



Revista Cubana de Estomatología

ISSN: 0034-7507

ISSN: 1561-297X

rcestomatologia@infomed.sld.cu

Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas
Cuba

Arias, Roque; Carrasco, Roberto; Bersezio, Cristian;
Chaple Gil, Alain Manuel; Fernandez Godoy, Eduardo
Efecto de la aplicación activa con aplicadores mejorados de un adhesivo universal
Revista Cubana de Estomatología, vol. 56, núm. 3, 2019, Julio-Septiembre, pp. 1-14
Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas
Cuba

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=378660687007>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org

LUZEM
redalyc.org

Sistema de Información Científica Redalyc
Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso
abierto

ARTÍCULO ORIGINAL

Efecto de la aplicación activa con aplicadores mejorados de un adhesivo universal

Effect of the active application of a universal adhesive with improved applicators

Roque Arias ¹ , Roberto Carrasco ^{1,2} , Cristian Bersezio ¹ , Alain Manuel Chaple Gil  ³ , Eduardo Fernandez Godoy ^{1,4} 

¹ Universidad de Chile. Facultad de Odontología. Departamento de Odontología Restauradora. Santiago de Chile, Chile.

² Universidad Politécnica y Artística del Paraguay. Paraguay.

³ Universidad de Ciencias Médicas de La Habana, Facultad de Ciencias Médicas "Victoria de Girón". La Habana, Cuba.

⁴ Universidad Autónoma de Chile. Instituto de Ciencias Biomédicas. Santiago de Chile, Chile.



Como citar: Arias R, Carrasco R, Bersezio C, Chaple Gil AM, Fernandez Godoy E. Efecto de la aplicación activa con aplicadores mejorados de un adhesivo universal. Rev Cubana Estomatol. 2019;56(3):1-14

RESUMEN

Introducción: La permeabilidad dentinaria es conocida como el paso de fluidos, iones, partículas, moléculas y bacterias a través de la dentina bajo ciertas condiciones. **Objetivo:** Determinar la influencia de la aplicación activa con un aplicador mejorado de un adhesivo dentinario sobre la conductancia hidráulica dentinaria humana, in vitro. **Métodos:** Estudio experimental in vitro en 40 terceros molares libres de caries, con indicación de exodoncia, provenientes de pacientes sanos entre 15 y 30 años, previo consentimiento informado. Posteriormente se limpiaron, desinfectaron y conservaron para ser incluidos en bloques de resina epóxica. Luego se realizaron cortes transversales y se obtuvieron discos dentinarios de 1,5 mm de espesor y 25 mm de diámetro. Se dividieron en dos grupos de 20 unidades cada uno, se sometieron a grabado con ácido ortofosfórico al 37 %, y se lavaron y secaron. Sobre una balanza de precisión se les aplicó adhesivo dentinario fotopolimerizable, registrando la fuerza ejercida. En el grupo 1 se usó un microbrush en la aplicación y en el grupo 2 un aplicador mejorado diseñado especialmente. Posteriormente cada muestra fue sometida a una cámara de difusión para obtener la tasa de flujo y luego calcular la conductancia hidráulica, la cual otorga información acerca de la permeabilidad de la dentina. **Resultados:** los resultados obtenidos fueron levemente menores en el grupo 2, sin embargo, experimentaron una distribución normal. **Conclusiones:** no existen diferencias significativas, al ser analizados estadísticamente bajo diversas pruebas, en los valores de conductancia hidráulica. Tampoco se pudo establecer una relación inversa entre la fuerza de aplicación de un adhesivo en forma activa con un aplicador mejorado y la conductancia hidráulica, por lo cual no se aconseja el uso de dicho instrumento.

Palabras clave: dentina; recubrimiento dental adhesivo; permeabilidad de la dentina.

