

B. Conejo Fernández
M.O. Del-Nero Benéitez
J.C. de la Macorra García

Medida de la conductancia hidráulica en terceros molares humanos. Un estudio *in vitro*

Departamento de Odontología Conservadora
Facultad de Odontología
Universidad Complutense

Correspondencia:

Prof. J.C. de la Macorra
Departamento de Odontología Conservadora
Facultad de Odontología
Universidad Complutense
28040 Madrid

RESUMEN

La dificultad de realizar determinados estudios sobre materiales odontológicos in vivo hace necesario el desarrollo de sistemas que reproduzcan las condiciones clínicas reales. En este trabajo se aplica un sistema que permite trabajar con un diente con una presión hidrostática intrapulpar simulada de 32,5 cm de agua, similar a la humana, y una superficie dentinaria expuesta, cuantificada mediante análisis de imágenes, a través de la cual se produce la filtración. Hemos medido la conductancia hidráulica de nueve terceros molares humanos intactos, obteniendo un patrón de la misma, que se puede describir con la fórmula $Ch=0.002601 \cdot t+0.013619$, siendo Ch la conductancia hidráulica, en $\mu\text{l}/\text{mm}^2$, y t el tiempo en minutos. La comparación, en futuros estudios, de este patrón con la filtración que se produzca tras la obturación con diferentes materiales, nos permitirá conocer la capacidad de sellado de los mismos, y así valorar si la presencia de fluido en la superficie de la dentina altera la adhesión de los materiales restauradores.

PALABRAS CLAVE

Fluido dentinario; Dentina; Filtración; Adhesión.

ABSTRACT

The trouble of carrying out «in vitro» studies with dental materials, makes it necessary to develop systems reproducing the actual clinical conditions. In this study a system is used wich allows working with a tooth with a simulated intrapulpar hydrostatic pressure of 32,5 cm of water, as «in vitro» to human, and an exposed dentinal surface quantified by image analysis, through which filtration occurs. Hydraulic conductance of nine intact third molars has been measured, obtaining a pattern that can be described by the formula $Ch=0.002601 \cdot t+0.013619$, being Ch the hydraulic conductance given in $\mu\text{l}/\text{mm}^2$, and t time in minutes. Comparison, in future studies, of this pattern with the filtration that occurs after obturation with different materials will allow us to estimate their sealing capacity, and therefore to know if the fluid presence in the dentin surface may alter the restorating materials adherence.

KEY WORDS

Dentinal fluid; Dentin; Filtration; Adhesion.

$$F_d = \frac{P \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l}$$

Figura 1. Ecuación de Poiseuille aplicada a la filtración a través de la dentina. *F* es el volumen de flujo que aparece en la superficie dentinaria, *P* es la presión tisular intrapulpar, *r* es el radio tubular medio, η es la viscosidad del fluido dentinario, y *l* la longitud media de los túbulos.

INTRODUCCIÓN

La mayoría de los estudios realizados en odontología *in vitro* se alejan bastante de las condiciones fisiológicas presentes en boca. Esto es especialmente crítico en los sistemas que tratan de estudiar los adhesivos modernos.

La dentina es un tejido mineralizado de estructura tubular y composición compleja. Cuando por diferentes causas se pierde el esmalte o el cemento que la protegen, se establece un movimiento de fluido dentinario entre la cámara pulpar y el medio bucal en ambas direcciones^(1,2). Este movimiento de fluido a través de la dentina tiene importantes repercusiones clínicas. Además de ser el responsable de la sensibilidad que aparece cuando se pierde el esmalte que protege a la dentina, está directamente relacionado con algunos de los problemas que surgen en nuestros tratamientos conservadores. Así, la presencia de fluido en la superficie de la dentina cuando preparamos una cavidad para obturarla, afecta los mecanismos de adhesión de algunos de los materiales empleados, disminuyendo por tanto su capacidad de sellado. Esto se refleja en clínica por la aparición de sensibilidad postoperatoria, tinción de los márgenes de la restauración y recidiva de caries⁽³⁾.

