UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO

FACULTAD DE MEDICINA

ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

Evaluación in vitro de la contracción de las resinas compuestas expuestas a la luz operatoria

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE

SEGUNDA ESPECIALIDAD PROFESIONAL EN REHABILITACIÓN ORAL

AUTOR

Mitzy Dayanara Rojas Olano

ASESOR

Alex Mardonio Chiri Portocarrero

https://orcid.org/0000-0001-7095-7105

Chiclayo, 2024

Evaluación in vitro de la contracción de las resinas compuestas expuestas a la luz operatoria

PRESENTADA POR

Mitzy Dayanara Rojas Olano

A la Facultad de Medicina de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de

SEGUNDA ESPECIALIDAD PROFESIONAL EN REHABILITACIÓN ORAL

APROBADA POR

Josmell Marino Campos Medina
PRESIDENTE

Carmen Lizeth Diaz Silva
SECRETARIO

Alex Mardonio Chiri Portocarrero
VOCAL

Dedicatoria

A Dios por haberme dado salud, la capacidad y la posibilidad de realizar este proyecto.

A mis padres y hermano, este trabajo de investigación es un tributo a su apoyo incondicional, consejos, amor y comprensión que siempre me brindan.

A mi esposo, por ser un pilar de fortaleza, por su amor y por ser un impulso constante en mi desarrollo profesional.

Agradecimientos

A mis asesores de tesis, Dr. Carlo Aguirre Becerra y Alex Chiri Portocarrero por su tiempo y disponibilidad brindada, además de su orientación a lo largo de la realización de este trabajo de investigación.

EVALUACION IN VITRO DE LA CONTRACCION DE LAS RESINAS COMPUESTAS EXPUESTAS A LA LUZ OPERATORIA

INFORME DE ORIGINALIDAD

14%	15%	1%	5%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	hdl.handle.net Fuente de Internet	4%
2	tesis.usat.edu.pe Fuente de Internet	3%
3	pesquisa.bvsalud.org Fuente de Internet	1%
4	Submitted to Universidad de Murcia Trabajo del estudiante	1%
5	repositorio.uap.edu.pe Fuente de Internet	1%
6	repositoriobibliotecas.uv.cl Fuente de Internet	1%
7	Submitted to Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo Trabajo del estudiante	1%
8	es.slideshare.net Fuente de Internet	1%

Índice

Resumen **6**

Abstract **7**

Introducción **8**

Revisión de literatura **10**

Materiales y métodos **15**

Resultados **17**

Conclusiones **24**

Recomendaciones **24**

Referencias **25**

Anexos **28**

Resumen

El objetivo del presente estudio fue evaluar la contracción de las resinas compuestas expuestas a la luz operatoria. Se seleccionaron 03 marcas de resinas nano híbridas: PALFIQUE LX5 (Tokuyama Dental), Enamel plus HRi Bio Function (Micerium) y Filtek ™ Z350 XT (3M).

Se realizó la distribución de las muestras de las resinas previamente dispensadas en un modelador de discos para luego ser llevadas a una lámina porta objetos y superpuesta con una lámina cubre objetos, inmediatamente se colocó encima un bloque de acero de 2.5kg durante 05 segundos para que la resina se extienda y así poder medir con un calibrador electrónico el diámetro del halo formado con su extensión. Las medidas se tomaron en tres tiempos: 0 segundos, 60 segundos y 120 segundos de exposición. Hubo contracción en las 03 marcas de resinas expuestas a la luz operatoria a los 60 y a los 120 segundos, siendo las que presentaron el mayor grado de contracción Micerium y 3M respectivamente.

Palabras clave: resinas compuestas, polimerización, tiempo.

Abstract

The objective of the present study was to evaluate the shrinkage of composite resins exposed to the operating light. 03 brands of nano hybrid resins were selected: PALFIQUE LX5 (Tokuyama Dental), Enamel plus HRi Bio Function (Micerium) and Filtek TM Z350 XT (3M).

The samples of the resins previously dispensed was carried out in a disc modeler and then they were taken to an object holder sheet and superimposed with a sheet covering objects. A 2.5kg steel block was immediately placed on top for 05 seconds so that the resin spreads and thus be able to measure with an electronic caliper the diameter of the halo formed with its extension. The measurements were taken at three times: 0 seconds, 60 seconds and 120 seconds of exposure. There was contraction in the 03 brands of resins exposed to the operating light at 60 and 120 seconds, with those that presented the highest degree of contraction Micerium and 3M respectively.

Keywords: composite resins, polymerization, time.

Introducción

Las resinas compuestas son los materiales más ampliamente utilizados en la odontología clínica desde los años 60, permitiendo con su uso realizar procedimientos restauradores y estéticos. [1]

Las primeras resinas comercializadas fueron de activación química a través de la mezcla de dos pastas, pero al presentar problemas de inconsistencia que podían provocar fracasos en los procedimientos en 1973 se desarrollaron las resinas compuestas que se activan por luz ultravioleta, en estas resinas la reacción de polimerización inicia cuando es estimulada por una luz de longitud de onda específica, lo cual le permite al odontólogo tener el tiempo adecuado de trabajo para manipular el material. [1]

sin embargo, esta ventaja se vuelve condicionante cuando las resinas compuestas se exponen a diferentes tipos de luz que pueden dar inicio a su polimerización[2] dando lugar a un fenómeno llamado: contracción de polimerización.[3]

En ese sentido, se debe considerar que, al ser la cavidad bucal una zona con limitada iluminación para poder desempeñar procedimientos odontológicos, se necesitan otras fuentes de luz para iluminar el campo operatorio[3] siendo fundamental el uso de la lámpara de la unidad dental, la cual puede emitir desde 500 Lux (lx) hasta 40000 lx.[2,4]

En tanto, un estudio realizado en la Universidad de Buenos Aires en el año 2019, donde se comparó el comportamiento de tres tipos de resinas (microhíbrida, nanohíbrida y nanopartícula) expuestas a diferentes condiciones de luz y tiempos de exposición, se concluyó que existen variaciones en el volumen de los diversos materiales. Como resultado se pudo observar la mayor variedad de porcentaje al exponer a las muestras al mismo tiempo a la luz natural y artificial, siendo los valores más altos de reducción para las resinas compuestas nanopartículas Brilliant Ng Coltene (dentina) y Miris 2 coltene (esmalte), con -2.52% y -2.7% respectivamente [2]

La diferencia en la intensidad de luz que reciben las resinas compuestas y el tiempo de exposición de estas durante los procedimientos que requieran su uso puede influir en su activación ocasionando un pre polimerizado, produciendo el inicio de la contracción lo cual altera la manipulación del material y a su vez dificulta su correcto sellado en las preparaciones cavitarias.[3,4,5]

Así pues, tratándose de un material de uso diario en la consulta y teniendo en cuenta que la composición de las resinas es variable, se podría esperar que estas presenten diferente sensibilidad

a las condiciones de luz de la unidad dental durante el tiempo operatorio[5], en este caso frente a la luz de la unidad dental durante el tiempo operatorio, es por eso que el presente estudio buscó evaluar el grado de contracción volumétrica de diferentes tipos de resinas compuestas expuestas a la luz de la unidad dental durante diferentes tiempos operatorio

Revisión de literatura

Antecedentes

Vesna Miletic et al, en el año 2012 evaluó la sensibilidad de 05 marcas de resinas compuestas expuestas a la luz ambiental y tiempo de trabajo clínico: nanohíbrido Herculite XRV Ultra (Kerr), microhíbrido Herculite XRV (Kerr), Zmack (Zhermack), SuperCor (SpofaDental) y Valux Plus (3M ESPE). Se seleccionaron 05 muestras de cada grupo con un espesor de 2mm y se expusieron durante 60 segundos a luz ambiental de 8000LUX que incluía la luz ambiental y la luz de la unidad dental. Cada muestra se examinó visualmente buscando signos de falta de homogeneidad, lo que significa que no pasó la prueba. Se comprobó la polimerización de las muestras disolviéndolas en etanol y midiendo su espesor antes y después. La única marca de resina compuesta que pasó la prueba manteniendo su homogeneidad fue Herculite HRV.

