación ⁽⁵⁵⁾. El radical libre resultante se une al carbono del monómero de metacrilato de metilo, abre el doble enlace y proporciona la energía necesaria para la adición de otros monómeros a este enlace ⁽⁵⁶⁾. Así, al dejar el átomo de carbono en estado inestable, convierte el propio enlace en un radical libre. De este modo, comienza la cadena de reacciones ^(55,56).
- **Propagación:** La estructura inestable de la molécula de monómero, debido al doble enlace abierto como resultado de su reacción con el radical libre, abre también el doble enlace de la molécula de monómero vecina. Este proceso se propaga continuamente, provocando el crecimiento de la cadena ⁽⁵⁶⁾. El crecimiento de las cadenas poliméricas continúa hasta que se agotan las unidades de monómero ⁽⁵⁷⁾. Este proceso también puede terminar con cualquier otro material que tenga un radical libre. Así, este proceso continúa hasta que todas las moléculas de monómero pasan a formar parte de la cadena polimérica ⁽⁵⁷⁾.
- **Terminación:** La pérdida de reactividad de las moléculas poliméricas se produce cuando se agota la energía de la molécula. Esto ocurre directamente por los dobles enlaces o por el intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena alargada a otra ⁽⁵⁶⁾. Con el tiempo, a medida que se añaden monómeros a la cadena, la concentración de monómeros disminuye y, por tanto, disminuyen las reacciones de crecimiento y aumentan las reacciones de terminación ⁽⁵⁷⁾. Tras el agotamiento de los monómeros en el medio ambiente,

los radicales no pueden permanecer estables durante mucho tiempo y pierden su reactividad al interactuar con el agua u otras sustancias como el H₂O y el H₂O₂ del aire ^(56,57).

2.2.3.2 MÉTODOS DE POLIMERIZACIÓN

a). Polimerización Química

En el método de polimerización química, los materiales se polimerizan mezclando un catalizador con una sustancia base. La reacción química entre el peróxido de benzoilo y una amina terciaria inicia la polimerización química de las RC ⁽⁵⁸⁾. La combinación de estos dos materiales (la pasta con un activador químico y la pasta con un iniciador químico) da lugar a la formación de radicales libres. El peróxido de benzoilo, el iniciador activado por una amina aromática terciaria N, N-bis (2 hidroxietil) – p- toluidina es un componente de la mayoría de las RC polimerizadas químicamente ⁽⁵⁹⁾. El proceso de la polimerización comienza con la formación de radicales benzoílicos que inician la polimerización. Actualmente, el uso de la polimerización química está limitada debido a que presenta baja estabilidad de color, disminución de las propiedades mecánicas debido a la porosidad resultante de la mezcla de dos componentes, polimerización inadecuada y limitación del tiempo clínico para utilizar el material con fines de tratamiento ⁽⁶⁰⁾.

b). Polimerización por Luz

Este proceso se denomina fotopolimerización. La luz UV se utilizó por primera vez para la fotopolimerización en 1972, pero se sustituyó por la luz visible debido a los efectos biológicos nocivos de los rayos UV tanto para el paciente como para el clínico ⁽⁶¹⁾. La polimerización activada por luz es el método más utilizado para la fotopolimerización de RC. La canforoquinona es el fotoiniciador de las RC fotopolimerizables y es sensible a la luz azul con una longitud de onda de 470 nm ⁽⁶²⁾. La reactividad de la canforoquinona se ve reforzada por la adición de diversos agentes reductores de amina. Las concentraciones de

canforoquinona y aminas en las resinas compuestas comerciales varían entre el 0,2 y el 1,2% en peso ⁽⁶³⁾. Se han recomendado como alternativas la 1-fenil-1,2-propanediona (PPD), un fotoiniciador sensible a la luz con una longitud de onda cercana a 410 nm, y otro fotoiniciador, la Ivocerina ^(61,63).

La principal ventaja de la polimerización con luz visible frente a la polimerización química es que se puede controlar el tiempo de trabajo ⁽⁶¹⁾. Aunque no existen diferencias significativas entre las RC fotopolimerizadas y las de polimerización química en el caso de la polimerización completa, las resinas compuestas fotopolimerizadas tienen una mayor estabilidad de color y menores tasas de porosidad interna ^(62,63).

• **Unidades de Fotopolimerización**

Las unidades de fotopolimerización se utilizan para iniciar la reacción de polimerización de las RC ⁽⁶⁴⁾. Sin embargo, el mecanismo en la reacción de polimerización utilizando una unidad de fotopolimerización se basa principalmente en la activación de los iniciadores de polimerización que se encuentran en la matriz orgánica para generar radicales libres y, para conseguirlo, la longitud de onda de la luz utilizada debe ser cercana a la de los iniciadores de polimerización ⁽⁶⁵⁾. La polimerización con activación por luz se inicia a longitudes de onda electromagnéticas entre 400 y 500 nm. El espectro de absorción de la canforoquinona, el fotoiniciador más utilizado, se encuentra en este rango y alcanza su máximo a 470 nm ⁽⁶⁶⁾.

La elección de una unidad de fotopolimerización puede no ser tan sencilla como parece, ya que muchos factores, como el tipo de unidad de fotopolimerización, la geometría de la punta de la unidad de polimerización y la intensidad de la luz, afectan significativamente a la polimerización del material ^(64,65).

Debido a los avances en el campo de las unidades de fotopolimerización, existen cuatro lámparas de polimerización visibles, cada una de las cuales funciona mediante un sistema

diferente, que pueden utilizarse en la práctica odontológica ^{(65,}
⁶⁶⁾. Los dispositivos actualmente disponibles son:

1. Lámparas halógenas de cuarzo – tungsteno (QTH).
2. Arco de plasma (PAC).
3. Láser de argón.
4. Diodo emisor de luz.

a). Lámpara halógena de cuarzo tungsteno

Fueron las primeras unidades de fotopolimerización en base a luz visible. Estas unidades poseían un bulbo que consistía en un filamento de tungsteno rodeado por una envoltura de cuarzo, este revestimiento se llenaba con un gas halógeno ⁽⁶⁷⁾. Estas unidades normalmente requieren mucho filtrado del exceso de calor y luz visible, que no se utilizan en la fotopolimerización. Las lámparas halógenas de cuarzo tungsteno suelen ser portátiles ⁽⁶⁸⁾. También incorporan guías de luz extraíbles que son duras y no flexibles. Estas guías permitieron una amplia gama de patrones de cobertura y mejoraron la capacidad de llegar a ubicaciones particulares dentro del arco dental ^(67,68).

Poseen un amplio espectro de emisión y lo que les permiten la activación de la mayoría de los tipos de fotoiniciadores que se encuentran hoy en día en las RC. Sin embargo, sus ventiladores de refrigeración son muy ruidosos ⁽⁶⁹⁾. Las unidades también funcionan con la red eléctrica y entregan una potencia radiante e irradiancia relativamente bajas. Por lo tanto, se requirieron de 30 a 60 s de exposición para polimerizar adecuadamente un incremento de 2 mm de resina compuesta ^(67,69).

b). Arco de plasma

Las unidades de fotopolimerización de arco de plasma poseen dos varillas de tungsteno a una distancia específica entre sí. Las barras están rodeadas por una envoltura de gas xenón y emiten radiación a través de un revestimiento de zafiro ⁽⁷⁰⁾. Requieren mucho filtrado de radiación porque una gran cantidad de radiación queda fuera de la que se utiliza en la clínica. Su espectro electromagnético es amplio; por tanto, son capaces de estimular todos los fotoiniciadores disponibles actualmente en el mercado ⁽⁷¹⁾. Aunque las unidades de fotopolimerización de arco de plasma son eficientes, tienen varias desventajas. No pueden funcionar con baterías y son grandes, ruidosos y costosos. Esto ha llevado a una disminución de su popularidad ^(70,71).

c). Diodos emisores de luz (LED)

Las unidades de fotopolimerización de diodos emisores de luz (LED) se desarrollaron a finales de los años 1990. En comparación con las lámparas halógenas, los LED tienen varias ventajas. Los diodos LED deberían durar miles de horas, mientras que las bombillas de las lámparas halógenas de cuarzo - tungsteno duran aproximadamente entre 30 y 50 h ⁽⁷²⁾. Las LED también tienen una mayor eficacia luminosa en comparación con las lámparas halógenas de cuarzo - tungsteno, ya que tienen emisores de luz y de estado sólido. Los LED son actualmente el tipo de unidades de fotopolimerización más popular ⁽⁷³⁾.

Hasta el momento se han desarrollado tres generaciones de LED. La primera generación de LED contenía varios LED de bajo consumo ⁽⁷⁴⁾. Estas unidades de fotopolimerización tenían una producción baja y necesitaban una exposición prolongada para polimerizar las resinas compuestas que poseían canforoquinona como fotoiniciadores de una manera comparable con las lámparas halógenas disponibles hasta el momento ^(73, 74). Las LED de primera generación no polimerizaban las resinas compuestas tan bien como lo hacían las lámparas halógenas de cuarzo - tungsteno. Los LED de

segunda generación utilizaban un único LED de alta potencia que proporcionaba una mayor potencia luminosa que la primera generación ⁽⁷⁵⁾. Sin embargo, la salida espectral era aún más estrecha que las lámparas halógenas de cuarzo - tungsteno, similar a la de los LED de primera generación ^(74,75). Tanto las LED de primera como de segunda generación también se conocen como LED de pico único o mono onda (mono wave), porque solo emiten un único color de luz (azul) con una longitud de onda superior a 420 nm ⁽⁷⁶⁾. Por último, los LED de tercera generación tienen una salida espectral más amplia debido a la incorporación de una combinación de LED ^(74,76). Esta generación de unidades de fotopolimerización también se conoce como LED de múltiples ondas o multi picos (poly wave) porque emiten luz de más de un color o rango de longitud de onda ^(75,76).

2.2.4. LAS PRUEBAS DE DUREZA COMO METODOLOGÍA DE ESTUDIO DE MATERIALES DENTALES

Las pruebas laboratoriales de dureza en odontología se emplean para investigar productos basados en sus características físicas como elemento sólido y único ⁽⁷⁷⁾.

La dureza es una propiedad mecánica importante de los materiales dentales y se define como la resistencia a la indentación permanente de la superficie. Para el caso particular de las resinas compuestas una dureza adecuada garantiza que las restauraciones colocadas en boca sean lo suficientemente resistentes a la penetración o deformación superficial cuando estén en servicio clínico, tanto por el proceso de masticación como por la abrasión ⁽⁷⁸⁾.

Las características ofrecidas por la dureza superficial pueden influenciar en la capacidad de pulido, en la aparición de ralladuras y en la resistencia a la aplicación de carga ⁽⁷⁹⁾.

La dureza superficial es un parámetro que se emplea frecuentemente para evaluar la resistencia superficial del material a la

deformación plástica por penetración. La propiedad de dureza es el resultado de un procedimiento de medición definido ^(77,78).

El método de análisis habitual para obtener el valor de dureza se basa en medir la profundidad o el área de una hendidura dejada por un penetrador de una forma específica con una fuerza específica aplicada durante un tiempo específico. Para tal fin existen cuatro métodos de prueba estándar comunes para expresar la dureza de un material: Brinell, Rockwell, Vickers y Knoop ⁽⁷⁹⁾. Cada uno de estos métodos se divide en una variedad de escalas, definidas por una combinación de carga aplicada y principalmente por la geometría del penetrador o punta de indentado ^(78,79).

- **Métodos Comunes para Determinar la Dureza**

Al enfocarnos en el análisis de la dureza de superficie de un material tenemos que especificar en primer orden y manera muy relevante que los métodos más comunes de indentación empleados para medir la dureza va a depender del área de análisis ⁽⁸⁰⁾. Cuando la superficie de análisis es de tipo macro, los métodos de estudio más empleados son las pruebas de dureza Brinell y Rockwell con una fuerza aplicada de aproximadamente 10 N, mientras que, si la superficie de análisis es de tipo micro, las pruebas más empleadas serán las las pruebas de microdureza Vickers y Knoop, siendo la fuerza aplicada < 10 N ⁽⁸¹⁾.

- **Pruebas de micro dureza superficial**

Las pruebas de microdureza superficial son un método adecuado para determinar la dureza o la resistencia a la deformación de un material que se puede utilizar en muestras donde las pruebas de macrodureza no son adecuadas ⁽⁸²⁾.

Las pruebas de macrodureza son muy comunes, pero normalmente utilizan cargas aplicadas elevadas de más de 10 Newtons (N). Esto puede ser demasiado para algunos materiales, como películas, materiales poliméricos de bajo espesor, metales

finos o cerámicas, provocando fallas o destrucción. Las pruebas de Rockwell y las pruebas Brinell son dos excelentes ejemplos de pruebas de macrodureza ^(81,82).

Las pruebas de microdureza utilizan cargas de hasta 10 N y son adecuadas para materiales delgados, muestras más pequeñas, películas delgadas y superficies de blindaje ^(81,82).

Habitualmente, las pruebas de microdureza emplean una punta indentadora que se empuja hacia una superficie bajo una carga definida durante un período de tiempo determinado. Este proceso generalmente dejará una marca o hendidura en la superficie, que luego se mide para determinar la dureza ⁽⁸³⁾.

Al realizar pruebas de microdureza se debe tener en cuenta el tamaño de la muestra, la preparación y el entorno. Por ejemplo, la máquina de ensayo de microdureza debe colocarse alejada de vibraciones para no afectar los resultados ^(82,83).

Las superficies rugosas también pueden causar variaciones y se recomienda utilizar un método de pulido estándar antes de realizar la prueba. También suele ser necesario cortar las muestras de antemano a un tamaño adecuado ⁽⁸⁴⁾.

Existen dos métodos principales de prueba de microdureza, y ambos ofrecen resultados repetibles y precisos: la prueba de dureza Vickers y la prueba de dureza Knoop.

a) Microdureza Knoop

La prueba de dureza Knoop es una prueba de microdureza que emplea un indentador o punta de penetración de forma rectangular y alargado. Bajo esta prueba se empuja el indentador hacia la superficie de una muestra para producir una hendidura que luego se puede medir. La prueba de microdureza Knoop emplea el eje largo de la muestra para calcular la hendidura y así mismo determinar la dureza ⁽⁸⁵⁾.

El método Knoop se utiliza a menudo con cargas más ligeras y la forma de la punta penetradora es más adecuada para muestras que necesitan muescas muy juntas o en el borde de una muestra ⁽⁸⁶⁾. Finalmente, es necesaria una preparación

cuidadosa de la muestra para garantizar que los resultados sigan siendo precisos ^(85,86).

b) Microdureza Vickers

La prueba de microdureza Vickers se basa en el empleo de un indentador con un formato de pirámide de diamante de base cuadrada como penetrador con un ángulo entre las caras opuestas de la pirámide de 136 ⁽⁸⁷⁾.

El penetrador de diamante se presiona contra la superficie de la muestra durante un cierto período de tiempo. Se pueden aplicar diferentes cargas, desde 10 gf hasta 1 kgf ⁽⁸⁸⁾. Una vez que se retira la carga de la muestra, se observa el área de indentación y luego se mide con el microscopio óptico. Se mide la longitud de las diagonales de la impresión y se calcula el número de dureza Vickers (VHN) a partir de la siguiente ecuación ⁽⁸⁹⁾:

- $VHN=0.0018544 \times L/d^2$

Donde:

L = Carga en gramos fuerza (gf).

d = Promedio de las dos diagonales (en mm²).

