

Resistencia mecánica de la interfase y de la dentina adyacente. Estudio comparativo de microtracción



Perálvarez-Aguilera,
Francisca

Micro-tensile bond strength of the interface of an adhesive restorative system

Perálvarez-Aguilera, Francisca*
Escribano-Mediavilla, Nuria*
de la Macorra-García, José Carlos**

* Licenciada en Odontología.

** Profesor Titular del Departamento de Odontología Conservadora, Universidad Complutense de Madrid.

Resumen: *Introducción:* Se describe y aplica un sistema de microtracción, que permite comparar las fuerzas de resistencia a la tracción de la dentina intacta y las de la interfase adyacente creada entre dentina y material restaurador, dentro de un mismo espécimen. *Material y método:* Se emplearon segmentos coronarios de terceros molares humanos conectados a un sistema de perfusión (n=12), sobre los que se tallaron varios surcos paralelos en la dentina oclusal que fueron posteriormente obturados con el adhesivo Prime & Bond NT® y los composites Z100® y Tetric Ceram®. Se obtuvieron cinco muestras preparadas para microtracción por espécimen que se sometieron a ensayo mecánico hasta su rotura. *Resultados:* Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza cohesiva media de la dentina y la adhesiva de las interfases diente/material restaurador, para ambos sistemas restauradores. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales de restauración utilizados con el mismo adhesivo. *Conclusión:* La fuerza de cohesión de la dentina supera a la de la interfase diente/material en los materiales estudiados.

Palabras clave: Microtracción, Interfase, Dentina.

Abstract: *Introduction:* A microtensile test is developed in order to compare the tensile bond strength of sound dentine and those of the adjacent interface between dentine and restorative materials, within the same specimen.

Material & method: On the occlusal exposed dentin of perfused third molars crown segments (n= 12) several grooves were cut, which later were filled with Prime & Bond NT adhesive and Z100 and Tetric Ceram composites. Five samples for microtensile test were obtained from each specimen and were submitted to load until detachment. *Results:* Significant statistical differences were found among mean cohesive dentin strength and the interface dentin/restorative material adhesive strength, for both adhesive systems. No significant statistical differences were found between both restorative materials used with the same adhesive resin. *Conclusions:* Dentin cohesive strength is higher than dentin/restorative material interface for the materials tested.

Key words: Microtensile, Interface, Dentine.

Correspondencia

José Carlos de la Macorra García
Departamento de Odontología Conservadora. Facultad de Odontología.
Universidad Complutense de Madrid.
Pl. Ramón y Cajal s/n
28040 Madrid
E-mail: macorra@odon.ucm.es

Fecha recepción
07-05-2001

Fecha última revisión
18-09-2001

Fecha aceptación
28-09-2001

BIBLID [1138-123X (2001)6:6; noviembre-diciembre 593-704]

Este trabajo es parte de la investigación realizada para obtener el grado de Doctor de Francisca Perálvarez Aguilera

Perálvarez-Aguilera F, Escribano-Mediavilla N, de la Macorra-García JC. Resistencia mecánica de la interfase adhesiva y de la dentina adyacente. Estudio comparativo de microtracción. RCOE 2001; 6(6): 621-627.

Introducción

El éxito clínico de las restauraciones depende, entre otras cosas, de un correcto sellado entre el material restaurador y los tejidos dentarios. El patrón de adhesión al esmalte está bien establecido, pero respecto a la dentina sigue sin haber consenso. La dentina es un sustrato muy heterogéneo¹, que responde de manera no uniforme a la aplicación de los sistemas adhesivos de restauración. Por ello, los estudios sobre el comportamiento de dichos materiales sobre la dentina han adquirido gran importancia e interés.

La mayor parte de los investigadores han utilizado para estudiar la capacidad de adhesión a dentina, las pruebas de tracción o las de cizalla. Éstas últimas son más utilizadas ya que entrañan menos dificultades técnicas. En este tipo de estudios^{2,3,4} se emplea un espécimen para cada prueba con una gran área de adhesión. Esto limita el número de muestras y produce una gran dispersión en los resultados al producirse un elevado número de fracturas cohesivas en la dentina. Se ha afirmado que ello es debido a que se produce una distribución no uniforme del estrés, con una elevada dependencia de la geometría de la zona adherida y de la configuración de las cargas aplicadas durante el estudio^{5,6}. Todo esto, combinado con el hecho de que los valores de fuerza de adhesión obtenidos *in vitro* son tenidos como pobres predictores del éxito clínico, ha llevado a algunos investigadores a diseñar nuevos métodos de estudio.