El comportamiento del flujo a través de la dentina se ajusta a las ecuaciones de dinámica de fluidos. Así, podemos estudiar diferentes aspectos del mismo, como son: el volumen de flujo que aparece en la superficie dentinaria expuesta, y en segundo lugar, la conductancia hidráulica de cada molar.

En las siguientes ecuaciones vemos reflejados estos conceptos:

En la ecuación de Poiseuille vemos cuales son los factores que determinan el movimiento de fluido a través de la dentina. Estos son: la presión tisular pulpar,

$$Ch = \frac{F}{A \cdot P \cdot t}$$

Figura 2. Ecuación de la conductancia hidráulica de la dentina. *F* es flujo de fluido a través de la dentina, *A* el área de dentina a través de la cual se produce la filtración, *P* la presión hidrostática intrapulpar, y *t* el tiempo en minutos.

la viscosidad del fluido dentinario y la longitud y el radio de los túbulos⁽⁴⁾ (Fig. 1).

Hay que resaltar que el factor cuyas variaciones modifican de manera más importante el flujo es el radio tubular que aparece, en la ecuación, elevado a la cuarta potencia.

Para poder comparar la permeabilidad de molares con diferentes áreas de dentina, necesitaremos conocer sus respectivas conductancias hidráulicas⁽⁵⁾, parámetro que se define como flujo referido a la unidad de superficie a través de la cual se produce la filtración, reflejándose en la figura 2 la ecuación que la define.

Según estas ecuaciones, y teniendo en cuenta que la dentina es permeable, la presencia de un gradiente de presión positivo desde el interior al exterior de la cámara pulpar supone el movimiento de fluido dentinario en dicho sentido.

La distancia entre la superficie de la dentina expuesta y la cámara pulpar, es decir la profundidad del corte, determina la longitud de los túbulos, el número de túbulos por unidad de superficie y el diámetro de los mismos. Así un corte más profundo dejará expuesta una superficie con mayor densidad de túbulos, y éstos serán de mayor diámetro y menor longitud; factores todos ellos que favorecen el desplazamiento de fluido a través de estos túbulos^(6,7).

Por lo tanto, podemos afirmar que la permeabilidad de la dentina aumenta a medida que nos acercamos a la cámara pulpar.

Muchos autores han realizado trabajos para determinar la presión tisular intrapulpar, pero los resultados no son uniformes. Dada la dificultad de medir la presión tisular dentro de la cámara pulpar humana, la mayoría de los autores utilizan valores obtenidos en animales⁽⁸⁾, e incluso se han desarrollado ecuaciones matemáticas

78 para determinar la presión intrapulpar a partir de otros datos más fáciles de obtener *in vivo*⁽⁹⁾. Nosotros después de revisar varios trabajos, consideramos que la presión tisular pulpar humana es aproximadamente de 32,5 cm de H₂O⁽¹⁰⁾, y ésta es la presión que utilizaremos en nuestro experimento.

Este trabajo persigue por tanto la aplicación y adecuación de un sistema que reproduce en cierta manera la situación clínica, en la que nos encontramos un diente con la dentina expuesta, con determinada presión intrapulpar y flujo en la superficie de la dentina, y que nos permitirá su utilización en un futuro para estudiar el comportamiento de diferentes materiales odontológicos en unas condiciones lo más fisiológicas posible.

OBJETIVOS

Los objetivos de este trabajo son:

- presentar el desarrollo y modificaciones de este sistema y
- establecer un patrón de conductancia hidráulica de los terceros molares humanos.

MATERIAL Y MÉTODO

El sistema aplicado por nosotros es una modificación del descrito por Pashley y cols⁽¹¹⁾, y es capaz de medir en microlitros el flujo a través de la dentina.

El aparato está compuesto por una columna de 32,5 cm de agua, que reproduce la presión tisular intrapulpar. La columna está conectada a un tubo que permite el paso de fluido y la transmisión de esta presión hasta la cámara pulpar y posteriormente a través de los túbulos dentinarios (Fig. 3).

Para valorar la magnitud del flujo se dispone de una micropipeta de 10 microlitros intercalada en el tubo, en la que se introduce, mediante unas jeringas, una burbuja de aire cuyo desplazamiento permite conocer dicho flujo.