Una de las mayores ventajas de este método es la capacidad de medir todo el rango de dureza, desde materiales blandos hasta materiales duros (metales, cerámicas, resinas compuestas) y tejidos (esmalte, dentina, cemento). Además, se trata de un método no destructivo, lo que significa que el cuerpo de prueba sólo sufre daños leves durante el proceso ⁽⁹⁰⁾.

Por otro lado, la desventaja de la prueba Vickers es la cantidad de tiempo que se necesita para preparar la muestra, que es la parte crucial del procedimiento ^(88,90).

Al realizar la prueba de microdureza Vickers sobre el tejido dental duro y sobre los materiales, es preciso que se siga el protocolo específico de la preparación de la muestra ^(87,89). Las muestras deben lavarse y desinfectarse con una solución de

peróxido de hidrógeno y se almacenarán en agua destilada hasta que se analizan. La superficie de la muestra debe ser pulida porque cualquier inclinación o superficie no regular conduce a una longitud diagonal mayor y desigual, por lo que se obtienen resultados imprecisos ⁽⁹⁰⁾.

2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

2.3.1. RESINA COMPUESTA

Material de tipo polimérico empleado en el acto clínico, que se caracteriza por su constitución dispersa, siendo su matriz orgánica o base estructural de tipo orgánico, así también, cuenta con una fase o matriz inorgánica que le aporta propiedades mecánicas óptimas y un agente organosilano que vincula las fases orgánica e inorgánica ⁽³⁷⁾.

2.3.2. UNIDAD DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

Dispositivo que se encarga de generar luz visible, que excita la alfa diquetona contenida en la resina compuesta, la misma que actúa como foto iniciador en el proceso de polimerización del material, a través de la liberación de radicales libres que permite la transición de monómeros a polímeros ⁽⁶⁴⁾.

2.3.3. DIODOS EMISORES DE LUZ (LED)

Son dispositivos semiconductores recubiertos que generan luz visible sin la necesidad de filtrar luz. Los LED son fuentes de luz altamente eficientes que producen luz dentro de un rango espectral estrecho. Este tipo de aditamentos se emplean como unidad de fotopolimerización con LEDs azules ⁽⁷³⁾.

2.3.4. MICRODUREZA

La microdureza se define como la dureza ofrecida por un material al forzar un elemento de penetración en la superficie del mismo aplicando una carga promedio de 15 a 1000 gf. La deformación superficial que sufre el material a manera de hendidura se mide con un microscopio ⁽⁸²⁾.

2.3.5. MICRODUREZA VICKERS

La microdureza Vickers es una prueba de durometría o análisis de dureza superficial empleada en superficies pequeñas o secciones delgadas. La medición se basa en un sistema óptico. Esta prueba se emplea para realizar pruebas en metales, cerámicas, polímeros y casi cualquier tipo de material ⁽⁸⁸⁾.

2.4. HIPÓTESIS

H₀: No existe diferencia significativa en la microdureza superficial según el tipo de resina compuesta y la fuente de polimerización empleada.

H₁: Existe diferencia significativa en la microdureza superficial según el tipo de resina compuesta y la fuente de polimerización empleada.

2.5. VARIABLES

2.5.1. VARIABLE INDEPENDIENTE

- Fuente de polimerización
- Resinas de nanotecnología

2.5.2. VARIABLE DEPENDIENTE

- Microdureza superficial

2.6. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variables	Definición Conceptual	Dimensiones	Indicador	Tipo de Variable	Escala de Medición	Técnica o Instrumento
Variable Dependiente						
Microdureza Superficial	Propiedad que presenta un material que se caracteriza por la resistencia a la indentación o penetración en la superficie del mismo.	Microdureza Vickers	VHN (Kgf / mm ²)	Cuantitativa/ Continua	Razón	Observación/ Ficha de Observación
Variable Independiente						
Fuente de Polimerización	Dispositivo que inicia el proceso de polimerización de una resina compuesta.	Tipo de Unidad LED	a) VALO. b) Curing Pen. c) I - Led. d) Ti - Lite.	Cualitativa/ Politómica	Nominal	Observación/ Ficha de Observación
Resinas de nanotecnología	Resinas compuestas con un promedio de matriz inorgánica que oscila entre 5nm y 100nm	Tipo de Resina	a) Filtek Z 350 XT. b) Opallis.	Cualitativa/ Dicotómica	Nominal	Observación/ Ficha de Observación

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

De acuerdo con el propósito: aplicado porque busca generar conocimiento que se pueda aplicar directamente a los problemas de la sociedad o el sector productivo. Esta se basa principalmente en los hallazgos tecnológicos de la investigación básica y se ocupa del proceso que conecta la teoría con el producto. El ensayo actual ofrece una perspectiva sobre los próximos pasos en la creación de investigación aplicada, la importancia de la colaboración entre la universidad y la industria en el proceso de transferencia de tecnología y los problemas de protección de la propiedad intelectual.

3.1.1. ENFOQUE

Cuantitativo porque se basa en la recolección y análisis de datos para responder preguntas de investigación, probar hipótesis previamente establecidas e identificar patrones de comportamiento precisos en una población.

3.1.2. ALCANCE O NIVEL

Aplicativo porque se requiere realizar una evaluación del éxito de la intervención, el tratamiento o la solución al problema, se supone que en este último nivel se interviene en las unidades de estudio o en la población de estudio para lograr un resultado positivo y transformar positivamente la realidad. Para evaluar el éxito del tratamiento, se requieren procedimientos y herramientas estadísticas como gráficas de control, análisis de capacidad, estudios de repetibilidad y reproducibilidad y muestreos de aceptación.

3.1.3. DISEÑO METODOLÓGICO

La presente investigación es de tipo experimental verdadero (puro), transversal y prospectivo con un diseño experimental con diagrama post – evaluatorio con un grupo experimental y grupo control:



Donde:

GE: Grupos Experimentales.

GC: Grupo Control (Fuente de polimerización y tipo de resina gold estándar).

X: Aplicación de principio (Tipo de fuente de polimerización y resina de nanotecnología).

O1: Observaciones obtenidas de los grupos experimentales.

O2: Observación obtenida del grupo control.

3.2. POBLACIÓN Y MUESTRA

3.2.1. MUESTRA

El tamaño de la muestra fue calculado usando la calculadora de tamaño muestral del programa Open Epi tomando el promedio de microdureza de 671.40 ± 10.43 para el grupo 1 (polimerización con LED por 40 segundos) y de 641.00 ± 28.71 para el grupo 2 (polimerización con luz halógena por 40 segundos), con un intervalo de confianza del 95% con un valor de significancia $p < 0.05$ y una potencia al 80% de una investigación previa⁽⁹²⁾. El tamaño de muestra calculado fue de 8 elementos por cada grupo de estudio (8 grupos), configurando un tamaño muestral final de 64 elementos.

En cuanto a la asignación muestral o muestreo, este fue del tipo probabilístico del tipo muestreo aleatorio simple, la confección de cada cuerpo de prueba se asignó aleatoriamente en cada uno de los

8 grupos de estudio mediante tablas generadas por computadora en el programa Excel.

Criterios de inclusión

- Ausencia de grietas o fisuras en las superficies de los cuerpos de prueba.
- Ausencia de defectos o burbujas en la estructura de los cuerpos de prueba.
- Cuerpos de prueba que cumplan con las medidas de confección (2mm x 7mm).
- Cuerpos de prueba que se fotopolimerizaron correctamente.

Criterios de exclusión

- Presencia de defectos estructurales en los cuerpos de prueba.
- Falta de integridad estructural de los cuerpos de prueba.
- Polimerización incompleta de los cuerpos de prueba.

3.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

La técnica de recopilación de datos fue la observación, y el dispositivo utilizado fue la ficha de observación. La microdureza de la superficie de dos resinas de nanotecnología que fueron polimerizadas con cuatro diferentes fuentes de polimerización se utilizó para recopilar información. las

3.3.1. MATERIALES Y MÉTODOS

3.3.1.1. MATERIALES

Los materiales utilizados en este estudio serán mostrados en la tabla I

Tabla I: Material, composición y fabricante.

Opallis Dentina A2	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, Vidrio de Aluminio de Bario Silanizado y nanopartículas – tamaño de partículas: 40 nm a 3 nm (78.5 – 79.8 del porcentaje del peso)	FGM, Joinville – Brazil.
Filtek Z 350 XT Body A2	Cerámica tratada con Silano (52-60%), Bis-GMA (10 -15%), TEGDMA (10-15%), Bis- EMA (1-5%), Sílice tratado con Silano (3-11%), Óxido de Zirconio tratado con Silano (3-11% promedio de tamaño de carga 0.01-6 µm), polímero de dimetacrilato funcionalizado (1-5%).	3M ESPE, Minnessota – Estados Unidos.
Curing Pen	Unidad de LED de fotopolimerización con potencia variable de 600, 1200 y 1500 mw/cm2	Eighteeth, Changzhou – China.
Valo	Unidad de LED de fotopolimerización que produce una luz de alta intensidad en un rango de 385-515 nm, capaz de polimerizar todos los materiales dentales fotopolimerizables.	Ultradent Products, Inc., Estados Unidos
TiLite	Es una potente lámpara de polimerización con una intensidad de luz de 1,500 mW / cm2	Monitex Xianyang, China.
lled	Unidad de LED con la intensidad de luz máxima de 2300 mw/cm2, capaz de fotocurar resinas de 2 mm en 1 s.	WOODPECKER, Guangxi – China.
Ultralite 5	Unidad de fotopolimerización halógena.	Rolence Enterprice, Taiwan.

3.3.1.2. MÉTODOS

La metodología utilizada para este estudio se basó en la norma técnica ISO 4049 Materiales de obturación, restauración y sellado a base de polímeros y en la norma técnica ASTM E 384 – 22 Método de prueba estándar para la dureza por Microindentación de Materiales.

a). CONFORMACIÓN DE LOS GRUPOS DE ANÁLISIS

La primera etapa a llevar a cabo se basó en clasificar la muestra por tipo de resina compuesta empleada y de unidad de fotopolimerización aplicada, es decir, se tuvieron 2 tipos de resina y 4 unidades de fotopolimerización generándose a través del cruce para el análisis 8 grupos de estudio los mismos que fueron:

Grupo 1 (control): Resina Z350 XT Body A2 (3M ESPE) y fotopolimerizada con la LED Valo (Ultradent).

Grupo 2: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED Valo (Ultradent).

Grupo 3: Resina Z350 XT Body A2 (3M ESPE) y fotopolimerizada con la LED Curing Pen (Eigteeth).

Grupo 4: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED Curing Pen (Eigteeth).

Grupo 5: Resina Z350 XT Body A2 (3M ESPE) y fotopolimerizada con la LED ILed (Woodpecker).

Grupo 6: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED ILed (Woodpecker).

Grupo 7: Resina Z350 XT Body A2 (3M ESPE) y fotopolimerizada con la LED Ti Lite GT 1500 (Monitex).

Grupo 8: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED ILed Ti Lite GT 1500 (Monitex).

b). CONFECCIÓN DE LOS CUERPOS DE PRUEBA DE TRABAJO

Los cuerpos de prueba se construyeron utilizando un molde de politetrafluoretileno para calibrar las distancias, y sus medidas fueron las siguientes: Los cuerpos de prueba estandarizados para las medidas correspondientes en todos los grupos de estudio se obtuvieron a partir de la matriz antes mencionada, que medía 2mm de grosor y 7mm de diámetro.

El material utilizado para realizar el estudio fue seleccionado por marca y tipo, es decir, se seleccionaron dos resinas de distintas marcas y que cumplan las características necesarias para realizar las pruebas. Las resinas de nanotecnología empleadas fueron la resina nanohíbrida Opallis (FGM - Brazil) y la resina de nanorelleno Z350 XT (3MESPE – Estados Unidos).

Por otro lado, las lámparas que se utilizaron para elaborar las muestras, fueron previamente clasificadas de acuerdo a la gama de presentación en el mercado en dos tipos en relación a las prestaciones que ofrecen según sus respectivos fabricantes, es decir, de gama alta y de gama baja. Partiendo de la clasificación previa, se asignaron a la gama alta las lámparas Valo (Ultradent) y Curing Pen (Eighteeth) y a la gama baja la lámpara I led (Woodpecker) y la Ti Lite (Monitex).

El primer paso para crear los cuerpos de prueba consistió en la inserción del material restaurador en un incremento único de 2mm a la matriz de politetrafluoretileno de acuerdo al tipo de resina seleccionada (del tipo nanohíbrida o de nanorelleno), que con la intención de generar superficies externas lisas, contaba

con la base de esta apoyada en una platina de vidrio y con la superficie externa cubierta antes de la fotopolimerización con una cinta Mylar (cinta celuloide transparente).

Posteriormente cada cuerpo de prueba se condensó de forma vertical con una espátula de extremo redondeado por 30 segundos, para evitar el atrapamiento de burbujas de aire que comprometieran la integridad estructural de los cuerpos de prueba. Este proceso se realizó con ambas resinas y siguiendo los mismos pasos.

Seguidamente se fotopolimerizaron los cuerpos de prueba con las unidades de fotopolimerización, de acuerdo con la asignación dada por la aleatorización previamente establecida. En cuanto a la fotopolimerización, antes de aplicar la misma se empleó una cinta Mylar y una lámina de vidrio de 1mm para cubrir la superficie externa de la matriz con la intención de dejar la superficie a ser analizada totalmente regular y lisa. Por último, se retiraron los cuerpos de prueba ejerciendo presión desde la base de la matriz con una espátula plástica para no comprometer la probeta de estudio.

Posteriormente, las bases de los cuerpos de prueba se rotularon con marcadores de varios colores para facilitar su identificación y análisis, para finalmente almacenarlos en contenedores plásticos con tapas de colores correspondientes a los marcadores previamente empleados en el proceso de rotulado.

c). ALMACENAMIENTO DE LOS CUERPOS DE PRUEBA

Los 64 especímenes elaborados fueron almacenados en 8 contenedores plásticos con tapas de diferentes colores que se codificaron de acuerdo a la unidad LED de fotopolimerización

empleada y que se usaron en pares, es decir, se emplearon dos contenedores del mismo color de tapa, correspondiendo la tapa celeste a la unidad LED Valo (Ultradent), la tapa verde a la unidad LED Curing Pen (Eighteeth), la tapa naranja a la unidad LED I Led (Woodpecker) y la tapa amarilla a la unidad LED TI Lite GT 1500 (Monitex) y que se rotularon en pares de acuerdo al tipo de unidad de fotopolimerización (tapas de colores) y a la resina compuesta empleada (nanohíbrida o de nanorelleno).

En el detalle del rotulado se consignó, la marca de la RC, la UDFot, la potencia de la lámpara (Irradiancia) y el tiempo de fotopolimerización.

