FUERZA ADHESIVA DE RESTAURACIONES INDIRECTAS EN RESINA COMPUESTA UTILIZANDO DOS TÉCNICAS DE CEMENTACIÓN: ESTUDIO *IN VITRO*

IN VITRO EVALUATION OF ADHESIVE STRENGTH OF COMPOSITE RESIN INDIRECT RESTORATIONS USING TWO BONDING TECHNIQUES

AUTORES

DANIELA LARGACHA GONZALEZ
SEBASTIAN REVELO VITERI
KARLY VIVIANA RODRIGUEZ ROBAYO

ADRIANA JARAMILLO
CARLOS HUMBERTO MARTINEZ
JULIAN TAMAYO
GIOVANNY URREGO CUERO

COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
Especialización en Rehabilitación Oral

SANTAGO DE CALI
17 DE OCTUBRE DE 2019

RESUMEN

Objetivo: Comparar la fuerza adhesiva máxima soportada antes de la falla de unión entre el esmalte y restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con una resina precalentada o con un cemento resinoso fotopolimerizable**. Método**: estudio experimental *in vitro* en 74 discos de resina microhíbrida (Filtek® P60 3M) cementados a premolares extraídos y aleatoriamente distribuidos en dos grupos de 37 especímenes cada uno. El primer grupo se cementó con cemento resinoso fotopolimerizable, Variolink Veneer® (Ivoclar Vivadent) y el segundo grupo se cementó con resina precalentada Micerium® (ENA HRi). La fuerza de cizallamiento se aplicó en una máquina de ensayos universal INSTRON 3366 a una velocidad de 0,2 mm por minuto hasta que se presentó el desalojo de la restauración. Los datos de carga máxima se registraron en el instrumento de recolección digital elaborado en el programa Excel office 365 ® 2016 y posteriormente exportados al programa estadístico SPSS v.23. Para verificar la distribución normal de los datos se aplicó la prueba de Kolmogorov, se utilizó la prueba T de student y se consideró una significancia estadística de $p<0.05$. **Resultados:** El grupo de cemento resinoso fotopolimerizable mostró un promedio de resistencia mayor (127,3 ± 56,2 N) que el grupo cementado con resina precalentada (124,6 ± 39,4 N), sin diferencias estadísticamente significativas (p = 0,8). Las fallas presentadas, fueron todas de tipo adhesivo, en los 74 cuerpos de muestra. **Conclusión**: No hay diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia adhesiva, frente a una fuerza de cizallamiento, de las dos resinas comparadas; sin embargo, la resina precalentada ENA HRi presentó un promedio ligeramente menor (124,6 N) que la resina Variolink (127,3 N).

PALABRAS CLAVE: Adhesión dental. Fuerza de cizallamiento. Restauraciones indirectas. Resinas precalentadas. Resinas fotopolimerizables.

ABSTRACT

Objective: To compare the maximum adhesive strength supported before bonding failure between enamel and indirect restorations cemented with a preheated resin or a photopolymerized resin. **Method**: Experimental *in vitro* study with 74 discs of microhybrid resin (Filtek p60®, 3M) cemented to human premolar teeth extracted for orthodontic purposes, randomly distributed in two groups of 34 specimens: the first group cemented with Variolink Veneer® (Ivoclar Vivadent) resin and the second cemented with a preheated resin (Micerium®, ENA HRi). The shearing force was applied at a speed of 0.2 mm/minute in a universal testing machine Instron 3366, until the release of the restoration. The maximum load data was recorded in the digital collection instrument prepared in the Excel office 365 ® 2016 program and subsequently exported to the SPSS v.23 statistical program. To verify the normal distribution of the data, the Kolmogorov test was applied, the student's T test was used and a statistical significance of $p < 0.05$ was considered. **Results**: The average adhesive strength of the group cemented with the photopolymerized resin was 127.3 N, slightly higher than the group cemented with preheated resin, 124.6 N. This difference was not statistically significant ($p = 0.8$) **Conclusion**: There is no statistically significant difference between the average adhesive strength of the two cements compared applying a shearing force. but ENA HRi preheated resin showed a slightly lower average (124.6 N) than Variolink resin (127.3 N).

KEY WORDS: Adhesion to Enamel. Indirect restorations. Preheated resins. Photopolymerization resins. Shearing force.

INTRODUCCIÓN

Las restauraciones indirectas en resinas, materiales cerámicos o híbridos son una alternativa de tratamiento frecuentemente utilizada para devolver a los dientes su función y estética. Para la cementación de este tipo de restauraciones existen diversas opciones de materiales, entre las que se encuentran los cementos resinosos fotopolimerizables y las resinas precalentadas.

Según la definición de la Asociación Americana de Ensayo de Materiales (ASTM) la adhesión es el estado en el cual dos superficies de materiales diferentes se mantienen unidas por efecto de fuerzas inter-faciales. La cohesión, por el contrario, es la atracción que ocurre entre moléculas del mismo material (1-3).