El otro extremo del tubo está conectado, mediante una aguja a la cámara pulpar de un molar. El diente ha sido previamente cortado a nivel cervical, y después de extraer el tejido pulpar sin tocar el techo de la cámara, y lavar y secar la misma, se une a una base de metacrilato

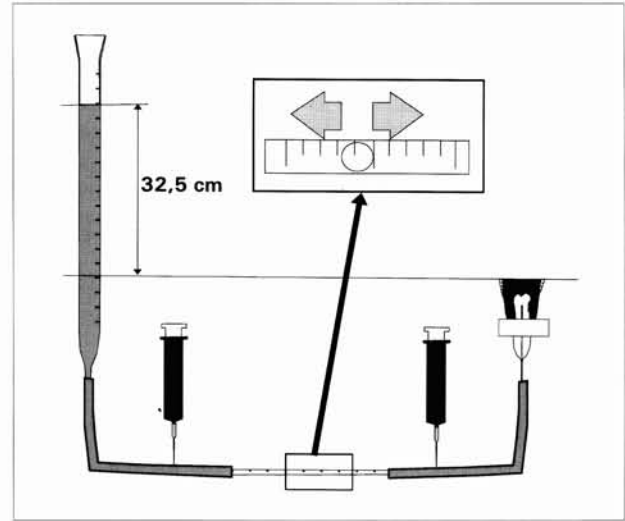


Figura 3. Esquema del sistema que reproduce la presión tisular intrapulpar de 32,5 cm de H₂O, y permite la medida de la filtración de fluido dentinario a través de los tubulillos dentinarios. Las mediciones se realizan valorando el desplazamiento de la burbuja de aire en el interior graduado de la micropipeta, en microlitros.

mediante un adhesivo a base de cianoacrilato. La extracción del tejido cameral pulpar se hace con extremo cuidado, evitando el contacto con los tejidos duros, a fin de no modificar -en lo posible- su estructura. La aguja atraviesa la base de metacrilato hasta la cámara pulpar. Para evitar la pérdida de fluido a este nivel se sella la unión entre metacrilato y aguja y metacrilato y diente con el adhesivo.

Antes de realizar las mediciones se comprueba que el sistema no pierde fluido en ninguna de las conexiones. Se emplearon tres montajes simultáneamente, operando indistintamente.

El líquido empleado para rellenar el sistema es agua destilada ligeramente teñida con azul de metileno, para facilitar la visualización de la burbuja en la micropipeta.

Los dientes empleados en el estudio son nueve terceros molares jóvenes, sin caries ni restauraciones. Hemos utilizado terceros molares por ser éste el molar más accesible para la realización de estudios *in vitro*, al ser la pieza dentaria más extraída en estas condiciones. Seleccionamos aquellos sin caries ni restauraciones,

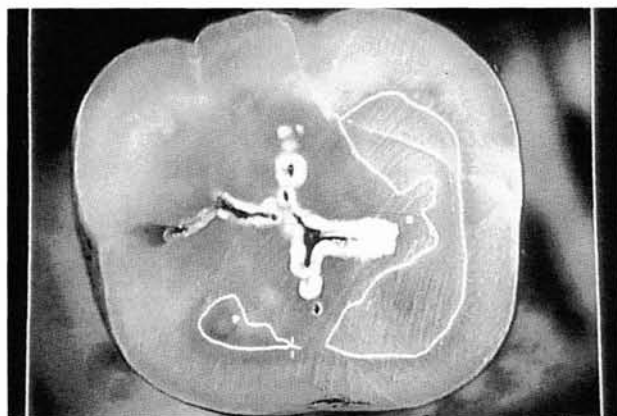


Figura 4. Fotografía del área dentinaria obtenida del analizador de imágenes computarizado.

para evitar factores que pudieran alterar los valores de permeabilidad dentinaria⁽¹²⁾.

Los dientes, tras su extracción, son almacenados en etanol al 70%, uno de los medios que altera menos la permeabilidad de la dentina⁽¹³⁾. Se realizan todas las mediciones en un período aproximado de una semana tras la extracción.

Se cortan todos los molares a nivel del tercio oclusal, con un disco de diamante (Horico, Japón) y abundante refrigeración, para dejar expuesta una

gran superficie dentinaria. La superficie de dentina expuesta se lava con agua y se seca con chorro de aire.