Finalmente, los especímenes se mantuvieron bajo almacenamiento en seco a temperatura ambiental por 24 horas antes de la ejecución de la prueba de microdureza.

d). PRUEBA DE MICRODUREZA

Antes de iniciar la prueba de microdureza se procedió a verificar la integridad de los cuerpos de prueba para luego ejecutar el ensayo de microdureza bajo el análisis de microdureza Vickers.

El microdurómetro empleado para este estudio fue el LG HV-1000 del laboratorio privado High Lab Technology.

La metodología seguida se basó en realizar 3 indentaciones con una carga de 50 gramos por 15 segundos, para luego establecer el promedio de estas indentaciones y así determinar la MS de los especímenes de las RC empleadas. Esta medición se realizó a través de la diagonal para determinar el valor de la microdureza en Kg/mm^2 empleando la fórmula respectiva.

e). PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE LOS DATOS

El programa Excel versión 18.0 de 2021 se utilizó para procesar y tabular los datos obtenidos. Esto permitió construir una base de datos que se procesó en el programa estadístico para realizar análisis de estadística descriptiva e inferencial.

El programa estadístico utilizado fue Jamovi 2.2.5 de 2021, que permitió realizar análisis basados en las medidas de tendencia central y dispersión correspondientes a la estadística descriptiva (media, mediana, desviación estándar, valor mínimo y valor máximo). Posteriormente, los datos se sometieron a una prueba de normalidad utilizando la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Una vez obtenida la distribución normal de los datos se seleccionó la prueba paramétrica ANOVA de doble vía (influencia del tipo de resina y unidad de fotopolimerización empleada sobre la microdureza) para establecer la significancia estadística y posteriormente se empleó la prueba post hoc de Tuckey para establecer la diferencia estadísticamente significativa entre los grupos analizados.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Tabla 1. Estadística descriptiva correspondiente a la MS de la resina Z350 XT en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas

Tipo de Resina	Tipo de LED	N	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo
Z350 XT	VALO	8	67.1	1.61	64.4	68.6
	Curing Pen	8	62.5	1.86	59.4	65.6
	I - Led	8	65.7	3.07	60.8	69.5
	Ti Lite	8	56.1	2.79	52.3	60.2

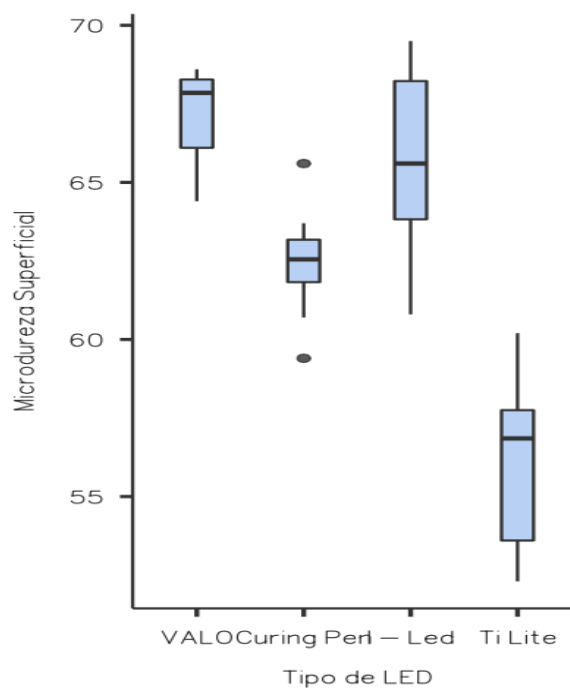


Figura 1. Distribución de los valores de MS de la resina Z350 XT en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas

INTERPRETACIÓN

En relación al grupo de la RNR Z350 XT, las muestras fotopolimerizadas con la LED Valo obtuvieron una microdureza superficial promedio de 67.1 ± 1.61 , las muestras fotopolimerizadas con Curing Pen obtuvieron valores de 62.5 ± 1.86 , las muestras fotopolimerizadas con I Led presentaron valores de 65.7 ± 3.07 y las muestras que se fotopolimerizaron con Ti Lite obtuvieron valores promedios de 56.1 ± 2.79 . Adicionalmente la tabla muestra los valores máximos y mínimos de cada uno de los grupos de las unidades de fotopolimerización, siendo que el valor máximo más alto le corresponde a I Led con 69.5 y el valor mínimo más bajo le corresponde a la unidad LED Ti Lite con 52.3.

El diagrama de cajas que se muestra en la figura 1 permite visualizar los cuatro tipos de unidades de fotopolimerización empleadas en combinación con la RNR Z350 XT, donde se presentó una variabilidad homogénea en todos los grupos, presentándose valores extremos en el grupo Curing Pen, además el grupo Ti Lite presenta una mayor variabilidad entre sus datos.

Tabla 2. Estadística descriptiva correspondiente a la MS de la resina Opallis en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas

Tipo de Resina	Tipo de LED	N	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo
Opallis	VALO	8	22.3	1.67	19.2	24.8
	Curing Pen	8	18.1	1.78	16.3	21.9
	I - Led	8	25.9	0.97	24.6	27.7
	Ti Lite	8	35.5	2.91	30	38

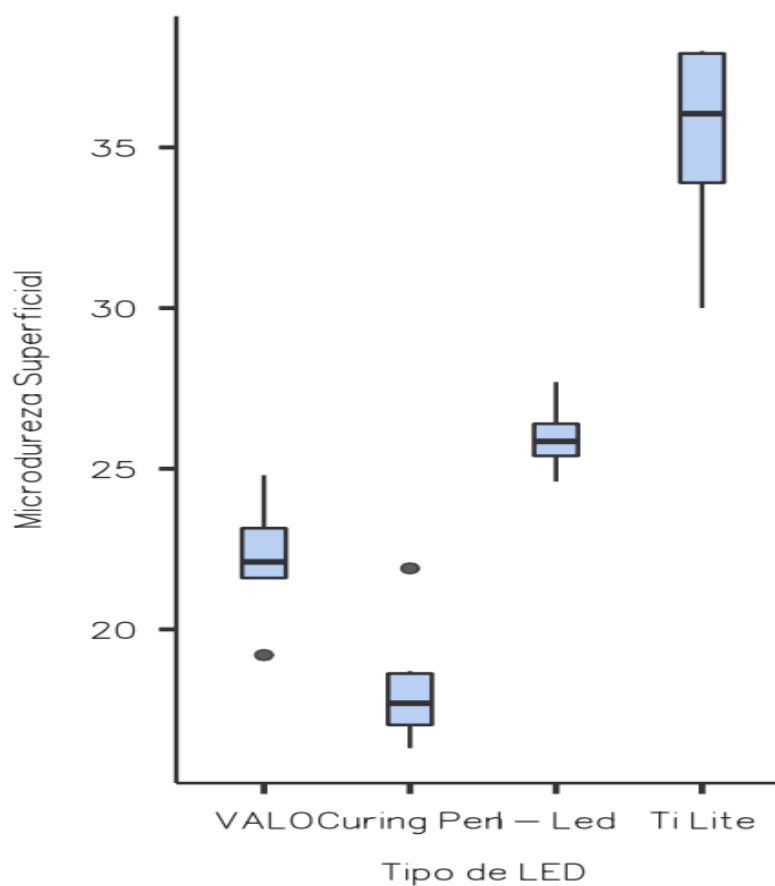


Figura 2. Distribución de los valores de MS de la resina Opallis en relación a las 4 de unidades de fotopolimerización LED empleadas

INTERPRETACIÓN

En cuanto a la resina compuesta nanohíbrida Opallis, las muestras fotopolimerizadas con la LED Valo obtuvieron una microdureza superficial promedio de 22.3 ± 1.67 , las muestras fotopolimerizadas con Curing Pen obtuvieron valores de 18.1 ± 1.78 , las muestras fotopolimerizadas con I Led presentaron valores de 25.9 ± 0.97 y las muestras que se fotopolimerizaron con Ti Lite obtuvieron valores promedios de 35.5 ± 2.91 . Asimismo, la tabla muestra los valores máximos y mínimos de cada uno de los grupos de las unidades de fotopolimerización, siendo que el valor máximo más alto le corresponde a Ti Lite con 38 y el valor mínimo más bajo le corresponde a Curing Pen con 16.3.

El diagrama de cajas que se visualiza en la figura 2, permitió evidenciar una variabilidad homogénea en todos los grupos de unidades de fotopolimerización asociados con la resina nanohíbrida Opallis, siendo que los grupos de Valo y Curing Pen muestran valores extremos.

Tabla 3. Prueba de normalidad aplicada a los grupos de resinas compuestas y unidades de fotopolimerización

	Estadístico	p
Shapiro-Wilk	0.988	0.807
Kolmogorov-Smirnov	0.0706	0.907
Anderson-Darling	0.168	0.933

H₀: Los datos poseen una distribución normal.

H₁: Los datos no poseen una distribución normal.

INTERPRETACIÓN

En la tabla 3 se muestra el resultado de la prueba de la normalidad de los datos analizados, siendo que, la muestra analizada es superior a 50 unidades (**n=64**) se tomó de referencia el estadístico de Kolmogorov - Smirnov que mostró un valor de $p = 0.907$, es decir que el $p > 0.05$, por lo tanto, se aceptó la hipótesis nula, por lo que se establece la normalidad de los datos.

Tabla 4. Prueba de homocedasticidad u homogeneidad de varianzas aplicada a los grupos de resinas compuestas y unidades de fotopolimerización

	Estadístico	gl	df2	p
Levene	2.62	7	56	0.02
Bartlett	12.4	7		0.089

H₀: Los datos poseen homogeneidad de varianzas.

H₁: Los datos no poseen homogeneidad de varianzas.

INTERPRETACIÓN

En la tabla 4 se muestra el resultado de la prueba de homocedasticidad de las varianzas. El estadístico de referencia se basó en la prueba de Bartlett que muestra un valor de $p = 0.089$, es decir que el $p > 0.05$, por lo tanto, se aceptó la hipótesis nula, por lo que se estableció que existe homocedasticidad de varianzas.

Tabla 5. ANOVA de dos factores según el tipo de resina y unidad de fotopolimerización con relación a la microdureza superficial

	Suma de Cuadrados	gl	Media Cuadrática	F	p
Tipo de Resina	22380	1	22380.16	4642.8	< .001
Tipo de LED	331	3	110.37	22.9	< .001
Tipo de Resina * Tipo de LED	1566	3	521.93	108.3	< .001
Residuos	270	56	4.82		

H₀: No existe diferencia significativa en la MS según el tipo de RC y la fuente de polimerización empleada.

H₁: Existe diferencia significativa en la MS según el tipo de RC y la fuente de polimerización empleada.

INTERPRETACIÓN

La tabla 5 muestra los resultados obtenidos de la prueba paramétrica empleada que fue el ANOVA de dos factores, donde se evidenció que el p - valor es menor a 0.05 ($p < .001$), por lo que se concluyó que se rechaza la hipótesis nula y se aceptó la hipótesis alterna, afirmándose que existe diferencia significativa en la MS según el tipo de resina compuesta y la fuente de polimerización empleada.

En base a lo determinado anteriormente se precisó determinar específicamente en que grupos se encontraban las diferencias significativas para lo cual se recurrió a una prueba Post Hoc de Tukey.

Tabla 6. Prueba post hoc para determinar mediante la comparación entre grupos la significancia según el tipo de resina y la unidad de fotopolimerización con relación a la microdureza superficial

Tipo de LED	Tipo de Resina	Tipo de LED	Tipo de Resina	Diferencia de medias	P _{tukey}
VALO	Z350 XT	-	VALO Opallis	44.88	< .001
		-	Curing Pen Z350 XT	4.66	0.002
		-	Curing Pen Opallis	49.05	< .001
		-	I Led Z350 XT	1.46	0.883
		-	I Led Opallis	41.17	< .001
		-	Ti Lite Z350 XT	11.05	< .001
		-	Ti Lite Opallis	31.67	< .001
	Opallis	-	Curing Pen Z350 XT	-40.21	< .001
		-	Curing Pen Opallis	4.17	0.008
		-	I Led Z350 XT	-43.41	< .001
		-	I Led Opallis	-3.7	0.028
		-	Ti Lite Z350 XT	-33.83	< .001
		-	Ti Lite Opallis	-13.2	< .001
		Curing Pen	Z350 XT	-	Curing Pen Opallis
-	I Led Z350 XT			-3.2	0.089
-	I Led Opallis			36.51	< .001
-	Ti Lite Z350 XT			6.39	< .001
Opallis	-		Ti Lite Opallis	27.01	< .001
	-		I Led Z350 XT	-47.59	< .001
	-		I Led Opallis	-7.88	< .001
	-		Ti Lite Z350 XT	-38	< .001
I Led	Z350 XT	-	Ti Lite Opallis	-17.37	< .001
		-	I Led Opallis	39.71	< .001
	Opallis	-	Ti Lite Z350 XT	9.59	< .001
		-	Ti Lite Opallis	30.21	< .001
Ti Lite	Z350 XT	-	Ti Lite Z350 XT	-30.13	< .001
		-	Ti Lite Opallis	-9.5	< .001
			Ti Lite Opallis	20.63	< .001

INTERPRETACIÓN

De acuerdo con la tabla 6 podemos establecer que existen diferencias significativas en cuanto a MS según el tipo de resina compuesta ($p < .001$), siendo que la RNR Z350 XT fue superior a la RNH Opallis. Mientras que en cuanto al tipo de unidad de fotopolimerización las diferencias significativas se encontraron en los grupos de unidades de fotopolimerización VALO, I Led y Ti Lite ($p < .001$).

CAPÍTULO V

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El objetivo principal fue medir la MS de las RNT al someterlas a cuatro sistemas de polimerización diferentes. De acuerdo con la concepción de Sotomayor Zela XV (2018), se examinaron la MS de tres resinas dentales: resina de relleno de grano, resina microhíbrida y resina nanohíbrida. Se encontró que la resina compuesta de tipo nanohíbrida (Filtek Z 350) supera tanto la resina de relleno de grano (Filtek TM Bulk Fill) como la resina compuesta microhíbrida (Filtek P 60).

Según los hallazgos de la investigación actual, el tipo de RC difiere significativamente en la MS.

Los resultados de la presente investigación coinciden con lo obtenido por Apolaya Sánchez M y Aquije Vilca KY (2021), quien encontró que la RC que obtuvo mayores valores de microdureza superficial fue la resina microhíbrida Filtek Z250.

Además, los hallazgos de la investigación actual confirman los hallazgos de Horna Palomino H. (2019), en los que se encontró que el dispositivo de fotopolimerización de segunda generación (Elipar) funcionó mejor con las resinas de nanorelleno en cuanto a la profundidad de polimerización, mientras que la lámpara de tercera generación (Valo) fue la mejor en cuanto al grado de conversión evaluado por la microdureza superficial interna.

Los antecedentes y sus coincidencias con la presente investigación evidencian que el fotocurado influye mucho en la microdureza superficial de la resina, no obstante, dependen de muchos factores como el tiempo, potencia, irradiancia y marca de las lámparas de fotocurado. Asimismo, la marca de la resina influyó mucho en los resultados de la investigación ya que, la RNR Z350 XT 3M ESPE fue quien mejor se comportó a las distintas lámparas empleadas.

CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones del estudio in vitro concluimos que la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología dependen mucho de la fuente de polimerización que se empleen en ellas, teniendo en cuenta que en este estudio las lámparas LED que se comportaron mejor fueron la VALO (Ultradent), I Led (Woodpecker) y (Monitex). Por otro lado, el resultado del estudio mostró influencia del tipo de resina comportándose mejor la RNR Z350 XT 3M ESPE.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda a la universidad a realizar estudios constantes acerca de las resinas compuestas de nanotecnología que se emplearán durante la etapa formativa de los alumnos.
2. Se recomienda a los docentes realizar actualizaciones sobre materiales dentales, que incluyan el avance y tecnología de las resinas compuestas.
3. Se recomienda a los alumnos a indagar más sobre las resinas compuestas que van a utilizar y conocer durante su etapa formativa.
4. Se recomienda realizar estudios en otras resinas de nanotecnología.
5. Se recomienda llevar a cabo varios estudios sobre microdureza utilizando otros sistemas de fotocurado.
6. Se recomienda llevar a cabo investigaciones acerca de la profundidad de fotocurado de las resinas compuestas de nanotecnología aplicadas en un bloque.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cho K, Rajan G, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Dental resin composites: A review on materials to product realization. *Comp Part B: Engi.* 2022;230 (1):109495. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1359836821008623?via%3Dihub>
2. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev.* 2019; 55(1):126-138. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31687052/>
3. German M. Developments in resin – based composites. *Br Dent J.* 2022; 232 (9): 638–643. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/s41415-022-4240-8>
4. Hamdy TM. Polymerization shrinkage in contemporary resin-based dental composites: A Review Article. *Egypt J Chem.* 2021; 64 (6): 3087 – 3092. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/349674976_Polymerization_shrinkage_in_contemporary_resin-based_dental_composites_A_Review_Article/link/60a4fc1f92851c43da32b1ef/download?_tp=eyJjb250ZXh0Ijp7ImZpcnN0UGFnZSI6InB1Ym xpY2F0aW9uliwicGFnZSI6InB1Ym xpY2F0aW9uIn19
5. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dent J.* 2017;29(2):48-58. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5411902/>
6. Al-Zain AO, Eckert GJ, Lukic H, Megremis S, Platt JA. Polymerization pattern characterization within a resin-based composite cured using different curing units at two distances. *Clin Oral Investig.*

2019;23(11):3995-4010. Disponible en:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30737620/>

7. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater.* 2015;31(10):1207-1213. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564115002134?via%3Dihub>
8. Par M, Burrer P, Prskalo K, Schmid S, Schubiger AL, Marovic D, et al. Polymerization Kinetics and Development of Polymerization Shrinkage Stress in Rapid High-Intensity Light-Curing. *Polymers (Basel).* 2022;14(16):3296. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2073-4360/14/16/3296>
9. Yoshino F, Yoshida A. Effects of blue-light irradiation during dental treatment. *Jpn Dent Sci Rev.* 2018;54(4):160-168. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1882761618300115?via%3Dihub>
10. Zhou X, Huang X, Li M, Peng X, Wang S, Zhou X, et al. Development and status of resin composite as dental restorative materials. *J App Polym Sci.* 2019; 136 (Suppl 1): 48180. Disponible en:
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/app.48180>
11. Milosevic M. Polymerization mechanics of dental composites – Advantages and Disadvantages. *Procedia Eng.* 2016; 149(2016): 313 - 320. Disponible en:
<https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12903-023-02770-0>

12. Habib E, Wang R, Wang Y, Zhu M, Zhu XX. Inorganic Fillers for Dental Resin Composites: Present and Future. *ACS Biomater Sci Eng.* 2016;2(1):1-11. Disponible en: <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acsbiomaterials.5b00401>

13. Bastos NA, Bitencourt SB, Martins EA, De Souza GM. Review of nanotechnology applications in resin-based restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2021 ;33(4):567-582. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/jerd.12699>

14. Hasanain FA, Nassar HM. Utilizing Light Cure Units: A Concise Narrative Review. *Polymers (Basel).* 2021;13(10):1596. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/10/1596>

15. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *J Dent Res.* 2015; 94 (9): 1179–1186. Disponible en: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0022034515594786>

16. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B. The effect of curing time by conventional quartz tungsten halogens and new light-emitting diodes light curing units on degree of conversion and microhardness of a nanohybrid resin composite. *J Conserv Dent.* 2019;22(2):196-200. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6519180/>

17. Pirmoradian M, Hooshmand T, Jafari-Semnani S, Fadavi F. Degree of conversion and microhardness of bulk-fill dental composites polymerized by LED and QTH light curing units. *J Oral Biosci.* 2020; 62(1):107-113. Disponible en <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S134900791930249X?via%3Dihub>

18. Jabr NA, Al-Saidi WN, Jabr IA, Al-Bounni R. Effect of Polymerization Time and Shade on the Depth of Cure of Nano-Hybrid Resin Composites. *Eur Dent Res Biomater.* 2021; 2(1): 28 - 33. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/355018355_Effect_of_Polymerization_Time_and_Shade_on_the_Depth_of_Cure_of_Nano-Hybrid_Resin_Composites
19. Oglakci B, Enginler RH, Demirkol M, Özduman ZC, Kucukyldirim BO, Eliguzeloglu E. The Effect of Curing Modes and Times of Third – Generation Led LCU on the Mechanical Properties of Nanocomposites. *ODOVTOS – Int J Dental Sc.* 2022; 24(3): 61 - 74. Disponible en: <https://www.scielo.sa.cr/pdf/odovtos/v24n3/2215-3411-odovtos-24-03-61.pdf>
20. Shetty V, Richhawal A, Khade A, Mandwe A, Shetty H, Sachdev SS. Effect Of Quartz Tungsten Halogen And Light-Emitting Diode Curing Units On The Polymerization Of Microfilled And Nanofilled Composites: A Comparative In-Vitro Study. *Eur J Molec Clin Med.* 2022; 9(8):1368-1379. Disponible en: http://www.ijssn.com/uploads/2/0/1/5/20153321/14_ijss_feb_oa14_-_2019.pdf
21. Gugnani M, Singla M, Grewal MS, Arora A, Setya G, Jain A. Comparison of Four Different Light-curing Units and Evaluation of the Depth of Cure and Microhardness of Nanohybrid Composite Resin. *World J Dent.* 2022;13(6):611–616. Disponible en: <https://www.wjoud.com/abstractArticleContentBrowse/WJOURD/12/13/6/29483/abstractArticle/Article>
22. Barakah H. Effect of different curing times and distances on the microhardness of nanofilled resin-based composite restoration polymerized with high-intensity LED light curing units. *Saudi Dent J.* 2021; 33(8):1035-1041. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8665174/>

23. Siagian JS, Dennis D, Ikhsan T, Abidin T. Effect of Different LED Light-curing Units on Degree of Conversion and Microhardness of Bulk-fill Composite Resin. *J Contemp Dent Pract.* 2020 Jun 1;21(6):615-620. Disponible en: <https://www.thejcdp.com/doi/pdf/10.5005/jp-journals-10024-2848>
24. Roy KK, Kumar KP, John G, Sooraparaju SG, Nujella SK, Sowmya K. A comparative evaluation of effect of modern-curing lights and curing modes on conventional and novel-resin monomers. *J Conserv Dent.* 2018;21(1):68-73. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5852939/>
25. Cacyavilca Hilari SK, Velarde Morales SJ. Comparación de la microdureza superficial de resinas compuestas fotopolimerizables 3M FILTEK Z250 XT y FGM VITTRA APS estudio in vitro Arequipa 2022 [Tesis de Licenciatura]. Huancayo: Universidad Continental; 2023. Disponible en: https://repositorio.continental.edu.pe/bitstream/20.500.12394/12823/3/V_FCS_503_TE_Cacyavilca_Velarde_2023.pdf
26. Narro V. Comparación in vitro de la microdureza superficial de tres marcas comerciales de resinas nanohíbridas según profundidad de fotopolimerización, Trujillo – 2018 [Tesis de Licenciatura]. Trujillo: Universidad Católica los Ángeles de Chimbote; 2021. Disponible en: <https://repositorio.uladech.edu.pe/handle/20.500.13032/23944>
27. Apolaya M, Aquije K. Comparación de la microdureza superficial entre dos resinas nanohíbridas y una resina microhíbrida in vitro [Tesis de Licenciatura]. Piura: Universidad César Vallejo; 2021. Disponible en: https://repositorio.ucv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12692/81434/Apolaya_SM-Aquije_VKY-SD.pdf?sequence=1&isAllowed=y

28. Horna H. Comparación de la profundidad de polimerización y grado de conversión de resinas compuestas usando dos unidades de luz visible [Tesis de Maestría]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2019. Disponible en: <https://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/20.500.12672/10505?show=full>
29. Sotomayor X. Microdureza superficial de tres resinas dentales, resina Bulk Fill, resina Micro Híbrida y resina Nano Híbrida, Arequipa 2017 [Tesis de Licenciatura]. Arequipa: Universidad Católica de Santa María; 2018. Disponible en: <https://repositorio.ucsm.edu.pe/server/api/core/bitstreams/b3e90584-116c-44e7-8d7c-138707d9bf9c/content>
30. Laurencio D, Romero G. Microdureza superficial entre resinas compuestas con nanotecnología, Vittra APS-FGM, Herculite Précis – Kerr y Bright Light: Estudio in Vitro [Tesis de Licenciatura]. Huánuco: Universidad Nacional Hermilio Valdizán; 2020. Disponible en: <https://repositorio.unheval.edu.pe/handle/20.500.13080/5554>
31. Chandrasekhar V, Rudrapati L, Badami V, Tummala M. Incremental techniques in direct composite restoration. J Conserv Dent. 2017;20(6):386-391. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29430088/>
32. Worthington HV, Khangura S, Seal K, Mierzwinski-Urban M, Veitz-Keenan A, Sahrman P, et al. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent posterior teeth. Cochrane Database Syst Rev. 2021;8(8):CD005620. Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD005620.pub3/full>

33. Margeas RC. Keys to success in creating esthetic class IV restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(1):66-71. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20136949/>
34. Raghu R, Srinivasan R. Optimizing tooth form with direct posterior composite restorations. *J Conserv Dent.* 2011;14(4):330-336. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3227275/>
35. Patodiya A, Hegde MN. Dental Composites: past, present and future. *Natl J Community Med.* 2012; 3(4): 754- 756. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/264084557_Current_Topic_DENTAL_COMPOSITES_PAST_PRESENT_AND_FUTURE
36. Chen Q, Zhao Y, Wu W, Xu T, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing halloysite nanotubes. *Dent Mater.* 2012; 28(10):1071-1079. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564112001881?via%3Dihub>
37. Ravi RK, Alla RK, Shammam M, Devarhubli A. Dental Composites – A Versatile Restorative Material: An Overview. *Ind J Dent Sci.* 2013; 5(5):111-115. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/259573299_Dental_Composites_-_A_Versatile_Restorative_Material_An_Overview
38. Liu J, Zhang H, Sun H, Liu Y, Liu W, Su B, et al. The Development of Filler Morphology in Dental Resin Composites: A Review. *Materials (Basel).* 2021;14(19):5612. Disponible en: <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/19/5612>
39. Mendes LT, Loomans BAC, Opdam NJM, Silva CLD, Casagrande L, Lenzi TL. Silane Coupling Agents are Beneficial for Resin Composite Repair: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *J Adhes Dent.* 2020;22(5):443-453. Disponible en: <https://www.quintessence-publishing.com/deu/de/article/843557/the-journal-of-adhesive-dentistry/2020/05/silane-coupling-agents-are->

beneficial-for-resin-composite-repair-a-systematic-review-and-metaanalysis-of-in-vitro-studies

40. Adwani S, Elsubeihi E, Zebari A, Aljanahi M, Moharamzadeh K, Elbishari H. Effect of Different Silane Coupling Agents on the Bond Strength between Hydrogen Peroxide-Etched Epoxy-Based- Fiber-Reinforced Post and Composite Resin Core. *Dent J (Basel)*. 2023;11(6):142. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2304-6767/11/6/142>
41. Rachmia RY, Rahman FS. Dental composite resin: A review. *AIP Conf. Proc.* 2019;2193:020011. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/337892992_Dental_composite_resin_A_review
42. Aminoroaya A, Neisiany RE, Khorasani SN, Panahi P, Das O, Madry H, et al. A review of dental composites: challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights. *Compos B Eng.* 2021;216:108852. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1359836821002432>
43. Hervás A, Martínez M, Cabanes J, Barjau A, Fos P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E215-20. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16505805/>
44. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:59-66. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x>
45. Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater.* 2016 Dec;32(12):1586-1599.

Disponibile en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564116304614?via%3Dihub>

46. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010;120(11):972-986. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21243545/>
47. Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles size. *Dent Mater.* 2011; 27(8):825-835. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564111001138?via%3Dihub>
48. de Moraes RR, Gonçalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent.* 2009;34(5):551-557. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19830969/>
49. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Oper Dent.* 2018;43(4):E173-E190. Disponible en: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article/43/4/E173/194894/Nanofilled-Resin-Composite-Properties-and-Clinical>
50. Zhang X, Zhang Q, Meng X, Ye Y, Feng D, Xue J, et al. Rheological and Mechanical Properties of Resin-Based Materials Applied in Dental Restorations. *Polymers (Basel).* 2021;13(17):2975. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/17/2975>

51. Elfakhri F, Alkahtani R, Li C, Khaliq J. Influence of filler characteristics on the performance of dental composites: A comprehensive review. *Ceram. Int.* 2022;48:27280–27294. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0272884222023495>
52. Pontes LF, Alves EB, Alves BP, Ballester RY, Dias CG, Silva CM. Mechanical properties of nanofilled and microhybrid composites cured by different light polymerization modes. *Gen Dent.* 2013;61(3):30-33. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23649571/>
53. Bastos NA, Bitencourt SB, Martins EA, De Souza GM. Review of nanotechnology applications in resin-based restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2021; 33(4):567-582. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/jerd.12699>
54. Yadav RD, Raisingani D, Jindal D, Mathur R. A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on Nanofilled, Microfilled, and Hybrid Composite: A Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2016; 9(3):201-208. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27843250/>
55. Maran BM, de Geus JL, Gutiérrez MF, Heintze S, Tardem C, Barceleiro MO, et al. Nanofilled/nanohybrid and hybrid resin-based composite in patients with direct restorations in posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2020;99:103407. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571220301536?via%3Dihub>
56. Moraes LG, Rocha RS, Menegazzo LM, de Araújo EB, Yukimito K, Moraes JC. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(2):145-149.