En odontología, los avances en la adhesión entre materiales diferentes y entre el diente y los materiales dentales, han sido fundamentales en el campo restaurativo. Tanto el desarrollo de nuevos materiales adhesivos y cementantes como de procedimientos para modificar la superficie con el fin de mejorar la fuerza de adhesión, especialmente mediante el grabado de la superficie de esmalte o dentina,

han sido esenciales para la rehabilitación oral moderna. En una revisión del tema de la adhesión y cohesión, A. von Fraunhofer 2012 (4) explica las diferencias entre estos dos términos y las fuerzas que operan en la adhesión. Estas fuerzas son especialmente de naturaleza química (enlaces iónicos, covalentes y metálicos y fuerzas de van der Waals) pero también existen fuerzas de adhesión y cohesión mecánica, como las resultantes de la traba mecánica entre dos superficies rugosas (4).

Debido a las diferencias entre adhesión y cohesión, la falla de la adhesión entre dos materiales se puede clasificar en 3 categorías: 1) Falla adhesiva, cuando la desunión o desprendimiento ocurre entre dos materiales diferentes; 2) Falla cohesiva, cuando ocurre al interior de un mismo material; 3) Falla mixta. Por ejemplo, en el caso de que la superficie de unión sea la interfase entre el esmalte dental de una corona y una resina, podría haber falla adhesiva si se separa la resina del esmalte y falla cohesiva al interior de la resina o al interior del esmalte.

La resistencia adhesiva o fuerza de adhesión entre dos materiales depende de la interacción entre ellos y del área de contacto. La fuerza que se debe ejercer para que ocurra la falla o desprendimiento, es diferente según la dirección en que se aplica: paralela a la interfase (fuerza tangencial), perpendicular a ella (fuerza tensional) o con un ángulo de aplicación. Otros factores que influyen en la fuerza de adhesión son: el ángulo de contacto, la tensión superficial y la presencia de agentes de unión o la aplicación de tratamientos de superficie para incrementar la traba mecánica entre los dos materiales adheridos.

Los sistemas adhesivos actuales han permitido mejorar los procedimientos clínicos tanto en la evolución de los componentes y su mecanismo de acción, como en la disminución del tiempo operatorio de aplicación de cada uno de ellos (6).

Las revisiones y clasificaciones más recientes (7-8) destacan los avances de los sistemas de unión llamados de *Quinta Generación*, que aparecen en la década de 1990 y en la década en curso, y cuyo propósito fue simplificar el proceso de adhesión de cuarta generación al reducir los pasos clínicos. Se distinguen por ser un sistema de un solo paso o una botella (imprimador + adhesivo) que se aplica sobre el esmalte y la dentina simultáneamente con ácido fosfórico de 35-37% durante 15-20 segundos. El recurso de la obtención de adhesión a dentina con la formación de una capa híbrida se manifiesta y se consolida como el mejor mecanismo. Los sistemas adhesivos de la quinta generación pretendían consolidar la formación de la capa híbrida y la búsqueda de adhesión química, pero con la idea de la simplificación de la técnica (6).

Los adhesivos *de Sexta Generación* fueron introducidos en la última década de 1990 y principios de la década de 2000, y son también conocidos como “imprimadores de autograbado”. En estos, se intentó eliminar el paso de grabado o incluirlo químicamente en uno de los otros pasos: (imprimador de autograbado + adhesivo) imprimador ácido aplicado primero al diente, seguido de adhesivo o (adhesivo de autograbado) dos frascos o dosis unitarias que contienen imprimación ácida y adhesivo. Los adhesivos de sexta generación se adhieren bien a la dentina (41 MPa a las 24 horas), el enlace al esmalte es al menos un 25% más débil que al esmalte.

Los sistemas de unión de *Séptima Generación* se introdujeron a principios de 2005. El sistema de autograbado de séptima generación o de una botella representa la última simplificación de los sistemas de adhesivos. Con estos sistemas, todos los ingredientes requeridos para la unión se colocan y disponen en una sola botella.

Los cementos resinosos según la guía de práctica clínica de cementos resinosos (27), se clasifican en dos grandes grupos: Cementos resinosos convencionales y cementos resinosos autoadhesivos, los cementos resinosos convencionales se dividen a su vez según su técnica de grabado en aquellos que son de grabado y lavado los cuales eliminan el barrillo dentinal o *Smear layer* y los cementos resinosos convencionales de autograbado, que a diferencia de los de grabado y lavado, no eliminan el barrillo dentinal sino que lo modifican para utilizar sus propiedades y mejorar la adhesión. Los cementos de grabado y lavado según su método de curado pueden ser de autocurado, fotocurado y curado dual. Los cementos resinosos de autocurado utilizan el curado químico, donde iniciadores como las aminas terciarias son las responsables de la cadena de polimerización, mientras que los de fotocurado son aquellos que requieren un mecanismo físico específicamente la luz para iniciar su proceso de polimerización. En este grupo están las canforoquinonas, en su mayoría activadas por lámparas de fotocurado, que se encargan de realizar la unión entre dos sustratos. Finalmente, los cementos de curado dual son aquellos que necesitan factores químicos y físicos para completar su cadena de polimerización.

Las resinas compuestas son un grupo de biomateriales odontológicos que permiten reemplazar el tejido dental perdido y adicionalmente mejorar la estética, dada su

capacidad de aceptar pigmentos en su composición. Estas resinas tienen tres componentes principales: la matriz orgánica, una fase dispersa inorgánica y un agente de enlace, además de una serie de otros elementos como pigmentos, opacadores, inhibidores de polimerización, un iniciador y un activador del proceso de polimerización (7-8).