ABSTRACT

Introduction: Dentin permeability is defined as the passage of fluids, ions, particles, molecules and bacteria through the dentin under certain conditions. **Objective:** Determine the effect of the active application of a dentin adhesive with an improved applicator on human dentin hydraulic conductance in vitro. **Methods:** An in vitro experimental study was conducted of 40 caries-free

third molars with an indication of exodontia from healthy patients aged 15-30 years, prior informed consent. The molars were cleaned, disinfected and preserved to be included in epoxy resin blocks. Cross-sectional cuts were then made to obtain dentin discs 1.5 mm thick and 25 mm in diameter. These were divided into two 20-unit groups, were subjected to etching with 37 % orthophosphoric acid, and were washed and dried. On a precision scale photopolymerizable dentin adhesive was applied, recording the force exerted. Application was performed with a Microbrush applicator in Group 1 and with an improved dedicated applicator in Group 2. The samples were then placed in a diffusion chamber to determine flow rate and subsequently estimate hydraulic conductance, thus obtaining information about dentin permeability. **Results:** Results were slightly lower in Group 2, but they displayed normal distribution. **Conclusions:** Statistical analysis with various tests did not find any significant differences in hydraulic conductance values, nor could an inverse relation be established between the force of active application of an adhesive with an improved applicator and hydraulic conductance. Therefore, use of that instrument is not advised.

Key words: dentin; adhesive dental coating; dentin permeability.

INTRODUCCIÓN

El concepto de permeabilidad dentinaria es conocido como el paso de fluidos, iones, partículas, moléculas y bacterias a través de la dentina bajo ciertas condiciones.⁽¹⁾

Este fenómeno ha sido motivo de muchos estudios científicos para conocer y poder explicar todos los procesos internos que ocurren entre la pieza dentaria y su relación con el medio que la rodea, a modo de ir innovando en la aplicación de nuevos materiales dentales con mejoras en sus propiedades y la introducción de nuevas técnicas y tratamientos dentales. Este intercambio de sustancias entre el medio bucal y la pulpa es importante desde el punto de vista biológico y fisiopatológico, ya que se relaciona directamente con la aparición de sensibilidad posoperatoria, microfiltraciones de restauraciones y recidiva de caries entre otros aspectos clínicos.⁽²⁾

El cálculo de la permeabilidad dentinaria depende de algunas variables como son la presión intrapulpar, la viscosidad del fluido dentinario, el radio tubular medio y la longitud media de los túbulos, según la ecuación de Poiseuille. Dentro de estos factores el más sensible es el radio tubular medio, el cual es muy complejo en su medición al igual que la longitud tubular media. Por tal motivo es que se comenzó a utilizar una ecuación más sencilla para los estudios de permeabilidad dentinaria, la que se ha denominado conductancia hidráulica, que se define como el paso de fluidos a través de la dentina. En ella se considera el flujo de fluido que pasa a través de la dentina, el área de esta a través de la cual se produce la filtración, la presión hidrostática ejercida y el tiempo transcurrido en minutos.⁽³⁾

Es necesario recordar algunos aspectos relevantes de este tejido que conforma la estructura dentaria, tanto en su morfología como desde el punto de vista histológico. La dentina constituye la capa intermedia de los dientes, y es un tejido mineralizado en un 70 % aproximadamente (cristales de hidroxiapatita fundamentalmente), con una matriz

orgánica de un 18 % (fibras colágenas tipo I, colágeno tipo V en escasa cantidad y proteoglicanos) y un 12 % restante de agua. Esta composición es variable según la región de dentina en la que se encuentre.⁽⁴⁾

Variables que modifican la permeabilidad dentinaria

- Grosor dentinario: a medida que va aumentando el grosor de la dentina se produce una mayor resistencia al flujo logrando además una mayor disipación en la concentración de este, de modo que se obtiene una disminución de la permeabilidad.^(1,5)

- Profundidad de obtención de la muestra: debido al mayor número y diámetro de túbulos en las proximidades de la cámara pulpar, también se establece un aumento de la permeabilidad en dicha zona.

- Área superficial de los túbulos dentinarios sometidos a una diferencia de presión: también es directamente proporcional a la permeabilidad dentinaria, incluso con variaciones dentro de un mismo diente por factores no constantes como la densidad y bifurcaciones de los túbulos. Ante injurias puede disminuir el área útil dentinaria debido a la producción de dentina esclerótica y la obliteración de túbulos, disminuyendo la permeabilidad.