Numerosos investigadores han adoptado un nuevo método denominado de microtracción. Pashley y

cols.⁷ enumeraron las ventajas y desventajas de este sistema. Entre las ventajas se cuentan la menor probabilidad de encontrar fallos cohesivos en áreas de 1 mm², la medición de un mayor número de zonas de la interfase, con lo que obtenemos más información en un mismo diente, la posibilidad del uso de áreas irregulares y/o muy pequeñas y la facilidad de visualización al microscopio de toda la zona objeto de estudio. Las desventajas son que es una técnica que requiere un equipo de preparación de muestras especial, que es difícil medir fuerzas inferiores a 5 MPa y que es fácil que se deshidraten rápidamente las muestras al ser tan pequeñas. Pero el aspecto más importante de este tipo de test es que la fuerza de resistencia a la tracción es dependiente del tamaño del área de adhesión. Esto no había podido constatarse antes debido a la dificultad en la aplicación de materiales en áreas inferiores a 5-7mm²^{5,6}. Según la teoría de Griffith⁶, el descenso de las fuerzas de adhesión al aumentar el tamaño del área es debido a la distribución de defectos en la interfase, ya que cuanto mayor es la interfase mayor probabilidad tiene de contener dichos defectos. Van Noort y cols.² sugieren que la fractura de la unión adhesiva se inicia desde los puntos que coinciden con la concentración del estrés y desde allí se propagan por toda la interfase, gracias a la presencia de defectos.

Para la obtención de muestras tan pequeñas es necesario la utilización de un microtomo o un disco de diamante montado en pieza de mano. Sobre la sección que se obtiene se realiza un tallado para inducir la fractura en la interfase diente-resina. El tallado en forma de reloj de arena ha

sido el más empleado durante estos últimos años, ya que este tipo de diseño dirige el estrés hacia la interfase adhesiva, de acuerdo con las normas ISO 527-1 y 2, y la especificación ASTM D638-95. Otros autores^{8,9} han diseñado unas muestras talladas en forma cuadrangular y/o con muescas. Shono y cols.¹⁰ diseñaron una nueva forma de preparación de las muestras, que permitía obtener un mayor número de especímenes, tallándolos en forma de barra. En ellos la rotura de la interfase no se inducía, en un intento de evitar dañar la unión adhesiva durante la manipulación.

No existen referencias de cual es la fuerza adhesiva ideal de la interfase, aunque parece razonable pensar que debería ser cercana a la fuerza cohesiva del tejido dentario intacto al que reemplaza. La fuerza de cohesión de la dentina es un parámetro que no ha sido establecido claramente, y, que según que autores, presenta distintos valores de resistencia a la tracción (de 106 MPa¹¹, 52 MPa¹², o 36,6 MPa¹³), valores que dependen de la zona de dentina objeto de estudio y del estado de dicho tejido (esclerótico, demineralizado, con caries, etc).

Con la intención de evitar esta gran variabilidad, en nuestro estudio utilizamos la prueba de microtracción con autoreferencia, comparando en el mismo diente las fuerzas de cohesión de la dentina y de adhesión de la interfase entre resina-dentina, en zonas inmediatamente adyacentes. De esta manera, independientemente de los valores que se obtengan, se podrá establecer una relación intra-grupos con el mismo método, ya que la referencia la constituyen los distintos segmentos de la misma muestra y bajo las mismas condiciones.

El objetivo del presente trabajo es describir un método de microtracción con autoreferencia y comparar la interfase producida por dos composites distintos, pero usando un mismo adhesivo.