Las resinas compuestas pueden ser activadas por medios químicos o por luz (fotoactivación) o por curado dual (8-12). Los efectos de la fotopolimerización sobre las propiedades físicas de las resinas han sido ampliamente estudiados. La literatura reporta que la aplicación de calor para la polimerización adicional aumenta la conversión de monómeros lo que refleja mejoras en la resistencia a la compresión y flexión, esto también puede estar influenciado por el tamaño y volumen de relleno, así como también el color de la restauración, pues al presentar un valor más claro permite un mayor paso de luz y por ende una mayor conversión de monómeros (13-14).

El fabricante ENA HRi tiene un sistema de resina compuesta fotopolimerizable, con nanorelleno, radiopaco, para reconstrucciones estéticas directas en clínica e indirectas en laboratorio en los sectores anteriores y posteriores. Esta nueva resina, comercializada con el nombre de Micerium®, es precalentada. El efecto del precalentamiento en las propiedades de las resinas ha sido estudiado por muchos investigadores, entre ellos da Silva et al, 2015 (15) quienes describen que la interacción entre resinas compuestas y el ambiente húmedo de la cavidad oral puede afectar las propiedades de una resina dental.

Cuando las resinas se sumergen en agua, pueden ocurrir dos procesos: primero, la absorción de agua produce un incremento de la masa y ablandamiento de la matriz polimérica y segundo, la solubilidad de algunos componentes permite la microfiltración de estos hacia la cavidad oral y con el tiempo la presencia de agua dentro de la resina puede reducir la adhesión, disminuyendo las propiedades mecánicas y por lo tanto la durabilidad del material. La absorción de agua y la solubilidad pueden variar por los siguientes factores: la composición específica de la resina compuesta, el tamaño y distribución de las partículas del relleno y los parámetros energéticos durante la polimerización (15).

El precalentamiento permite un mayor grado de conversión cuando la resina es fotocurada a temperaturas elevadas, probablemente debido a la mejor movilidad molecular y mayor número de colisión de especies reactivas alcanzada durante la polimerización a temperatura elevada. Al parecer el alto grado de conversión causa que el espacio libre entre la red de polímero se reduzca, lo que puede ser responsable de la menor absorción de agua y solubilidad que se encuentra en las resinas precalentadas comparada a materiales que se curan a temperatura ambiente. Así, hipotéticamente, el mayor grado de conversión permite que estas resinas se degraden menos. Otra ventaja es la menor viscosidad alcanzada al precalentar la resina que ha mostrado mejorar la adaptación marginal y reducir la microfiltración (15-17).

Para medir la resistencia adhesiva de los cementos unidos a esmalte y dentina se pueden utilizar varias técnicas. Estas técnicas se distinguen por el tipo de fuerza aplicada (tracción, compresión o cizallamiento). Las pruebas de cizallamiento son

pruebas comúnmente utilizadas para estudios *in vitro*, porque imitan mejor el tipo de fuerzas masticatorias (19).

En la actualidad, es limitada la literatura del comportamiento biomecánico de la resina precalentada, y pocos son los estudios que la comparan con otros materiales cementantes, por lo tanto, el presente estudio partió de la siguiente pregunta: ¿Existen diferencias en cuanto a la fuerza máxima de tipo cizallamiento en la cementación de restauraciones indirectas en esmalte entre una resina precalentada y un cemento resinoso fotopolimerizable?

El objetivo del presente estudio *in vitro* fue comparar la fuerza adhesiva al esmalte y restauraciones indirectas de una resina precalentada (Micerium®) y de una resina fotopolimerizable convencional (Variolink®), al aplicar una fuerza de cizallamiento.

MÉTODOS

Para este estudio cuantitativo experimental *in vitro* se utilizaron especímenes en forma de disco, con un diámetro de 5mm y una altura de 2 mm resina compuesta (Filtek P60 3M ®), adherido a la superficie de esmalte de dientes premolares humanos.

El cálculo del tamaño de muestra se hizo a partir de los resultados de una prueba piloto con 5 cuerpos de prueba para cada grupo. La prueba piloto indicó que las desviaciones estándar de fuerza aplicada tangencialmente fueron de 49,60 N y 34,19 N. Según el cálculo realizado con la calculadora “Sample Size and Power Calculator”, con un valor Alfa de 0,05 y un valor Beta 0,2, se obtuvo un tamaño de muestra de 37 cuerpos de prueba para cada grupo.

Se escogieron 74 premolares intactos donados voluntariamente por pacientes de ortodoncia de la institución, quienes firmaron un consentimiento informado de donación de dientes. Los premolares se conservaron en solución salina a temperatura ambiente hasta el momento de su utilización. Se fijaron en cubos de acrílico de autocurado (Veracril, New Stetic®) de 6 mm de espesor por 30 mm de altura y 20 mm de acho *(Fotografía 1*)



Fotografía 1. Diente en cubo de acrílico

Los premolares se sumergieron a nivel de la unión amelocentaria. Las muestras ya fijadas en los cubos de acrílico se asignaron aleatoriamente a 2 grupos, cada uno de 34 especímenes, distribuidos así: el Grupo A, cementado con cemento resinoso fotopolimerizable (Variolink Venner, Ivoclar Vivadent®); y el Grupo B, con Resina Precalentada Micerium (ENA HRi®).

