



NÚMERO 1 - 1996 - ARTÍCULO 2

UN MÉTODO EXPERIMENTAL PARA EL ESTUDIO DE LA PERMEABILIDAD DENTINARIA

DEL-NERO, M.O.*; CONEJO, B.*; DE LA MACORRA, J.C.** (Departamento de Odontología Conservadora, Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid. *Profesor Colaborador Honorífico; **Profesor Titular)

NOTA: Entre paréntesis, referencia a la [bibliografía](#)

INTRODUCCIÓN

El diente es un órgano formado por diferentes tejidos de características especiales: esmalte, dentina, pulpa, cemento y ligamento periodontal.

La dentina es un tejido altamente mineralizado que ofrece sujeción, protección mecánica y aislamiento a la pulpa de los irritantes externos, al mismo tiempo que transmite a ésta los estímulos aplicados sobre su superficie exterior, relacionándola así con el medio externo; sirve además de apoyo elástico al esmalte, amortiguando los impactos que este tejido duro y frágil recibe y evitando así su fractura, y de elemento estructural principal del diente.

Es un tejido conjuntivo duro, calcificado, avascular, sensible y con capacidad reparativa. Está compuesta a partir de una matriz extracelular, secretada y conservada por los odontoblastos de la pulpa, con una fase orgánica (1, 2) (fibras de colágeno y sustancia fundamental amorfa) y otra inorgánica (1, 3), el 70 por ciento de su peso, constituida fundamentalmente por fosfato de Calcio en forma de hidroxiapatita.

Hay varios tipos de dentina, siendo la de mayor presencia anatómica la dentina primaria, formada durante el desarrollo de la corona y tercio coronal de la raíz dentaria. Esta dentina tiene una estructura tubular, atravesando los conductillos dentinarios todo su espesor, y ocupando un 20 a 30 por ciento de su volumen total (4). En el interior de dichos túbulos hay líquido tisular, prolongaciones celulares odontoblásticas, fibras nerviosas y colágenas. Su número es altamente variable, describiéndose variaciones de entre 25.000 y 52.000 por milímetro cuadrado, dependiendo, entre otros factores, de la edad y zona estudiada. Igualmente su diámetro oscila entre 0,8 y 2,5 micrones (5), siendo mayor en general cuanto más cercano a la cavidad pulpar se estudie (1, 2, 3, 6). La presencia de estos túbulos hace de la dentina un tejido permeable, que permite el paso, vehiculizado u obstruido por el fluido dentinario, de microorganismos, toxinas químicas o bacterianas, etc., a la pulpa. Juega también un papel importante en la percepción sensorial dentinaria -dentaria, por tanto- según la teoría hidrodinámica (4, 7, 8) de la sensibilidad dentinaria y en los mecanismos de adhesión de los diferentes materiales restauradores (9, 10, 11)

El fluido dentinario tiene una composición similar a la del plasma y ocupa un 22 por cien del volumen total de la dentina (4). Su presión no se ha podido establecer en humanos ni, aún en animales, en condiciones fisiológicas, pues la sola invasión pulpar precisa para hacerlo la modifica.

Cuando se pierde, por fracturas, caries, abrasiones, etc, o no está presente el sellado periférico de la dentina a cargo del esmalte se facilita un movimiento exterior de fluido sometido a la ley de Poiseuille-Hagen (12)

$$V = \frac{(P_x - P_x')r^2}{8\eta l} \quad \text{donde "V" es la velocidad del flujo, } (P_x - P_x') \text{ es la variación de la presión hidrostática a través de}$$

la dentina, η es la viscosidad, "l" la longitud de los túbulos y "r" su radio. Todo ello, aceptando que el fluido dentinario, circulando a través de una complicada red de tubulillos capilares, tenga un comportamiento laminar. A falta de otro modelo, este es aceptable pero, en nuestra opinión, debería revisarse.