Disponibile en:
<https://www.scielo.br/j/jaos/a/64JcHdHRKwNg8pF5NFZPnfc/?lang=en>

57. Milosevic M. Polymerization mechanics of dental composites— advantages and disadvantages. *Procedia Eng.* 2016;149 (2016):313-320. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705816311821>
58. Hamdy TM. Polymerization shrinkage in contemporary resin-based dental composites: A Review Article. *Egypt J Chem.* 2021; 64 (6):3087-3092. Disponible en:
https://ejchem.journals.ekb.eg/article_151579_49e6c5af0785e5d8ea030df56985b5ab.pdf
59. Moradas M, Álvarez B. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. *Av Odontoestomatol.* 2017; 33 (6): 263 – 274. Disponible en: <https://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v33n6/0213-1285-odonto-33-6-263.pdf>
60. Rawls HR, Whang K. Advances in Restorative Resin- Based Composites: A Review. *J Calif Dent Ass.* 2019; 47(5): 311-326. Disponible en:
https://www.researchgate.net/publication/369075964_Advances_in_Restorative_Resin-Based_Composites_A_Review
61. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev.* 2019;55(1):126-138. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1882761619300596>
62. Sinhoreti MA, Oliveira DC, Rocha MG, Roulet JF. Light-curing of resin-based restorative materials: an evidence-based approach to clinical practice application. *J Clin Dent Res.* 2018;15(1):44-53. Disponible en:

https://www.researchgate.net/publication/331792629_Light-curing_of_resin-based_restorative_materials_an_evidence-based_approach_to_clinical_practice_application

63. Tanumihardja M, Andries S, Yongki R. Polymerization of Resin-Based Composites Restoration: A Literature Review. *J Int Dent Med Res*. 2019; 12 (4): 1618 – 1625. Disponible en: <https://scholar.unhas.ac.id/en/publications/polymerization-of-resin-based-composites-restoration-a-literature>

64. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite-A Review and Future Perspectives. *Polymers (Basel)*. 2021;13(3):470. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/3/470>

65. Mohammed A, Ario S. Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 1. Resin-Based Composites. *Acta Med Marisiensis*. 2015;61(3):153-157. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/283052984_Resin-Based_Composite_and_LCU-related_Factors_Affecting_the_Degree_of_Cure_A_Literature_Review_Part_1_Resin-Based_Composites
66. Mohammed A, Ario S. Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 2. Light Curing Units & Related Factors. *Acta Med Marisiensis*. 2015; 61(4):255-260. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/283053241_Resin-Based_Composite_and_LCU-related_Factors_Affecting_the_Degree_of_Cure_A_Literature_Review_Part_2_Light_Curing_Units_Related_Factors
67. Maktabi H, Balhaddad AA, Alkhubaizi Q, Strassler H, Melo MAS. Factors influencing success of radiant exposure in light-curing posterior dental composite in the clinical setting. *Am J Dent*. 2018 Dec;31(6):320-328. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30658380/>

68. H Al-Samadani K, Ayman AD, Mohammed AW, Loay IA. Light intensity decay in quartz-tungsten-halogen polymerization units. *J Int Oral Health*. 2013;5(1):23-30. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3768074/>
69. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res*. 2017 Aug;31(suppl 1): e61. Disponible en: <https://www.scielo.br/j/bor/a/nHcRprCrTjDnP7VMXh7PDBD/>
70. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B. The effect of curing time by conventional quartz tungsten halogens and new light-emitting diodes light curing units on degree of conversion and microhardness of a nanohybrid resin composite. *J Conserv Dent*. 2019; 22(2):196-200. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6519180/>
71. Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral*. 2013; 6(3): 148-153. Disponible en: <https://www.scielo.cl/pdf/piro/v6n3/art10.pdf>
72. Bahrololoomi Z, Soleimani AA, Jafari N, Varkesh B. Micro-leakage of a Fissure Sealant Cured Using Quartz-tungsten-halogen and Plasma Arc Light Curing Units. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2014; 8 (4): 252-255. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4288917/>
73. Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):751-778. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0011853217300745?via%3Dihub>

74. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz. Oral Res.* 2017;31(suppl):e61. Disponible en: <https://www.scielo.br/j/bor/a/nHcRprCrTjDnP7VMXh7PDBD/>
75. Shimokawa CAK, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dent Mater.* 2018;34(8):1211-1221. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564118301593?via%3Dihub>
76. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, Sullivan B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *Int Dent J.* 2020;70(6):407-417. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/idj.12582>
77. Almeida R, Manarte P, Domingues J, Falcão C, Herrero M, Ríos B, et al. High-Power LED Units Currently Available for Dental Resin-Based Materials-A Review. *Polymers (Basel).* 2021;13(13):2165. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/13/2165>
78. Chinelatti MA, Chimello DT, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Evaluation of the surface hardness of composite resins before and after polishing at different times. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(3):188-192. Disponible en: <https://www.scielo.br/j/jaos/a/MNyfXy5YwvSKd44kjsQhgQL/?lang=en>
79. El – safty SM, Abdel UM. Surface roughness and hardness of dental resin- composites intended for bulk-fill placement. *Egypt Dent J.* 2018; 64 (3): 2491 – 2499. Disponible en: https://edj.journals.ekb.eg/article_77232.html

80. Nair KC, Dathan P, SB S, Soman AK. Hardness of Dental Materials is an Essential Property that Determines the Life of Restorations - An Overview. Acta Sci Dent Sci. 2022; 6 (12): 129 -134. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/365922926_Hardness_of_Dental_Materials_is_an_Essential_Property_that_Determines_the_Life_of_Restorations_-_An_Overview
81. Iran L, Carvalho M. Materiais Dentários: Histórico, classificação e propriedades. En: Carvalho Chain M, editor. Materiais Dentários. Sao Paulo: Artes Médicas; 2013. p. 11 – 26.
82. Brito S, Dantas AU, Souto E, Ferreti PR. Métodos de avaliação da dureza e rugosidade superficial de biomateriais odontológicos. En: Dantas Batista AU, Dias de Castro R, editores. Métodos e técnicas de pesquisa aplicadas à Odontologia. João Pessoa: Editorial de la Universidad Federal de Paraíba; 2019. p. 123 -162. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/342095014_Capitulo_6_-_Metodos_de_avalicao_da_dureza_e_rugosidade_superficial_de_biomateriais_odontologicos
83. Simone ML, Botelho A, dos Reis AC. Propiedades mecânicas. En: Benitez ABC, editor. Manual de Materiais Dentários. Riberão Preto: Editorial de la Universidad de Sao Paulo; 2020. p. 4 – 19. Disponible en: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/5671955/mod_resource/content/1/Manual_2020.pdf
84. El – Deeb M. Hardness and Nano-indentation. Biomat J. 2022; 1(9):1-7. Disponible en: <https://biomatj.com/ojs/index.php/main/article/view/46/51>
85. Maslenikov I, Useinov A, Birykov A, Reshetov V. Reducing the influence of the surface roughness on the hardness measurement using instrumented indentation test. IOP Conf Ser Mater Sci Eng. 2017;256(1):012003. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/320521997_Reducing_the_in

fluence_of_the_surface_roughness_on_the_hardness_measurement_using_instrumented_indentation_test

86. Broitman E. Indentation Hardness Measurements at Macro-, Micro-, and Nanoscale: A Critical Overview. *Tribol Lett.* 2017; 65 (23): 1-18. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/311672795_Indentation_Hardness_Measurements_at_Macro-Micro-_and_Nanoscale_A_Critical_Overview
87. Azevedo D, Faria LF, Barros Valente JM, dos Santos J. Evaluation of Knoop Microhardness on Bottom and Top Surfaces of Bulk Fill Resins. *Rev Bras Cien Med Saúde.* 2018;6(6):1-5. Disponible en: http://www.rbcms.com.br/exportar-pdf/42/en_v6n6a05.pdf
88. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials-A systematic review. *Dent Mater.* 2017;33(3):e101-e114. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564116306923?via%3Dihub>
89. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Stansbury JW, Cadenaro M, Ferracane JL. Academy of Dental Materials guidance- Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater.* 2017;33(8):880-894. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564117303901?via%3Dihub>
90. Astudillo D, Delgado A, Bellot C, Montiel JM, Pascual A, Almerich JM. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One.* 2018;13(2):e0193162. Disponible en:

<https://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0193162&type=printable>

91. Pieniak D, Gauda K. Indentation Hardness and Tribological Wear in Conditions of Sliding Friction of the Surface Layer of Composites Based on Methacrylate Resins with Ceramic Nanofiller. *Adv Sci Technol Res J.* 2020;14 (2) :112–119. Disponible en: <http://www.astrj.com/pdf-118867-50623?filename=Indentation%20Hardness%20and.pdf>

92. Sánchez CG. Estudio comparativo de la microdureza superficial in vitro de resinas de nanotecnología frente a la acción de dos sistemas de polimerización [Tesis de Licenciatura]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2014. Disponible en: <https://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/20.500.12672/3636>

93. Especificación Técnica ISO 4049. Materiales de obturación, restauración y sellado a base de polímeros. 5ta Ed. Suiza; 2019. Disponible en: <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=norma-une-en-iso-4049-2001-n0024342>

94. Especificación Técnica ASTM E 384 – 22. Método de prueba estándar para la dureza por Microindentación de Materiales. 1ra Ed. Estados Unidos; 2011.

COMO CITAR ESTE TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

Figuroa. A. Influencia de cuatro fuentes de polimerización sobre la microdureza de dos resinas de nanotecnología en el laboratorio de la Universidad de Huánuco 2020 [Internet]. Huánuco: Universidad de Huánuco 2024 Consultado [] Disponible en: <http://>

ANEXOS

ANEXO 1

RESOLUCIÓN DE APROBACIÓN DEL PROYECTO DE TRABAJO DE INVESTIGACIÓN



UDH
UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

RESOLUCION N° 1689-2019 -D-FCS-UDH

Huánuco, 02 de Octubre del 2019

VISTO, la solicitud N° 1149- 19 de fecha 23/SET/19 presentado por don **Darryl André FIGUEROA TARAZONA**, alumno de la Escuela Académico Profesional de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud, en la que solicita Aprobación del Proyecto de Investigación titulado: **"INFLUENCIA DE CUATRO FUENTES DE POLIMERIZACIÓN SOBRE LA MICRODUREZA DE DOS RESINAS DE NANOTECNOLOGÍA EN EL LABORATORIO DE LA UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO 2020"**;

CONSIDERANDO:

Que, el recurrente ha cumplido con presentar la documentación exigida por la Comisión de Grado y Títulos de la Escuela Académico Profesional de Odontología, Facultad de Ciencias de Salud, para ejecutar la Tesis de Investigación conducente al Título Profesional;

Que, con Resolución N° 1403-19- D-FCS-UDH de fecha 11-09-19 se designa como Jurados revisores al MG. C.D. MARDONIO APAC PALOMINO, MG. C.D. MAICOL SANTIAGO CLAUDIO ZEVALLOS Y C.D. FLOR PALERMO CARBAJAL encargados para la Revisión del Proyecto de Investigación de la Facultad de Ciencias de la Salud, Escuela Académico Profesional de Odontología, de la Universidad de Huánuco;

Que, la Comisión de Revisión ha emitido la opinión sin observación alguna, recepcionado con fecha 23.09.19, por lo que se debe expedir la Resolución de aprobación, solicitada por el recurrente;

Estando a lo expuesto y en uso de las atribuciones conferidas por el Art. 45° del Estatuto de la Universidad de Huánuco y la Resolución N° 665-16-R-UDH del 25/AGO/16;

SE RESUELVE:

Artículo Primero.- APROBAR el Proyecto de Investigación titulado: **"INFLUENCIA DE CUATRO FUENTES DE POLIMERIZACIÓN SOBRE LA MICRODUREZA DE DOS RESINAS DE NANOTECNOLOGÍA EN EL LABORATORIO DE LA UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO 2020"** presentado por don **Darryl André FIGUEROA TARAZONA** alumno de la Escuela Académico Profesional de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud, quien ejecutará la mencionada Tesis.

Artículo Segundo.- Disponer que la Secretaría Académica de la Facultad de Ciencias de la Salud, registre el Informe Final de la Tesis arriba indicado en el Libro correspondiente.

REGISTRESE, COMUNIQUESE Y ARCHIVASE.

C.D. RICARDO ROJAS SARCO

UDH


Dr. Julio A. Palacios Zevallos
DEGANA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

HUÁNUCO - PERU

Distribución: Exp. Grad./Interesado/EAPOdont/Archivo/JPZ /gtc.

ANEXO 2

RESOLUCIÓN DE NOMBRAMIENTO DE ASESOR

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD**
RESOLUCION N° 695-2019-D-FCS-UDH
Huánuco, 04 de Junio del 2019

VISTO, el expediente con Registro N° 510-19 de fecha 21/MAY/19, presentado por don **Darryl André FIGUEROA TARAZONA** alumno de la Escuela Académico Profesional de Odontología, quien solicita designación de Asesor del Proyecto de Investigación titulado: **"INFLUENCIA DE CUATRO FUENTES DE POLIMERIZACIÓN SOBRE LA MICRODUREZA DE DOS RESINAS DE NANOTECNOLOGÍA EN EL LABORATORIO DE LA UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO 2020"**; y

CONSIDERANDO:

Que, según el Reglamento de Grados y Títulos de la Escuela Académico Profesional de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud, en su Capítulo II, del Proyecto de Investigación o Tesis, Art 36° estipula que el interesado deberá solicitar asesor para obtener el Título Profesional de CIRUJANO DENTISTA el cual será nombrado por la Facultad en Coordinación con la Escuela Académico Profesional de Odontología, y a propuesta del o la interesado (a), y;

Que, según Oficio N° **060-D.EAPOdont.19-UDH-HCO** de fecha 28/MAY/19, el Director de la Escuela Académico Profesional de Odontología, acepta lo solicitado por el recurrente, y propone como asesor al **C.D. RICARDO ROJAS SARCO**.

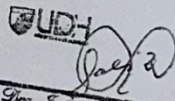
Estando a lo expuesto y en uso de las atribuciones conferidas en el Art. 45° del Estatuto de la Universidad de Huánuco y la Resolución N° 665-2016-R-UDH de fecha 25/AGO/16;

SE RESUELVE:

Artículo Unico: DESIGNAR como Asesor al **C.D. RICARDO ROJAS SARCO** en el contenido del Proyecto de Investigación titulado: **"INFLUENCIA DE CUATRO FUENTES DE POLIMERIZACIÓN SOBRE LA MICRODUREZA DE DOS RESINAS DE NANOTECNOLOGÍA EN EL LABORATORIO DE LA UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO 2020"** presentado por don **Karryl André FIGUEROA TARAZONA** alumno de la Escuela Académico Profesional de Odontología, para obtener el Título Profesional de CIRUJANO DENTISTA.

Tanto el Docente Asesor y el alumno, se sobre entiende que se ajustarán a lo estipulado en el Reglamento de Grados y Títulos de la Escuela Académico Profesional de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Huánuco.

REGISTRESE, COMUNIQUESE Y ARCHIVESE.


Dra. Julia M. Pedraza Lencinas
DEANA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

Distribución: Ex. Grad./ E.A.P. Odont./Interesado/Asesor/Archivo/JPZ/gtc.