La preparación de la superficie del esmalte se realizó para cada grupo, de forma estandarizada y con un único operador, utilizando fresas de diamante de grano fino troncocónicas (JOTA® 801-314-052), hasta obtener un desgaste de 0,3 mm en cada diente, controlado a través de la calibración de la fresa y una matriz de silicona, midiendo con sonda periodontal el espesor de la preparación.

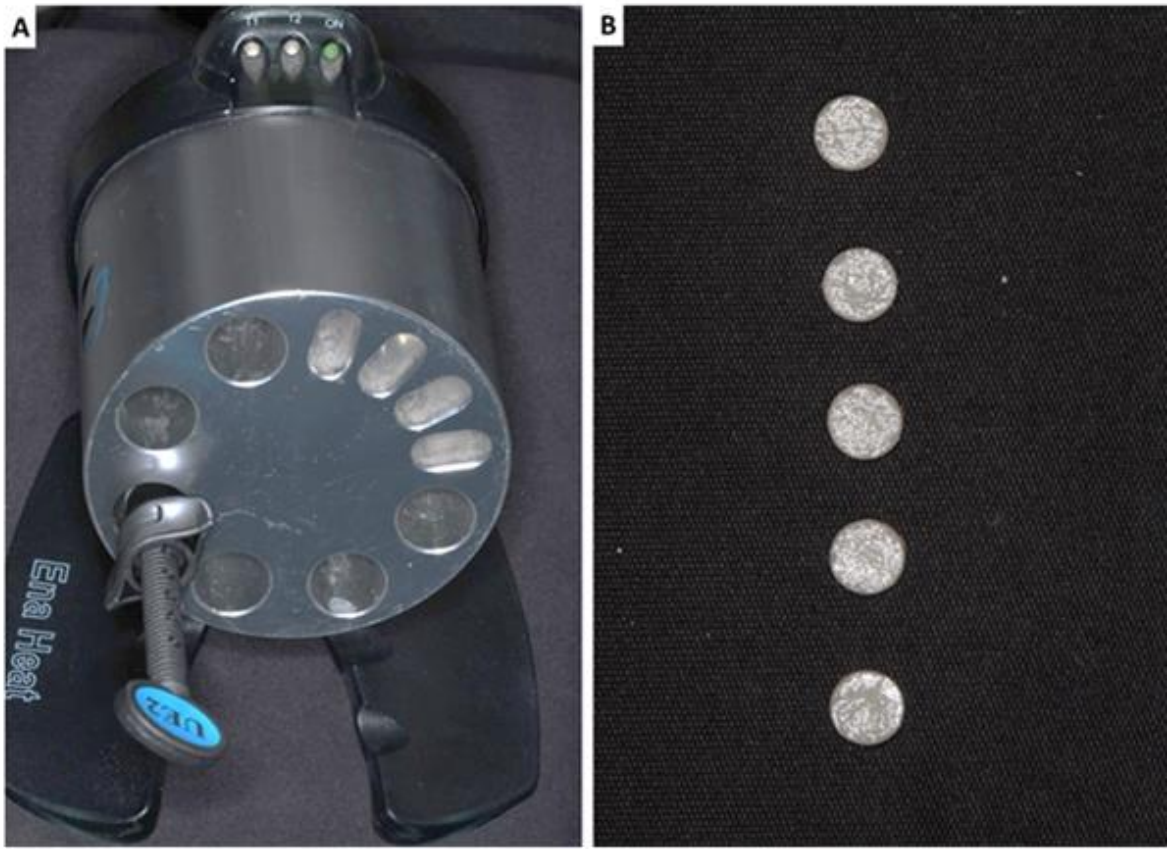
Cada disco de resina fue elaborado en una matriz, por un único operador, condensando la resina y generando un asentamiento uniforme dentro de cada matriz, con una tira de Mylar para evitar la formación de una capa inhibida de oxígeno y además crear una superficie más homogénea. El fotocurado se hizo con una lámpara VALO® de potencia 1000 mW/cm, a una distancia de 2 mm, por 20 segundos. Los 74 discos de resina se arenaron con óxido de aluminio de 50 µm a 2 bares de presión en las superficies que iban a estar en contacto con el cemento. Las otras superficies se protegieron con cera base. La desinfección se hizo inmediatamente con alcohol isopropílico y el secado se realizó con papel absorbente.