El "gasto" (Q) es la magnitud del flujo, o velocidad del flujo por área a través de la cual se produce, y se expresa en unidades de volumen referidas al tiempo. Su expresión es $Q = V \cdot A = V \cdot \pi r^2 = \frac{(P_x - P_x') \pi r^4}{8\eta l}$ siendo "A" el área a través de la que se mide la filtración.

Este movimiento facilitado de fluido a través de la dentina tiene como consecuencias, además de las ya mencionadas, la aparición de hipersensibilidad dentinaria y la creación de una superficie irregularmente húmeda en la dentina expuesta.

La primera de ellas -hipersensibilidad- se define como una respuesta *anormalmente* sensitiva y dolorosa de la dentina expuesta ante una irritación con un potencial de daño tisular (13, 14). El estímulo puede ser térmico, asmático, eléctrico o de contacto. La teoría hidrodinámica (4, 8) del dolor dentinario -actualmente tenida como la más probable, aceptándose como herramienta de trabajo- establece que un estímulo sobre la dentina produce un movimiento anormalmente rápido de fluido en los túbulos que distorsiona espacialmente la capa más externa del tejido pulpar y/o el plexo nervioso -de Raschkov- subyacente. Esta hipersensibilidad dentinaria es un proceso importante por su gran prevalencia ya que al menos uno de cada siete pacientes que solicitan tratamiento odontológico la presentan (15).

La creación de una superficie dentinaria irregularmente húmeda plantea un problema en la adhesión de los nuevos materiales odontológicos restauradores, que necesitan contactar con un tejido de humedad controlada para poder unirse a él (9, 10). La evolución de la Odontología en los últimos años se debe en gran parte a la aparición de nuevos materiales cuyo mecanismo fundamental de unión al diente es la adhesión química y/o la interrelación de un material de baja viscosidad con el tejido dentinario cortado, produciéndose una microtrabazón (16, 17) con su superficie irregular (18, 19, 20). La humedad presente en la superficie adhesiva es así claramente determinante de la eficacia de esta unión.

La mayoría de las pruebas que se realizan en los laboratorios de investigación comerciales o Universitarios tienden a ignorar la presencia de este fluido, pues se llevan a cabo frecuentemente sobre tejidos extraídos secos, de manera que los resultados del laboratorio son dispares respecto a los que se encuentran en la clínica.

Aquí se describe un método experimental que permite el estudio de las características adhesivas de distintos materiales sobre un estrato dentinario húmedo.

SISTEMA DE PERFUSIÓN

Desarrollado a partir de los trabajos originales de **Derkson, Pashley y Derkson** (21), consiste ([figura 1](#)) en una bureta que conforma una columna de agua destilada de altura (h) variable, que genera una presión diferencial que imita la presión intrapulpar. Nosotros hemos seleccionado, de entre las presiones citadas en la literatura, como la más verosímil, la de 25mm de Hg', equivalentes a 33,9 cm de agua.

La bureta está conectada mediante un tubo flexible a un reservorio (r) al que está adherido el espécimen (e). A este reservorio se transmite la presión mediante el sistema de tubos flexibles. Intercalada entre la columna de agua y el reservorio se encuentra una micropipeta graduada (m). En ella se introduce una burbuja de aire mediante un sistema aspirante/impelente de jeringas, de manera que el desplazamiento de la burbuja traduce la cantidad de fluido perdido o ganado por el sistema. El agua está ligeramente teñida de azul de metileno para posibilitar la visión de la burbuja.

PREPARACIÓN DEL ESPÉCIMEN

Se emplean terceros molares sin caries ni restauraciones, conservados en alcohol al 70%, por ser este medio el que mejor conserva las características de permeabilidad de la dentina (23).

De su corona se obtiene un disco mediante dos cortes paralelos, perpendiculares a su eje, separados entre sí un milímetro aproximadamente. La localización del corte apical es la más próxima posible a los cuernos pulpares, sin exponerlos.

Otros autores (24) preconizan que la producción de los cortes a 1mm de la cámara pulpar, conservando ésta, asegura la estandarización del diámetro y la longitud de los túbulos afectados. Tal estandarización no creemos que sea posible, pues la distancia desde el corte al techo de la cámara pulpar es, por lo intrincado de ésta, necesariamente variable y muy difícilmente mensurable.