Marcarian L. et al, en el año 2019[2] evaluó la contracción volumétrica de tres tipos de resina: microhíbrida, nanopartícula y nanohíbrida en sus versiones de esmalte y dentina bajo dos situaciones diferentes: luz ambiental (natural) y luz artificial (foco operatorio). Los volúmenes de las resinas fueron homogeneizados con un cilindro plástico (3mm altura x 5mm de diámetro). Las variaciones en el diámetro se midieron con un calibre electrónico (rango 0.150mm). El análisis estadístico se realizó mediante el test de ANOVA y se calcularon las variaciones de porcentajes. Como resultado se obtuvo un alto porcentaje al exponer a las muestras al mismo tiempo a la luz artificial y natural, siendo los valores más altos de reducción para las resinas compuestas nanopartículas Brilliant Ng Coltene (dentina) y Miris 2 coltene (esmalte), con -2.52% y -2.7% respectivamente.

Mateus García – Rocha et al, en el año 2022[3] evaluó el efecto del espectro de los faros dentales en la polimerización y tiempo de trabajo de resinas compuestas fotopolimerizables. En este estudio se utilizaron dos faros: nano luz estelar 3 (SN) y esfuerzo de zeon XL TrueColor (ZE), y dos resinas compuestas: Filtek Supreme (3M) y Tetric Prime (Ivoclar Vivadent), el grado de conversión para cada resina compuesta se midió utilizando un espectroscopio infrarrojo transformado de Fourier (FTIR). Se concluyó que los dos faros probados redujeron el tiempo de trabajo de los materiales fotopolimerizables. Sin embargo, el uso de filtros/luz naranja impidió la polimerización de las resinas compuestas y su tiempo de trabajo.

RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas son un material altamente denso formado por tres componentes estructurales: matriz, contiene partículas de relleno elaboradas a base de resina plástica; relleno, son fibras reforzadas que se liberan en toda la matriz; y agente de conexión, es un adhesivo que permite la combinación entre la matriz y el relleno.[4]

Clasificación de las resinas compuestas

De acuerdo al tamaño de las partículas

Las partículas de relleno que se agregan en la matriz de la resina progresan considerablemente sus propiedades, a condición de que las partículas se encuentren bien adheridas a la matriz. De lo contrario, no actuarían como refuerzo, sino como debilitante.[4]

- Macropartículas: en su mayoría poseen partículas de cuarzo con un tamaño promedio de 40um, pudiendo oscilar entre 1um y 100um. El porcentaje de carga en su matriz se encuentra entre 50% y 60% en volumen y 70% y 80% en peso.[5]

  Por lo general resisten bastantes años al desgaste, con una valoración de desgaste similar a las resinas compuestas de alto relleno que se utilizan en dientes que reciben carga elevada, sin embargo, sin son aplicadas en superficies con desgaste severo empiezan a fracturarse rápido.[4]

  Otra desventaja que presenta es su radiopacidad baja, lo cual vuelve difícil la detección de lesiones cariosas bajo las restauraciones.[5]

- Micropartículas: su tamaño promedio de partículas es de 0.04um.[5] Su pulido es excelente, se mantiene brillante y con la superficie lisa por un periodo largo. Sin embargo, durante su elaboración es imposible agregar grandes cantidades de carga, lo que da como resultado bajas propiedades mecánicas, razón por la cual se recomienda su uso en zonas que no necesiten gran resistencia, como son las cavidades clase III y V. [5]

- Nanopartículas: sus cargas oscilan entre 0.02um a 0.075um.[5]. Están compuestas por partículas de zirconio/sílice o nano sílice.[6] Tiene mayor resistencia al desgaste en el tiempo, mejor acabo y gracias a sus propiedades mecánicas su uso está indicado tanto en el sector anterior como

posterior. Además, debido al calibre de sus partículas produce una baja contracción y disminuye la aparición de micro fisuras en la terminación del esmalte.[7]

- Híbridas: resultan de la unión de micropartículas (aproximadamente 0.04um) y partículas mayores (0.2um a 6um). [5] En su composición tiene sílice coloidal de 0.04 micrómetros. Una de sus grandes ventajas es su capacidad para conseguir mimetismo, adicional a eso, baja contracción, poca absorción de agua, grandes propiedades de pulido y su desgaste se asemeja al de los dientes naturales.[8]

1.1. De acuerdo a la viscosidad

- Regular o convencional: su uso es muy variable y sus presentaciones también, se encuentran en distintos grados de traslucidez, que imita muy bien al esmalte y la dentina. Tiene la mayoría de las indicaciones en los tratamientos.[5]

- Baja viscosidad (Flow): su fluidez es producto de su bajo contenido inorgánico, permitiendo su ingreso en zonas irregulares, presenta un nivel elevado de flexibilidad, pero al tener una baja carga de relleno tiene pobres propiedades mecánicas dando como resultado una alta contracción de polimerización[9], razón por la cual su uso clínico se limita a sellado de fosas y fisuras o como una capa previa al uso de una resina de mayor viscosidad.[5]

- Alta viscosidad: su viscosidad está asociada a un alto contenido de relleno[5], mediante PRIMM, que consiste en la unión de una resina Bis-GMA o UDMA y un porcentaje que supera el 80% de relleno de partículas de cerámica (Alúmina y Dióxido de Silicio).[10] A su favor tienen mejor facilidad para insertarse[5], pero presenta inconvenientes durante su adaptación entre varias capas de resina.[11]

2. PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

- **Resistencia al desgaste**:

  Capacidad de resistirse a la pérdida superficial[12] y depende del tipo de relleno que contiene, así como la ubicación en la que se encuentra en la cavidad bucal[13,] cuanto mas grande sea la cantidad de relleno, mas bajo será el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina compuesta tendrá un nivel más bajo de abrasividad.[14]

- **Textura superficial:**

  Alude a la homogeneidad de la superficie del material de restauración[15], esto está asociado con la cantidad, el tamaño, la técnica de pulido y el tipo de partículas de relleno. Una restauración con superficie áspera permite el acúmulo de placa de bacterias y como consecuencia generar lesiones a nivel gingival.[16]

- **Sorción acuosa y expansión higroscópica**:

  Se relaciona con la cantidad de agua absorbida en la masa y en la superficie de una resina.[17]La integración de agua en la resina puede actuar negativamente al generar solubilidad y ocasionando un fenómeno llamado degradación hidrolítica.[18] Existe menor sorción de agua cuando la resina tiene un elevado porcentaje de relleno.[19]

- **Resistencia a la fractura**:

  Es el aguante máximo a la tensión que tiene una resina antes de fracturarse. Depende de la porcion de relleno, la resina de alta viscosidad tiene elevada resistencia a la fractura ya que dispersa mejor las fuerzas de la masticación.[5, 20]

- **Resistencia a la compresión y a la tracción**

  Son muy parecidas a la dentina. Se relaciona con las partículas de relleno de las resinas compuestas, tendrá mayor resistencia a la tracción y compresión mientras mayor sea el tamaño de las partículas de relleno.[21]

- **Módulo de elasticidad**

  Determina la rigidez de los materiales. A mayor grado de elasticidad más rígido será el material y a menor módulo de elasticidad más flexible será el material.