El protocolo de cementación indirecta fue el siguiente:

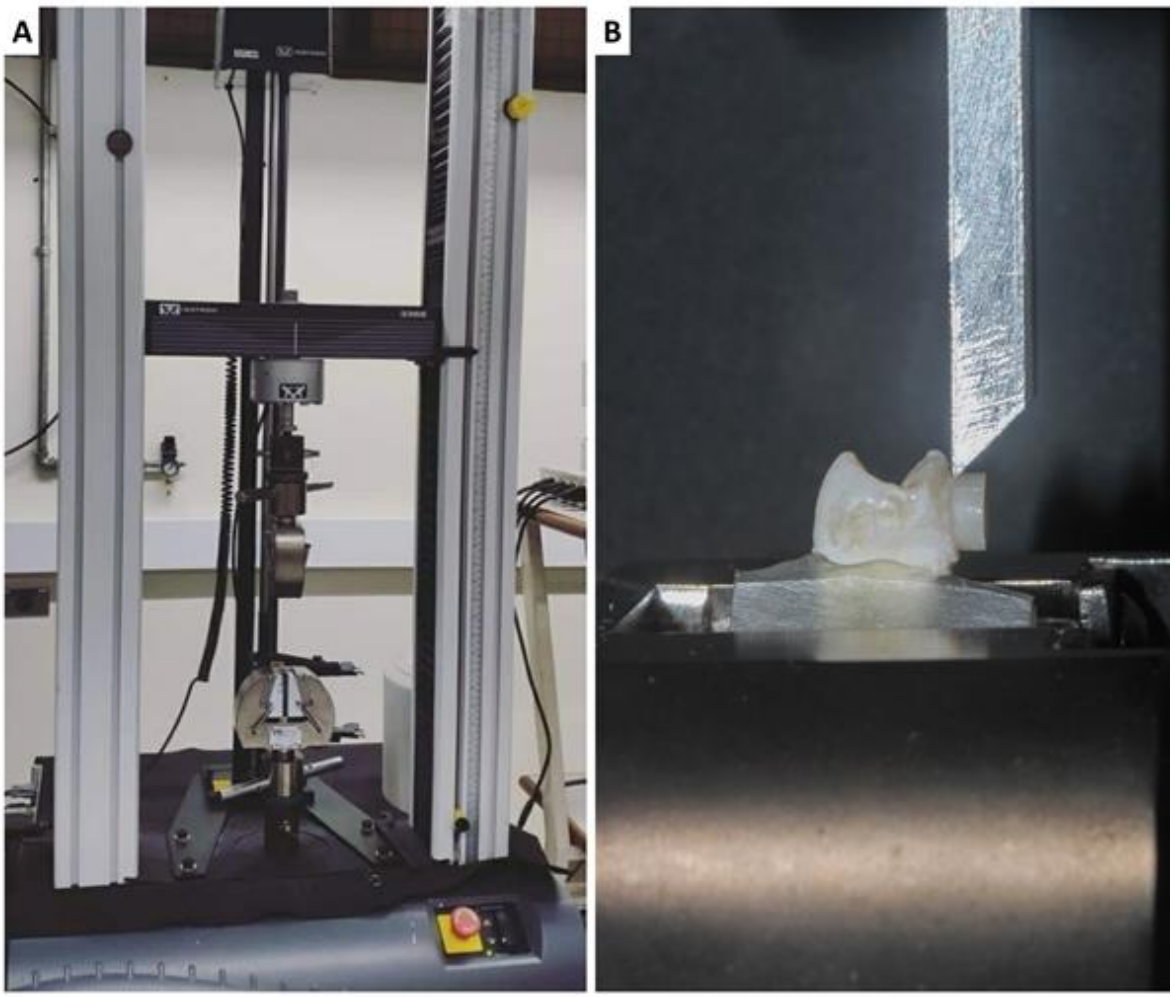
La superficie dental se grabó con acido fosfórico al 37 % durante 15 segundos, se lavó profusamente con agua, se retiró el exceso de agua con papel absorbente y posterior a esto se aplicó el adhesivo All bond Universal® (Bisco), frotando este sobre la superficie del esmalte durante 20 segundos; se aireó hasta evaporar el solvente y se fotocuró el adhesivo con lámpara de fotocurado durante 20 segundos.

Para la cementación del grupo A se usó el cemento resinoso convencional fotopolimerizable, (Variolinkik Veneer®, Ivoclar Vivadent) el cual se dispensó según indicaciones del fabricante sobre la superficie de la restauración que iba a estar en contacto con el diente. Se realizó el asentamiento, polimerización inicial de 3 segundos, que permitió que el cemento adquiriera una consistencia más viscosa y se facilitara la remoción de excesos y luego se realizó la polimerización final, con lámpara de fotocurado a una potencia de 1.000 Mw por 20 segundos.

Para la cementación del Grupo B, se usó la resina precalentada Micerium® ENA HRi. Se insertó la jeringa de resina dentro del agujero dispositivo de calentador de resina Ena Heat, a 55°C y se esperó 20 minutos (Fotografía 2), para alcanzar la temperatura recomendada por el fabricante. Posteriormente, se realizó la prueba de cizallamiento en cada espécimen, por medio de una máquina universal de pruebas INSTRON 3366 aplicando una fuerza vertical a una velocidad de 0,2 mm por minuto hasta que se produjo la falla de unión (Fotografía 3). Los datos de carga máxima en N se registraron en el instrumento de recolección digital elaborado en el programa Excel office 365® 2016.



Fotografía 2. A) Calentador de jeringas de resina de la marca Micerium **B)** Discos de resina después de haberles aplicado adhesivo y foto polimerizado.



Fotografía 3. A) Máquina universal de pruebas Instron 3366 **B)** Espécimen montado en la plantilla de la maquina universal de ensayos Instron sometido a fuerza de cizallamiento.