Material y método

Preparación de las muestras

Se emplearon 12 terceros molares humanos, recientemente extraídos y que, una vez eliminado todo resto de sangre, cálculo y periodonto, se conservaron en etanol al 70%. Los molares se seccionaron en cervical (fig.1 A), desechando las raíces, para exponer la cámara pulpar y extraer el contenido cameral. Se eliminó el esmalte oclusal hasta exponer dentina. Ambas superficies de corte eran paralelas y se pulieron con una lija de grano 600, bajo abundante refrigeración en una maquina de pulir (Struers Dap-7, Copenhagen, Dinamarca) a baja velocidad (fig.1 B). En la dentina oclusal expuesta se realizaron con una fresa cilíndrica de diamante, de 2 a 3 surcos con una profundidad aproximada de 1,5 mm y una anchura aproximada de 1,5 mm, separados entre sí por 1,5 mm, aproximadamente (fig.1 C). Los fragmentos coronarios se unieron por el tercio cervical a una base cuadrangular de metacrilato mediante un adhesivo de cianocrilato (Superglue 3, Loctite, España). A esta base se le realizaron previamente dos perforaciones donde se alojaban dos catéteres que llegaban hasta la cámara pulpar. La unión entre los catéteres y la base se selló con resina autopolimerizable (Duralay, Reliance, USA). Las áreas laterales del molar se cubrieron con una capa de laca de uñas para minimizar la filtración no controlada.

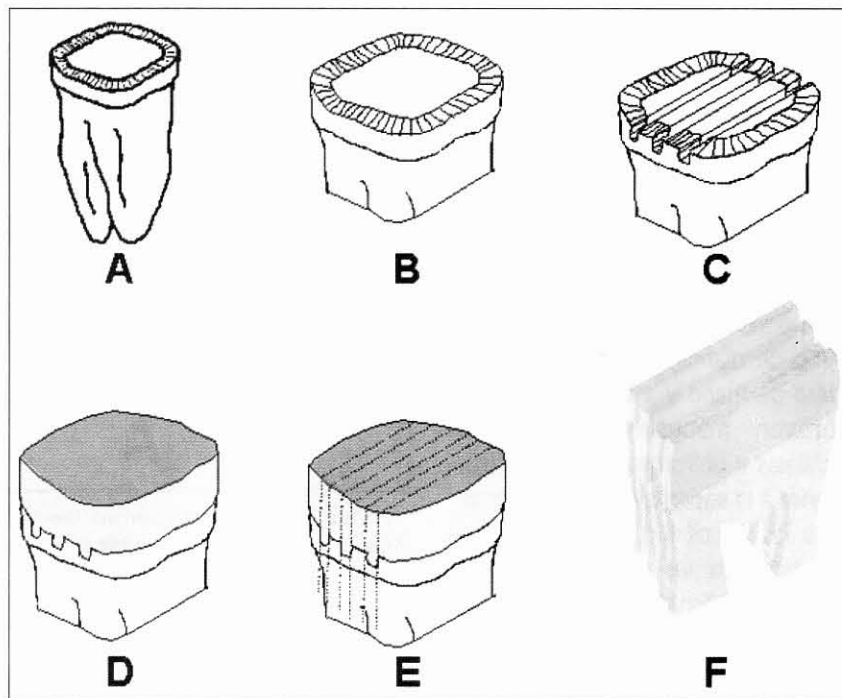


Figura 1. Preparación del espécimen. A: Sección coronal y preparación radicular; B: Superficie de dentina pulida; C: Tallado de surcos; D: Obturación de surcos; E: Localización de corte; F: Obtención de muestras.

Sistema de perfusión simulada

Cada espécimen se conectó a un sistema de perfusión compuesto por una columna de 30 cm de presión de agua destilada y de un tubo que conecta esta columna con uno de los catéteres de la base del espécimen, a través del cual el fluido va saturando la cámara pulpar, expulsando el aire a través del otro catéter. Una vez extraído todo el aire se sella este segundo catéter.