  También se encuentra relaciona con el número de partículas: a mayor porcentaje de partículas, mayor grado de elasticidad.[20]

- **Estabilidad de color**:

  Las pigmentaciones superficiales se asocian a colorantes que provienen del cigarro y los alimentos. Las pigmentaciones internas son el resultado de la oxidación de alguno de sus componentes de la resina como las aminas terciarias[22]. Cabe recalcar que la resina fotopolimerizable es más estable al cambio de colorimetría que las resinas que son activadas quimicamente.[23]

- **Radiopacidad**:

  Facilitan el hallazgo de lesiones cariosas en las radiografías debajo o alrededor de las restauraciones. Este beneficio es gracias a los elementos radio opacos que tienen en su contenido, tales como: bario, circonio, lantanio, estroncio, zinc, iterbio, itrio.[4]

- **Contracción de polimerización**:

  Es el principal problema que presentan las resinas compuestas[24] y viene establecida por la conversión de monómeros en polímeros.[25] Ocurre de la siguiente manera: cuando las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se dispersan antes de la polimerzación a una distancia media de 4nm, cuando la polimerización finaliza se forman uniones covalentes entre si, y la distancia de 4nm se reduce a 1.5nm. Esa separación y reorganización de los monómeros provoca una contracción volumétrica.[26]

  En valores porcentuales la contracción que se produce durante el fotocurado varía entre 1,35% y el 7,1%, esto lleva a fallas en la adhesión y cohesión, siendo una de las principales fallas en las restauraciones compuestas.[11]

3. POLIMERIZACIÓN

La polimerización completa está establecida por el nivel de conversión de monómeros en polímeros. Los factores que influyen en el grado de conversión son:[25]

- tono de la resina: el curado es más lento y con menos profundidad en resinas oscuras.[11,25]
- temperatura: a temperatura ambiente cura de forma mas rápida y completa.[11,25]
- espesor de la resina: de 1-2mm es el espesor ideal.[11,25]
- tipo de relleno: los mas cargados son más fáciles de curar, a diferencia de los mas finos. [11,25]
- distancia entre la luz y la resina: <1mm es la distancia ideal, con la luz formando un ángulo de 90 grados sobre la restauración.[11,25]
- calidad de la fuente de luz: longitud de onda entre 400 y 500nm. Densidad de potencia de unos 600 mW/cm2 se necesita para asegurar que 400 mW/cm2 logren alcanzar el primer agregado en una restauración posterior.[11,25]
- contracción de polimerización: depende de la cantidad de la fase orgánica.[11,25]

Materiales y métodos

La presente investigación fue aprobada por Resolución Decana emitida a nombre del Comité de Ética en Investigación de la facultad de Medicina de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, con resolución N° 233-2023-USAT-FMED del 18 de setiembre del 2023. El estudio pertenece al nivel explicativo con diseño experimental In vitro de tipo longitudinal.

El tamaño del grupo de estudio se determinó mediante una prueba piloto previa, dada la naturaleza cuantitativa de las variables se calculó estableciendo una desviación estándar de 0.079, con un nivel de confianza del 95% y un error de 0.015, dando como resultado 20 muestras por grupo para un total de sesenta muestras (n=60) especímenes se elaboraron con tres tipos de resina compuesta nanohíbrida, incluyendo las siguientes marcas: PALFIQUE LX5 (Tokuyama Dental), Enamel plus HRi Bio Function (Micerium) y Filtek ™ Z350 XT (3M); se eliminaron los especímenes que presentaron burbujas y fracturas.

Se formaron tres grupos: el primero constó de veinte (20) muestras realizadas con resina nanohíbrida PALFIQUE LX5 (Tokuyama Dental) Made in Japón de la siguiente manera:

Recolección de la muestra

Para el primer grupo de veinte (20) muestras se utilizó 01 jeringa de resina compuesta nanohíbrida PALFIQUE LX5 (Tokuyama Dental) Made in Japón en un tono de opacidad A2.

Se empleó una espátula de resina antiadherente revestida en titanio negro marca OSUNG MND con dos puntas activas, con su punta de paleta se dispensó una porción de la jeringa de resina Filtek ™ Z350 XT (3M) y con la punta de condensador redondeado se compactó en un modelador de discos de resina compuesta que presentó una medida de 2mm para poder regular que las muestras tengan la misma cantidad y anticipadamente cubierto con vaselina líquida para evitar la adherencia no deseada del material.

Una vez compactada en el modelador de discos la muestra se procedió a retirar la cantidad de resina con la punta de paleta de la espátula y se llevó al centro de una lámina porta objetos de 25.4mm x 76.2mm previamente trazada de manera equidistante en su tercio medio con un marcador indeleble Multimark punta súper fina de 0.8mm marca Faber Castell . Se cubrió con un cubreobjetos y se aplicó una fuerza preestablecida con un bloque de acero de 2.5kg durante 05 segundos.

Se realizó la primera medida de el halo formado por la resina con un calibrador electrónico marca KAMASA de 6 pulgadas 150mm aluminio y plástico reforzado, KM-447 con un rango de medición de 0.150mm con la ayuda de una lupa de mano marca OVE de 75mm de medida se observó detenidamente la muestra.

Se procedió a ubicar la luz de la unidad dental con una intensidad de luz de 8000LUX a 45cm de la muestra y con un cronómetro de un celular marca Iphone 12PRO se esperó 60segundos para tomar la segunda medida.

La tercera medida se realizó a los 120segundos de exposición.

Se seguió el mismo procedimiento con los dos grupos restantes, de veinte (20) muestras cada grupo, en los cuales se utilizaron las resinas: Enamel plus HRi Bio Function (Micerium) Made in Italia y Filtek ™ Z350 XT (3M) Made in U.S.A, evaluando las muestras a los 60 segundos y 120 segundos.

Procesamiento y análisis de datos

Para el procesamiento de datos se utilizó el programa SPPS, los resultados se analizaron a través del test de Kruskall Wallis con un nivel de significancia del 95% ($p<0.05$)

Resultados

Figura 1

Boxplot del grado de contracción de 3 tipos de resinas después de 60 y 120 segundos de exposición a la luz operatoria.