Análisis estadístico

Para verificar la normalidad de la distribución de los datos se aplicó la prueba de Kolmogorov-Smirnov, que permitió concluir que los datos eran normales. Se calculó el promedio y la desviación estándar y se compararon las cargas promedio de cada

grupo antes de la falla, en Newtons, mediante la prueba T de Student en el programa estadístico SPSS v.23. El nivel de significancia fue de 0,05.

CONSIDERACIONES ÉTICAS

De acuerdo a la resolución 8340 de 1993, parágrafo B del artículo 11, este estudio es considerado de riesgo mínimo. El uso de dientes humanos naturales en el proceso de enseñanza y aprendizaje en odontología está permitido, siguiendo los procedimientos de descontaminación y almacenamiento para su manipulación bajo las normas de protección requeridas, y con el consentimiento informado de los pacientes para uso de los dientes extraídos con fines de ortodoncia.

RESULTADOS

El promedio de fuerzas al momento de desalojo para el grupo A (Cemento resinoso fotopolimerizable) fue de 127,3 N y para el grupo B (Resina precalentada) fue de 124,6 N (Tabla 1).

		RESISTENCIA							
		Mínimo	Máximo	Percentil 25	Percentil 75	Media	Mediana	Desviación estándar	Coeficiente de Variación
GRUPO	Resina Precalentada	54,6	199,0	97,8	142,3	124,6	119,8	39,4	32%
	Cemento Resinoso	51,0	269,3	86,0	164,3	127,3	109,9	56,2	44%

Tabla 1. Medidas de la resistencia por grupos.

Según la prueba paramétrica T de Student, la diferencia de los promedios entre los grupos (resina precalentada vs. cemento resinoso) no es estadísticamente significativa (p = 0,813) por lo tanto, se acepta la hipótesis nula evidenciando que la distribución de resistencia es similar entre la resina precalentada y el cemento resinoso. Estos resultados se pueden observar en la (Figura 1), donde se aprecia que el cemento resinoso alcanza valores más elevados en cuanto a la resistencia de desalojo (269,3 Newtons) que los alcanzados por la resina precalentada (199,0 Newtons) Igualmente, se encontró que la resistencia al desalojo de la resina precalentada es más estable que la resistencia del cemento resinoso, sin embargo, la resistencia del 25% de los cuerpos de prueba, de este último material, presentan valores por encima de aproximadamente 175 Newtons.

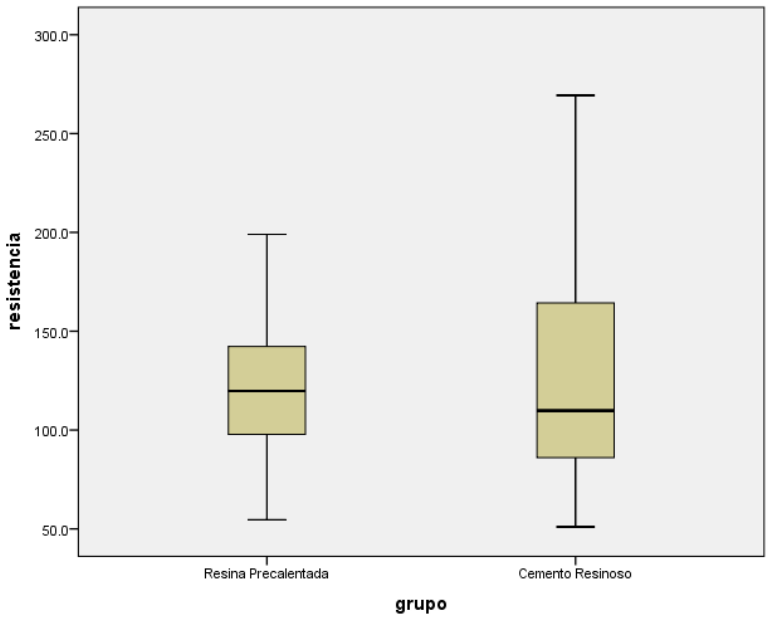


Figura 1. Diagrama de cajas y alambres donde se observan los resultados que arrojó el grupo de cemento resinoso fotopolimerizable mostrando valores de resistencia mayores (269,3 N) con respecto al grupo cementado con resina precalentada (199,0 N) y estas diferencias no mostraron ser estadísticamente significativas.

DISCUSIÓN

El objetivo del presente estudio *in vitro* fue comparar la fuerza adhesiva de cizallamiento tolerada antes del desprendimiento o falla de la unión entre esmalte y restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con una resina precalentada, en comparación con un cemento resinoso fotopolimerizable. Los resultados responden claramente a dicho objetivo, encontrando que la fuerza adhesiva en el grupo cementado con resina fotopolimerizable (Variolink®) fue 127,3± 56,2 N y para la resina precalentada (Micerium® ENA HRI) fue 124,6 ± 39,4 N. Esta diferencia no fue estadísticamente significativa (p = 0,803). La resina fotopolimerizable resulta ser en esta comparación el grupo control, pues se trata de una resina convencional ampliamente conocida y evaluada. La resina experimental es una resina de nanorrelleno, radiopaca, recientemente recomendada para

restauraciones estéticas y que se ensayó en este estudio por primera vez teniendo en cuenta que hay varios estudios que recomiendan el precalentamiento de las resinas compuestas híbridas para mejorar la conversión del monómero a su forma polimérica.