ANEXO 3

MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES / DIMENSIONES E INDICADORES	METODOLOGÍA	POBLACIÓN Y MUESTRA	FUENTE (TÉCNICA / INSTRUMENTO)
<p>General:</p> <p>¿Cuál es la diferencia en la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología al ser sometidas a cuatro diferentes sistemas de polimerización?</p>	<p>General:</p> <p>Determinar la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología al ser sometidas a cuatro diferentes sistemas de polimerización.</p> <p>Específicos:</p> <p>Cuantificar la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina</p>	<p>H₀: No existe diferencia significativa en la microdureza superficial de resina compuesta y la fuente de polimerización empleada.</p> <p>H₁: Existe diferencia significativa en la microdureza</p>	<p>Variable dependiente: Microdureza Superficial</p> <p>Dimensiones: Microdureza Vickers</p> <p>Indicadores: VHN (Kgf / mm²)</p> <p>Variable Independiente: Fuente de Polimerización</p> <p>Dimensiones: Tipo de Unidad LED</p>	<p>La metodología utilizada para este estudio se basó en la norma técnica ISO 4049 "Materiales de obturación, restauración y sellado a base de polímeros" y en la norma técnica ASTM E 384 – 22 "Método de prueba estándar para la dureza por</p>	<p>La primera etapa a llevar a cabo se basó en clasificar la muestra por tipo de resina compuesta empleada y de unidad de fotopolimerización aplicada, es decir, se tuvieron 2 tipos de resina y 4 unidades de fotopolimerización generándose a través del cruce para el análisis 8 grupos de estudio los mismos que fueron:</p> <p>Grupo 1 (control): Resina Z350 XT Body A2 (3M</p>	<p>La técnica que se utilizó para recolectar los datos fueron la observación y el instrumento la ficha de observación.</p> <p>La recolección de datos se basó en el registro de la microdureza superficial de dos resinas de nanotecnología sometidas a la</p>

<p>resina de nanohíbrida al ser nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de muy alta gama?</p>	<p>de nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de muy alta gama.</p>	<p>superficial según el tipo de resina compuesta y la fuente de polimerización empleada.</p>	<p>Indicadores:</p> <ul style="list-style-type: none"> • VALO. • Curing Pen. • I - Led. • Ti - Lite. 	<p>Microindentación de Materiales".</p>	<p>ESPE) y fotopolimerizada con la LED Valo (Ultradent).</p> <p>Grupo 2: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED Valo (Ultradent).</p>	<p>polimerización con cuatro fuentes de polimerización distintas.</p>
<p>¿Cuál es la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de alta gama?</p>	<p>superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de alta gama.</p>		<p>Variable Independiente:</p> <p>Resinas de nanotecnología</p>		<p>Grupo 3: Resina Z350 XT Body A2 (3M ESPE) y fotopolimerizada con la LED Curing Pen (Eigteeth).</p>	
<p>¿Cuál es la microdureza superficial de una</p>	<p>Cuantificar la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por</p>		<p>Dimensiones:</p> <p>Tipo de Resina</p> <p>Indicadores:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Filtek Z 350 XT. • Opallis. 		<p>Grupo 4: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED Curing Pen (Eigteeth).</p> <p>Grupo 5: Resina Z350 XT Body A2 (3M ESPE) y fotopolimerizada con la LED ILed (Woodpecker).</p>	

resina de una unidad de nanorelleno y una polimerización LED resina nanohíbrida de gama media.

al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de gama media? Cuantificar la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de gama baja.

¿Cuál es la microdureza superficial de una resina de nanorelleno y una resina nanohíbrida al ser fotopolimerizadas por una unidad de polimerización LED de gama baja?

Grupo 6: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED ILed (Woodpecker).

Grupo 7: Resina Z350 XT Body A2 (3M ESPE) y fotopolimerizada con la LED Ti Lite GT 1500 (Monitex).

Grupo 8: Resina Opallis Dentina A2 (FGM) y fotopolimerizada con la LED ILed Ti Lite GT 1500 (Monitex).


ANEXO 4

FICHA DE OBSERVACIÓN



LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES
LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES

Página 1 de 4

INFORME DE ENSAYO N°		IE-0443-2022	VERSIÓN N° 01	Fecha de emisión:	15-12-2022
ENSAYO DE DUREZA MICROVICKERS EN RESINAS ODONTOLÓGICAS					
1. DATOS DE LOS TESISISTAS					
Nombre de tesis		: "INFLUENCIA DE CUATRO FUENTES DE POLIMERIZACIÓN SOBRE LA MICRODUREZA DE DOS RESINAS DE NANOTECNOLOGÍA"			
Nombres y Apellidos		: Darryl André Figueroa Tarazona			
Dni		: 70749743			
Dirección		: Jr. Hermilio Valdizan #574 Huánuco			
2. EQUIPOS UTILIZADOS					
Instrumento	Marca	Aproximación	Los resultados del informe se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones.		
Microdurómetro Vickers Electrónico Vernier Digital	LG - HV-1000 Mitutoyo - 200 mm	1 µm - 40X 0.01mm			
3. IDENTIFICACION DE LA MUESTRA					
Muestras de resinas odontológicas	Cantidad	: Sesenta y cuatro (64) muestras			
	Material	: Discos de resina Ø5 x 2 mm de altura			
	Grupo 1	: Lámpara Valo (Ultradent) resina Z350xt (3M) body-A2			
	Grupo 2	: Lámpara Valo (Ultradent) resina Opallis (FGM) Dentina A2			
	Grupo 3	: Lámpara Curing Pen (Eigeteeth) resina Z350xt (3M) body-A2			
	Grupo 4	: Lámpara Curing Pen (Eigeteeth) Opallis (FGM) Dentina A2			
	Grupo 5	: Lámpara I-LED (Woodpecker) resina Z350xt (3M) body-A2			
	Grupo 6	: Lámpara I-LED (Woodpecker) Opallis (FGM) Dentina A2			
	Grupo 7	: TI Lite GT 1500 resina Z350xt (3M) body-A2			
Grupo 8	: TI Lite GT 1500 resina Opallis (FGM) Dentina A2				
HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE S.A.C. no se responsabiliza de los perjuicios que pueda ocasionar el uso inadecuado de este documento, ni de una incorrecta interpretación de los resultados del informe aquí declarados.					
					
4. RECEPCION DE MUESTRAS					
Fecha de Ensayo	10 de Diciembre del 2022				El informe de ensayo sin firma y sello carece de validez.
Lugar de Ensayo	Jr. Nepentas 364 Urb San Silvestre, San Juan de Lurigancho				
5. REFERENCIA DE PROCEDIMIENTO					
El ensayo se realizó bajo el siguiente procedimiento:					
PROCEDIMIENTO	DESCRIPCIÓN	CAPITULO/NUMERAL			
ASTME384-17	Método de prueba estándar para la dureza de materiales por microindentación	----			

QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL DEL PRESENTE DOCUMENTO SIN AUTORIZACIÓN ESCRITA DE HTL S.A.C.

Jr. Nepentas 364 Urb San Silvestre, San Juan de Lurigancho - Lima

+51 997 123 584 // 949 059 602

ventas@ensayoshtl.pe // ingenieria@ensayoshtl.pe

www.ensayoshtl.pe

INFORME DE ENSAYO N°	IE-0443-2022	VERSIÓN N° 01	Fecha de emisión:	15-12-2022
-----------------------------	--------------	----------------------	--------------------------	------------

6. CONDICIONES DE ENSAYO

	Inicial	Final
Temperatura	18,4 °C	18,3 °C
Humedad Relativa	65 %HR	65 %HR

7. RESULTADOS DE ENSAYOS DE MICRODUREZA VICKERS

Grupo 1: Lámpara Valo (Ultradent) resina Z350xt (3M) body-A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	63.6	66.8	65.1	65.2
2		66.8	69.1	68.4	68.1
3		69.1	69.6	66.7	68.5
4		68.6	67.7	68.1	68.1
5		65.6	66.3	67.3	66.4
6		66.8	70.0	69.1	68.6
7		66.3	61.3	65.7	64.4
8		68.1	66.0	68.6	67.6

Grupo 2: Lámpara Valo (Ultradent) resina Opallis (FGM) Dentina A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	20.2	23.0	21.6	21.6
2		25.1	22.8	23.0	23.6
3		20.5	25.1	28.7	24.8
4		21.2	21.7	22.2	21.7
5		21.6	23.7	23.7	23.0
6		18.5	20.5	18.5	19.2
7		22.0	23.1	22.5	22.5
8		21.6	22.2	21.1	21.6

Grupo 3: Lámpara Curing Pen (Eigtheeth) resina Z350xt (3M) body-A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	65.0	66.8	65.1	65.6
2		60.9	63.3	63.6	62.6
3		61.3	64.8	61.3	62.5
4		62.5	59.4	60.1	60.7
5		62.1	65.1	61.7	63.0
6		62.9	65.9	62.4	63.7
7		60.5	57.5	60.1	59.4
8		62.5	61.3	62.7	62.2



QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL DEL PRESENTE DOCUMENTO SIN AUTORIZACIÓN ESCRITA DE HTL S.A.C.

📍 Jr. Nepentas 364 Urb San Silvestre, San Juan de Lurigancho - Lima

☎ +51 997 123 584 // 949 059 602

✉ ventas@ensayoshtl.pe // ingenieria@ensayoshtl.pe

🌐 www.ensayoshtl.pe

INFORME DE ENSAYO N°	IE-0443-2022	VERSIÓN N° 01	Fecha de emisión:	15-12-2022	
Grupo 4: Lámpara Curing Pen (Eigeteeth) Opallis (FGM) Dentina A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	21.4	22.4	21.8	21.9
2		18.1	18.7	19.3	18.7
3		16.9	19.3	16.3	17.5
4		15.8	17.0	16.1	16.3
5		16.8	17.4	17.5	17.2
6		18.0	19.4	18.3	18.6
7		17.5	18.1	18.2	17.9
8		16.0	16.8	16.7	16.5
Grupo 5: Lámpara I-LED (Woodpecker) resina Z350xt (3M) body-A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	68.9	70.6	68.9	69.5
2		67.7	70.0	69.1	68.9
3		63.9	63.3	65.3	64.2
4		59.8	60.0	62.5	60.8
5		68.6	62.5	67.6	66.2
6		62.5	66.8	65.8	65.0
7		63.3	61.7	63.2	62.7
8		68.1	68.6	67.4	68.0
Grupo 6: Lámpara I-LED (Woodpecker) Opallis (FGM) Dentina A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	27.5	25.5	25.8	26.3
2		27.0	23.9	26.1	25.7
3		24.7	25.8	27.5	26.0
4		25.5	24.9	24.9	25.1
5		26.3	28.0	28.7	27.7
6		25.5	25.9	25.1	25.5
7		26.1	26.7	27.3	26.7
8		23.3	26.3	24.1	24.6






QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL DEL PRESENTE DOCUMENTO SIN AUTORIZACIÓN ESCRITA DE HTL S.A.C.

Jr. Nepentas 364 Urb San Silvestre, San Juan de Lurigancho - Lima

+51 997 123 584 // 949 059 602

ventas@ensayoshtl.pe // ingenieria@ensayoshtl.pe

www.ensayoshtl.pe

INFORME DE ENSAYO N°	IE-0443-2022	VERSIÓN N° 01	Fecha de emisión:	15-12-2022	
Grupo 7: TI Lite GT 1500 resina Z350xt (3M) body-A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	53.8	59.0	55.1	56.0
2		56.8	59.4	56.8	57.7
3		58.3	57.5	57.3	57.7
4		57.2	59.4	57.2	57.9
5		51.3	54.8	55.2	53.8
6		54.4	52.5	52.0	53.0
7		61.7	58.2	60.6	60.2
8		55.4	50.4	51.1	52.3
Grupo 8: TI Lite GT 1500 resina Opallis (FGM) Dentina A2					
Especimen	Carga de Ensayo g (N)	Punto 1 Hv (Kg/mm2)	Punto 2 Hv (Kg/mm2)	Punto 3 Hv (Kg/mm2)	Promedio Hv (Kg/mm2)
1	50 (0.49033)	32.7	34.7	34.7	34.0
2		35.2	33.4	32.1	33.6
3		34.0	34.7	35.2	34.6
4		39.2	37.3	37.5	38.0
5		38.9	36.2	37.5	37.5
6		30.1	30.6	29.3	30.0
7		36.6	37.4	39.8	37.9
8		36.7	37.9	39.5	38.0
  ROBERT NICK EUSEBIO TEHERAN CIP: 193364 INGENIERO MECÁNICO Jefe de Laboratorio		 HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE			
El resultado es solo válido para las muestras proporcionadas por el solicitante del servicio en las condiciones indicadas del presente informe de ensayo.					
FIN DEL DOCUMENTO					

ANEXO 5

EJECUCIÓN DE LA PRUEBA

Resinas utilizadas en la investigación
Filtek ZT350 XT 3M ESPE.



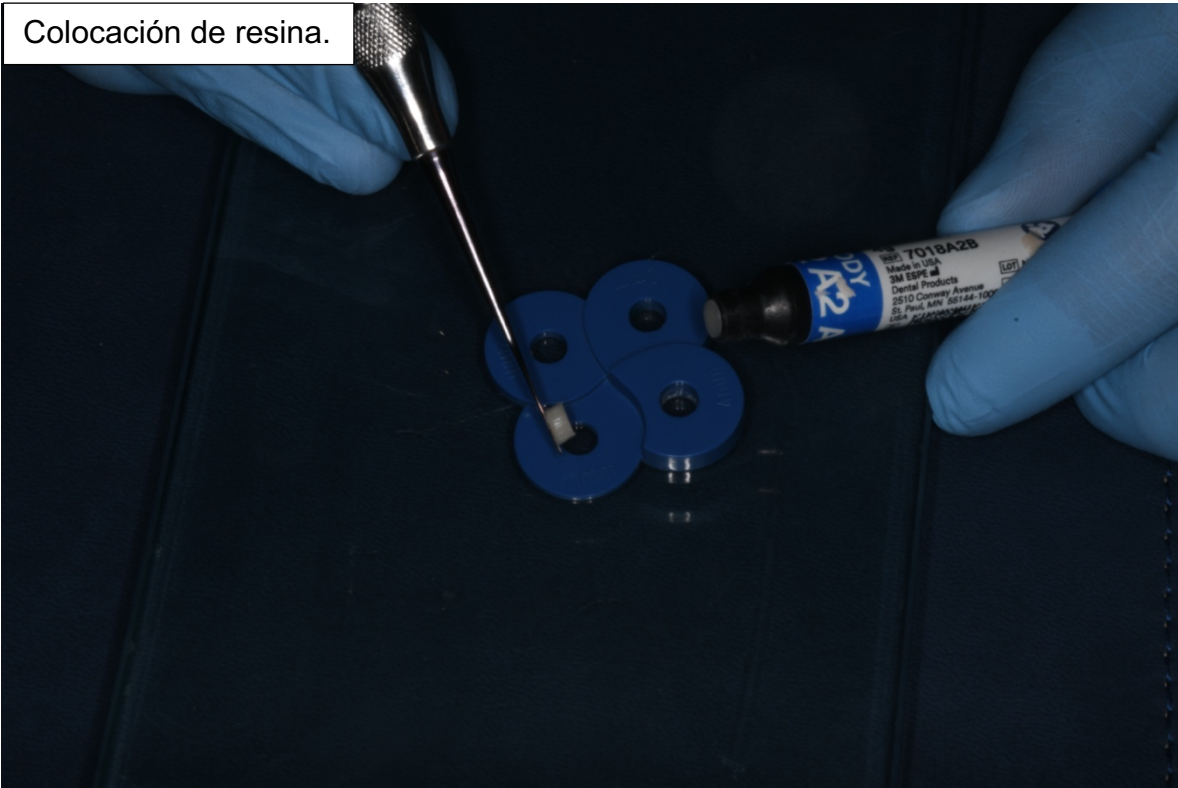
Opallis FGM.



