Evaluación de la dureza en una resina micro híbrida de última generación con precalentamiento y sin precalentamiento.

AUTORES

Rocio Ruales Guerrero

Luz Adriana Saldarriaga

Ximena Gallego Chávez

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO EN REHABILITACIÓN ORAL

SANTIAGO DE CALI, JUNIO 2019

Evaluación de la dureza en una resina micro híbrida de última generación con precalentamiento y sin precalentamiento.

AUTORES

Rocio Ruales Guerrero

Luz Adriana Saldarriaga

Ximena Gallego Chávez

ASESOR CIENTÍFICO:

Dr. Giovanny Urrego

Odontólogo Especialista en Biomateriales Dentales

Universidad Santiago de Cali

ASESOR METODOLÓGICO

Dra. Carlos Humberto Martínez Cajas

Odontólogo Univalle Magister en Epidemiología univalle…

Universidad del Valle

ASESOR ESTADÍSTICO

Dr. Julián Andrés Tamayo Cardona

Estadístico Universidad del Valle

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO EN REHABILITACIÓN ORAL

SANTIAGO DE CALI, JUNIO DE 2019

AGRADECIMIENTOS

Las autoras agradecemos a Dios por permitirnos poder culminar este trabajo de investigación, a nuestra institución educativa UNICOC por el apoyo brindado en el desarrollo y culminación de este.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN 1

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 3

3. JUSTIFICACIÓN 5

4. ANTECEDENTES 7

5. MARCO TEÓRICO 10

5.1. Resinas de uso odontológico 10

5.1.1. Historia de las resinas 10

5.1.2. Resinas compuestas 11

5.1.3. Clasificación de las resinas 13

5.2. Propiedades de la resinas compuestas 15

5.2.1. Dureza superficial 18

5.2.2. Medición de la dureza 18

5.2.3. Dureza reportada en materiales dentales 20

5.3. Resina de nanorelleno *ENA HRI Micerium*® 20

6. OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS 24

6.1. OBJETIVO GENERAL 24

6.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS 25

7. ASPECTOS METODOLÓGICOS 26

7.1. TIPO DE ESTUDIO 26
7.2. OBJETO DE ESTUDIO 26
7.3. MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO 26
7.4. UNIDAD DE OBSERVACIÓN 26
7.5. MUESTRA 26
7.6. CRITERIOS DE SELECCIÓN 27
7.6.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN 27
7.6.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN 27
7.7. PROCEDIMIENTO 27
7.8. OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES 32
7.9. ASPECTOS ÉTICOS 32
7.10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO 32
8. RESULTADOS 34
9. DISCUSIÓN 38
10. CONCLUSIONES 43
RECOMENDACIONES 44
BIBLIOGRAFÍA 45

LISTAS DE TABLAS Y FIGURAS

Tabla 1. Clasificación de resinas compuestas según su relleno 14

Tabla 2. Prueba de dureza vickers con y sin precalentamiento 33

Tabla 3. Comparación de la Dureza Vickers en cuerpos de resina de nano-partículas (*HENA HRI Micerium*) con y sin precalentamiento 34

GLOSARIO

Bis-GMA: Bisfenol A glicidil dimetacrilato.

HV: unidad de medida de la dureza superficial Vickers (sigla en inglés de “Vickers Hardness”)

LED: Light Emitting Diode, Diodos emisores de Luz.

Nm: Nanómetro

µm: Micrómetro.

p: Valor de significancia.

TEGDMA - Trietilenoglicol dimetacrilato.

UDMA - Uretano dimetacrilato.

INTRODUCCIÓN

Los materiales restauradores utilizados en odontología deben tener varias propiedades que garanticen su uso clínico. Una de estas es la dureza, dado que una vez polimerizado el material debe soportar cargas sin deformarse. Algunas casas comerciales recomiendan hacer tratamientos a las resinas como precalentamiento antes de ser usada, pero no se conocen los posibles efectos en las propiedades físico químicas del material. El presente estudio tuvo por objetivo evaluar el diferencial de dureza de una resina micro híbrida foto polimerizada sometida precalentamiento durante la fase de trabajo versus sin precalentamiento. Se realizó un estudio experimental in vitro en 60 cuerpos de resina de nano partículas (HENA HRI Micerium) elaborados según la norma ISO 4049 y fotocurados con lámpara Valo potencia estándar 1000 mw / cm2 por 20 segundos. La muestra se dividió en dos grupos, el primero se sometió a tratamiento térmico con un precalentamiento previo y al segundo no se les hizo nada. Se realizaron microindentaciones con el durómetro INDECTEC ZHV a todos los cuerpos de prueba. Se calculó la microdureza y se obtuvieron valores promedio y desviación estándar. Se compararon los dos grupos con la prueba U de MannWhitney con una significancia ($p<0,05$). Los resultados mostraron que el grupo sin precalentamiento presentó valores de dureza vickers mayores (56,8 ±7,4 HV) con respecto al grupo al que se le realizó precalentamiento (52,1 ±3,7 HV), y estas diferencias mostraron ser estadísticamente significativas ($p=0,000$). Los anteriores resultados permiten concluir que el precalentamiento de la resina micro híbrida (*HENA HRI Micerium*®) disminuye levemente la dureza superficial Vickers.

Se obtuvieron valores de dureza, para ambos grupos, que cumplen con los estándares establecidos**,** Dureza Vickers 11 – 15 (Kgf/mm2) según norma (1591). Es necesario realizar otras pruebas para evaluar si el precalentamiento afecta otras propiedades de la resina (HENA HRI Micerium).

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los biomateriales de uso en la práctica odontológico han evolucionado tanto en la macro como la microestructura, lo que les confiere propiedades físicas ideales para las exigencias actuales del mercado, como los materiales restauradores y entre ellos las resinas, que han mejorado gracias a los avances tecnológicos y de investigación, han pasado desde el denominado composite en los años 60's hasta los hoy conocidos como resinas de nanorelleno e híbridas(1).

Sin embargo, aunque el avance ha sido grande en comparación con los materiales predecesores, aún quedan aspectos fundamentales por mejorar, dado que los reportes actuales indican que todavía presentan deficiencias en cuanto a su desempeño, especialmente la baja resistencia al desgaste, microfiltración, pigmentación, polimerización incompleta, contracción de polimerización, sensibilidad postoperatoria y al estrés en la interfase diente-restauración, entre otras fallas(2-4).

Estos fracasos de los materiales restauradores generan una longevidad corta, que promueve inconformidad con el paciente. Muchas de estas fallas se encuentran asociadas directa o indirectamente con diferentes propiedades tanto físicas como químicas, y la mayoría convergen en una propiedad de alto interés en materiales restauradores, la resistencia. Las fallas de esta propiedad termina en fracturas, formación de microfracturas (fallas por fatiga) y afectaciones por la carga oclusal, entre otros(5, 6).

Basado en lo anteriormente expuesto, tanto investigadores, como clínicos y casas fabricantes de materiales dentales, se han enfocado en las propiedades mecánicas de los materiales, en especial en la resistencia y la dureza del material; la primera, es la capacidad que poseen las resinas de oponerse a la pérdida superficial, por el roce con la estructura dental, los alimentos u otros como las cerdas de cepillo. Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato, pero lleva a la pérdida de forma anatómica de las restauraciones, disminuyendo su longevidad. La dureza, es la capacidad de un material de resistirse a ser penetrado o indentado, desgastado o rayado en su superficie.

En la mayoría de materiales dentales hacen pruebas de ciclado para reconocer las propiedades físicas *in vitro* pero son estudios de la misma casa fabricante, por lo que existe un sesgo relativo con respecto a la confianza de los resultados, por lo que varios grupos de investigación realizan ensayos propios para identificar la veracidad de la información(7).

Uno de los materiales restauradores más recientemente puestos al mercado, es la resina *HENA HRI Micerium*, es una resina de última generación con condiciones particulares para su manipulación, como el calentamiento previo con el objeto de aumentar su dureza(8). Aunque la sugerencia es realizada por la misma casa fabricante, aun no existe evidencia suficiente que corrobore que esta práctica preliminar puede afectar la dureza de la resina, por lo que se plantea la siguiente pregunta de investigación: ¿Se generan cambios en la dureza de una resina micro

híbrida de última generación (HENA HRI Micerium) polimerizada sin y con calentamiento previo según las recomendaciones de la casa comercial al utilizar el implemento diseñado para este fin?

3. JUSTIFICACIÓN

La odontología restauradora se enfoca en el uso de biomateriales para devolver la función de un diente que ha perdido su estructura de forma parcial debido a diferentes causas, entre las más frecuentes se encuentran la caries dental, fractura derivada de trauma y lesiones asociadas a la carga oclusal como las lesiones cervicales no cariosas, anomalías del desarrollo dental, entre otros.