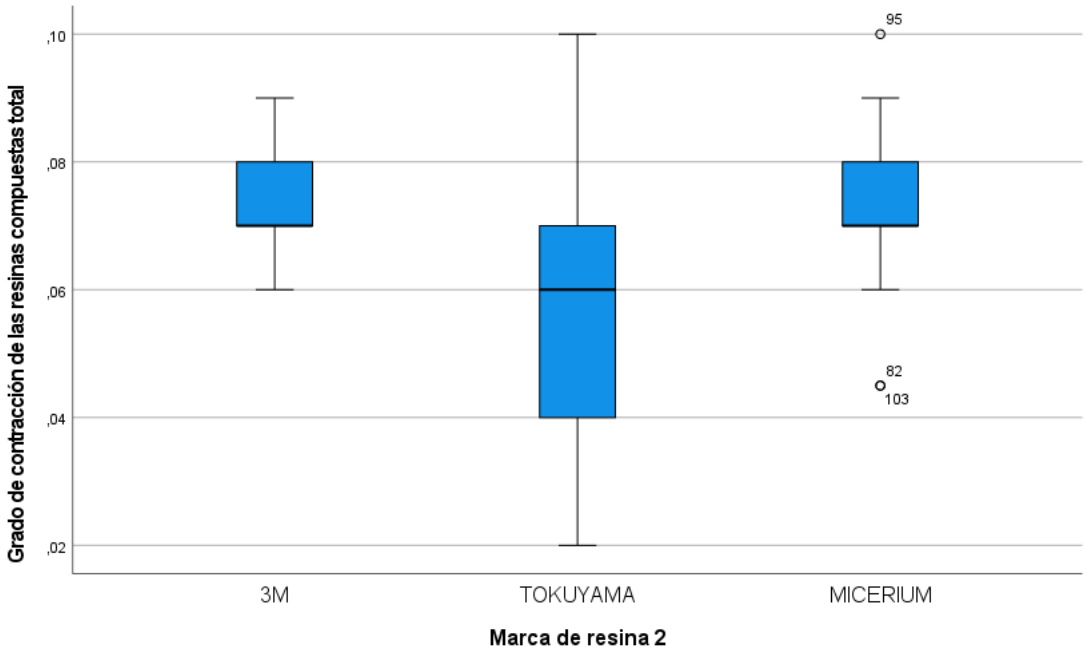


TABLA 1: Comparación del grado de contracción de 03 resinas compuestas después de 60 y 120 segundos de exposición a la luz operatoria.

GRUPOS	MEDIA	MEDIANA	DESVIACION ESTANDAR	P
3M 60seg	0.072	0.07	0.006	
3M 120seg	0.073	0.07	0.01	*0.00
Micerium 60seg	0.077	0.08	0.013	
Micerium 120seg	0.070	0.07	0.012	
Tokuyama 60seg	0.058	0.06	0.021	
Tokuyama 120seg	0.056	0.05	0.021	

Prueba Kruskall Wallis. Las letras diferentes indican diferencias estadísticamente significativas usando Games-Howel

Los resultados de esta prueba mostraron diferencia significativa, siendo las resinas nanohíbridas de la marca Micerium y 3M las que presentaron el mayor grado de contracción.

Figura 2

Boxplot del grado de contracción de 3 tipos de resinas después de 60 segundos de exposición a la luz operatoria

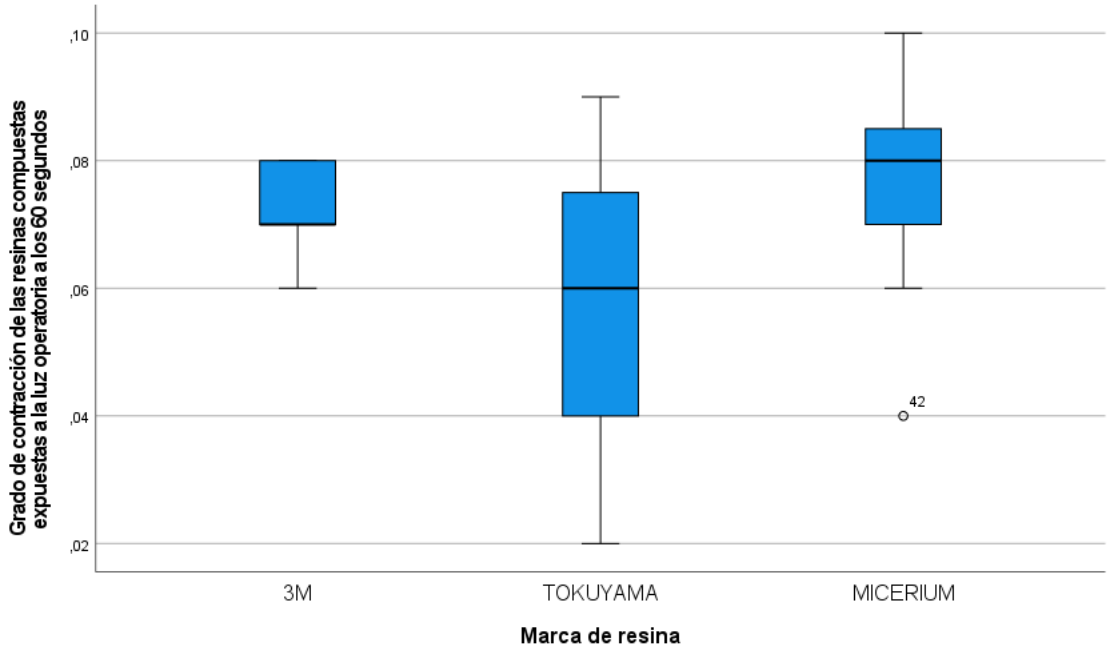


TABLA 2

Comparación del grado de contracción de 03 resinas compuestas después de 60 segundos de exposición a luz operatoria.

GRUPO	MEDIA	MEDIANA	DESVIACION ESTANDAR	P
3M 60seg	0.072	0.070 a	0.006	*0.003
Tokuyama 60seg	0.058	0.060 b	0.021	
Micerium 60seg	0.077	0.080 a	0.013	

Prueba Kruskall Wallis. Las letras diferentes indican diferencias estadísticamente significativas usando Games-Howel

Los resultados de esta prueba mostraron diferencia significativa, siendo la resina nanohíbrida de la marca Micerium la que presentó la mayor contracción a los 60’ con un valor promedio de

contracción de 0.077, con una desviación estándar de 0.013 y un C.V. del 17% (homogéneo), siendo su valor mediano de contracción 0.08.

La marca 3M presentó un grado de contracción promedio de 0.072, con una desviación de 0.006 y un C.V. del 9% (homogéneo), alcanzando la mitad de las resinas hasta un valor de contracción de 0.07; en tanto que la marca Tokuyama promedió 0.058, con una desviación de 0.021, y un C.V. del 37% (heterogéneo), y una mediana de 0.06.

Figura 3

Boxplot del grado de contracción de 3 tipos de resinas después de 120 segundos de exposición a la luz operatoria

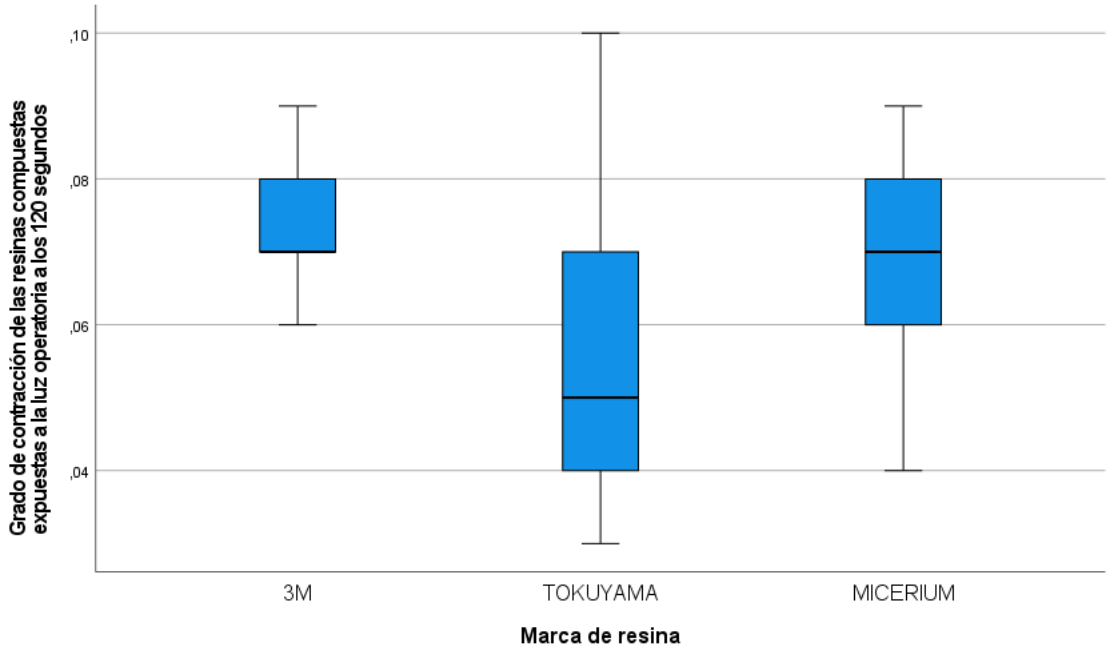


TABLA 3

Comparación del grado de contracción de 03 resinas después de 120 segundas de exposición a la luz operatoria.