- Temperatura: al ir aumentando se ha demostrado un aumento de la permeabilidad dentinaria incluso llegando al doble cuando se excede en 10 grados la temperatura inicial. Se ve favorecido por un cambio en la viscosidad del líquido al interior de los túbulos, y por aumento del diámetro de ellos.

- Barro dentinario: se puede depositar sobre los túbulos cuando se usan instrumentos rotatorios sobre el tejido dentinario, ya que se desprenden

- Partículas que se combinan con líquidos, pudiendo obliterarlos y disminuyendo la permeabilidad casi a 0.

- Componente pulpar: también influye debido a la presencia de células como leucocitos, glóbulos rojos y los odontoblastos, cuyas prolongaciones se encuentran al interior de los túbulos y actúan oponiendo resistencia al paso de fluidos. Al perderse la vitalidad estos se destruirían y la permeabilidad se verá afectada.

- Tamaño de las partículas que ingresan: afecta la permeabilidad dentinaria en forma inversa, es decir, a mayor tamaño de partículas menor paso a través de los túbulos.

Para la mantención de la estructura dentinaria es fundamental la presencia del fluido dentinario, muy similar al plasma sanguíneo, pero con un contenido tres veces mayor en iones calcio y un 10 % de proteínas plasmáticas.⁽⁶⁾

El movimiento de partículas dentro de este fluido dentinario juega un papel importante en las etapas de salud y enfermedad de la unidad pulpo dentinaria. De este modo surge la Teoría hidrodinámica de la sensibilidad de Brännström.⁽⁶⁾

En cuanto a los adhesivos dentales, estos son materiales de aplicación clínica que actúan en forma tópica, y cuyo mecanismo de acción es ocluir los túbulos para poder bloquear de manera mecánica los estímulos extrínsecos, ya que la exposición tubular es inherente a todo proceso de preparación cavitaria en odontología.⁽⁷⁾

Estos materiales dependen de su relación con el barro dentinario y la adaptación a la superficie dentaria para lograr un buen resultado. El barro dentinario actúa como una especie de barrera, la cual debe permeabilizarse o disolverse, así permite la interacción entre la dentina y el monómero del adhesivo. El éxito depende de la formación de una capa híbrida y además por la penetración en la dentina, formando uniones micromecánicas, las que son más fuertes en las zonas de mayor densidad tubular.⁽⁸⁾

Hallazgos recientes demuestran una mejora de las propiedades mecánicas y en la unión dentina-resina cuando se realiza una aplicación activa del adhesivo, debido a una mayor posibilidad de interacción con la dentina. Sería muy importante poder controlar el factor "fatiga de material" sobre los aplicadores con los que se aplican los adhesivos sobre la superficie dentinaria, realizando mediciones sobre el efecto de esta variable en la conductancia hidráulica y establecer el máximo de fuerza en la aplicación de un adhesivo debido a su relevancia clínica ya descrita.

Uno de los adhesivos más usados en la actualidad que cumplen con estas características, y que puede ser usado indistintamente como sistema de autograbado, grabado total o grabado selectivo por su afinidad con el ácido fosfórico en los dos últimos es 3M ESPE Single Bond Universal Adhesive.⁽⁹⁾ Es un adhesivo a base de resina, cuyos componentes son dimetacrilato, monómero MDP, HEMA, copolímero de Vitrebond y un relleno, además de agua, etanol, iniciadores y silano, los cuales confieren distintas propiedades. Posee una alta tolerancia a la humedad dada por la presencia de copolímero de Vitrebond, lo que permite una constante unión a dentina grabada húmeda y seca. En un comienzo es hidrofílico, y posteriormente, luego de secar y fotopolimerizar, se aprecia un comportamiento hidrofóbico con lo que se logra un enlace más estable y duradero.