Aplicación de los materiales de restauración

Los especímenes se dejaron conectados al sistema de perfusión un mínimo de 24 horas para rehidratar el tejido dentario. Posteriormente, cada espécimen se desconectó del sistema para su obturación. La dentina expuesta se grabó con ácido

ortofosfórico al 37% (Total Etch®, lote B43634, Vivadent, Liechtenstein) durante 15 segundos, se lavó y se retiró suavemente el exceso de agua con una jeringa de aire, evitando la desecación de la dentina. Seguidamente se aplicó el adhesivo Prime & Bond NT® (lote 9908000395, Dentsply, Francia) según las recomendaciones del fabricante. Se obturaron los surcos del espécimen con una de las dos resinas compuestas objeto de estudio: Z100® (lote 19990325, 3M, Minnessotta, USA) y Tetric Ceram® (lote A02383, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y se polimerizaron con una lámpara Translux CL® (Kulzer & Co, Wehrheim, Alemania). A continuación se obturó toda la zona oclusal con una capa de resina compuesta de 2 mm de espesor aproximadamente (fig. 1 D).

Corte de los especímenes

Tras la obturación del espécimen se marcó con un rotulador indeleble la interfase a estudiar sobre las áreas laterales del molar, a nivel del fondo de los surcos (fig. 1 E). De esta forma, se señalaron zonas de estudio de dentina y de dentina/resina compuesta al mismo nivel. Seguidamente, con un disco de diamante montado en una pieza de mano y a baja velocidad se cortaron manualmente secciones paralelas y uniformes, perpendicularmente a la superficie oclusal y paralelas a los surcos (fig. 1 F). Después se regularizaron las superficies de las secciones obtenidas con el mismo disco de diamante. Se obtuvieron un total de 50 secciones a partir de los molares restaurados. Con una fresa de diamante de turbina con forma bala se realizaron en la zona de interfase unas hendiduras que delimitaron el área de estudio, de aproximadamente 1 mm², y que confirieron a la sección una forma de diábolo. Una vez realizado el tallado, comprobamos que ambos ejes de la hendidura quedaban perfectamente alineados marcando la zona de fractura objeto del estudio (fig. 2 A,B).

Se midió la profundidad y el ancho de la zona de estudio con un calibre digital Mitutoyo® (Mitutoyo, Andover, UK), para calcular la dimensión del área de adhesión.

Estudio de microtracción

Para realizar los ensayos de tracción se adaptó un sistema de fijación no rígido con autoalineamiento. Este sistema consta de dos trozos de matriz metálica colocados a ambos lados de la interfase y un sistema de esferas (fig. 3). El proceso fue el siguiente:

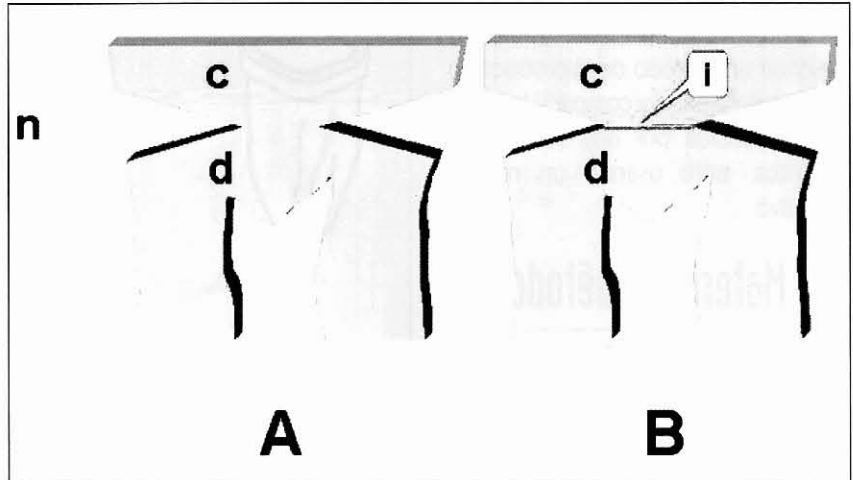


Figura 2. Zona de interfase marcada. A: Muestra con interfase dentina/dentina; B: Muestra con interfase composite/dentina; i: interfase; n: nivel de la interfase; c: composite; d: dentina.