GRUPO	MEDIA	MEDIANA	DESVIACION ESTANDAR	P
3M 120seg	0.073	0.070 a	0.010	*0.007
Tokuyama 120seg	0.056	0.050 b	0.021	
Micerium 120seg	0.070	0.070 a	0.012	

Prueba de Kruskall Wallis. Las letras diferentes indican diferencias estadísticamente significativas usando Games-Howell

Los resultados de esta prueba mostraron diferencia significativa, siendo la resina nanohíbrida de la marca 3M la que presentó la mayor contracción a los 120' y promedió 0.73 como grado de contracción, con una desviación de 0.01 y un C.V. del 13% (homogéneo), obteniendo en el 50% de los casos hasta 0.07 como valor de contracción; así mismo la marca Tokuyama obtuvo una media de 0.056, con una desviación de 0.021, y un C.V. del 37% (heterogéneo), siendo su mediana de 0.05; y en el caso de la marca Micerium el promedio fue de 0.070, con una variabilidad de 0.012 y un C.V. del 17% (homogéneo), obteniendo como grado de contracción un valor hasta de 0.07 en el 50% de las muestras analizadas.

Discusión

El propósito del presente estudio fue determinar el grado de contracción volumétrica de tres marcas de resinas compuestas nanohíbridas expuestas a la luz operatoria durante 60 y 120 segundos.

Los resultados de esta prueba analizados a nivel global y en los dos tiempos evaluados demostró que existió diferencia significativa entre las medianas de las marcas 3M, Tokuyama y Micerium, presentándose como valor mayor de contracción la marca Micerium a los 60 segundos y 3M a los 120 segundos. El estudio acepta la hipótesis que si existe un grado de contracción significativo al exponer las resinas compuestas a la luz operatoria, y que el tiempo de exposición influye en el grado de contracción que éstas presentan.

Se debe considerar que las partículas de relleno son las que brindan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades, siendo así cuanto mayor sea la icorporacion de relleno a la matriz sus propiedades se verán beneficiadas, produciendo menor contracción volumétrica.[28]

Se debe tener en cuenta que la contracción es una propiedad de la resina considerándose el primer problema que presentan[24], las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se dispersan antes de la polimerzación a una distancia media de 4nm, cuando la polimerización finaliza se forman uniones covalentes entre si, y la distancia de 4nm se reduce a 1.5nm. Esa separación y reorganización de los monómeros provoca una contracción volumétrica.[26]

Por tal motivo, podemos deducir que el resultado de este estudio se debe a que la resinas nanohíbridas Micerium y 3M son las que presentan las cargas de relleno más bajas, siendo 75% y 78.5% respectivamente, a diferencia de la marca Tokuyama Palfique XL5 que presenta un porcentaje de carga superior, siendo 82%. [29,30,31]

Otro estudio en el año 2019, Marcarian L[2], evaluó siete tipos de resinas compuestas dentro de las cuales estaban incluidas las de tipo nanohíbridas en sus versiones de esmalte y dentina, en donde evaluó el grado de contracción con la misma técnica utilizada en esta investigación y en los mismos tiempos, a los 60 y 120 segundos. Sus resultados coinciden con los del presente estudio en donde demostró que existe un grado de contracción signiticativo en ambos tiempos de exposición.

En el año 2012, Vesna M[32], evaluaron los efectos de la temperatura y la intensidad de la luz de la unidad dental en la contracción de polimerización de materiales de obturación de resina compuesta. Las resinas fueron expuestas a 8000LUX de intensidad de luz demostrando en su comportamiento una alteración en su homogeneidad a los 60 segundos de exposición. Pese a que la metodología

utilizada fue distinta, ya que se evaluó el inicio de polimerización observando la homogeneidad de las muestras, tiene similitud con este estudio en el cual se expusieron las muestras a 8000LUX, en ambos casos se obtuvieron resultados significativos a los 60 segundos de exposición.

En el año 2022, Mateus G.[3], evaluaron el efecto del espectro de los faros dentales en la polimerización y tiempo de trabajo de resinas compuestas fotopolimerizables, se evaluó el comportamiento de dos resinas Tetric Prime (Ivoclar Vivandent) y Filtek Supreme (3M), realizaron una comparación entre dos tipos de faros dentales: luz led blanca y LED naranja, sus resultados demostraron que la luz blanca fue capaz de fotocurar las resinas compuestas en 5 a 10 minutos de exposición, a diferencia de la luz led naranja que impidió la polimerización y logró que el tiempo de trabajo se mantenga.

Al mismo tiempo existen otros factores que influyen en la contracción, como son la temperatura ambiental[32], el grado de traslucidez de las resinas compuestas, otras fuentes de luz como: luz ambiental y luz fluorescente.

Los problemas relacionados con la contracción volumétrica de las resinas compuestas expuestas a la luz operatoria deben investigarse para que el odontólogo tenga conocimiento de las limitaciones con respecto al uso de éstas y el tiempo de trabajo, ya que si el compuesto de resina comienza a endurecerse antes de que el dentista complete la inserción y manipulación del material, puede afectar sus características de manejo, aumentar la formación de vacíos y generar una inadeacuada adaptación a la preparación de la cavidad[3.]

No se ha encontrado referencias en la literatura de estudios adicionales que evalúen el grado de contracción durante la exposición a la luz de la unidad dental, o que desaprueben los resultados de esta investigación. Por lo que se contempla necesario se realicen más estudios comparando otros sistemas y marcas de resinas compuestas.

Conclusiones

1. Las 03 marcas de resina nanohíbrida evaluadas (Tokuyama, Micerium y 3M) presentaron contracción volumétrica al ser expuestas a la luz operatoria, lo que indica que se acepta la hipótesis planteada en el presente trabajo.
2. La marca de resina Micerium presentó el mayor grado de contracción a los 60 segundos de exposición a la luz operatoria.
3. La marca de resina 3M presentó el mayor grado de contracción a los 120 segundos de exposición a la luz operatoria.
4. La marca de resina Tokuyama fue la que presentó el menor grado de contracción después de 60 y 120 segundos de exposición a la luz operatoria.

Recomendaciones

1. Utilizar filtros naranjas para bloquear la luz blanca emitida de la unidad dental y por ende tener más tiempo de trabajo y retrasar el inicio de la polimerización.
2. Evaluar más tipos y marcas de resina compuesta de uso diario en la consulta para determinar cuál nos brinda mayor tiempo de trabajo.
3. Hacer un estudio analítico en relación a los componentes de las resinas compuestas y en qué grado influyen en su contracción volumétrica.