En una técnica de grabado total, el ácido fosfórico actúa disolviendo el barro dentinario y los minerales presentes en la matriz colágena de la dentina, resultando con ello una exposición directa de túbulos dentinarios. Luego de esta modificación estructural de esmalte y dentina se permite una mayor penetración del adhesivo para lograr una unión mecánica. Por este motivo para evitar sensibilidad dentinaria posoperatoria se debe asegurar un sellado tubular completo, lo cual se obtiene manteniendo húmedo el colágeno desmineralizado evitando su colapso, pero disminuyendo la fuerza de unión.

Otra característica de este producto es la combinación de imprimador/adhesivo con capacidad para unirse a sustratos indirectos como metales, alúmina, óxido de zirconio y cerámicas de vidrio debido a que contiene MDP y silano en su estructura.⁽¹⁰⁾

De acuerdo con lo expuesto, la hipótesis nula fue que no existen diferencias estadísticamente significativas en la conductancia hidráulica de discos de dentina humana en los cuales se realiza una aplicación activa de un adhesivo dentinario *versus* una aplicación activa de este con aislamiento de la variable fatiga de material en un modelo *in vitro*.

De esta forma nos propusimos el objetivo de determinar la influencia de la aplicación activa con un aplicador mejorado de un adhesivo dentinario sobre la conductancia hidráulica dentinaria humana, *in vitro*.

MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental *in vitro* en 40 terceros molares de pacientes sanos entre 15 y 30 años, que no presentaban caries, se encontraban en inclusión, y tenían indicación de exodoncia (criterio de inclusión). Se desechó un número considerable de muestras que no cumplían con estos requisitos. Previamente el paciente fue informado del objetivo de la pesquisa y el procedimiento que se seguiría y si estuvieron de acuerdo firmaron un consentimiento informado.

Después de efectuar las extracciones, los molares fueron almacenados a temperatura ambiente en solución de suero fisiológico al 9 %, la cual se cambió cada 7 días. Posteriormente se desinfectaron en una solución de timol al 0,1 % durante 24 h y se utilizaron curetas periodontales para eliminar residuos de ligamento periodontal (Gracey 13-14, Hu- Friedy, USA). Luego se mantuvieron nuevamente en suero hasta el momento de su uso. Cuando se retiraron del medio de conservación los molares fueron secados y sometidos a un grabado con ácido ortofosfórico al 37 % sobre la superficie coronal durante 30 s para luego lavarlos con agua durante 1 min; fueron secados con aire comprimido y luego se les pinceló una capa de cianoacrilato. De esta forma estaban listos para ser incluidos en una matriz de silicona previamente envaselinada y dispuestos con su eje mayor en forma paralela al eje del cilindro y su cara oclusal hacia la base. Para esto se usó un delgado trozo de lámina de cera rosada como medio de fijación donde se indentaban las cúspides de los molares de cada muestra al interior de cada cilindro, evitando su movimiento.⁽¹⁾

Se efectuó posteriormente un vaciado con resina epóxica industrial, el cual se dejó polimerizar por 48 h según indicaciones del fabricante, obteniendo luego de retirar la

matriz de silicona nuestros bloques de resina con un molar incluido al interior de ellos, de forma cilíndrica y un diámetro aproximado de 25 mm cada uno.

Luego se confeccionaron discos de dentina de un grosor de 1,5 mm aproximadamente y que incluyen el tejido dentinario ubicado entre el esmalte y los cuernos pulpares de los molares incluidos. Para lograrlo se efectuaron cortes perpendiculares al eje mayor de los bloques de resina utilizando la recortadora Isomet Buehler Ler Lakebuff IL, USA 1 000 con abundante refrigeración y a una velocidad de 700 r.p.m. con 250 g de presión.

Una vez obtenidos los discos se eliminó esmalte residual de la cara oclusal usando para ello papel abrasivo (Silicon paper nº 80, SIA, Switzerland), y posterior a ello se hizo una regularización de las caras oclusales y pulpares usando papel abrasivo (Silicon Paper Nº600) para estandarizar el grosor y lograr un alisado superficial. Finalmente los discos fueron sometidos a grabado con ácido ortofosfórico al 37 % durante 15 s para eliminar el barro dentinario, y luego lavados con agua por 30 s. Se secó con aire comprimido y con un calibrador digital se midió el grosor de las muestras.