La caries es una de las enfermedades más prevalentes en el mundo y es catalogada por la organización mundial de la salud como una prioridad en salud. En estudios epidemiológicos ecológicos han mostrado que el índice de cariados obturados y perdidos a nivel mundial es de 2.11 ± 1.32, pero los países de la región europea presentan un riesgo 1,10 veces mayor que en el resto del mundo, y en algunos países de África, presenta un 19% más de riesgo(9). Por otra parte la prevalencia del trauma dental va desde el 14 al 32% a nivel mundial, dentro de las cuales, la fractura de esmalte y dentina es la segunda más frecuente 32%, derivado de accidentes de tránsito, deportivos y asociados a violencia principalmente (10). En Colombia, según el estudio nacional de salud bucal (ENSAB) el índice de COP

modificado alcanza a ser de 16,37 en todas las edades. Por otra parte, la fractura de esmalte es el trauma dental más frecuente con un 9,31% en hombres y 6,05% en mujeres.(11)

La alta frecuencia de este tipo de lesiones hace que la restauración dental sea una actividad del día a día en la consulta odontológica. Las conceptos de restauración de estas lesiones han cambiado con el trascurrir de los años, en la actualidad, la estética ocupa un papel primordial entre las necesidades sentidas de los pacientes, otorgándole a la odontología restauradora en espacio determinante, no sólo cuando trabaja en el sector anterior sino incluso cuando debe atender el sector posterior, por lo que se ha avanzado en el desarrollo de materiales que brinden altos resultados estéticos, pero que también garanticen la restauración de la función(12).

Uno de los materiales restauradores más usados desde hace varios años en operatoria odontológica es la resina compuesta(13), que ha evolucionado con la incorporación de compuestos a nano escala para brindar resultados estéticos más agradables para el paciente y con propiedades físicas que soportan las cargas oclusales(14). Sin embargo, a pesar de los avances tecnológicos, el fracaso anual de restauraciones de resina compuestas directas se ha reportado entre un 2 y un 11%(15).

Estos fracasos obedecen a diferentes factores, pero generalmente ocurren por una falla en el material, debido quizás por la propagación de una grieta preexistente subyacente a un área de estrés, que se puede deber a aire acumulado que se

incorporó al material durante la inserción, por el pulido, o debido a las imperfecciones microestructurales. Las casas fabricantes se enfocan en las propiedades físico - químicas para evitar estas fallas, buscando alternativas para mejorar aspectos como la dureza, ya que mientras mayor sea, brindará al material una mejor resistencia al desgaste y al rayado(16).

HENA HRI Micerium, es una resina de última que sugiere en las técnicas de manipulación, realizar un tratamiento térmico previo, pero aún no hay suficiente evidencia que este aspecto mejore la dureza de la resina. Por lo que es necesario realizar estudios que comprueben las propiedades de estos nuevos materiales restauradores

4. ANTECEDENTES

Los estudios de evaluación de las propiedades de biomateriales de uso odontológico se realizan casi que desde el mismo momento en que están ofertados en el mercado. Aunque todas las propiedades de los biomateriales son importantes, la mayoría de estudios se concentra en evaluación de las propiedades mecánicas y algunos otros en aquellas que tienen que ver con la sensibilidad de la técnica, la manipulación, grado de conversión, entre otros más(17).

Actualmente, existen organizaciones mundiales que han identificado y clasificado las propiedades mecánicas de los materiales dentales, con el fin de realizar pruebas

estandarizadas que generen datos comparables entre estudios. Se identificó que las propiedades mecánicas tienen particular interés, y que en su orden de prioridad están en primer lugar la fuerza, módulo elástico, resistencia a la fractura, fatiga, dureza a la indentación, desgaste por abrasión, desgaste por atrición. En segundo lugar se encuentra la resistencia al astillado y en tercer lugar el desgaste provocado por el cepillado dental (18).

La dureza es una de las propiedades que brinda una información importante de la calidad del material, debido a que está fuertemente relacionada con el modulo elástico, con la resistencia y la contracción polimérica. Se han realizado varios estudios para determinar la dureza de los materiales.

La mayoría de estudios se enfocan en comparar la microdureza Vickers de diferentes materiales dentales. Ozcan y col (2013) evaluaron la dureza Vickers en 18 muestras de tres diferentes materiales restauradores, una resina a base de silorano (Filtek Silorane) y dos resinas a base de metacrilato (Filtek Supreme and Majesty Posterior). Y encontraron que la que mejor se comportó fue la resina a base de silorano(19).

En otro estudio similar evaluaron dureza asociada a un cambio en la técnica de la resina. Evaluaron seis materiales, Revolution, Natural Flow, Fill Magic Flow, Flow-it! (flowables), Silux Plus (microfilled) y Z100 (minifilled) después de realizar el pulimento de la resina inmediato, a los 7, 15 y 21 días de polimerizada, concluyeron que la dureza fue alta en todos los materiales evaluados, sin diferencias

significativas, y que el mejor comportamiento de dureza se obtuvo cuando se pulieron a los 7 días después de conformada la resina(20).

También se ha tenido en cuenta otros cambios en la técnica, como por ejemplo la distancia de polimerización y el uso de tiras de mylar de colores, que son dos variables importantes en la aplicación clínica, un estudio realizado en 80 muestras de dos resinas, una a base de silorano (Filtek Z250) y otra a base de metacrilato (Filtek P90), en las que evaluaron la microdureza Vickers con dos distancias, 0 y 2mm de fotocurado y dos tipos de tiras de mylar, una azul y otra blanca (n=10). Los resultados muestran que, a mayor distancia, menor es la dureza y que las resinas polimerizadas con tiras de mylar azules presentaron mayor dureza. De igual forma las resina a base de silorano mostró mejores resultados de microdureza Vickers(21).

Similarmente, se han conducido estudios para evaluar el efecto del blanqueamiento con peróxido de carbamida sobre la microdureza Vickers en resinas compuestas a base de silorano y metacrilato. En una muestra total de 80 especímenes divididos en 8 grupos (n=10), se evaluó la microdureza Vickers de dos resinas expuestas a tres concentraciones de blanqueamiento (10%, 16% y 22%), se realizaron 3 indentaciones en cada muestra y se obtuvo promedio. No se hallaron diferencias significativas ($p>0,05$) entre las diferentes concentraciones(22).

En otro estudio evaluaron la microdureza Vickers en dos diferentes resinas con diferentes técnicas de inserción del material. Se usaron 60 muestras divididas en 6

grupos de observación (n=10). Los resultados evidencian que X-tra Fil mostró los mayores promedios de microdureza Vickers (94,05±1,05)(23).

En Colombia, Erazo y col (2011) realizaron una evaluación de la dureza Vickers de dos cementos autoadhesivos y autograbadores de frecuente uso(24). De igual forma, Taron y col (2015), en un estudio in vitro compararon la dureza superficial de diferentes materiales restauradores en premolares birradiculares, encontraron que aquellas cavidades restauradas con resina Tetric N-Ceram mostraron una dureza significativamente mayor ($p<0,05$) que las restauraciones hechas con resina Vitremer a 2 y 4 mm de profundidad(25).

5. MARCO TEÓRICO

5.1. Resinas de uso odontológico

5.1.1. Historia de las resinas

La resina para utilización en odontología o también llamado “composite” es un material de restauración estética de uso muy frecuente en la práctica clínica. Originalmente fue desarrollado a base de monómeros que necesitaban un activador químico para formar las cadenas poliméricas que se conocían con el nombre de resinas de autocurado. Hoy en día tienen otros componentes y la principal fuente de activación física es por medio de luz y se denominan resinas de fotopolimerización o de fotocurado(26).

El primer material resinoso propuesto para uso odontológico en la década de 1940 fue un avance importante en el contexto histórico del momento, porque el resultado estético era mejor que todos los materiales usados en ese tiempo, pero tenía problemas de alta contracción polimérica lo que desencadenaba una alta filtración y posterior fracaso de la restauración. Fue entonces, en 1963 cuando Bowen propuso un material mixto que tenía una matriz a base de Metacrilato y un agente para acoplar esta matriz con el relleno, al que se le llamó “resina compuesta”. Las propiedades y características del material lo llevaron a posicionarse y a reemplazar otros materiales restauradores debido a las ventajas como adhesión sin retención mecánica adicional, resistencia a la fractura, módulo de elasticidad adecuado, más estable y mayor dureza, entre otros(27).

Por otra parte, uno de los componentes actuales de las resinas compuestas que ha evolucionado a través del tiempo es el relleno, cuya tendencia es que las partículas y el volumen cada vez sean más pequeñas, lo que determina características de manejo, propiedades físico-mecánicas y estéticas del material. Además, este relleno tiene un grupo funcional de conversión característico a cada material y que le otorga propiedades físicas a la resina, dado que determina la velocidad y la cantidad conversión de metacrilato(28).