Molde utilizado en la fabricación de cilindros.



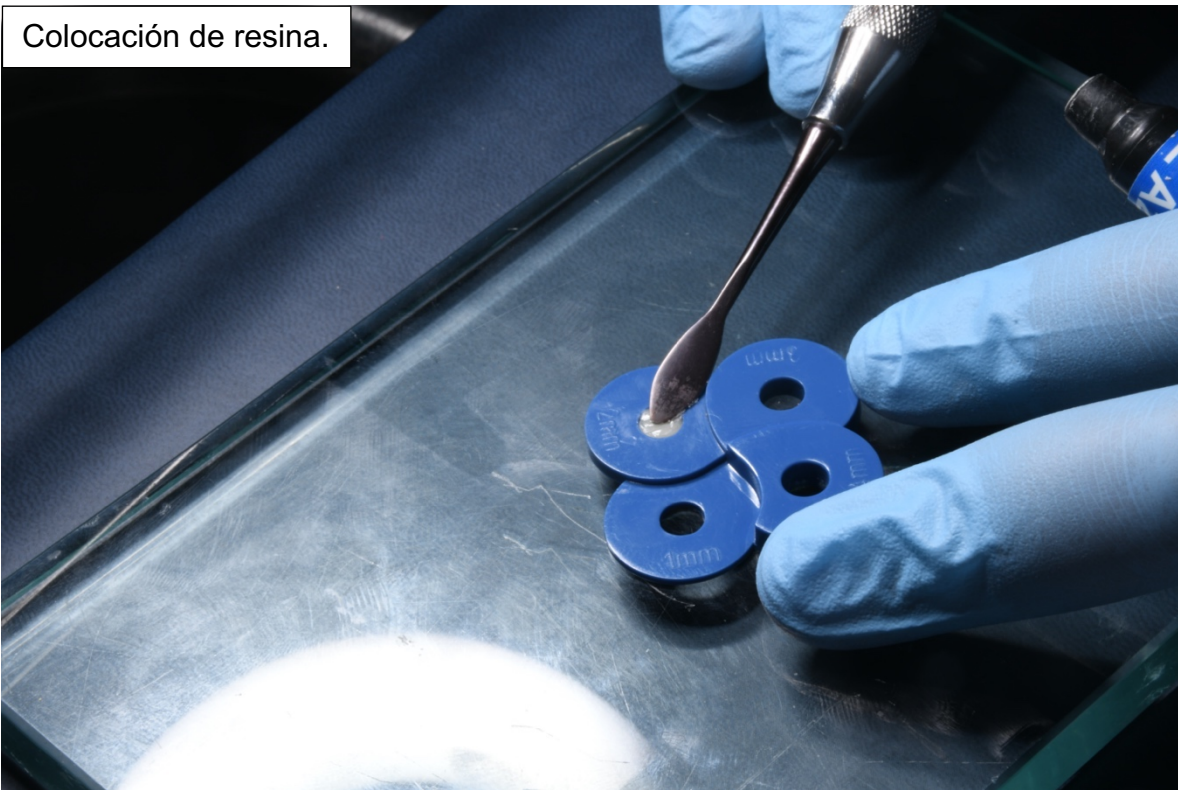
Colocación de resina.



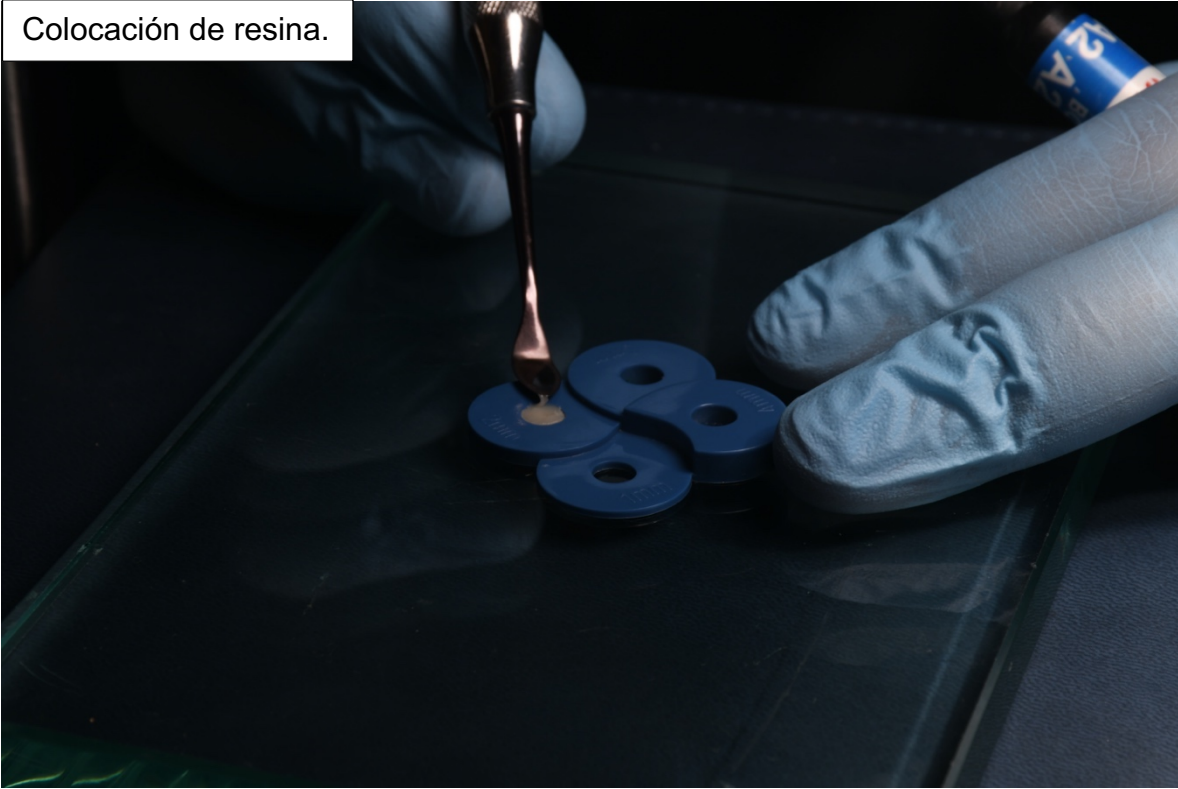
Colocación de resina.



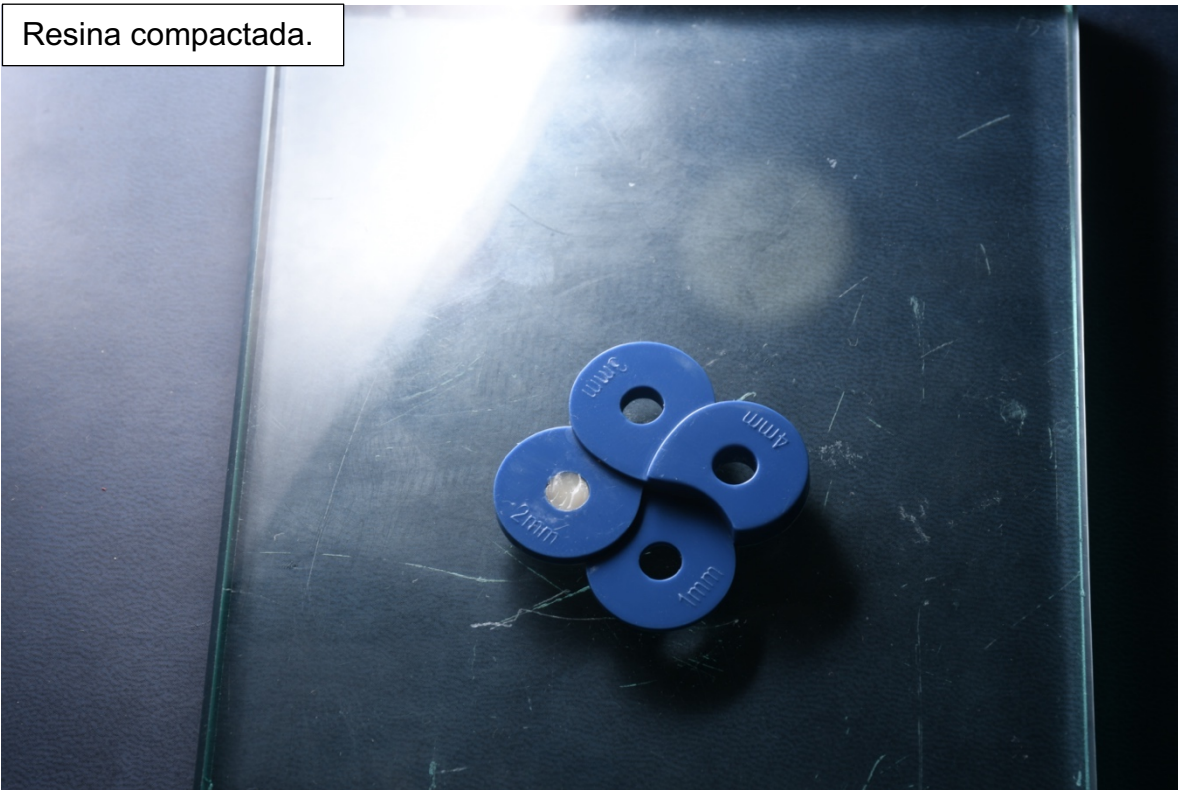
Colocación de resina.



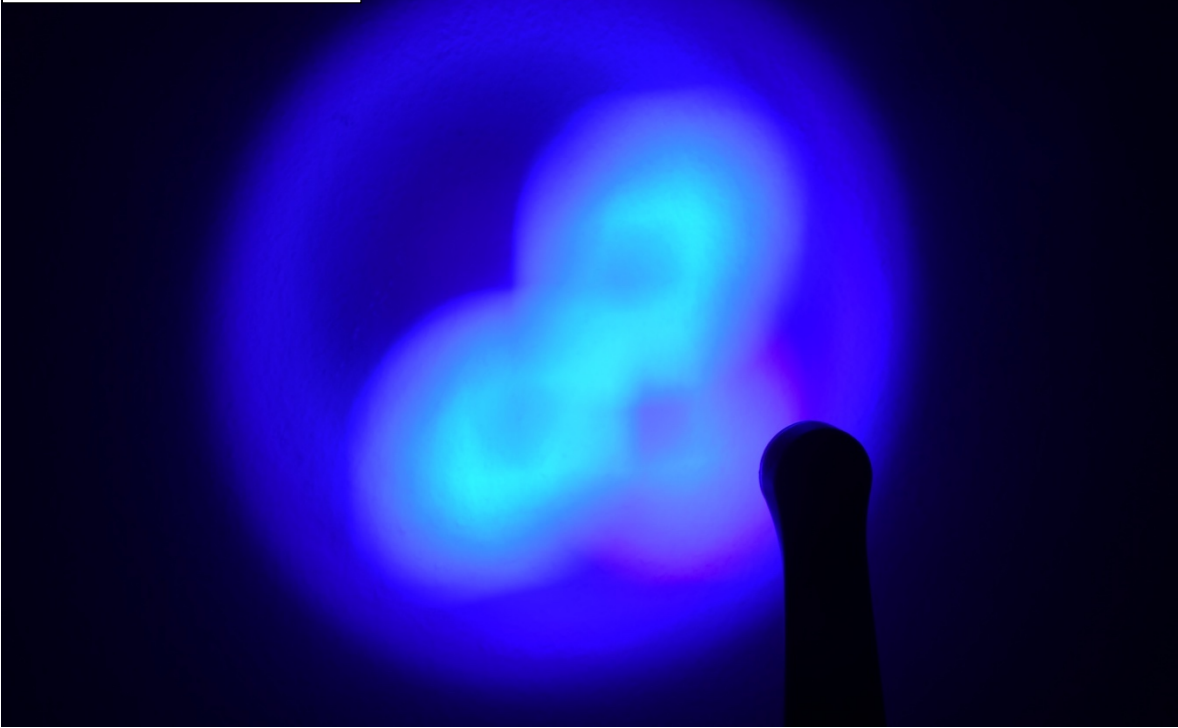
Colocación de resina.



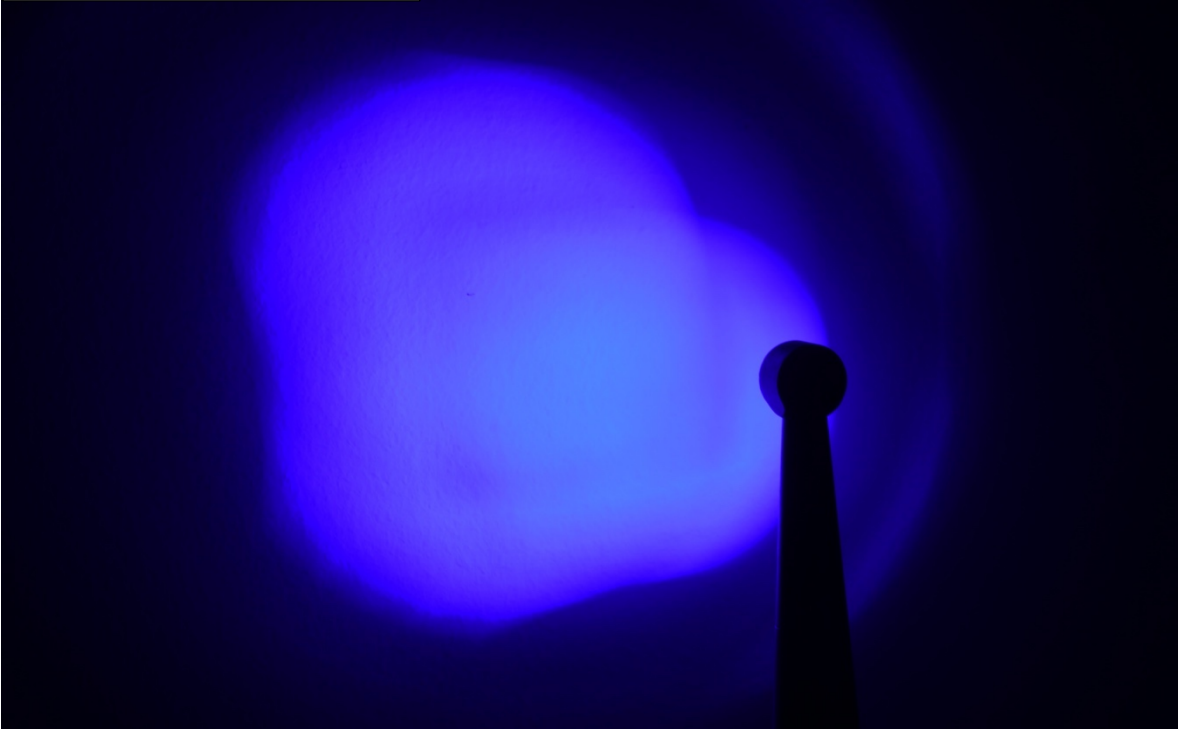
Resina compactada.