Los discos fueron numerados y de esta forma se formaron dos grupos de estudio compuesto por 20 unidades cada uno:

Grupo A (control): aplicación activa de adhesivo dentinario con aplicador habitual (microbrush).

Grupo B: aplicación activa de adhesivo dentinario con aplicador mejorado (carcaza de metal que permite una máxima presión sin fatigar el material del aplicador original y permite resistir mayor fuerza durante la aplicación).

Se empleó el adhesivo Scotchbond Universal de 3 M ESPE, que fue aplicado por un solo operador durante 20 s en la cara oclusal de las muestras. En el primer grupo se usó el aplicador convencional para la aplicación del adhesivo, mientras que en el segundo se utilizó un aplicador mejorado que tiene la propiedad de no experimentar fatiga de material independiente de la fuerza aplicada. Este fue confeccionado con un mango de espejo Maillefer Nº5 (Swiss), al cual se le adaptó en su extremo superior una superficie activa redondeada de aproximadamente 2 mm de diámetro, constituida por espuma de polietileno de densidad 15 kg/m³. Las aplicaciones del adhesivo se realizaron sobre una balanza digital RADWAG WT 2000, procediendo a registrar la fuerza en gramos durante cada aplicación. En ambos grupos después de aplicar el adhesivo se sopló suavemente con aire comprimido a 10 cm durante 5 segundos y luego se fotopolimerizó por 20 s, usando lámpara 3 M ESPE ELIPAR 2500.

Luego de esta fase de obtención y preparación de las muestras y antes de someterlas a estudio, se procedió a calcular el área dentinaria expuesta en cada uno de los discos de ambos grupos. Con este objetivo se empleó el Programa Computacional IMAGE J , de

amplio uso en Medicina. Se tomaron fotografías de las 40 muestras por separado junto a una regla milimetrada como referencia para el cálculo. El modelo experimental que se usó para las mediciones de flujo fue una cámara de difusión, que corresponde a una modificación de la diseñada por *Pashley* y otros, validada por *Hevia* y otros,¹ la cual se confeccionó con un reservorio de agua destilada en una columna vertical de agua (bureta graduada) de 20 cm, conectada a una llave de paso. Luego, por medio de un tubo de silicona se conectó a un tubo capilar milimetrado en posición horizontal, el cual permite también la conexión de una jeringa para introducir una burbuja de aire al medio acuoso, y que funcionó como nuestra guía de visualización y medición posterior. El capilar se conectó por su otro extremo a una cámara en donde se fijaron las muestras en estudio (discos de dentina sellados por medio de anillos de silicona) a través de un tubo de silicona.

La tasa de flujo del fluido a través de los discos de dentina fue medida a través de una pipeta milimetrada en la cual se registró la posición inicial de una burbuja de aire, y luego de 20 min se consignó su posición final (desplazamiento).



Fig. - Burbuja al interior del tubo milimetrado.

Una vez obtenidos los datos anteriores se procedió a calcular la conductancia hidráulica usando para ello la fórmula siguiente:

$$CH = \frac{F}{P(SA)}$$

donde:

CH: conductancia hidráulica de la dentina en $\mu\text{L}/\text{min} \cdot \text{cm}^2$ (cm H_2O).

F: tasa de flujo de cada grupo experimental en $\mu\text{L}/\text{min}$.

P: diferencia de presión hidrostática a través de la dentina en cm. de H_2O , correspondiente a la altura de la columna de agua destilada (20 cm).

SA: área de superficie de dentina expuesta al fluido en cm^2 .

El resultado de esta fórmula determinó finalmente la permeabilidad de cada uno de los discos de dentina.

Posteriormente se realizó análisis estadístico utilizando la prueba de Shapiro-Wilk para contrastar la normalidad de ambos grupos de estudio en relación a la variable conductancia hidráulica. Como los resultados se distribuyeron con normalidad, se optó por utilizar estadística paramétrica, como lo es la prueba de T-Student.