Se delimita en la cara "oclusal" del espécimen un área central, aproximadamente rectangular, mediante un sellador tipo laca. Se procura que el área así delimitada (en adelante, área de filtración), esté formada sólo por dentina, pero nuestra experiencia dice que es muy frecuente, casi inevitable, la presencia de islotes irregulares de esmalte en su interior. Las dimensiones de este área se miden exactamente mediante un analizador computarizado de imágenes (VIDS IV. AMS Technology. Inglaterra), averiguando así, en milímetros cuadrados, su extensión. Este sistema trabaja mediante una visión magnificada del área a medir, lo que favorece la identificación, y exclusión como arca de filtración, de dichos islotes de esmalte.

El empleo de un sistema, como el nuestro o similar, de identificación de la dentina es, en nuestra opinión, ineludible, porque es la única manera de calcular exactamente el área de dentina que constituye el área de filtración (o adhesión, en su caso), sin tomar como área de dentina lo que no lo es.

APLICACIÓN DEL SISTEMA

El disco se adhiere mediante un adhesivo a base de cianoacrilato (Super-Glue 3. Loctite, España) a un reservorio plástico por el área opuesta a la de filtración. El reservorio se aplica al sistema de tubos flexibles, asegurándose de que no contiene burbujas de aire.

CALIBRACIÓN

Mediante el sistema aspirante/impelente de jeringas se consigue que una burbuja de aire (lo más pequeña posible) penetre en la micropipeta. El sistema se deja en reposo el tiempo necesario para comprobar su estabilidad y la ausencia de pérdidas.

MEDICIÓN CONTROL

Se controla el gasto anotando el tiempo transcurrido y el volumen de fluido perdido por el sistema, a intervalos aproximados de 5 min. Es ideal que la temperatura, insolación y aireación sean estables durante todo el experimento, pues la evaporación del fluido a través del área de filtración se ve muy influenciada por este tipo de factores físicos (25). Nosotros empleamos, al menos, media hora en esta medición. Se obtiene así una nube de puntos de configuración lineal creciente que representamos en la [figura 2](#).

OBTURACIÓN/APLICACIÓN DEL MATERIAL A TESTAR

Se cubre el área de filtración con el material objeto del estudio. Dicho material se aplica de la manera más conveniente: pincelándolo, inyectándolo o incluyéndolo en un sistema mecánico que posibilite la medición posterior de parámetros físicos (tracción, cizallamiento, torsión).

MEDICIÓN DEL SUJETO EXPERIMENTAL

Se controla el gasto de la misma manera que se hizo durante la medición control, obteniéndose una línea de

gasto similar ([figura 3](#)).

PROTOCOLO ESTADÍSTICO

En trabajos anteriores hemos demostrado (26, 27) que el coeficiente de correlación ("r", de Pearson) de las rectas de gasto es siempre $r > 0.95$, lo que quiere decir que dicha nube de puntos puede reemplazarse por una recta. Nosotros hemos automatizado informáticamente el cálculo de dicho coeficiente, obteniéndolo para cada espécimen y cada tramo de medición.

Dicha recta puede, a su vez, identificarse por la tangente del ángulo (a o a', [figura 4](#)) que forma con la horizontal. Dicha tangente, en este caso, se calcula dividiendo el volumen perdido por el sistema, por el tiempo transcurrido. Las unidades en que se expresaría, caso de que las razones trigonométricas las admitieran, serían de volumen/tiempo. El sentido físico, real, de esta identificación es que el gasto se expresa, precisamente, en las unidades que, hipotéticamente, tendría la tangente.

Disponemos, así, de dos números sencillos -dos tangentes- que traducen la capacidad de filtración de la dentina antes y después de ser obturada con un material. Es sencillo hacer una simple prueba estadística de comparación de medias (entre los controles y los sujetos experimentales, antes y después de obturar) para datos pareados, para hallar la significación de la reducción del gasto, si la hubo.