El precalentamiento disminuye la viscosidad y el espesor de película de la resina lo cual es ventajoso para su manipulación (23). Se considera que el precalentamiento también reduce la contracción por polimerización, que está relacionado con el coeficiente de expansión térmica. El mecanismo de acción del precalentamiento se explica en primer lugar por el incremento de la conversión, y adicionalmente, porque reduce la degradación (15). Sin embargo, en ese estudio el curado a altas temperaturas se hizo con resinas diferentes a la aquí estudiada (Curafill VS. Z-250 y Z-350) y la degradación se evaluó por análisis de la radiopacidad y la penetración de plata medida en microscopio electrónico de barrido.

Por su parte, en el estudio de Taubock et al, 2015 (24) se midió el efecto del precalentamiento de resinas compuestas de alta viscosidad (Tetric EvoCeram Bulk Fillo – TECBF, Xtra-fil-XF, QuixFil-QF y SonicFill-SF) versus una resina nanohíbrida (Tetric Evoceram-TEC), sobre la fuerza de contracción y la conversión del monómero concluyendo que el precalentamiento de los materiales de relleno y los compuestos restauradores convencionales antes de la fotoactivación, disminuye las fuerzas de contracción inducidas por la polimerización, sin comprometer el grado de conversión.

Por otra parte, un estudio *in vitro* evaluó el efecto del envejecimiento de las resinas sobre la fuerza adhesiva (25). El envejecimiento se simuló por termociclaje, mediante 6000 ciclos entre 5 y 55°C. La resina evaluada en ese estudio se trata de una resina compuesta y microhíbrida (Quadrant Anterior Shine), la cual se comparó con una resina compuesta indirecta de alto relleno (Estenia) y una cerámica glaseada prensada (IPS Empress II) usando dos cementos fotopolimerizables (Variolink veneer y Panavia F2.0) y se encontró que hay efectos significativos del envejecimiento, del material restaurativo y del tipo de cemento, así como de las interacciones entre estos factores. Las resistencias de unión más altas fueron

obtenidas entre Estenia cementada con Variolink Venner no envejecida (24 MPa) pero no fueron estadísticamente significativas con Empress II y Variolink Venner (22 MPa).

Finalmente, se dispone de una revisión de literatura sobre el mecanismo de degradación de la capa híbrida, realizada por Frassetto A y col. en el 2015 (7). Esta revisión de 148 artículos publicados entre 1982 y 2015 muestra que el proceso de degradación por envejecimiento o por efecto de cargas que producen fatiga, es un proceso complejo, que incluye la hidrólisis colagenolítica de la capa híbrida ya que las fibras colágenas se vuelven vulnerables a la fatiga mecánica e hidráulica como también se produce una degradación por proteasas colagenolíticas derivadas del huésped.

Las resinas compuestas convencionales no tienen una capacidad adhesiva directa a esmalte y dentina por lo cual requieren intermediarios (agentes de unión o imprimadores) o técnicas de grabado ácido como la aplicada en este estudio, que es la más usual (grabado con ácido fosfórico). Hay muchos factores que pueden afectar la resistencia adhesiva frente a fuerzas de cizallamiento, además del material restaurativo y el tipo de cemento, pero en el presente estudio *in vitro* esos factores se controlaron al estandarizar los procedimientos y hacerlos por un solo operador, para destacar el efecto de la variable que se pretendía evaluar.

Todos los efectos del precalentamiento de la resina pueden ser clínicamente beneficiosos porque es sabido que la interacción entre las resinas compuestas y el medio oral húmedo puede afectar de manera negativa las propiedades adhesivas del material. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que cuando una resina se calienta hasta 60ºC y se retira del dispositivo la temperatura se reduce 50% después de 2 minutos y 90% después de 5 minutos. Otros efectos clínicos favorables cuando se hace precalentamiento antes de la fotoactivación son la posible mejor adaptación marginal y la reducción de la microfiltración, debido a la mejor humectación de las paredes de la cavidad o de la preparación dental.

Sin embargo, los resultados del presente estudio indican que, en relación con la fuerza adhesiva, frente a una carga de cizallamiento no hay diferencia significativa entre las dos resinas estudiadas. Como no se dispone de estudios similares, no es posible comparar nuestros resultados con los presentados en la literatura. La mayoría de los estudios hacen énfasis en la adhesión a la dentina y no al esmalte, como en el presente estudio.

Entre los diversos métodos para medir la fuerza adhesiva (revisados por Eren et al, en el 2012) (5) se escogió el de aplicación de una fuerza de cizallamiento, por ser la más frecuentemente usada y la más simple, además de ser la que mejor simula el sentido de las cargas debidas a fuerzas masticatorias.

Una de las ventajas de este estudio es el estricto control de todas las variables intervinientes del proceso, por lo cual la única diferencia estadísticamente evaluada era la debida al precalentamiento en uno de los materiales. Otra ventaja estadística es que se usó un tamaño de muestra calculado y que el margen de error fue del 5%. En este aspecto, el precalentamiento no representaría una ventaja, lo cual no excluye que otros efectos sean favorables, como se ha encontrado en otros estudios.