RESULTADOS

En la tabla 1 se aprecian los valores del área dentinaria de cada disco, obtenidos al usar el programa IMAGE J.

Tabla 1 - Área dentinaria en cada disco en centímetro cuadrado

Grupo 1		Grupo 2	
Disco	Área (cm ²)	Disco	Área (cm ²)
1	0,739	21	0,718
2	0,554	22	0,43
3	0,307	23	0,652
4	0,611	24	0,732
5	0,606	25	0,583
6	0,392	26	0,494
7	0,701	27	0,501
8	0,615	28	0,462
9	0,536	29	0,53
10	0,503	30	0,632
11	0,667	31	0,473
12	0,577	32	0,577
13	0,563	33	0,72
14	0,604	34	0,442
15	0,641	35	0,781
16	0,463	36	0,646
17	0,6	37	0,668
18	0,507	38	0,693
19	0,336	39	0,643
20	0,397	40	0,581
Media	0,54595	Media	0,5979

Según se puede apreciar en la tabla 2, los valores de fuerza aplicados en el grupo 2 superan en poco más del doble a los alcanzados en el grupo 1.

Tabla 2 - Fuerza aplicada en gramos

Grupo 1		Grupo 2	
Disco	Fuerza (g)	Disco	Fuerza (g)
1	90	21	284
2	134	22	315
3	110	23	268
4	162	24	341
5	147	25	270
6	75	26	256
7	173	27	293
8	159	28	289
9	121	29	302
10	104	30	337
11	171	31	320
12	155	32	343
13	138	33	298
14	177	34	311
15	196	35	368
16	144	36	330
17	212	37	306
18	122	38	278
19	135	39	299
20	170	40	319
Media	144,75	Media	306,35

Los valores de tasa de flujo en la cámara de Pashley experimentaron una disminución de aproximadamente un 20 % en el grupo 2 con respecto al primer grupo (tabla 3).

Tabla 3 - Tasa de flujo

Grupo 1		Grupo 2	
Disco	Tasa flujo (µL/min)	Disco	Tasa flujo (µL/min)
1	0,065	21	0,05
2	0,04	22	0,01
3	0,025	23	0,045
4	0,05	24	0,06
5	0,075	25	0,04
6	0,03	26	0,025
7	0,06	27	0,04
8	0,04	28	0,025
9	0,025	29	0,05
10	0,05	30	0,055
11	0,07	31	0,03
12	0,03	32	0,04
13	0,025	33	0,025
14	0,075	34	0,015
15	0,05	35	0,06
16	0,03	36	0,05
17	0,055	37	0,025
18	0,04	38	0,045
19	0,015	39	0,025
20	0,025	40	0,01
Media	0,04375	Media	0,03625

La disminución promedio observada en la conductancia hidráulica del grupo 2, finalmente no se consideró significativa (tabla 4).

Tabla 4 - Conductancia hidráulica

Grupo 1		Grupo 2	
Disco	Conductancia hidráulica ([μ L/min]*cm ²)	Disco	Conductancia hidráulica ([μ l/min]*cm ²)
1	0,0044	21	0,00348
2	0,00361	22	0,00116
3	0,00407	23	0,00345
4	0,00409	24	0,0041
5	0,00619	25	0,00343
6	0,00383	26	0,00253
7	0,00428	27	0,00399
8	0,00325	28	0,00271
9	0,00233	29	0,00472
10	0,00498	30	0,00435
11	0,00525	31	0,00317
12	0,0026	32	0,00347
13	0,00222	33	0,00265
14	0,00621	34	0,0017
15	0,0039	35	0,00384
16	0,00324	36	0,00387
17	0,00458	37	0,00187
18	0,000394	38	0,00325
19	0,00223	39	0,00194
20	0,00315	40	0,00086
Media	0,0037402	Media	0,003027

DISCUSIÓN

El propósito de este estudio experimental fue determinar el efecto del uso de un aplicador mejorado en la aplicación activa de un adhesivo dentinario (Single Bond Universal®) sobre la conductancia hidráulica dentinaria humana en un modelo *in vitro* validado recientemente.⁽¹⁾ Además, comparar estos valores con los obtenidos en una aplicación activa con aplicadores habituales, y ver la relación entre la fuerza aplicada y el valor de conductancia hidráulica obtenido.