5.1.2. Resinas compuestas

La necesidad de agregar componentes a la resina es principalmente para mejorar las propiedades físicas, pero actualmente también se incorporan otros materiales

para mejorar el resultado estético. Las resinas compuestas se definen como un “material orgánico sintético rígido e indeformable” que se compone de tres parte importantes: la resina, que es una matriz; el relleno inorgánico, que le da la resistencia al material; y finalmente, el agente de enlace que tienen la función de integrar las partículas de relleno a la matriz orgánica(29).

La matriz o fase contínua, está constituida por principalmente por dimetacrilato, es un monómero muy usado en la industria, pero en odontología el que más se usa es el Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), tiene más peso molecular, lo que genera menor contracción durante la polimerización, es menos volátil y tiene menor difusividad en los tejidos que el dimetacrilato solo(30).

Por otra parte, el relleno es el que le da la estabilidad dimensional a la resina, porque ayuda a disminuir la contracción de polimerización y la expansión producida por el calor expedido, y además le otorga unas mejores propiedades mecánicas, como la resistencia a la abrasión, compresión, entre otras. Se han probado diversos materiales de relleno, pero quizás uno de los más aceptados es el cuarzo, que se obtiene de diferentes tamaños por proceso de molido o micro pulverización para partículas más pequeñas. Lo materiales actuales manejan tamaños de relleno promedio de 0,05µm(31). Además, el porcentaje de relleno que muestra el mejor comportamiento mecánico del material es entre el 25 y 50%(32).

Algunos autores lo llaman el tercer componente, pero en algunos materiales el agente de unión ya viene incorporado químicamente en la resina o en el relleno.

Generalmente se utiliza un material a base de silano, que tienen bipolaridad porque en un extremo tienen grupos Si-OH con afinidad por el relleno y en el otro tienen grupos metacrilatos C=C, con afinidad por la resina, con la que se une mediante enlaces covalentes. Uno de los más usados es el γ-metacriloxipropiltrimetoxi-silano (MPS)(33).

Además de los tres componentes citados anteriormente, un aspecto diferencial que garantiza las propiedades del material es el sistema de activación o también conocido como iniciador de la polimerización, en donde los radicales libres juegan un papel muy importante porque son los que reciben el estímulo externo, ya sea físico o químico. El más usado actualmente es el de energía de luz visible, es decir un sistema de fotoactivación que actúa principalmente en los iniciadores como por ejemplo las lucerinas y canforoquinonas, entre otras, que deben ser expuestas a una luz con longitud de onda entre 420 y 500nm(34).

5.1.3. Clasificación de las resinas

Las resinas compuestas se pueden clasificar según diferentes métodos. Uno de los más usados es a partir de la matriz inorgánica, se cuentan las resinas de macrorelleno, las de microrelleno, hibridas, hibridas modernas y de nanorelleno. En donde la principal diferencia está en el tamaño de la partícula (Tabla 1).

Tabla1. Clasificación de resinas compuestas según su relleno

Resina Compuesta	**Tamaño de partícula**	**Características**

Macrorelleno	10 - 50 µm	Fue muy utilizada hace muchos años, pero por el desempeño clínico deficiente dejaron de usarse. Presentaban propiedades negativas como rugosidad, filtración, contracción polimérica, además afectaba la estética.
Microrelleno	0.01 - 0.05 µm	Tienen un alto pulimento y brillo superficial importantes para la estética de la restauración, por lo que se usan más en el sector anterior, dado que para la región posterior no tiene las propiedades mecánicas indicadas para soportar cargas masticatorias
Hibridas	0,6 - 1 um	Están reforzadas por una fase inorgánica de vidrios de sílice coloidal con tamaño de 0,04 mm. , le otorgan resistencia y calidad estética
Híbridos modernos	0.4 - 1.0 µm	Alto porcentaje (>60%) de partículas sub-micrométricas. Le dan resistencia óptima al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Solo ha sido reportado la dificultad para el pulimento

		dado que se pierde muy rápido el brillo superficial
Nanorrelleno	<0.01µm	La partícula de relleno se puede disponer espacialmente de forma individual o agrupado en “nanoclusters”. Lo que le otorga buena resistencia, pero también alta calidad óptica, por lo que se pueden usar en el sector tanto anterior como posterior.

Otra clasificación de las resinas compuestas muy usada, es la inherente a la viscosidad, en donde se pueden clasificar en: baja, media y alta. Las de baja viscosidad son particularmente resinas fluidas, que se usan para situaciones clínicas particulares, tienen una mejor adaptación marginal y menor contracción de polimerización. Las de viscosidad media, son las más usadas y son indicadas para diferentes situaciones clínicas, son fáciles de manipular y de llevar a las cavidades. Y las de alta viscosidad, son usadas generalmente en restauraciones posteriores, también conocidas como resinas compactables. Tienen mayor duración pero exige que se tenga una cavidad de fácil acceso(35).

5.2. Propiedades de la resinas compuestas

Las resinas, al igual que cualquier biomaterial de uso médico, se reconoce la calidad y los beneficios de acuerdo a las propiedades. Dentro de estas se cuentan las

propiedades físicas, químicas, mecánicas y ópticas. Aunque desde el desarrollo de las resinas compuestas hasta la fecha, se ha prestado especial atención a las propiedades mecánicas(36).

La resistencia al desgaste es una propiedad que poseen las resinas de la pérdida superficial como consecuencia del roce con el diente antagonista, el alimento durante la masticación, o con otros materiales como el cepillo dental. Generalmente ocurre como un efecto de largo plazo, por movimientos constantes, repetitivos y rutinarios. Esta propiedad se ve afectada principalmente por el tamaño del relleno, el volumen y la forma en que se enlaza con las otras partículas. El tamaño de la partícula es directamente proporcional con la abrasión, es decir, entre más grande la partícula del relleno, mayor es la abrasión(37, 38).

La resistencia a la fractura es otra propiedad que es definida como la fuerza de tensión que se requiere para provocar una fractura del material, y está asociada principalmente con la cantidad del relleno. Otra propiedad mecánica muy evaluada en biomateriales dentales es la resistencia a la compresión y la tracción, y es la capacidad que tiene el material para evitar fracturarse ante dos fuerzas ejercidas hacia el centro del material, fuerza compresiva, o la fuerza de tracción que es la capacidad del material frente a dos fuerza opuestas(39).

Po su parte, el módulo de elasticidad es la propiedad que determina la rigidez del material, generalmente se calcula a partir de un ensayo de tracción. Es una

propiedad muy discutida, dado que idealmente debería comportarse como el tejido dental, pero en la práctica se ha comprobado que debe ser más elástico que el esmalte para soportar de mejor manera la carga oclusal(40).

Una de las propiedades mecánicas que ha representado un verdadero problema desde el origen de las resinas dentales es la contracción de polimerización, que se refiere a la reducción del volumen del material después de polimerizado, debido a que las partículas pasan de estar aproximadamente a 4nm de distancia entre una y otra, a 1,5nm después del polimerizado. Este fenómeno genera otra serie de comportamientos mecánicos que afectan otras propiedades de la resina, debido a que además se generan fuerzas en la interfase del diente y el material de restauración. Ésta, al igual que otras propiedades mecánicas se encuentran muy relacionadas entre sí, pero ha sido una de las más estudiadas, debido a que se identifica fácilmente el comportamiento *in vitro*(41).

Otra de las propiedades de los materiales es la dureza, y para materiales dentales se conoce la microdureza, que esa característica de los materiales resinosos que difiere demasiado en relación con el tejido dental, en la resina es de 15 KHN (número de dureza Knoop) KHN, en el esmalte es de hasta 350 KHN y en la a dentina resulta ser de 65 KHN. Para considerar la dureza de un material según la norma técnica (NTC 1591 del Icontec), debe ser mayor que 15 KHN.(42)

5.2.1. Dureza superficial

La dureza superficial es aquella propiedad que tiene un material en su capa superficial que le permite resistir la deformación elástica, plástica y destrucción, luego de incidir esfuerzos directos sobre la superficie, generalmente ocasionado por otro material más duro, como por ejemplo el diamante, que no sea susceptible de recibir deformaciones. En la medida en que un material tenga más volumen de relleno, mejor será la dureza. Esta propiedad se encuentra muy relacionada con otras propiedades mecánicas como el módulo elástico (r=0,89), resistencia a la fractura y resistencia flexural (43).

Para poder establecer la dureza de un material han sido desarrollados diferentes pruebas. Los primeros test de dureza estuvieron basados en una escala de minerales naturales basados solamente en la habilidad de un material para rayar a otro que fuera más blando. Todos estos ensayos, conllevaron a una variabilidad en las definiciones de dureza según la forma en que se miden: Resistencia a la indentación permanente bajo cargas estáticas o dinámicas (dureza por penetración), absorción de energía bajo cargas de impacto o dinámicas (dureza por rebote), resistencia a la abrasión (dureza por desgaste) y resistencia al rayado (dureza por rayado). Aunque hoy en día, los comités de calidad han identificado que la dureza por penetración es la más indicada en materiales dentales(18, 44).