El estudio puede estar limitado por dos factores: 1. la comparación exclusiva contra una resina como el Variolink® y un solo tipo de agente de unión. 2. Las comparaciones *in vitro*, en laboratorio, no son directamente extrapolables a las situaciones en vivo, como se discute ampliamente en el estudio de B. Van Meerbeek et al, 2010 (28). El argumento principal a favor de las limitaciones de los datos obtenidos *in vitro* es que diferentes investigadores a nivel mundial obtienen resultados de fuerza adhesiva bastante diferentes, lo que se atribuye a la ausencia de un protocolo estandarizado para efectuar las pruebas. El efecto clínico definitivamente solo se puede comprobar en estudios clínicos controlados y aleatorizados, bien diseñados.

RECOMENDACIONES

Debido a las limitaciones de este estudio, por ser *in vitro*, se recomienda comparar la resistencia adhesiva de la nueva resina precalentada ENA, HRi Micerium, con otras resinas actualmente disponibles comercialmente, también precalentables, no solo *in vitro* sino en una evaluación clínica, controlada y aleatorizada que permita hacer la evaluación *in vivo* del comportamiento de la resina ENA en términos de facilidad de manipulación y supervivencia clínica.

CONCLUSIONES

No hay diferencia estadísticamente significativa entre la resistencia adhesiva, frente a una fuerza de cizallamiento de las dos resinas comparadas (p = 0,8) pero la resina precalentada ENA HRi® dio un promedio ligeramente menor (124,6 N) que la resina Variolink® (127,3 N) con una desviación estándar bastante menor (39,4 N vs 56,2 N). Las fallas presentes fueron todas de tipo adhesivo. Los promedios de resistencia adhesiva para ambas resinas se encuentran en el límite clínicamente aceptado de la fuerza masticatoria 190 N para hombre y 50 N en mujeres en el sector anterior (29).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Harpreet Singh MK, Jaidev Singh Dhillon, Jagvinder Singh Mann1, AK. Evolution of Restorative Dentistry from Past to Present. Indian: Journal of Dental Sciences; 2017.9(1) 38-43
2. Zhang X, Wang F. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. Chin Med J (Engl). 2011;124(22):3762-7.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2003;31(3):181-8.
4. von Fraunhofer JA. Adhesion and cohesion. Int J Dent. 2012;2012:951324.
5. H G. biomateriales Odontológicos de uso clinico. 5 ed2013.
6. Eren D, Bektaş Ö, Siso SH. Three different adhesive systems; three different bond strength test methods. Acta Odontol Scand. 2013;71(3-4):978-83.
7. Frassetto A, Breschi L, Turco G, Marchesi G, Di Lenarda R, Tay FR, et al. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability--A literature review. Dent Mater. 2016;32(2):e41-53.
8. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Ann Stomatol (Roma). 2017;8(1):1-17.
9. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' science of dental materials. St. Louis, Mo.: Saunders; 2003.
10. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. J Prosthet Dent. 2002;87(4):364-79.
11. Baratieri L CM. Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores. Primera Edición ed: Artes Medicas 2001.
12. Poskus LT, Latempa AM, Chagas MA, Silva EM, Leal MP, Guimaraes JG. Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an *in vitro* study. J Appl Oral Sci. 2009;17(6):617-22.
13. Koupis NS, Vercruysse CW, Martens LC, Verbeeck RM. Knoop hardness depth profile of polyacid-modified composite resins. Quintessence Int. 2008;39(9):733-43.
14. Klymus ME, Shinkai RS, Mota EG, Oshima HM, Spohr AM, Burnett LH. Influence of the mechanical properties of composites for indirect dental restorations on pattern failure. Stomatologija. 2007;9(2):56-60.
15. Silva JC, Rogério Vieira R, Rege IC, Cruz CA, Vaz LG, Estrela C, et al. Pre-heating mitigates composite degradation. J Appl Oral Sci. 2015;23(6):571-9.

16. Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. Dent Mater. 2011;27(4):e51-9
17. Fróes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. Dent Mater. 2010;26(9):908-14.
18. S.P.A M. Enamel plus HRI function. 2013.
19. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. J Adhes Dent. 2010;12(5):343-71.
20. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. J Appl Oral Sci. 2015;23(4):358-68.
21. Borbon Olga NK, Pinzon Claudia, Rodriguez Paula. Influencia del color de la cerámica y del modo de activación, en la resistencia adhesiva de un agente cementante de resina dual. Colegio odontológico colombiano; 2006.
22. Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. Eur J Dent. 2010;4(3):314-23.
23. Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. Br Dent J. 2011;211(2):63-7.
24. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. J Dent. 2015;43(11):1358-64.
25. Gresnigt M, Özcan M, Muis M, Kalk W. Bonding of glass ceramic and indirect composite to non-aged and aged resin composite. J Adhes Dent. 2012;14(1):59-68.
26. Peumans M, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. Dent Mater. 1999;15(2):105-19.
27. M. Sunico-Segarra, A. Segarra, A Practical Clinical Guide to Resin Cements, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015
28. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. 2011;27(1):17-28.
29. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. Angle Orthod. 1995;65(5):367-72.