Los resultados obtenidos demuestran que no existen diferencias significativas en los valores de conductancia hidráulica al usar uno u otro aplicador en forma activa durante la aplicación de un adhesivo dentinario. Por lo tanto, se acepta la hipótesis nula de este trabajo.

A pesar de que se produjo una disminución de la conductancia en el grupo 2 cercana a un 20 %, esta no se considera significativa. Los resultados experimentaron una distribución normal con un comportamiento esperado. Al analizar los datos con la prueba de Shapiro-Wilk se obtuvo una significancia mayor que 0,05, y por este motivo se decidió utilizar una prueba paramétrica como lo es la prueba t de Student, la que evidenció la ausencia de diferencias estadísticamente significativas.

Estudios recientes han demostrado la disminución de la conductancia hidráulica cuando se aplica Single Bond Universal® en forma activa⁽¹¹⁾ respecto a una aplicación pasiva. Al realizar una comparación con este trabajo los valores obtenidos fueron similares, sin embargo, cuando se utilizó un aplicador mejorado no se pudo encontrar evidencias claras respecto a la variable en cuestión bajo igualdad de condiciones experimentales.

Otros autores⁽⁸⁾ sostienen que al aplicar un adhesivo en forma vigorosa se mejora la fuerza de unión a dentina debido a una mayor penetración del monómero ácido del adhesivo, y la permeabilidad disminuiría. Pero no existe certeza acerca del grado máximo de oclusión tubular que se puede lograr al aplicar fuerza en forma incremental. En este trabajo se comprobó que no sirvió el uso de un aplicador mejorado que permitiera una mayor carga o aplicación de fuerza, debido a que previamente ya se había alcanzado la máxima disminución de la permeabilidad dentinaria por oclusión tubular al emplear un aplicador habitual en forma activa.

A pesar de tener mayores resultados, no fue posible conseguir una diferencia estadísticamente relevante. Lo que podría explicarse por la resistencia propia de la dentina la cual impide que haya una mayor penetración per se. O directamente por la resistencia hidráulica producida por la existencia de agua en este caso, o linfa dentinaria en el caso de un diente *in situ*. Estos factores impedirían una mayor penetración del sistema adhesivo que podría explicar este resultado positivo, pero no significativo, ni menos proporcional a la presión de aplicación.⁽³⁾

Actualmente existen algunos intentos de estandarizar y mejorar automáticamente la aplicación del adhesivo. Así como Cuadros y otros informaron que la utilización de un dispositivo sónico que aplica una vibración constante y presión conocida sobre la dentina radicular obtuvo una mejoría en las características de la capa híbrida, consiguiendo una menor microfiltración y mayor resistencia de unión, exclusivamente por vía de la mejora en la aplicación del sistema adhesivo intra-radicularmente.⁽¹²⁾

El uso de un adhesivo con MDP-10 es relevante desde el punto de vista de estabilidad de la capa híbrida conformada; el MDP-10 tiene una alta afinidad por las moléculas que conforman el colágeno y también por la hidroxiapatita.⁽⁷⁾ Esto principalmente por su carácter polifuncional. Los resultados de conductancia hidráulica coinciden con otros trabajos similares que solo testean diferencias entre sistemas adhesivos con MDP-10 u otros monómeros o primers. El grupo control tuvo valores similares a estos y superiores a grupos de estudio con sistemas adhesivos de 4ta generación por ejemplo.⁽³⁾

Al momento de explicar los resultados de esta investigación se deben tomar en cuenta algunas limitaciones durante las etapas de esta, como por ejemplo que el observador es humano o el uso de una pipeta con graduación a la que se debe limitar el experimento. Cualquier detalle puede inducir a error en los resultados y en la interpretación de ellos. No obstante, se tomaron las precauciones y se estandarizaron todas las variables que se pudieran controlar para minimizar esa posibilidad. Además de ser un modelo *in vitro* que tiene múltiples limitaciones en todas sus etapas, sin embargo, representa una correcta opción de experimentación en primera instancia.⁽¹³⁾