Referencias

1. Moradas Estrada M, Álvarez López B, Moradas Estrada M, Álvarez López B. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. Avances en Odontoestomatología [Internet]. 2017 Dec 1;33(6):261–72. Available from: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852017000600002

2. Marcarian L, Talone S, Lauriola L, Capandegui N, Suárez M, Zaiden S. Impacto de la luz operatoria sobre las resinas compuestas Evaluación de su contracción. Revista Facultad de odontología UBA. 2019; Vol 34 N° 78.

3. Rocha M-G, Ottenga M-E, Zoidis P, Pontes S, Reis A-F, Oliveira D. Efecto del espectro de los faros dentales sobre la polimerización y el tiempo de trabajo de las resinas compuestas fotopolimerizables. J Clin Exp Dent. 2022;14(6):E492-498

4. Anusavice K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Madrid: Elsevier; 2004

5. Masioli A. Odontología Restauradora de la A a la Z. 1° Edición. Brasil. Editora Ponto Ltda. 2013;186–92

6. Geraldi S, Perdigao J. Microfiltración de un nuevo sistema de restauración en dientes posteriores. 2003;81.

7. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determinación del estrés de polimerización de microcompuestos "agrupados" convencionales y nuevos en comparación con compuestos híbridos. 2003;81.

8. . Wakefield CW, Kofford KR. Avances en materiales restauradores. Dent Clin North Am. 2001; 45:7-29.

9. . Olmez A, Oztas N, Bodur H. El efecto del compuesto de resina fluida sobre la microfiltración y los vacíos internos en las restauraciones compuestas de clase II. Oper Dent 2004;29:713-9.

10. Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam?. J Esthet Restor Dent [Internet]. 2004;16(6):355-65; Discusión 365-7. Disponible en: http://dx.doi.org/10-1111/j.1708-8240.tb00068.x

11. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Resinas compuestas. Una revisión de los materiales e indicaciones clínicas. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11:E215-20.

12. Bayne S., Taylor D. Arte y ciencia Operatoria dental, tercera edición. Harcourt Brace. Madrid, (1999).

13. Soderholm K. Degradation of glass filler in experimental composites. J Dent Res[Internet]. 1981;60(11):1867-75. Disponible en: http://dx.doi.org/10.1177/00220345810600110701

14. Kreulen C., Van-Amerongen W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. J Dent Child (1991); 58:109-123.

15. Chapman R., Nathanson D. Excessive wear of natural tooth structure by opposing composite restorations. J Am Dent Assoc [Internet]. 1983; 106:51-53. Disponible en: http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.1983.0025

16. Burgogne A., Nicholls J., Brudvik J. In vitro two-body wear of inlays-onlays composite resin restoratives. J Prosthet Dent (1991); 65:206-214.

17. Craig, R. Materiales de Odontología Restauradora. Décima edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid. España. (1998).

18. Chains, B. Polymers in the service of prosthetic dentistry. J Dent 1984; 12:203-71.

19. Santos J., Leinfelder K. O estágio atual das resinas compostas. Rev Ass paul Cirurg Dent Maio/Jun 1982; 36(3):322-5.

20. Hu, X., Marquis, M., Shortall, C. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. J Oral Rehabil [Internet]. 2003;30(7):729–37. Disponible en: http://dx.doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01068.x

21. Mandarino F. Estudo comparativo das partículas de carga de diferentes tipos de resinas compostas. EAP (1989); 3: 27-31.

22. Miyagawa, Y., Powers, J. Prediction of color of an esthetic restorative material. J Dent Res [Internet].1983;62:581-4. Disponible en: http://dx.doi.org/10.1177/00220345830620051601

23. Dennison, J., Powers, J., Koran, A. Color of dental restorative resins. (1978); 57:557.

24. Feilzer A., De-Gee A., Davidson C. Setting stress in composite restorations in relation to the configuration of the restoration. J Dent Res (1987); 66: 1636-1639.

25. Albers HF. Polimerización de resinas. En: Albers HF ed. Restauradores del color del diente. Principios y técnicas. Londres: BC Decker En 9ªEd. 2002. pág. 81-110.

26. Braga R, Ferracane J. Alternatives In Polymerization Contraction Stress Management. Crit Rev Oral Biol Med [Internet] 2004; 15(3): 176-184. Disponible en: http://dx.doi.org/10.1177/154411130401500306

27. Diccionario de la Real Academia Española [Internet].[Consultado 2 feb 2018]. Madrid: RAE; 2020. Disponible en: https://www.rae.es

28. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas [Internet]. Actaodontologica.com. [citado el 31 de mayo de 2024]. Disponible en: http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/art-26/

29. Multimedia.3m.com. [citado el 31 de mayo de 2024]. Disponible en: https://multimedia.3m.com/mws/media/348760O/filtek-z350-technical-profile-spanish.pdf

30. De uso I. (ES) Sistema de composite para restauraciones estéticas [Internet]. Micerium.com. [citado el 31 de mayo de 2024]. Disponible en: https://micerium.com/wp-content/uploads/2024/01/ISTR-ENA-HRI-ES.pdf

31. Tokuyama-dental.com. [Internet]. Instrucción manual Palfique LX5. [Citado el 31 de mayo de 2024]. Disponible en: http://www.tokuyamadental.com/tdc/pdf/instructionmanual/PALFIQUE LX5 IFU.pdf

32. Miletic V, Savic-Stankovic T, Stasic J. Sensibilidad de los materiales compuestos a la luz ambiental y al tiempo de trabajo clínico. Stomatol Glas Srb [Internet]. 2012; 59(4): 190-7. Disponible en: http://dx.doi.org/10.2298/sgs1204190.

Anexos

ANEXO 1

Operacionalización de variables

VARIABLES	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	INDICADOR	VALOR FINAL	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICION
Resina compuesta	Son partículas de relleno elaboradas a base de resina plástica[4]	Resinas nano híbridas evaluar en el experimento de acuerdo a su nivel de contracción,	Presentación comercial	3M Z350 Micerium Tokuyama	Cualitativa	Nominal
Tiempo	Dimensión física que permite ordenar la cadena de sucesos, cuya unidad en el sistema internacional es el segundo.[27]	Tiempo en segundos después de exponer la muestra a la luz de la unidad dental	Cronometro	A los 60 segundos A los 120 segundos	Cuantitativa	Ordinal
Contracción	Es la propiedad que reduce la distancia entre las moléculas d la matriz de las resinas compuestas[26]	Es la extensión de la resina que se obtendrá después de ser expuest a la luz de la unidad	Calibrador electrónico (rango 0.150mm)	Milímetros	Cuantitativa	De razón

ANEXO 2

3M			
	INICIAL	60seg	120seg
1	4.46	4.38	4.31
		0.08	0.07
2	4.11	4.04	4.31
		0.07	0.08
3	4.53	4.46	4.39
		0.07	0.07
4	4.38	4.31	4.24
		0.07	0.07
5	4.97	4.9	4.83
		0.07	0.07
6	4.58	4.5	4.47
		0.08	0.07
7	4.13	4.05	3.98
		0.08	0.07
8	5.17	5.09	5.01
		0.08	0.08
9	3.83	3.76	3.69
		0.07	0.07
10	4.86	4.79	4.72
		0.07	0.07
11	4.66	4.59	4.5
		0.07	0.09
12	4.29	4.22	4.15
		0.07	0.07
13	4.14	4.06	3.99
		0.08	0.07
14	3.84	3.78	3.71
		0.06	0.07
15	4.09	4.02	3.95
		0.07	0.07
16	5.05	4.98	4.91
		0.07	0.07
17	4.35	4.28	4.21
		0.07	0.07
18	5.94	5.87	5.81
		0.07	0.06
19	3.74	3.68	3.61
		0.06	0.07
20	5.11	5.03	4.96
		0.08	0.07