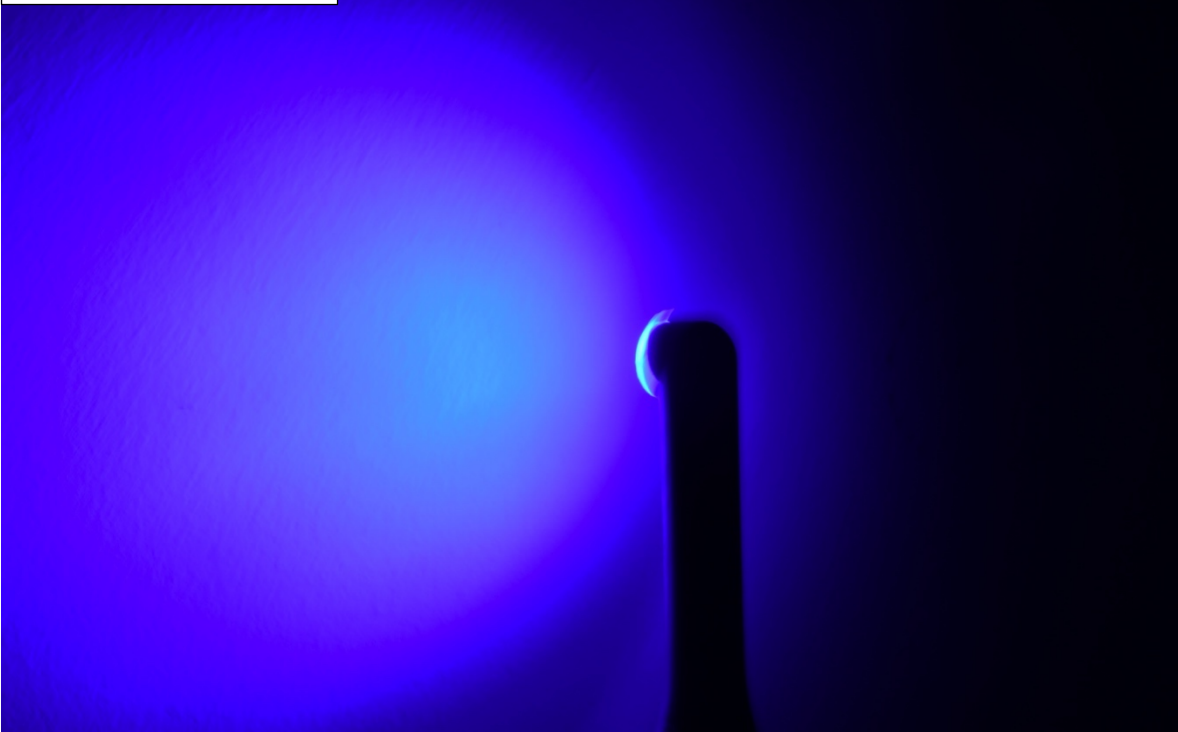
Lampara LED VALO.



Lampara LED Curing Pen.



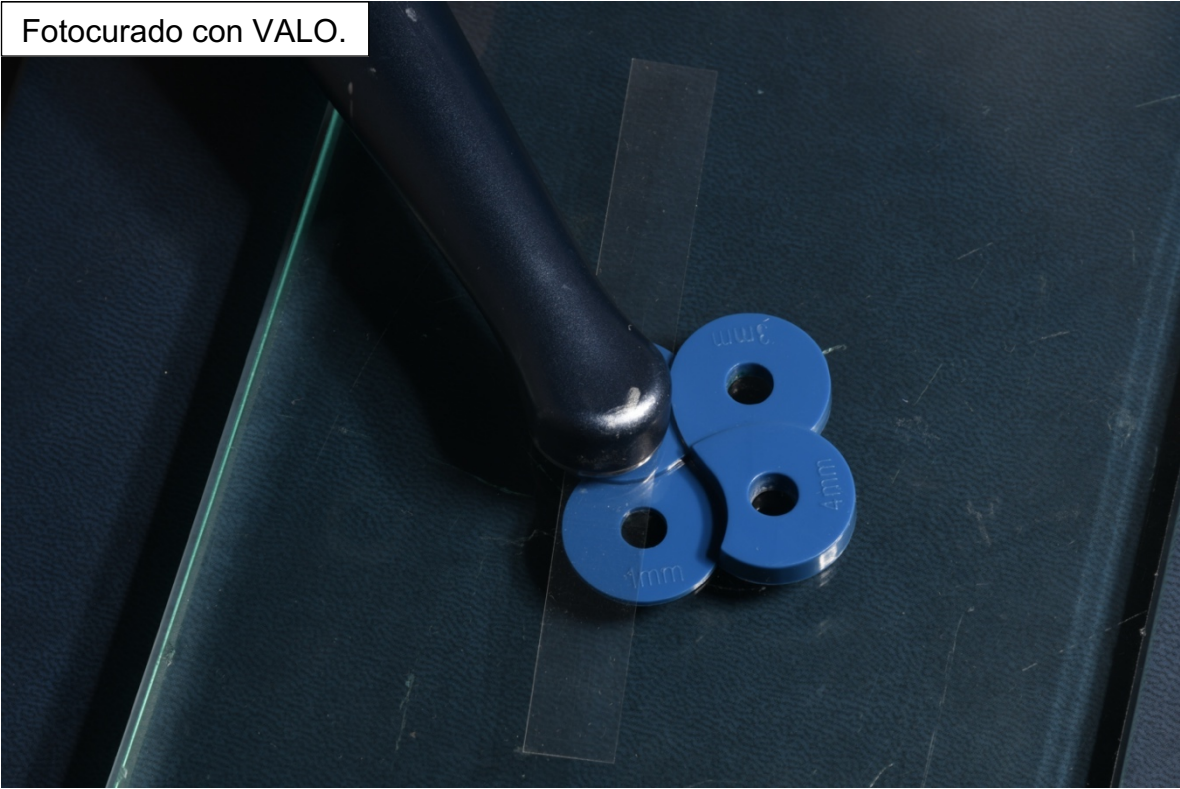
Lampara LED I-Led.



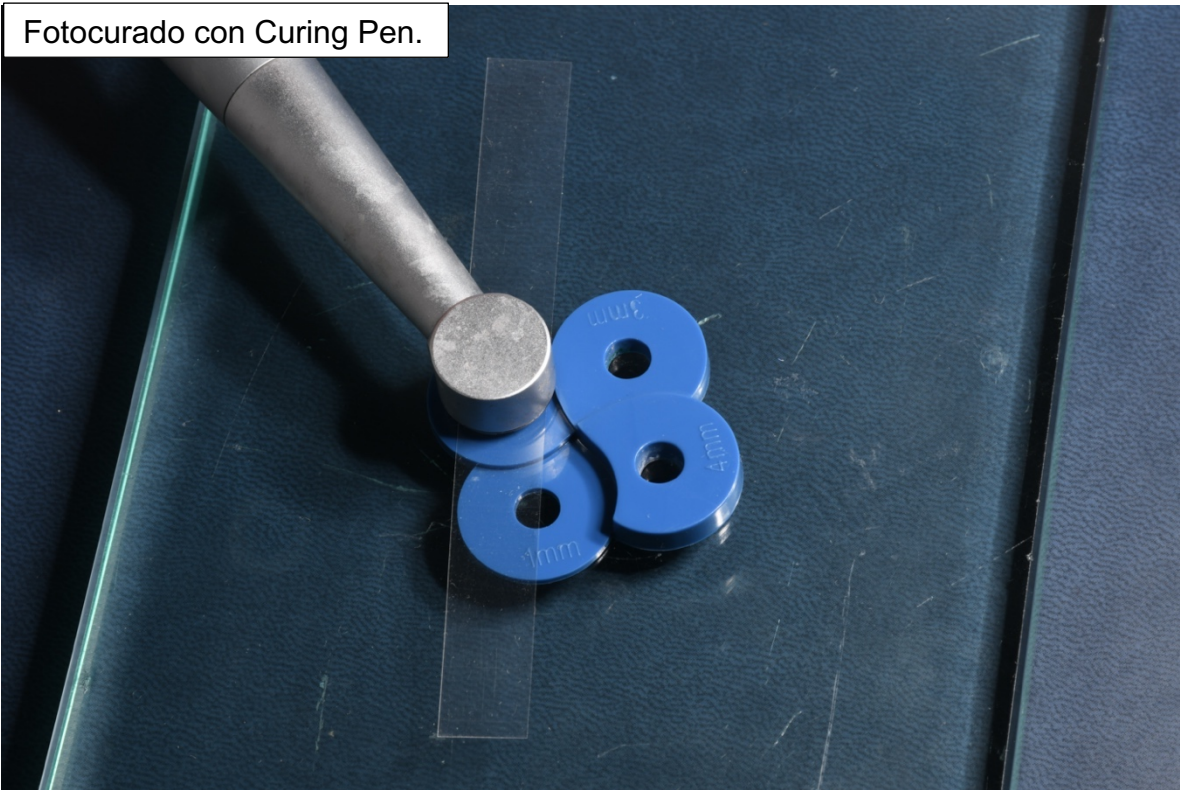
Lampara LED TI Lite GT 1500.



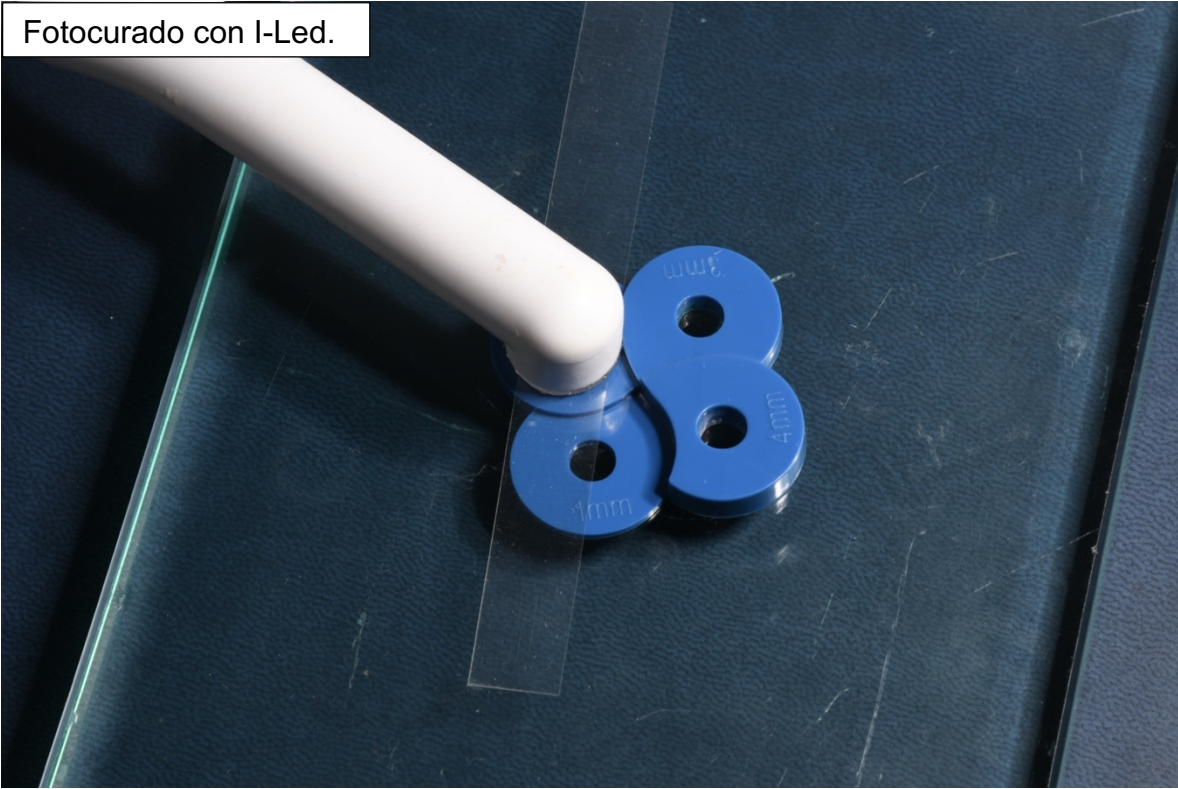
Fotocurado con VALO.



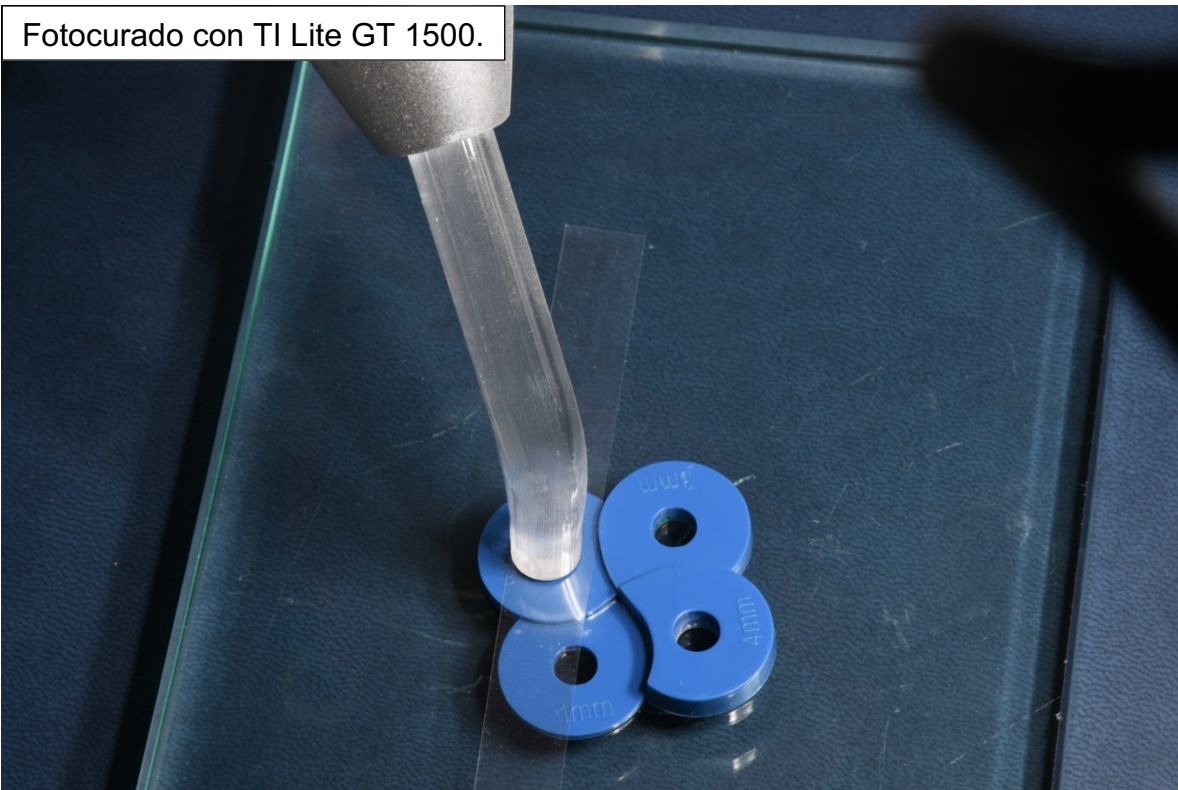
Fotocurado con Curing Pen.



Fotocurado con I-Led.



Fotocurado con TI Lite GT 1500.



Muestra final.



Muestra final.