5.2.2. Medición de la dureza.

La “Academia de Materiales Dentales” propuso una guía clara y concisa de los métodos y técnicas para la evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales dentales con el fin de obtener datos estandarizados y comparables en todo el mundo. Se identificaron y clasificaron en un ranking, y las que están en primer lugar de prioridad son: la fuerza, módulo elástico, resistencia a la fractura, fatiga, dureza a la indentación, entre otras(18).

Hay diferentes métodos para determinar la dureza, dentro de los más aceptados está en orden de prioridad: Martens (Universal) (E DIN50359), Vickers (ISO 6507-1), Knoop (ISO 6507-1), Rocwell (ISO 2039-2) y Brinell (ISO 6506-1:200). Particularmente la dureza Vickers (HV, por sus siglas en inglés), es una de las más utilizadas. Es una prueba estandarizada que se basa en penetrar el material con un punta de diamante en forma piramidal de cuatro caras(18).

Para realizar el ensayo de microindentación, la forma del indentador debe ser geométricamente semejante, por lo cual la dureza para un mismo material es constante, independientemente de la magnitud de la carga; además. la dureza con la pirámide coincide con la dureza Brinell para los materiales de dureza media; lo que indica que este método es aplicable con igual éxito para materiales blandos y duros, sobre todo para los ensayos de probetas delgadas y capas superficiales

El método implica que la punta piramidal incide en forma perpendicular a los cuerpos de resina que se utilizan para la prueba, y va presionando el material con una carga de valor conocido y generado por el equipo indentador, durante un tiempo conocido.

Luego se retira el equipo y se mide la diagonal de la marca generada dentro del cuerpo de prueba de resina mediante análisis microscópico y software de medición. El promedio de las diagonales se sustituye en la siguiente fórmula y se estima el valor de dureza en unidades Vickers (HV).

$$HV = \frac{1{,}8544 \times P}{D^2} = \frac{1{,}8544 \times carga(Kg)}{\text{área de impresión en } mm^2}$$

El valor medio de las diagonales y el valor de la carga se sustituyen en la fórmula para obtener el valor de la dureza Vickers. Lo indicado es realizar varias indentaciones(45)

5.2.3. Dureza reportada en materiales dentales

Diferentes estudios han demostrado que la dureza de los materiales es una propiedad que se puede estimar *in vitro* pero que está muy relacionada con el comportamiento del material *in vivo*, por lo que ha sido ampliamente analizada en los diferentes materiales dentales disponibles en el mercado. Por ejemplo, se ha reportado que el oro tiene un índice de dureza Knoop de 32, mientras que la amalgama es de 900, los cementos de silicato de 70 y la resina acrílica de 15, es decir que la resina es fácilmente penetrable.

5.3. Resina de nanorelleno *ENA HRI Micerium*®

Es una resina nueva en el mercado. Se ha reportado que Enamel HRi (high refaction index) llega al mercado con la gran novedad de haber conseguido una masa de esmalte traslúcida con un índice de refracción igual al del esmalte natural, consiguiendo así un comportamiento ante la luz muy similar al esmalte natural(8).

ENA HRi es un sistema de composite fotopolimerizable radiopaco para reconstrucciones estéticas directas en clínica e indirectas en laboratorio en los sectores anteriores y posteriores (Standard ISO 4049). Para aprovechar al máximo las características del sistema ENA HRi se aconseja utilizar la técnica de estratificación anatómica del Dr. L. Vanini; las técnicas de estratificación que no respetan la anatomía del diente, limitan notablemente las prestaciones estéticas del sistema(7).

Aplicación de la resina en forma directa. La casa fabricante recomienda que: “Se debe extraer el composite ENA HRi de la jeringa o de los “tips”; se aconseja calentar el composite con el calentador de jeringas ENA HEAT a 39ºC. A fin de reducir la contracción y evitar la formación de burbujas, realizar varias aplicaciones con poco material, extender bien con un pincel con forma de espátula (pinceles Micerium “M” para anteriores y “F” para posteriores y pinceles con punta de goma). No se debe humedecer el esmalte universal HRi con otros bonding o resinas porque se volvería opaco. Realizar capas onduladas para permitir el paso de luz desde diferentes direcciones. Fotopolimerizar a capas de 1-1,5 mm (no más de 2 mm) durante 40 segundos, iluminando desde todos los lados de la restauración, colocando la lámpara lo más cerca posible. La presencia de oxígeno deja sobre la superficie una

capa fina de material no polimerizado (estrato de dispersión); ésta crea la unión química entre las capas y no debe ser contaminada ni entrar en contacto con la humedad. Utilizar Air Block (Shiny G) en la última fotopolimerización para obtener una polimerización completa de la superficie. POLIMERIZACIÓN: tiempo de trabajo: tres minutos bajo la luz del sillón. En el caso de reconstrucciones complejas cubrir el composite con un folio oscuro o utilizar la “paleta para mezcla de colores” con tapa negra o naranja (COSSTAIN01). NOTA: evitar la luz directa del sillón sobre el composite. Polimerizar cada capa durante aproximadamente 40 segundos(46)

En la técnica indirecta, en inlay, onlays y carillas, prótesis combinadas y sobre implantes, rehabilitaciones. “ENA HRi se puede emplear con técnicas indirectas sea en los sectores anteriores, como en los posteriores. El profesional puede utilizar técnicas de estratificación similares a las utilizadas con los modernos sistemas cerámicos, aunque el ENA HRi es un esmalte de alto índice de refracción”(46).

Para la colocación, ENA HRi recomienda que se debe preparar la cavidad sin ángulos, ligeramente redondeados y el espesor mínimo debería ser de 1,5 mm para evitar fracturas, Se toma la impresión y se construye el provisional utilizando ENA Temp, cementándolo con un cemento sin Eugenol. Para las incrustaciones se puede utilizar el composite elástico ENA Soft(46).

En el laboratorio se debe realizar una impresión en yeso extra duro. Una vez endurecido el yeso, remover la toma de impresión, cerrar los ángulos y aislar el

modelo con aislante no aceitoso tipo TEMP SEP. Proceder a la estratificación como se ha indicado en el método directo. Para inlays, construir las paredes externas y después las paredes oclusales. Se puede caracterizar el composite con los supercolores ENA HRi Stain insertándolos entre dentina y esmalte universal. Cada capa no debe superar los 2 mm de espesor y debe ser polimerizado aproximadamente durante 40 segundos. Realizar la polimerización final durante 11 minutos en lámpara de alta potencia tipo Laborlux o durante 30 minutos en lámparas de 86W tipo LampadaplusT. Acabar con fresas y pulir con puntas de goma Shiny y pastas diamantadas ENA Shiny. Lavar el trabajo con agua y jabón y secarlo con aire sin aceite. Nota. Para mayores informaciones técnicas también sobre restauraciones con estructuras en metal con fibra, consultar el manual “ENA HRi Tender, procedimientos de Laboratorio” (46).

Cementación. Sacar el provisional y limpiar la cavidad. Probar el trabajo insertándolo delicadamente sobre la preparación y realizar las eventuales correcciones. Pos polimerizar en un horno tipo LampadaplusT durante 9 minutos. Aplicar el dique. Limpiar y secar la superficie preparada del diente y arenarla. Proceder al grabado de la cavidad y a la aplicación de dos capas de bonding tipo ENA BOND sin polimerizar. Arenar la parte interna del trabajo en composite y limpiarla con alcohol; aplicar el bonding sin polimerizar. Aplicar una pequeña cantidad de ENA HRi, esmalte universal o dentina clara (según la profundidad de la cavidad, después de haberlo calentado a 55ºC en el calentador de jeringas ENA HEAT) sobre el trabajo que se tiene que cementar y posicionarlo en la cavidad; proceder a una condensación mecánica o manual. Eliminar los excedentes con una

espátula o una sonda y polimerizar por lo menos durante 80 segundos desde todas las zonas del diente. Controlar la oclusión, acabar con fresas diamantadas finas y con tiras interproximales, y pulir con el sistema ENA Shin(46).

Para la polimerización es necesario utilizar una lámpara con un espectro de 350-500 nm. Los resultados físicos requeridos se obtienen sólo utilizando lámparas de diversas paredes; por este motivo se tiene que controlar periódicamente la intensidad de la luz según las instrucciones el fabricante. La profundidad de la polimerización en estos aparatos debería alcanzar los 4,6 mm el valor óptimo se alcanza a 2,3 mm" (46)

La investigación que aún continúa en proceso, ha permitido afirmar que este material, cuando es utilizado en reconstrucción de dientes anteriores en diferentes dimensiones (reconstrucción pequeña, mediana y grande), presenta características y ventajas innumerables, pues en muchos casos utilizar un solo esmalte simplifica la fase reconstructiva, mientras que, en las situaciones más complejas, permite lograr una integración que no se puede obtener, a nivel óptico, con otros sistemas. Esta resina se comporta de un modo similar al esmalte natural, pues a medida que se aumenta el espesor, aumenta el valor; a diferencia de otros materiales en los que un exceso de espesor tiende a mostrarse menos estética.

6. OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS

6.1. OBJETIVO GENERAL

Evaluar el diferencial de dureza de una resina micro híbrida foto polimerizada sometida precalentamiento durante la fase de trabajo versus sin precalentamiento

6.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Estimar la dureza promedio de una resina micro híbrida foto polimerizada con precalentamiento durante la fase de trabajo.
- Estimar la dureza promedio de una resina micro híbrida foto polimerizada sin precalentamiento durante la fase de trabajo.
- Comparar la dureza de la resina con precalentamiento versus sin precalentamiento
- Evaluar la influencia de la temperatura en la dureza de resinas de nanopartículas

7. ASPECTOS METODOLÓGICOS

7.1. TIPO DE ESTUDIO

Estudio Experimental *In vitro*

7.2. OBJETO DE ESTUDIO

Resina de micro híbrida de última generación

7.3. MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

Resina

7.4. UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Cuerpos de muestra confeccionados según la norma para la evaluación de la microdureza Vickers en materiales

7.5. MUESTRA

Los parámetros para el cálculo del tamaño de muestra se obtuvieron a partir de los resultados de una prueba piloto con 5 cuerpos de prueba. De aquí se obtuvo que la diferencia entre la dureza de los discos de resina de esmalte sin precalentamiento y con precalentamiento es de aproximadamente 2.3 vickers y la desviación estándar de la dureza para los discos de resina de esmalte sin precalentamiento 2.9 vickers. Aceptando un riesgo de 0.05 y una potencia estadística del 90% para detectar diferencias, se debe obtener un mínimo de 30 cuerpos de prueba.

7.6. CRITERIOS DE SELECCIÓN

7.6.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Todos los especímenes que cumplieran con las medidas estipuladas por la norma ISO 4049.

- Todos los especímenes que no presentaran grandes poros o rayones en la superficie según la norma ISO 4049.

7.6.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Los especímenes con grandes poros o rayones detectables en su superficie o que se hubieran deteriorado por manipulación durante el tiempo de realización de las pruebas.

7.7. PROCEDIMIENTO

.

Fase 1. Tratamiento térmico un tubo de resina. Según las recomendaciones de la casa fabricante, el dispositivo de calentamiento ENA fue regulado a 39°C. Antes de su uso, se esperó el tiempo necesario para que alcance la temperatura ideal (al llegar a la temperatura, el LED se convertirá en fijo). Las jeringas, viales o carpules se insertaron en los agujeros del equipo al menos 10 minutos antes de usar el material. Se procedió a confeccionar los cuerpos de prueba.

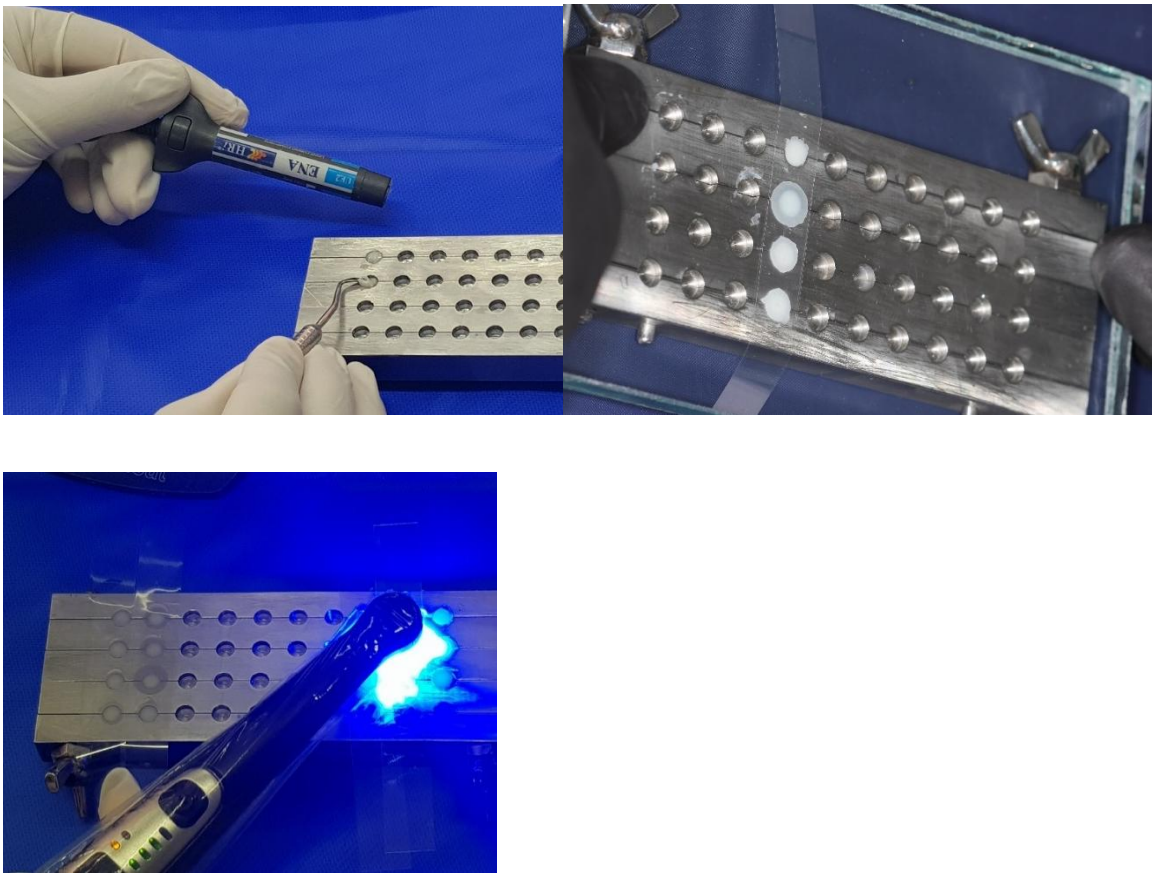
Figura 1



Fase 2. Confección de cuerpos de prueba. Se hicieron 30 cuerpos de prueba para cada grupo, al primero no se le realizó precalentamiento y al segundo se le realizó precalentamiento 10 minutos para posteriormente realizar los cuerpos de prueba. Para la elaboración de dichos cuerpos, se utilizó un dispositivo de acero inoxidable con 5mm de diámetro y 2 mm de altura, atendiendo a las recomendaciones de la norma ISO 4049.

Tras tener la resina en dicho molde, se interpuso una tira de mylar con el fin de obtener una superficie homogénea de la resina (así se aseguran superficies lisas, limpias y brillantes se evita la formación de una capa inhibida de oxígeno); seguidamente se hizo presión con una loseta de vidrio para eliminar excesos y burbujas, se procedió a retirar la loseta y se procedió a fotopolimerizar lámpara Valo potencia estándar 1000 mw/ cm2 por 20 segundos. Además del tiempo y la distancia de fotopolimerización, se siguieron las distintas recomendaciones de la casa fabricante.

Figura 2



Fase 3. Selección y aceptación de los cuerpos de prueba. El calibrador previamente analizó los cuerpos de prueba que cumplieran con la normatividad de calidad y fueron aceptados todos los 30 cuerpos de prueba para para cada grupo.

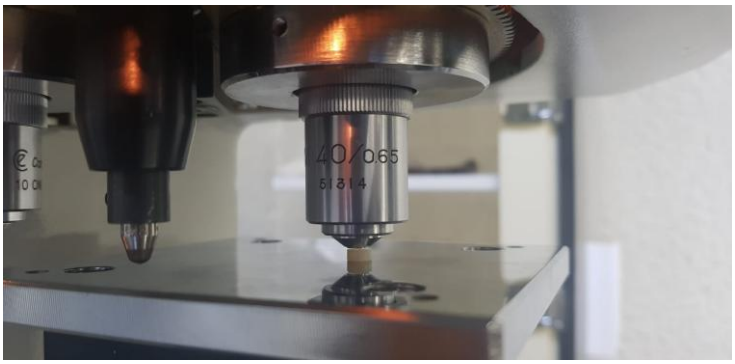
Fase 4. Conservación y almacenamiento de los especímenes. Cada grupo de cuerpos de prueba fue identificado y almacenado en un contenedor individual hasta el momento de realizar la prueba, esto con el fin de conservar su integridad física;

conservándolos siempre a temperatura ambiente 23°c. La prueba de dureza fue realizada tras 1 día de completar la elaboración de la totalidad de especímenes, momento en el que fue asignada la cita en el laboratorio encargado de dirigir dicho proceso.