TOKUYAMA			
	INICIAL	60seg	120seg
1	8.41	8.39	9.36
		0.02	0.03
2	7.27	7.19	7.16
		0.08	0.03
3	8.55	8.49	8.45
		0.06	0.04
4	8	7.97	7.93
		0.03	0.04
5	8.57	8.51	8.45
		0.06	0.06
6	7.75	7.73	7.64
		0.02	0.09
7	9.51	9.46	9.42
		0.05	0.04
8	7.15	7.12	7.08
		0.03	0.04
9	6.46	6.39	6.32
		0.07	0.07
10	6.93	6.86	6.76
		0.07	0.1
11	7.62	7.58	7.5
		0.04	0.08
12	6.6	6.54	6.5
		0.06	0.04
13	5.63	5.59	5.55
		0.04	0.04
14	5.82	5.73	5.69
		0.09	0.04
15	6.25	6.17	6.13
		0.08	0.04
16	7.27	7.21	7.15
		0.06	0.06
17	5.07	5	4.94
		0.07	0.06
18	6.7	6.62	6.55
		0.08	0.07
19	6.37	6.3	6.24
		0.07	0.06
20	6.96	6.88	6.8
		0.08	0.08

MICERIUM			
	INICIAL	60seg	120seg
1	6.14	6.07	6
		0.07	0.07
2	7.92	7.88	7.82
		0.04	0.06
3	6.91	6.83	6.79
		0.08	0.04
4	6.02	5.94	5.86
		0.08	0.08
5	6.03	5.95	5.87
		0.08	0.08
6	5.27	5.19	5.12
		0.08	0.07
7	7.27	7.2	7.14
		0.07	0.06
8	5.94	5.85	5.79
		0.09	0.06
9	5.16	5.09	5.03
		0.07	0.06
10	5.8	5.72	5.65
		0.08	0.07
11	5.16	5.1	5.04
		0.06	0.06
12	4.98	4.91	4.84
		0.07	0.07
13	5.01	4.92	4.84
		0.09	0.08
14	5.5	5.42	5.35
		0.08	0.07
15	6.52	6.42	6.33
		0.1	0.09
16	5.92	5.83	5.76
		0.09	0.07
17	6.71	6.64	6.56
		0.07	0.08
18	5.7	5.63	5.57
		0.07	0.06
19	7.54	7.45	7.36
		0.09	0.09
20	4.12	4.04	3.97
		0.08	0.07

ANEXO 3

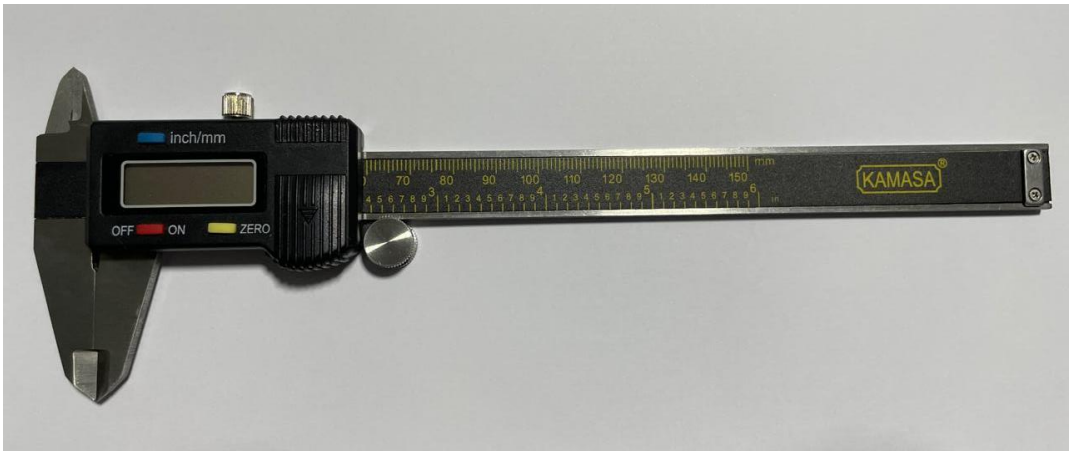
Materiales

- Resina Palfique LX5 A2 (Tokuyama Dental) Made in Japón

- Resina Filtek ™ Z350 XT (3M) A2 Made in USA

- Resina Enamel plus HRi Bio Function 2 (Micerium) Made in Italia

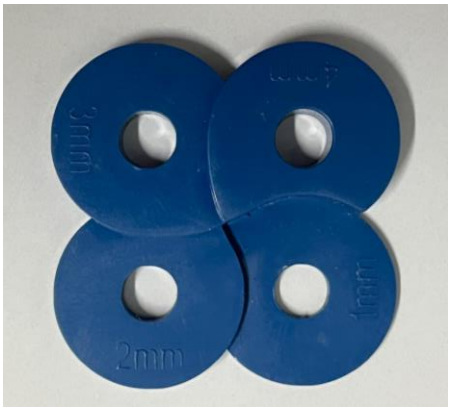
- Calibrador electrónico marca KAMASA de 6 pulgadas 150mm aluminio y plástico reforzado KM-447, con un rango de medición de 0.0150mm



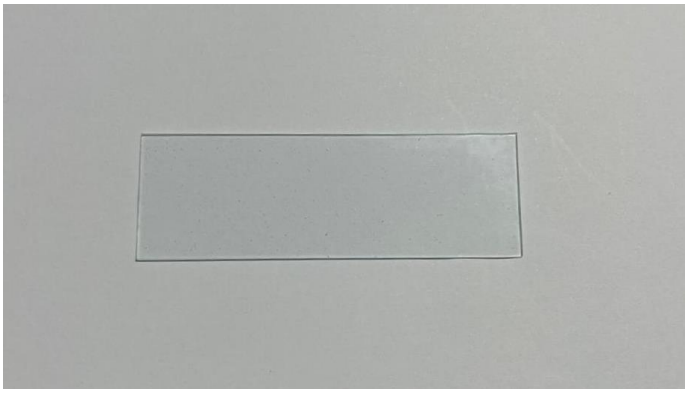
- Espátula de resina antiadherente revestida en titanio negro marca OSUNG MND con dos puntas activas

-

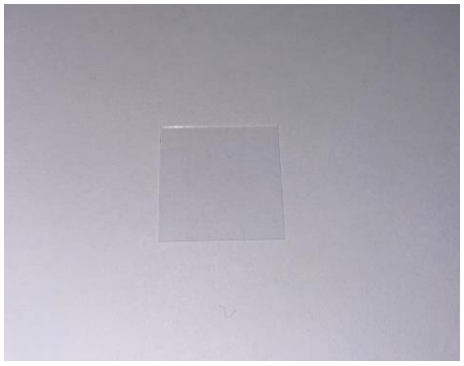
- Modelador de discos de resina, medida utilizada: 2mm