Como hemos visto anteriormente, para hallar la conductancia hidráulica de un molar necesitamos conocer el área de dentina expuesta. Para ello nosotros empleamos un analizador de imágenes computarizado (VIDS IV, AMS, Gran Bretaña), que a través de imágenes de video digitalizadas, permite medir el área de dentina en micras cuadradas. La calibración se estableció a 0,028 mm/pixel, de modo que se visualice todo el corte oclusal simultáneamente (Fig. 4).

A la vista de los resultados, aplicaremos el método de regresión (lineal o no lineal) más acorde con el comportamiento del parámetro estudiado.

RESULTADOS

Las mediciones se realizaron, en microlitros, cada 5 minutos durante una hora. Vemos los resultados obtenidos en esta tabla (Tabla 1).

Hemos reflejado estos resultados en curvas de movimiento de fluido en función del tiempo (Fig. 5).

Finalmente, relacionamos flujo y área en cada molar, hallando la curva media (Fig. 6).

A partir de los valores medios de conductancia

Tabla 1 Datos de filtración en microlitros. En la primera fila se especifican, en mm², las áreas correspondientes a la superficie dentinaria expuesta de cada espécimen

Datos de filtración (en μ l) y áreas (en mm ²)									
Area (mm ²)	45,04	47,10	12,01	55,92	51,21	32,56	50,17	59,63	57,11
Caso/ minutos	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	1,0	1,0	0,3	1,0	1,5	1,0	1,0	0,2	1,0
10	1,4	1,9	0,5	2,3	3,0	1,3	2,0	1,2	1,9
15	2,2	2,5	0,9	4,0	4,0	1,5	2,8	1,9	2,5
20	3,3	3,1	1,2	5,0	5,0	1,5	3,5	2,8	2,8
25	4,2	3,6	1,6	5,5	5,8	2,1	4,0	3,2	4,0
30	4,8	3,9	2,0	6,0	6,0	2,3	4,5	3,8	5,0
35	5,8	4,2	2,5	6,5	6,8	2,5	5,0	4,2	5,6
40	6,5	4,9	2,7	6,8	7,2	2,9	5,5	4,8	6,0
45	6,8	5,1	3,0	7,0	7,5	3,2	6,0	5,2	6,5
50	7,3	5,2	3,1	7,3	7,8	3,3	6,5	5,8	6,9
55	7,8	5,6	3,3	7,4	8,2	3,8	6,9	6,2	7,3
60	8,2	6,1	3,5	7,5	8,5	4,0	7,5	6,8	7,8

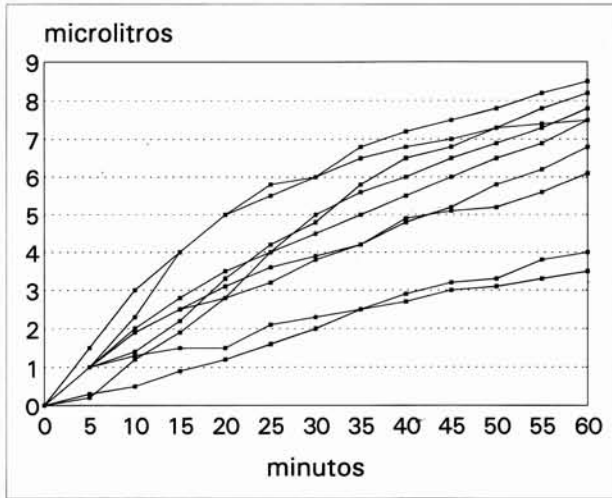


Figura 5. Gráfica de las curvas de filtración en función del tiempo.