Figura 3



Fase 5. Medición. Se llevó un grupo de cuerpos de prueba para realizar la indentación, se montó cada muestra en el micro durómetro INDECTEC ZHV ,para evaluar la dureza Vickers (VHN), se aplicó una carga de 0,5 Kg a través de un indentador de diamante durante 15 segundos. En cada cuerpo de prueba se tomaron 2 lecturas igualmente distribuidas sobre la superficie, pero muy alejadas de la periferia de la muestra. Figura 4



Fase 7. Estimación de la dureza. Una vez obtenidos los valores de cada indentación, se estimó la dureza Vickers con la siguiente fórmula:

$$HV = \frac{1{,}8544 \times P}{D^2} = \frac{1{,}8544 \times carga(Kg)}{\text{área de impresión en } mm^2}$$

Figura 5





Luego se tomaron los valores de cada cuerpo de prueba y se consolidaron en una base de datos en una Hoja de Cálculo de Excel, luego fue exportada para realizar el análisis estadístico.

7.8. OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES

No.	Variable	Tipo	Escala	Recolección
1	Tratamiento térmico	Cualitativa dicotómica	1. Sin 2. Con	Base de datos
2	Microdureza Vickers	Cuantitativa continua	Valor calculado de la dureza a partir de la indentación	Base de datos

7.9. ASPECTOS ÉTICOS

Según la Resolución 8430 del 93 del Ministerio de Salud de la República de Colombia, la investigación se clasificó “sin riesgo”, pues no se hace intervención directa en humanos que puedan poner en riesgo la salud de éstos

7.10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

A partir de los datos obtenidos mediante la fórmula de dureza se realizó una base de datos en Excel, cuyos componentes luego fueron exportados al programa

estadístico SPSS v.20. Se hizo análisis descriptivo con medidas de tendencia central (promedio, mediana, desviación estándar), gráficas para la presentación de los resultados. Para el análisis comparativo de promedios, se aplicó una prueba no paramétrica (U de Mann-Whitney) y se consideró una significancia estadística de $p < 0.05$.

8. RESULTADOS

Todos los cuerpos de prueba fueron aceptados para realizar la microindentación tanto en el grupo control como los del grupo de tratamiento (n=60) cumpliendo la norma ISO 4049.

Una vez realizada la prueba invitro se encontró que el promedio de la dureza en el grupo sin precalentamiento fue de 58,5 ± 9,9 HV en el primer ensayo y de 55,1 ± 6,9 HV en el segundo ensayo. El promedio general de la microdureza en este grupo fue de 56,8 ±7,4 HV con un rango de 40,50 – 72,00 HV (Tabla 2).

Por otra parte, el promedio de la dureza en el grupo de tratamiento con precalentamiento fue de 52,8 ± 5,9 HV, en la primera, y de 51,4 ± 3,0 HV en la segunda. El promedio general de la microdureza fue de 52,1 ±3,7 HV, con un rango de 47,00 – 62,50 HV (Tabla 2).

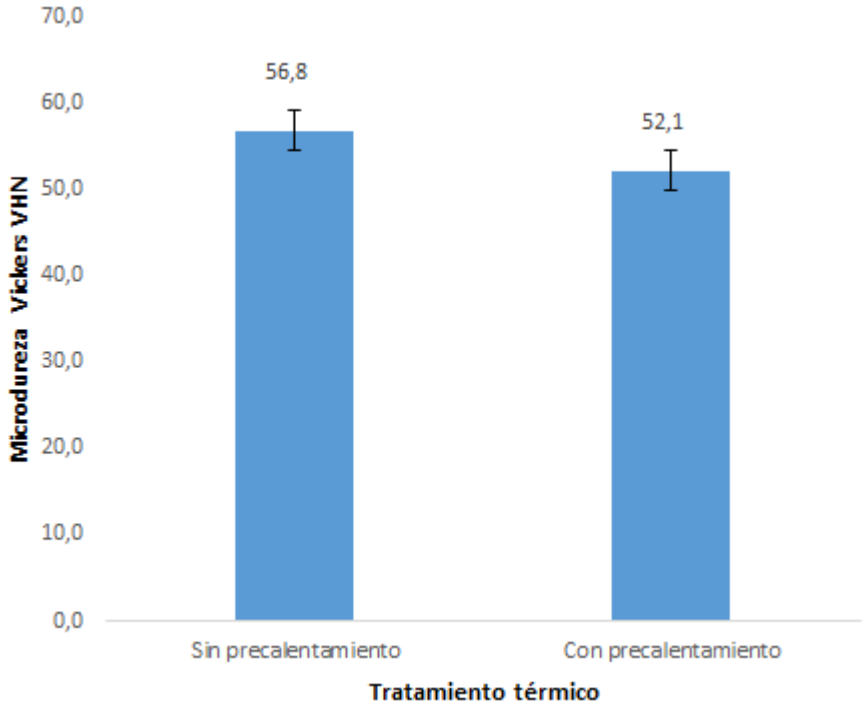
Tabla 2. Prueba de dureza Vickers con y sin precalentamiento

	Tipo								**Valor *p***
	Sin precalentamiento				**Con precalentamiento**				
HV	**Mínimo**	**Máximo**	**Media**	**DE**	**Mínimo**	**Máximo**	**Media**	**DE**	
dureza_1	38,0	77,0	58,5	9,9	47,0	71,0	52,8	5,9	0,001*
dureza_2	43,0	73,0	55,1	6,9	46,0	59,0	51,4	3,0	0,003*

(HV) Hardness Vickers; (*) Diferencia estadísticamente significativa, prueba U de MannWhitney; (DE) Desviación Estándar

Al realizar la comparación de la primera prueba entre el grupo sin precalentamiento y con precalentamiento a partir de la prueba Mann Whitney se encontraron diferencias estadísticamente significativas (P =0,001). Al igual que al comparar la segunda prueba (P =0,003).

Gráfico 1. Dureza vickers de una resina de nano partículas (*HENA HRI Micerium*) con y sin tratamiento térmico



Los resultados arrojan que el grupo sin precalentamiento mostró valores de dureza mayores (56,8 ±7,4 HV) con respecto al grupo al que se le realizó precalentamiento (52,1 ±3,7 HV), y estas diferencias mostraron ser estadísticamente significativas (p=0,000) (Tabla 3).

Tabla 3. Comparación de la Dureza Vickers en cuerpos de resina de nano partículas (*HENA HRI Micerium*) con y sin precalentamiento

Tratamiento térmico	**Dureza (HV)**				**Valor *p***
	Mínimo	**Máximo**	**Media**	**DE**	
Sin precalentamiento	40,50	72,00	56,8	7,4	0,000*
Con precalentamiento	47,00	62,50	52,1	3,7	

(HV) Hardness Vickers; (*) Diferencia estadísticamente significativa, prueba U de MannWhitney; (DE) Desviación Estándar

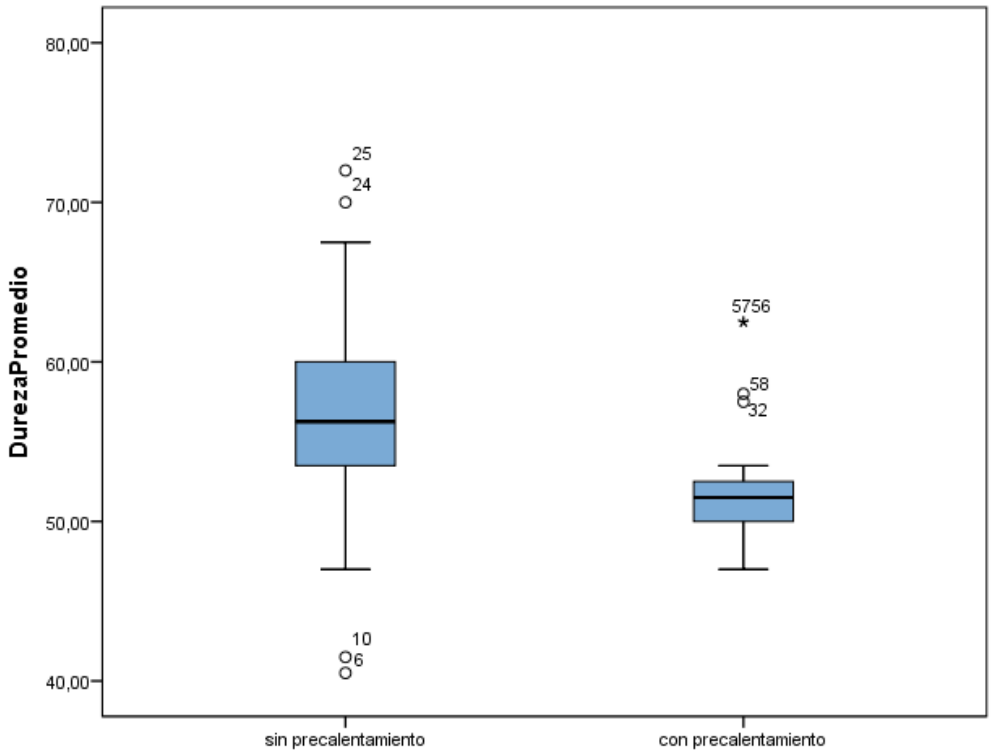


Gráfico 2: Diagrama de cajas y alambres

En el gráfico 2 los cuerpos de prueba sin precalentamiento obtienen una dureza promedio por encima de los cuerpos de prueba con precalentamiento al igual que también aumenta la variabilidad de la dureza.