- Lámina portaobjetos



- Lámina cubreobjetos

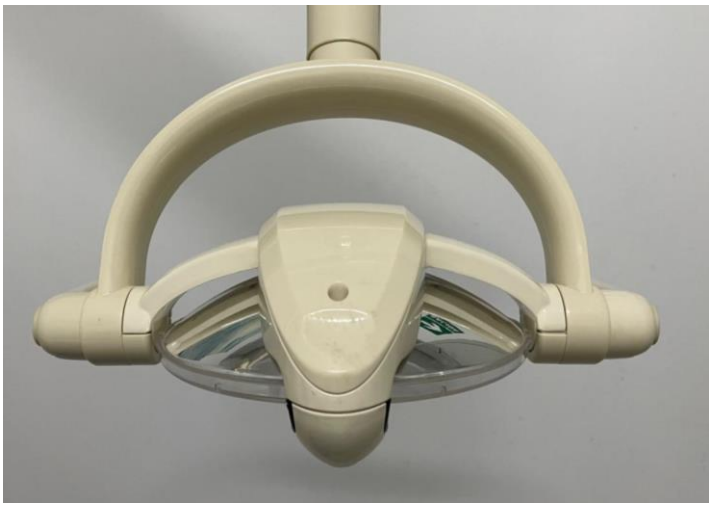


- Marcador indeleble punta faber castel

-

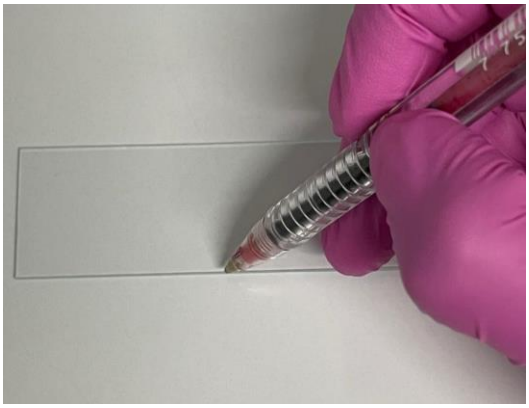
- Bloque de acero de 2.5kg

- Foco de unidad dental, 8000LUX de potencia

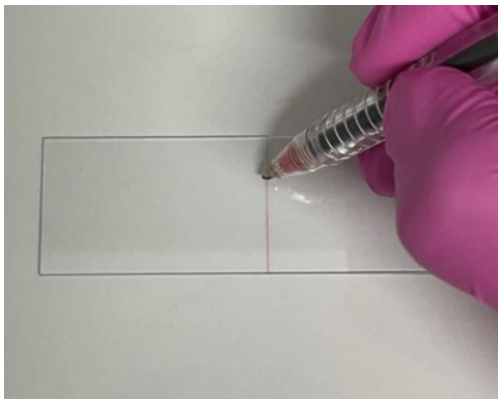


ANEXO 4

Recolección de la muestra

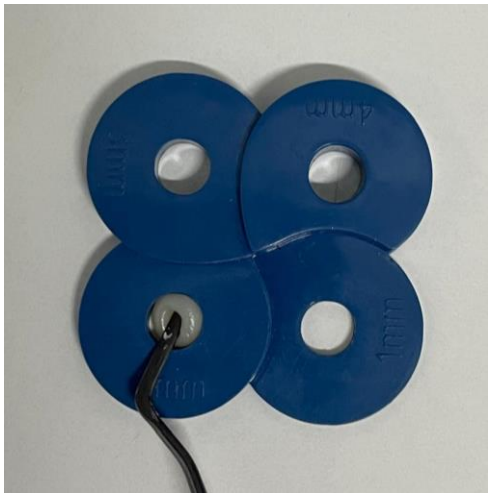


medio de la lámina portaobjetos

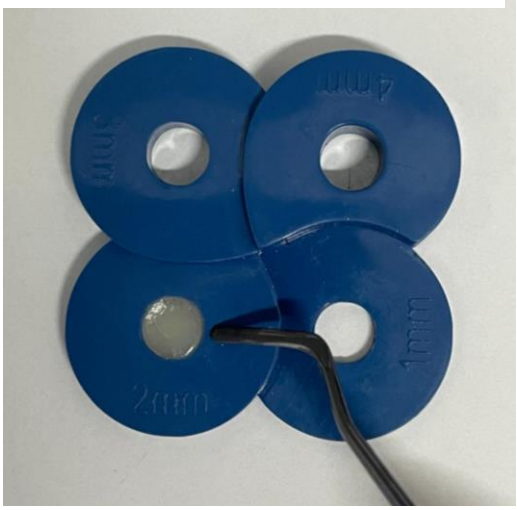


2. Trazo en el tercio medio de la lámina portaobjetos

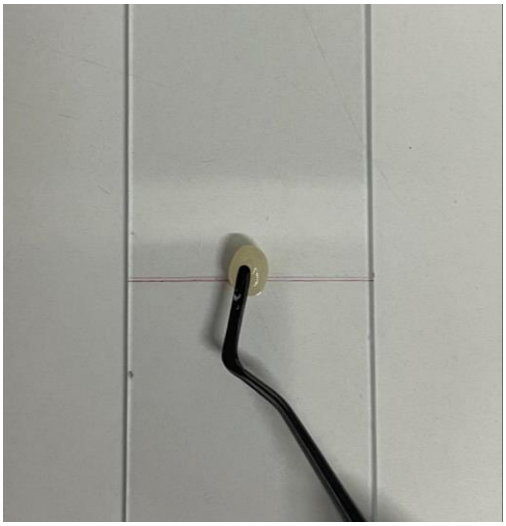
3. Modelador de discos de resina



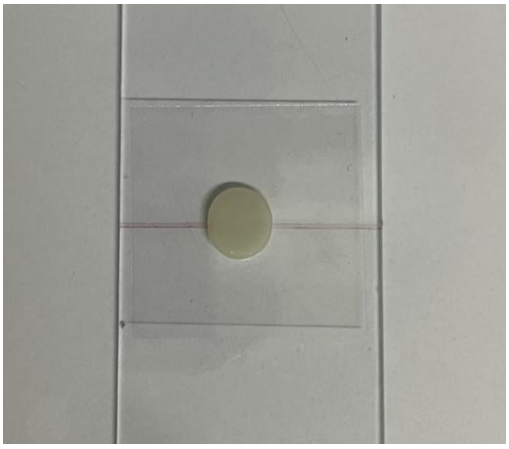
4. Se aplicó una porción de resina en el orificio de 2mm de medida



5. Se compactó la resina en el disco



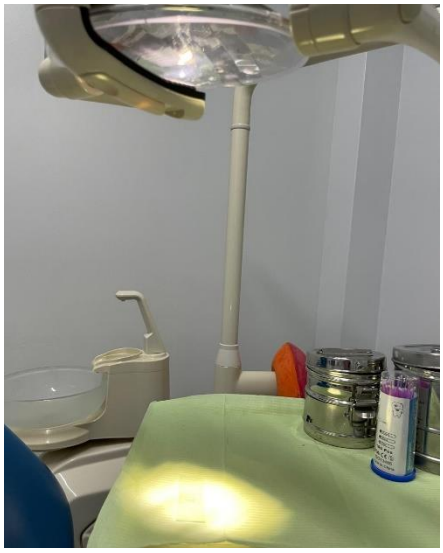
6. Se llevó la porción de resina a la lámina portaobjetos



8. Se colocó una lámina cubre objetos

7. Se colocó el bloque de acero de 2.5kg

10. Se tomó la medida inicial



9. Se expuso la lámina portaobjetos durante 60

11. Se tomó la medida a los 60 segundos

ANEXO 5

Muestras recolectadas

- Palfique LX5 A2 (Tokuyama Dental) Made in Japón

- Filtek ™ Z350 XT (3M) A2 Made in USA

- Enamel plus HRi Bio Function 2 (Micerium) Made in Italia