Este método nos permite valorar la eficacia en el sellado de distintos materiales, si aceptamos que el sellado ideal es aquél que consigue la detención de flujo del fluido dentinario.

Si lo que se compara es la capacidad de sellado de diferentes materiales a la vez, se analiza la varianza de las medias de reducción del gasto de los diferentes grupos mediante la prueba de la F de Snédécór, para saber si existe alguna diferencia significativa. Si es así, se aplica la prueba de Newman-Keuls para identificar entre qué grupos se produce.

COMENTARIOS

Este sistema tiene, así, como características principales las siguientes:

- Al emplear cada espécimen como control y como sujeto experimental, se anula la influencia (sobre la capacidad de sellado) del área de filtración y la longitud de los túbulos involucrados.
- Emplea como sustituto del fluido dentinario agua destilada ligeramente teñida con azul de metileno. Tal "fluido" no es el real, evidentemente, pero es el más manejable. Otros autores proponen sustituirlo por leche o diferentes concentrados proteicos. Esa podría ser una línea de desarrollo de este modelo.
- La presión empleada no está comprobado que sea la real, por ahora desconocida, y debe ser aceptada como la más probable.
- Por razones técnicas no contemplamos el termociclado de los especímenes por ser, por ahora, incompatible con el sistema de medición.

RESULTADOS

Trabajando con esta metodología hemos podido comprobar, hasta ahora, que:

1. El área de filtración no se corresponde directamente con el área efectiva de filtración (28). Es decir, que el área de dentina delimitada mediante una laca, a través de la cual se realiza la filtración, no es directamente proporcional a la magnitud del flujo que la atraviesa. En otras palabras, no por exponer más arca de dentina la permeabilidad aumenta proporcionalmente. Evidentemente, esto puede ser cierto sólo para dientes diferentes; en el mismo diente, un área mayor sí es más permeable que una menor. En nuestra opinión esto se debe a la gran variabilidad anatómica, que produce patrones microanatómicos enormemente diferentes en dientes distintos.
2. Ninguno de los materiales comprobados hasta el momento es capaz de detener completamente el gasto, en las condiciones experimentales. La media de reducción del gasto ha sido de aproximadamente el 50%. Esto puede explicarse porque ninguno de los materiales selle efectivamente; porque el sistema mida otras

cosas, además del gasto (disolución de los materiales, absorción de agua u otros); porque la presión sea excesiva o insuficiente, por la influencia de la capa de barrillo dentinario producido o porque, biológicamente, sea insensato esperar tal anulación.

En uno de los trabajos de próxima publicación (26) se describe un patrón de conductancia hidráulica de los terceros molares humanos, proponiendo la fórmula $Ch = 0.002601 - t + 0.013619$, siendo Ch la conductancia hidráulica, el volumen filtrado, y t el tiempo en minutos. El objetivo de establecer dicho patrón fue el de poder comparar con él los datos de filtración de especímenes obturados. Permite predecir el ritmo de filtración esperable si se utiliza ese diseño experimental. En la actualidad creemos que es un método más sensible y exacto utilizar cada espécimen como su propio control, debido a las enormes variaciones en la microanatomía.