9. DISCUSIÓN

El avance de la tecnología en el desarrollo de nuevos biomateriales dentales ha llegado al punto de realizar modificaciones a los polímeros en escalas manométricas para mejorar las propiedades mecánicas como la resistencia, módulo elástico, la dureza, entre otras, que pueden garantizar un comportamiento clínico de las resinas de alta calidad. Algunas casas comerciales recomiendan hacer tratamientos térmicos previos al fotocurado de la resina, pero son pocos los reportes sobre los cambios en las propiedades después del pretratamiento. El presente estudio evaluó la microdureza Vickers de una resina micro híbrida foto polimerizada (*HENA HRI Micerium)* con y sin tratamiento de precalentamiento.

La academia internacional de materiales dentales realizó una guía consenso en el 2018 para determinar cuáles son las propiedades mecánicas para el análisis de materiales odontológicos y las clasificó según su prioridad, reconociendo la dureza como una de las propiedades del grupo primer grupo de prioridad, entre otras (18). En el presente estudio se decidió evaluar la microdureza porque es una propiedad que responde a la composición del material, debido a que la resina evaluada es de microrelleno, y es conocido que entre más relleno del material, más aumenta su dureza, además, ésta propiedad se encuentra muy relacionada con otras propiedades mecánicas como el módulo elástico, resistencia a la fractura y resistencia flexural (43).

Para determinar la dureza existen diferentes métodos reconocidos como el de Knoop (ISO 6507-1), Vickers (ISO 6507-1), Rocwell (ISO 2039-2), Brinell (ISO 6506-1:200) y Martens (Universal) (E DIN50359) entre otros. En este estudio se decidió utilizar el método de microindentación Vickers debido a que es una metodología estandarizada, de alta confiabilidad y reproducibilidad, que se basa en indentar el material de prueba con un punta de diamante (18) (45), además ha sido regularmente usada con otros materiales dentales como cementos, ionómeros, entre otros(47, 48).

Por otra parte, el calentamiento de los materiales ha generado discusión entre los investigadores y clínicos. Hace un par de décadas se había probado que la temperatura afecta las propiedades físicas de las resinas compuestas, particularmente, el aumento a 60^{o}C generaba una mejoría en la dureza y la fuerza tensil(49). Otros estudios muestran que el calor afecta tanto positiva como negativamente otras propiedades(50, 51), por lo que es necesario realizar pruebas para tener garantía de una buena calidad del material de restauración.

La resina *Enamel HRi (high refaction index)* llega al mercado con la oferta de un comportamiento ante la luz muy similar al esmalte natural(8). La casa comercial sugiere realizar tratamiento térmico antes de realizar la polimerización, pero no hay estudios que garanticen los resultados. Nosotros comparamos la dureza con y sin precalentamiento.

Algunos pocos estudios han analizado materiales dentales con tratamiento de precalentamiento, por ejemplo Quintanilla (2016) evaluó la microdureza Vickers de la resina compuesta FiltekTM Z350XT (3M ESPE) color A1 en donde se precalentó las resina antes de activarlas a 10, 20, 30 y 40^0 C, de igual forma en una segunda fase refrigeró las resinas y luego las activo 10, 20 y 30 minutos. Los resultados muestran que con el incremento del calor, también aumenta la dureza(52).

La diferencia de los resultados posiblemente se debe a que se evaluaron materiales de diferente marca y con diferente proporción de relleno, además, es probable que el aumento de la temperatura en el composite provoca una disminución de la viscosidad lo que genera mayor movilidad molecular de los grupos reactivos que se encuentran inmersos dentro de la matriz de resina. De igual forma, las partículas de relleno de mayor tamaño tienden a provocar aumento en la frecuencia de colisiones lo que favorece sensiblemente una mayor conversión de monómeros(53).

Por otra parte, los resultados de Quintanilla muestran que en la medida en que aumentan la temperatura mayor es el valor de microdureza, y particularmente, a partir de 20 °C la dureza fue significativamente mayor que con las temperaturas de 0, 10 °C ($p<0.05$). Contrariamente a los resultados del presente estudio en el que la dureza fue mayor en muestras del grupo que no se hizo pre calentamiento. Esta discrepancia podría explicarse en que *Enamel HRi* al ser menos viscoso puede presentar mayor expansión en sus componentes, lo que físicamente genera un mayor paso de fotones que van posteriormente a activar los foto iniciadores; esto

hace que aquellos radicales libres que quedan inmersos en la matriz después de expandirse, logran un proceso de auto aceleración, lo que aumentaría la tasa de conversión(54).

Son pocos los estudios que evalúan la microdureza con y sin precalentamiento, Ayub y colaboradores (2014), evaluaron la microdureza en varios composites con tratamiento térmico previo, la resina Filtek Suprem Ultra mostró valores significativamente más altos que las otras resinas evaluadas. Los resultados de dureza del presente estudio estuvieron ligeramente mayores que las mayorías de resinas a excepción de la marca Filtek Suprem Ultra (Tabla 4). Estas diferencias se pueden deber a que tanto la partícula del relleno de Filtek como la de ENA Micerium es más pequeña que las otras resinas evaluadas, lo que puede generar menos espacios intermoleculares y aumentan la microdureza.

Tabla 4. Microdureza Vickers de diferentes resinas compuestas de última generación con tratamiento térmico previo a la polimerización.

	Ayub K. y colaboradores (2014)				***Presente estudio (2019)***
Tratamiento térmico	*Bis-GMA, UDMA Filler: 71.5 %, silinated strontium borosilicate, dioxide*	*Bis-GMA, dimethacrylates Filler:68.4% barium glass filler, BaAlfluo-ro silicate glass, dispersed silica*	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA, PEGDMA Filler: 72.5% zirconia/silica	Polysilorane Filler: 73 wt% quartz	*Bis-GMA, 1,4-Butandiol-dimethacrylate Urethandi-methacrylate*
Sin precalentar	41,16± 1,19	43,70±1,86	60,60±1,03	42,38±1,83	56,8 ±7,4
Precalentada	46,75±1,26	49,07±2,19	70,62±2,24	53,90±2,02	52,1 ±3,7

Por otro lado, nuestros resultados están acordes con presentados por Saade y colaboradores (2009) en el que evaluaron la microdureza Vickers de una resina compuesta nanohíbrida (*Tetric Ceram. Ivoclar/Vivadent,Schaan, Liechtenstein, color A, lote J03862)* con tres tratamientos térmicos previos a 37ºC, 54ºC y 60ºC(55). Los resultados muestran que en la medida en que se incrementa el calor, la microdureza disminuye, aunque no es estadísticamente significativo (p>0,05). Similar a lo reportado en este estudio, donde también hubo el mismo comportamiento después del tratamiento térmico, aunque si fueron estadísticamente significativas (p=0,000).

Finalmente, los resultados de microdureza Vickers obtenidos en los dos grupos evaluados en el presente estudio están muy por encima de los valores de materiales considerados como duros (>30 HV) (18) y además, los dos grupos también muestran valores muy similares a la dureza reportada de la dentina (62,5±10,2 HV)(56). Es decir, que tanto con o sin calentamiento pueden emular el tejido biológico a reemplazar, que es el resultado que se espera para la restauración.

El presente estudio tiene la limitación que solo se evaluó la microdureza Vickers, sin tener en cuenta otra propiedad mecánica complementaria que pueda servir para corroborar los resultados. Los autores sugerimos realizar otras pruebas mecánicas a la misma resina y realizando los mismos protocolos de precalentamiento.

10. CONCLUSIONES

El precalentamiento de la resina micro híbrida **(*HENA HRI Micerium*®) disminuye levemente la dureza superficial Vickers.**

Se obtuvieron valores de dureza, para ambos grupos, que cumplen con los estándares establecidos**,** Dureza Vickers 11 – 15 (Kgf/mm2) según norma (1591).