Algunas de las limitaciones de nuestro estudio fueron el poco tiempo de frotamiento del adhesivo sobre la superficie dentinaria, el no haber tenido la posibilidad de experimentar en una dentina completamente deshidratada y no contar con la opción de investigar con dentina sometida a deshidratación con distintos volúmenes de alcohol, como se propone en investigación de Ayar y otros;⁽¹⁴⁾ aspectos que podrían tenerse en cuenta para futuras investigaciones.

Conclusiones

No existen diferencias en la conductancia hidráulica de discos de dentina humana en los que se realizó una aplicación activa de adhesivo 3M ESPE Single Bond Universal con microbrush, *versus* la aplicación activa del mismo adhesivo con un aplicador mejorado, *in vitro*. No hubo correlación entre la fuerza empleada y los valores de conductancia hidráulica.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Hevia J, Fresno C, Martín J, Moncada G, Letelier C, Oliveira Junior OB, Fernández E. Modelo de conductancia hidráulica de la dentina humana *ex vivo*. Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral. 2013;6(3):114-7.
2. Estay J, Martin J, Vildósola P, Villablanca C, Mjör I, Laske M, et al. Sealing of restorations with marginal defects does not affect their longevity. American Journal of Dentistry. 2018;31(2):107-12.

3. Romero MA, Bersezio C, Vildósola P, Lletelier C, Batista Oliveira Jr O, Martín J, et al. Comparación de la conductancia hidráulica dentinaria, de acuerdo al tiempo de aplicación de desensibilizantes con base de oxalatos. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia. 2015;26(2):336-57.
4. Corral Nunez C, Covarrubias C, Fernandez E, Oliveira BD Junior. Enhanced bioactive properties of Biodentine™ modified with bioactive glass nanoparticles. Journal of Applied Oral Science. 2017;25(2):177-85.
5. Rocha Maia R, Oliveira D, D'Antonio T, Qian F, Skiff F. Comparison of light-transmittance in dental tissues and dental composite restorations using incremental layering build-up with varying enamel resin layer thickness. Restorative Dentistry & Endodontics. 2018;43(2).
6. Brännström M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. Journal of Endodontics. 1986;12(10):453-7.
7. Moncada G, García Fonseca R, de Oliveira OB, Fernández E, Martín J, Vildósola P. Rol del 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. Revista Clínica De Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral. 2014;7(3):194-9.
8. Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio A. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. Operative Dentistry. 2013;38(4):E103-E27.
9. Perdigão J, Loguercio AD. Universal or multi-mode adhesives: why and how? The Journal of Adhesive Dentistry. 2014;16(2):193-4.
10. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, De Munck J, et al. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. Dental Materials. 2013;29(8):888-97.
11. Muñoz M, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha N, et al. *In vitro* longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. Operative Dentistry. 2015;40(3):282-92.
12. Cuadros-Sanchez J, Szesz A, Hass V, Patzlaff RT, Reis A, Loguercio AD. Effects of sonic application of adhesive systems on bonding fiber posts to root canals. Journal of Endodontics. 2014;40(8):1201-5.
13. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. Journal of Dental Research. 2005;84(2):118-32.
14. Ayar MK. A review of ethanol wet-bonding: Principles and techniques. European Journal of Dentistry. 2016;10(1):155

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún tipo de conflicto de intereses.

Recibido: 11/11/2018

Aceptado: 26/01/2019

Publicado: 17/07/2019



Este artículo de *Revista Cubana de Estomatología* está bajo una licencia Creative Commons Atribución-No Comercial 4.0. Esta licencia permite el uso, distribución y reproducción del artículo en cualquier medio, siempre y cuando se otorgue el crédito correspondiente al autor del artículo y al medio en que se publica, en este caso, *Revista Cubana de Estomatología*.