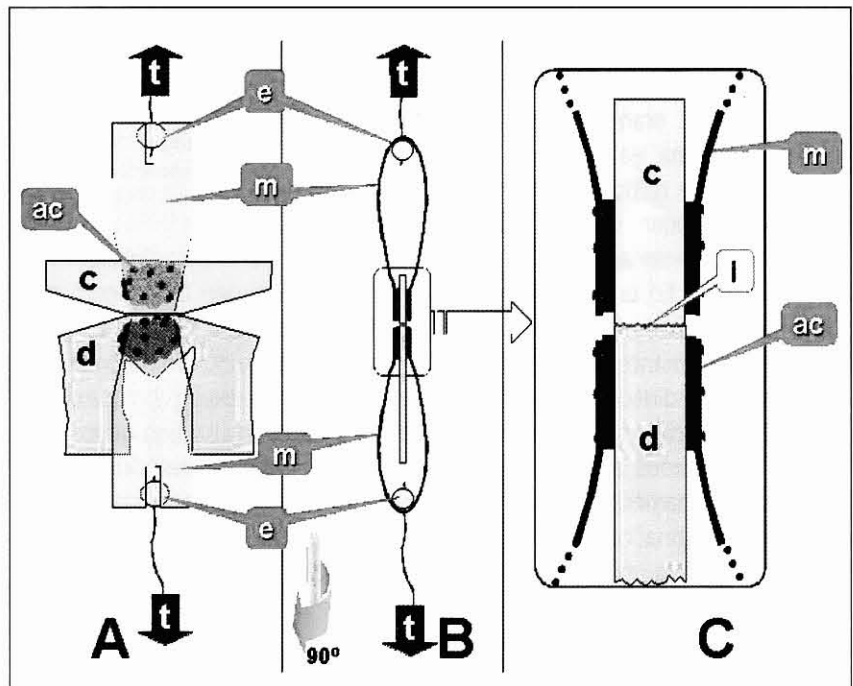


Figura 3. Preparación del sistema de microtracción. A: imagen frontal de la muestra; B: imagen lateral de la muestra; C: imagen aumentada de la zona de estudio; c: composite; d: dentina; ac: adhesivo cianoacrilato ocupando las perforaciones en la matriz; m: matriz metálica ranurada; e: esfera de tracción; i: interfase; t: tracción.

1. Matriz metálica adherida a la superficie de diente.

Se emplearon aproximadamente 5 cm de matriz metálica de 6 mm/0,045

mm (Hawe Matriz Band®, Bioggio, Suiza) para cada parte de la muestra (superior e inferior). Se adaptaron los extremos de la matriz a la zona cerca-

na a la interfase, comprobando que ambos quedaran paralelos. A continuación, se realizaron unas pequeñas perforaciones en estos extremos para facilitar la retención de la matriz en la superficie de diente. En la zona media de esta matriz metálica se realizó una perforación ovalada con ayuda de un disco de corte.

Cada extremo de la matriz se pegó enrasada a la interfase, mediante un adhesivo de cianocrilato (Superglue 3 Gel®, Loctite, España). De este modo un mismo trozo de matriz metálica rodeaba cada lado de la parte superior de la muestra que contiene el área de estudio. Utilizamos otro trozo de matriz para la parte inferior. Después se comprobó que no hubiera excesos de cianocrilato en la interfase, que se retiraron, en su caso, con el disco de diamante una vez esté seco (fig. 3 A).

2. Hilo de nylon-esfera.

Sobre una esfera pequeña (diámetro aproximado 6 mm) con perforación central, se pasa y fija un hilo doble de nylon de 18,5 Kg. (Golden Fish®, Alemania). Seguidamente, se introdujo el hilo de nylon por la perforación ovalada realizada en la parte media de la matriz metálica, y se conectó a una de las mordazas del sistema de tracción para efectuar el ensayo mecánico (fig. 3 B).

Así logramos una igual distribución de las fuerzas generadas durante la tracción, e indujimos la fractura en la zona de interfase (fig. 3 C).