RECOMENDACIONES

Con la información obtenida en el presente estudio, los autores recomendamos que se realicen otras pruebas técnicas en la misma resina para determinar otras propiedades físicas y químicas y con esto tener una mejor aproximación de la calidad del producto de nano partículas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bayne SC, Ferracane JL, Marshall GW, Marshall SJ, van Noort R. The Evolution of Dental Materials over the Past Century: Silver and Gold to Tooth Color and Beyond. J Dent Res. 2019;98(3):257-65.
2. Shah PK, Stansbury JW. Role of filler and functional group conversion in the evolution of properties in polymeric dental restoratives. Dent Mater. 2014;30(5):586-93.
3. Montagner AF, Sande FHV, Muller C, Cenci MS, Susin AH. Survival, Reasons for Failure and Clinical Characteristics of Anterior/Posterior Composites: 8-Year Findings. Braz Dent J. 2018;29(6):547-54.
4. van Dijken JW, Lindberg A. A 15-year randomized controlled study of a reduced shrinkage stress resin composite. Dent Mater. 2015;31(9):1150-8.
5. de Kok P, Kleverland CJ, Kuijs RH, Oztoprak MA, Feilzer AJ. Influence of dentin and enamel on the fracture resistance of restorations at several thicknesses. Am J Dent. 2018;31(1):34-8.
6. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? Dent Mater. 2013;29(1):51-8.
7. Simoni F, Vanini L. Restauración de resina directa usando la nueva matriz V4-Ring y el nuevo composite Micerium Enamel Plus HRi function. Dental Tribune. 2014:14-6.
8. gruppo M. Micerium S.p.A. 20192019 [Available from: http://www.micerium.es/.
9. da Silveira R. Epidemiology od dental caries in the World. In: Virdi MS, editor. Oral Health Care – Pediatric, Research, Epidemiology and Clinical Practices: IntechOpen; 2012.
10. Zaleckiene V, Peciuliene V, Brukiene V, Drukteinis S. Traumatic dental injuries: etiology, prevalence and possible outcomes. Stomatologija. 2014;16(1):7-14.
11. Ministerio de la Protección Social. Estudio Nacional de Saluld Bucal IV - ENSAB IV 2014.
12. Gong Y. The developmental history of the dental filling materials. Zhonghua Yi Shi Za Zhi. 2008;38(4):227-30.
13. Stein PS, Sullivan J, Haubenreich JE, Osborne PB. Composite resin in medicine and dentistry. J Long Term Eff Med Implants. 2005;15(6):641-54.
14. Li X, Liu W, Sun L, Aifantis KE, Yu B, Fan Y, et al. Resin composites reinforced by nanoscaled fibers or tubes for dental regeneration. Biomed Res Int. 2014;2014:542958.
15. Collares K, Opdam NJM, Laske M, Bronkhorst EM, Demarco FF, Correa MB, et al. Longevity of Anterior Composite Restorations in a General Dental Practice-Based Network. J Dent Res. 2017;96(10):1092-9.
16. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. J Clin Diagn Res. 2015;9(6):Ze18-24.
17. Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, Watts DC, Silikas N, Ilie N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part II-Technique

sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). Dent Mater. 2017;33(11):1171-91.
18. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. Dent Mater. 2017;33(8):880-94.
19. Ozcan S, Yikilgan I, Uctasli MB, Bala O, Kurklu ZG. Comparison of time-dependent changes in the surface hardness of different composite resins. Eur J Dent. 2013;7(Suppl 1):S20-5.
20. 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):188-92.
21. Mousavinasab SM, Barekatain M, Sadeghi E, Nourbakhshian F, Davoudi A. Evaluation of light curing distance and mylar strips color on surface hardness of two different dental composite resins. Open Dent J. 2014;8:144-7.
22. Esmaeili B, Abolghasemzadeh F, Gholampor A, Daryakenari G. The effect of home bleaching carbamide peroxide concentration on the microhardness of dental composite resins. Gen Dent. 2018;66(1):40-4.
23. Moharam LM, El-Hoshy AZ, Abou-Elenein K. The effect of different insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite materials. J Clin Exp Dent. 2017;9(2):e266-e71.
24. Erazo L, Vinasco F, Ruan J. Comparación de la microdureza supercial Vickers del cemento autoadhesivo-autograbador Relyx Unicem y el cemento dual Relyx Unicem. Revista Colombiana de Investigación en Odontología. 2011;1(3):68-76.
25. Taron A, Frías S, Blanco S, Camacho A, Bustillo J, Díaz A. Comparación de la dureza superficial de diferentes tipos de materiales restauradores en premolares birradiculares, un estudio in vitro. Avances en Odontoestomatología. 2015;31(6):355-61.
26. Singh H, Kaur M, Dhillon J, Mann J, Kumar A. Evolution of restorative dentistry from past to present. Indian Journal of Dental Sciences. 2017;9(1):38-43.
27. Rodriguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Act Odont Ven. 2019;46(3).
28. Stansbury JW. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. Dent Mater. 2012;28(1):13-22.
29. Cova JL. Resinas compuestas. In: Amolca, editor. Biomateriales dentales. 2a ed2010.
30. Cova J. Química de los biomateriales dentales. SERBIULA (sistema Librum 20). 2019.
31. Randolph L, Pali W, Leloup G, Leprince J. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties - ScienceDirect. Dental Materials. 2016;32(12):1586-99.
32. Lawson NC, Burgess JO. Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2015;103(2):424-9.
33. Antonucci J, Dickens S, Fowler B, Xu H, McDonough W. chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites. Journal of Reseaccrh Institute of Standars and Technology. 2005;110(581).

34. Alves E, Alonso R, Correr G, Correr A, de Moraes R, Sinhoreti M, et al. Trasndental photoactivation technique: Hardness and marginal adaptation of composite restauration using different light sources. Operative Dentistry. 2008;33(4):421-5.
35. Cangül S, Adıgüzel Ö. The Latest Developments Related to Composite Resins. International Dental Research. 2017;7:32-41.
36. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. Dent Mater. 2011;27(1):29-38.
37. Khosravani MR. Mechanical behavior of restorative dental composites under various loading conditions. J Mech Behav Biomed Mater. 2019;93:151-7.
38. Turssi CP, De Moraes Purquerio B, Serra MC. Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods--a review. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2003;65(2):280-5.
39. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Fischer NG, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. Jpn Dent Sci Rev. 2018;54(2):76-87.
40. Park JH, Choi NS. Equivalent Young's modulus of composite resin for simulation of stress during dental restoration. Dent Mater. 2017;33(2):e79-e85.
41. Aljabo A, Xia W, Liaqat S, Khan MA, Knowles JC, Ashley P, et al. Conversion, shrinkage, water sorption, flexural strength and modulus of re-mineralizing dental composites. Dent Mater. 2015;31(11):1279-89.
42. Incontec. Normas técnicas- Icontec 2019 [Available from: https://www.icontec.org/Paginas/Home.aspx.
43. Thomaidis S, Kakaboura A, Mueller WD, Zinelis S. Mechanical properties of contemporary composite resins and their interrelations. Dent Mater. 2013;29(8):e132-41.
44. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. Oper Dent. 2018;43(4):E173-e90.
45. Quinn G, bradt R. On the Vickers Indentation Fracture Toughness Test | NIST. J Am Ceram Soc. 2007;90(3):673-80.
46. S.P.A. M. ENA HRi -sistema de composite para restauraciones estéticas. In: ® M, editor. Italia2016.
47. Ramos MB, Pegoraro TA, Pegoraro LF, Carvalho RM. Effects of curing protocol and storage time on the micro-hardness of resin cements used to lute fiber-reinforced resin posts. J Appl Oral Sci. 2012;20(5):556-62.
48. Eliguzeloglu Dalkilic E, Donmez N, Kazak M, Duc B, Aslantas A. Microhardness and water solubility of expired and non-expired shelf-life composites. Int J Artif Organs. 2019;42(1):25-30.
49. Bausch JR, de Lange C, Davidson CL. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. J Oral Rehabil. 1981;8(4):309-17.
50. Alizadeh Oskoee P, Pournaghi Azar F, Jafari Navimipour E, Ebrahimi chaharom ME, Naser Alavi F, Salari A. The effect of repeated preheating of dimethacrylate and silorane-based composite resins on marginal gap of class V restorations. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2017;11(1):36-42.

51. Mohammadi N, Jafari-Navimipour E, Kimyai S, Ajami AA, Bahari M, Ansarin M. Effect of pre-heating on the mechanical properties of silorane-based and methacrylate-based composites. J Clin Exp Dent. 2016;8(4):e373-e8.
52. Quintanilla C. Comparación de la microdureza superficial in vitro de una resina compuesta fotoactivada a diferentes temperaturas y tiempos de climatización. Lima, Perú: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2016.
53. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. J Dent Res. 2005;84(7):663-7.
54. Prasanna N, Pallavi Reddy Y, Kavitha S, Lakshmi Narayanan L. Degree of conversion and residual stress of preheated and room-temperature composites. Indian J Dent Res. 2007;18(4):173-6.
55. Saade E, Bandeca M, Bagnato V, Porto-Neto S. Influence of pre-heat treatment and different light-curing units on Vickers hardness of a microhybrid composite resin. Laser Physics. 2009;19(6):1276-1.
56. Dadoun MP, Bartlett DW. The microhardness of bleached dentine and its bond strength to a dentine bonding agent. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2007;15(3):131-4.