BIBLIOGRAFÍA

1. DAVIS WL: En: Dentina. Histología y Embriología Bucal. Ed.: Interamericana. McGraw-Hill 8:117-143 (1.986)
2. BHASKAR SN. Dentina. En: Histología y Embriología bucal de Orban. Ed.: El Ateneo 4:155-197 (1.980)
3. TEN CATE AR. Complejo pulpodentinario. En: Histología Oral. Ed.: Panamericana 10:191-235 (1.986)
4. TROWBRIDGE HO y KIM S. Estructura y función de la pulpa. En.: Cohen S: Los caminos de la pulpa. Ed.: Panamericana 10:391-450 (1.988)
5. PAUL SJ y SCHARER P. Factores en la adhesión dentinaria. Revisión de la morfología y fisiología de la dentina humana. J Esth Dent 3(4):5-9 (1.993)
6. THOMAS HF. The dentin-predentin complex and its permeability: anatomical overview. J Dent Res 64:607-612 (1985)
7. BRANNSTROM M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries and dentinal crack syndrom. J End: 12(10):453-457 (1.986)
8. GONZALEZ S y NAVAJAS JM. Hipersensibilidad dentinaria. Parte I. Revisión de las teorías etiopatogénicas. Rev Eur Odontoest 4(1):25-32 (1.992)
9. DIAMOND A y CARREL R. The smear layer: a review of restorative progress. J Pedo 8:219-226 (1.984)
10. WHITE GS, BEECH DR y TYAS MJ. Dentin smear layer: an asset or liability for bonding ?. Dent Mat 5:379-383 (1.989)
11. GONZALEZ S y NAVAJAS JM. Hipersensibilidad dentinaria II. Posibilidades terapéuticas. Rev Eur Odontoest 81-86 (1.992)
12. FOGEL HM, MARSHAL FJ y PASHLEY DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. J Dent Res 67(11) :1381-1385 (1.988)
13. CURRO FA. Hipersensibilidad dental en la variedad del dolor. Clin Odont Norte-america 3:393-401 (1.993)
14. REINHART LN, KILLOY F y LOVE G. The effectiveness of a patient-applied tooth desensitizing gel. A pilot study. J Clin Perio 17:123-127 (1.990)
15. GRAF P y GALASSE F. Morbidity, prevalence and intraoral distribution of hypersensitive teeth. J Dent Res Spc Iss 162, 56:2 (1.989)
16. ABOUSH YEY y JENKINS CBG. An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. Dent Mater 6:179-184 (1.986)
17. SMITH DC. Polyacrylic acid-based cements: adhesion to enamel and dentin. Op Dent 5:177-189 (1.992)
18. NAKABAYASHI N. Studies of dental self-curing resins: adhesion of 4-META/MMA TBB to resin and enamel. J Dent Res 23:88-92 (1.982)
19. HOTTA K, MOGI M, MIURA F y NAKABAYASHI N. Effect of 4-META on bond strength and penetration of monomers into enamel. Dent Mater 8:173-175 (1.992)
20. NAKABAYASHI N. Adhesive bonding with 4-META. Op Dent Sup 5:125-130 (1.992)
21. DERKSON GD, PASHLEY DH y DERKSON ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: a new in vitro method. J Pros Dent 56(4):435-440 (1.986)
22. van HASSEL HJ. Physiology of human dental pulp. Oral Surg 32(1):126-134 (1.971)
23. GOODIS HE, MARSHALL GW y WHITE JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. Arch Oral Biol 36(8) :561-566 (1.991)
24. DE HARO F, NAVAJAS JM, GONZALEZ LOPEZ S, FERRER CM y VILCHEZ MA. Protocolo experimental para el estudio de la adhesión a dentina. Comunicación al II Congreso de la SEOC. (1.993)
25. GOODIS HE, TAO L y PASHLEY DH. Evaporative water loss from human dentine in vitro. Arch Oral

Biol 35(7): 523-527 (1.990)

26. CONEJO B, DEL-NERO O y de la MACORRA JC. Medida de la conductancia hidráulica en terceros molares humanos. Arch Odontoest. Aceptado para publicación 7/2/94
27. GOMEZ ERUSTE J, GARCIA OKURA K y de la MACORRA JC. Efectos in vitro sobre la permeabilidad dentinaria del barniz de Copal y el fluoro-fosfato acidulado. Comunicación al III Congreso de la SEOC. (1.994)
28. CONEJO B, DEL-NERO MO y de la MACORRA JC. Permeabilidad dentinaria: relación entre los distintos parámetros que la definen. Comunicación al III Congreso de la SEOC (1.994)

Esquema del sistema de perfusión. h: altura de la columna de agua, m: micropipeta, r: reservorio, e: espécimen