3. Realización del ensayo de tracción.

Para realizar los ensayos mecánicos de tracción, se utilizó una maquina universal de tracción (Hounsfield®, H500M, Croydon, UK), con una célula

Tabla 1. Resultados del área (mm²) y de resistencia a la tracción (MPa) de los grupos de estudio por materiales.

	n	Área		MPa	
		m	DS	m	DS
Dentina	21	1.04	0.36	19.14	7.52
Tetric Ceram	14	0.97	0.36	8.38	8.19
Z100	15	0.98	0.33	6.67	3.30

n: nº de casos, m: media, DS: desviación estándar

de carga de 500 N, y desplazándose a una velocidad de 1 mm/minuto, hasta producir la fractura de la interfase marcada.

La fractura se examinó con un microscopio estereoscopio 1x (Leica Qwin®, Leica, España), determinándose el tipo de fractura y su validez. Se desecharon las fracturas fuera de la zona de interfase estudiada.

Análisis estadístico

Se realizó la prueba de análisis de las varianzas para ver si existían diferencias estadísticamente significativas entre las medias de resistencia traccional de dentina y la de los dos productos utilizados, según la siguiente secuencia: primero, prueba de Levene para averiguar si las varianzas son homogéneas; segundo, prueba de análisis de las varianzas y tercero, comparaciones múltiples.

las varianzas no son homogéneas. La prueba de Anova dio una significación de 1,39E-06, indicando que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los grupos. Para localizar esas diferencias se realizó la prueba de comparaciones múltiples de Tamhane, indicada cuando las varianzas no son homogéneas, y se observa que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de resistencia traccional de la dentina y las de ambos composites (Tetric Ceram y Z100), y que no las había entre las medias de resistencia traccional de los composites entre sí.

Discusión

En este estudio desarrollamos una nueva metodología que trata de aunar la ya clásica técnica de la microtracción, con el sistema de perfusión promovido por Pashley y cols.¹⁴. El tamaño medio del área utilizado ha sido de 1,06±0,05 mm², semejante al utilizado por otros autores en estudios de microtracción^{15,16}, ya que se ha demostrado que este tamaño de área permite disminuir el numero de fracturas cohesivas de la dentina, admitiendo la relación inversa entre la resistencia traccional y el tamaño de

Resultados

La distribución de los grupos por materiales y la descripción de los resultados se exponen en la tabla 1.

La significación obtenida en la prueba de Levene (de análisis de homogeneidad de las varianzas) es 0,38, por lo que se puede decir que

área, de manera que para valores de área pequeños se obtienen mayores fuerzas adhesivas.

La pérdida de muestras por espécimen durante la preparación no fue significativa, a pesar de utilizar discos de corte manuales, con los cuales el riesgo de fractura de la muestra aumenta. En la mayoría de los trabajos revisados, se emplearon microtomos como sistemas de corte de tejidos duros muy exactos, donde el riesgo de fractura y pérdida de la muestra es pequeño. El principal inconveniente de nuestro sistema fue que se precisó realizar una segunda fase de regularización de las muestras cortadas, ya que con discos manuales no se pueden asegurar superficies totalmente planas y uniformes. Muchos autores coinciden en destacar que un gran número de las muestras se pierden durante la realización de las distintas formas de la interfase, ya que en tamaños de área tan pequeños la vibración de la fresa induce la separación de ambos segmentos.

Debido a las limitaciones de la técnica manual en la realización de las muestras, se optó por utilizar un área de estudio con una sección rectangular. Se afirma que las secciones redondas distribuyen el estrés de forma más homogénea que las cuadrangulares², ya que éste se distribuye a lo largo de toda la periferia mientras que en las muestras cuadrangulares se concentra en las esquinas y en la zona media de los lados. Sin embargo, en un estudio comparativo entre ambos tipos de sección¹⁷, se comprobó que prácticamente no había diferencias estadísticamente significativas, por lo que la forma rectangular de la sección objeto de estudio no justificaría los bajos valores de resistencia a la tracción.

El sistema de tracción empleado en nuestro estudio no fue rígido, si bien tiene autoalineamiento. Esto permite la colocación de la muestra de forma que las fuerzas ejercidas actúen perpendicularmente a la interfase producida entre material restaurador y la dentina, con lo que se obtienen fracturas inducidas por el diseño del área de adhesión con forma de diábolo. Esta forma fue descrita por Akimoto¹⁸, y evita la formación de ángulos agudos que puedan ocasionar una distribución no uniforme del estrés. En sistemas de tracción rígidos, el estrés se acumula en la placa donde se adhiere la muestra, a diferencia de nuestro sistema móvil donde el estrés se concentra en la forma del área de estudio (reloj de arena). Todos los estudios revisados reiteran el empleo de sistemas rígidos con diferentes formas (cuadradas, circulares, etc.) de la superficie a estudiar.

Lo más destacable de este estudio es el empleo de zonas vecinas de dentina y composite, con lo cual hemos obtenido, en el mismo diente, los valores de fuerzas de adhesión para el material restaurador y de cohesión de la dentina, bajo las mismas condiciones y con el mismo método de preparación. Estudios como los de Sano y cols.¹¹ obtuvieron unos valores de fuerza cohesiva de dentina de 54 a 138 MPa, mucho más elevados que en nuestro trabajo, donde la fuerza media cohesiva fue de 19,30 MPa. Las fuerzas de adhesión de la interfase dentina-material restaurador registradas en otros trabajos de microtracción varían entre 38 Mpa¹⁵, 40 y 34 Mpa⁹ y 19 MPa¹⁹. Aunque las áreas utilizadas son de magnitud semejante, en nuestro caso se han obtenido unas resistencias a la tracción mucho más

bajas (de 6,7 MPa para el Z100® y de 7,3 para el Tetric Ceram®), teniendo en cuenta que ambos han sido utilizados con el adhesivo Prime & Bond NT. Creemos necesario analizar las posibles causas de estas diferencias.

Los especímenes no se mantuvieron perfundidos durante la obturación con el material restaurador. Según Tao y Pashley²⁰, la presencia de presión pulpar puede reducir la fuerza de adhesión de algunos adhesivos dentinarios, debido a que aumenta la presencia de humedad superficial por aumento de la conductancia hidráulica. Esto podría interferir con la formación de la capa híbrida y degenerar en una degradación por hidrólisis de la unión química a dentina. Al disminuir la presión intrapulpar a cero durante la restauración se pretendió emular la situación clínica, ya que el uso de anestésicos con vasoconstrictor provoca este descenso y además, controlar el exceso de humedad superficial, que podría solubilizar la resina o impedir su infiltración a través de la dentina^{22*}. A pesar de ello, los valores de resistencia a la tracción de la interfase resina-dentina encontrados en nuestro estudio fueron considerablemente bajos, por lo que en nuestro caso la causa de esta diferencia debemos atribuirla a otros factores.

Es importante tener en cuenta que los especímenes fueron conservados en etanol al 70%. Este medio de conservación tiene influencia en la fuerza de adhesión y en la permeabilidad del tejido dentinario. Actúa como fijador de la fase proteica de la dentina, lo que da lugar a cambios estructurales que condicionan el comportamiento del tejido dentario. Su acción deshidratante altera la matriz colágena, desestructurándola, por lo que la per-

meabilidad será distinta que la que se encontraría en un tejido intacto, así como el tipo de interfase que se crea al aplicar los sistemas adhesivos restauradores. Probablemente, esta alteración de la dentina da lugar a la formación de una inadecuada capa híbrida, pudiendo deberse a esto los bajos valores de resistencia a la tracción de la interfase registrados; asimismo, la baja fuerza de cohesión de la dentina encontrada puede deberse a este tejido desestructurado. En próximos trabajos nos proponemos utilizar un medio que provoque menos altera-

ciones en la dentina, y evitar en lo posible que este factor interfiera en el desarrollo de la experimentación.

No hay datos de cuales son los valores ideales de resistencia mecánica de la interfase, aunque en nuestra opinión deberían ser semejante a la que presenta el tejido intacto. Aunque los resultados obtenidos ponen de manifiesto que la fuerza de cohesión de la dentina supera a la fuerza de resistencia a la tracción de la interfase creada entre diente y material restaurador, desconocemos cual es la significación clínica de esta diferencia. A pesar de su

buen comportamiento, falta un criterio de valoración de los datos de laboratorio, siempre previos a la utilización *in vivo*. Este trabajo propone un método: la comparación de la resistencia mecánica de la interfase con la resistencia mecánica de la dentina adyacente. Ambas deberían ser idealmente iguales, en nuestra opinión. Pero, a falta de materiales que reemplacen *ad integrum* la dentina perdida, debemos confiar en materiales cuyos resultados de laboratorio son aparentemente peor que ideales y establecer un criterio para entender éstos.

Bibliografía recomendada

Para profundizar en la lectura de este tema, el/los autor/es considera/an interesantes los artículos que aparecen señalados del siguiente modo: *de interés **de especial interés.

1. Pashley DH. **The clinical correlations of dentin structure and function.** J Prosthet Dent 1991; 66: 777-81.
2. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. **A critique of bond strength measurements.** J Dent 1989; 17: 61-7.
3. Hinoura K, Moore BK, Phillips RW. **Tensile bond strength between glass ionomer cements and composite resins.** J Am Dent Assoc 1987; 114: 167-72.
4. Causton BE. **Improved bonding of composite restorative to dentin.** Br Dent J 1984; 167: 308-11.
- 5**. Sano H, Shono T, Sonoda H y cols. **Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test.** Dent Mater 1994; 10: 236-40.
Describe por primera vez el sistema de microtracción para detectar fracturas adhesivas entre diente y material restaurador. Para ello emplean áreas de pequeño tamaño y, establecen la relación inversa entre la fuerza de resistencia a la tracción y el tamaño de área. Para áreas de 0,4 mm² obtienen una fuerza adhesiva de 55 Mpa.
- 6**. Griffith AA. **The phenomena of rupture and flow in solids.** Phil Trans Roy Soc Lond 1920; 221: 168-98.
Se describe la teoría de Griffith donde en áreas de pequeño tamaño los valores de resistencia a la tracción son elevados, debido a la existencia de un menor número de defectos (burbujas de aire, cracks, etc.) en la interfase diente/material restaurador.
7. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. **Adhesion testing of dentin bonding agents. A review.** Dent Mater 1995; 11: 117-25.
- 8*. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. **Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin.** Dent Mater 1998; 14:120-28.
Realiza test de microtracción y microcizalla en tres grupos de molares con áreas que oscilan de 1 a 3 mm², observando que la resistencia a la rotura depende del tamaño del área adherida.
9. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. **Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives.** Dent Mater 1998; 14: 44-50.
10. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. **Regional measurement of resin-dentin bonding as an array.** J Dent Res 1999; 78(2): 699-705.
11. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. **Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin.** J Dent Res 1994; 73(6): 1205-11.
12. Bowen RL, Rodríguez MS. **The long term durability of bond strengths of dentin.** J Am Dent Assoc 1962; 64: 378-87.
- 13*. Lehman ML. **Tensile strength of human dentin.** J Dent Res 1964; 46: 197-201.
Una de las primeras investigaciones que nos ofrece datos de fuerzas cohesivas de la dentina. Se encuentran un gran número de defectos en la interfase de dentina, y los valores para áreas de gran tamaño son bajos.
14. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Carvalho RM, Russell CM. **Bond strength versus dentin structure: a modeling approach.** Arch Oral Biol 1995; 40: 1109-18.
15. Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley D. **Nano-leakage at the dentin adhesive interface vs μ -tensile bond strength.** Op Dent 1999; 24: 181-8.
16. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. **Microtensile testing of dentin adhesives.** Dent Mater 1998; 14: 194-201.
17. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. **The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test.** Dent Mater 1998; 14: 212-21.
18. Akimoto T. **Study of adhesion of MMA-TBBO resin to dentin.** J Jpn Soc Dent Mat Dev 1991; 10: 42-54.
19. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR y cols. **Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*.** J Dent Res 1999; 78: 906-11.
20. Tao L, Pashley DH. **Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin.** Dent Mater 1989; 5:181-4
21. Kim S, Edwall L, Trowbridge H, Chien S. **Effects of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs.** J Dent Res 1984; 63: 650-2.
- 22**. Prati C, Pashley DH, Montanari G. **Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems.** Dent Mater 1991; 7: 54-8.
Los autores destacan la importancia de la perfusión de los especímenes que serán sometidos a restauración con materiales adhesivos.