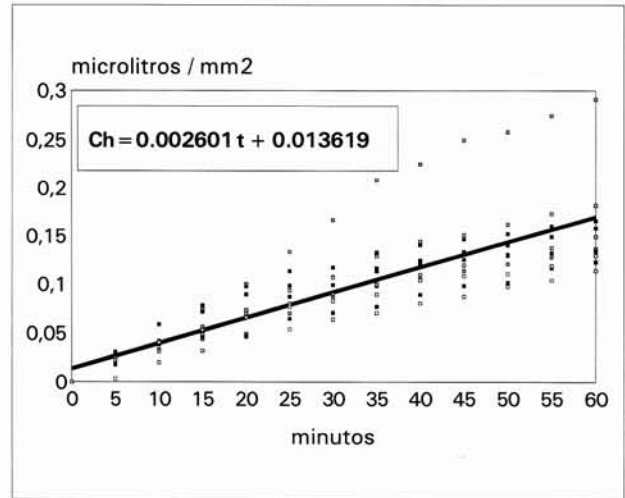


Figura 6. Gráfica que representa la Conductancia Hidráulica de los terceros molares humanos, con la recta de regresión que la define.

hidráulica obtenidos en este estudio, calculamos el coeficiente de regresión lineal $r^{(14)}$, cuyo valor es 0,988798. Con dicho valor, hallamos la ecuación de la recta de regresión lineal, que se ajustará a la fórmula $Ch=0.002601 \cdot t+0,013619$, siendo Ch la conductancia hidráulica expresada en $\mu\text{l}/\text{mm}^2$, y t el tiempo en minutos. Dicha fórmula describe el patrón de conductancia hidráulica buscado.

DISCUSIÓN

Existe un grupo de trabajo en Georgia, dirigido por el Dr. Pashley que ha realizado múltiples estudios sobre este tema^(3,4,8,11,15,16). Sin embargo no hemos encontrado ningún trabajo similar publicado en España, y nos pareció importante el desarrollo de sistemas de este tipo que permiten el estudio de la fisiología del diente en cuanto a permeabilidad y flujo dentinario, y su repercusión en los materiales restauradores empleados, de manera mas aproximada a la realidad.

Respecto a la medición del área expuesta, que denominamos de filtración, mediante análisis computarizado de la imagen generada en una cámara videográfica, hemos encontrado grandes discrepancias entre lo que considerábamos superficie de dentina y esmalte a simple vista y las imágenes observadas con aumento en la pantalla, lo que justifica, e incluso hace imprescindible,

la utilización de sistemas de este tipo, más discriminantes.

El sistema de medición de filtración empleado parece una aproximación correcta a la situación fisiológica dentaria, aunque aún lejana a la realidad. A fin de hacer posible una mayor estandarización de los resultados, teniendo en cuenta que lo que pretendemos medir son las variaciones en la conductancia hidráulica, nos hacemos las siguientes reflexiones:

En primer lugar, hay que tener en cuenta que de todos los factores que determinan la magnitud del flujo dentinario, el más importante es el diámetro de los túbulos, que depende, entre otras cosas de la profundidad del corte. En nuestro trabajo hemos realizado todos los cortes a nivel del tercio oclusal de la corona, pero creemos que esto no es suficiente estandarización, y convendría observar la superficie dentinaria al microscopio electrónico de barrido y determinar el área tubular total de la misma^(14,16).

En segundo lugar, y debido a la gran variabilidad en la morfología de la cámara pulpar, aunque realizásemos los cortes a la misma profundidad en todos los molares, esto no supondría que los túbulos tuviesen todos la misma longitud. Por lo tanto para sucesivos trabajos deberemos medir la conductancia hidráulica a través de discos de dentina de grosor estandarizado, y en esto estamos trabajando actualmente^(14,16).

Finalmente, el realizar los cortes en el tercio oclusal de los molares con un disco de diamante supone la formación de una gruesa capa de barrillo dentinario en la superficie de filtrado. En nuestro experimento no hemos eliminado dicha capa de barrillo y por lo tanto no podemos valorar en qué grado altera la filtración a través de la dentina.

CONCLUSIONES

A la vista de los resultados, podemos concluir que:

- Es posible el desarrollo de un sistema eficaz, capaz de valorar la filtración a través de la dentina en microlitros. Proponemos, igualmente, posibles desarrollos futuros.
- El patrón de conductancia hidráulica de los terceros molares humanos se describe con la fórmula $Ch=0.002601 \cdot t+0,013619$, siendo Ch la conductancia hidráulica, en $\mu\text{l}/\text{mm}^2$, y t el tiempo en minutos.

81

BIBLIOGRAFÍA

- 1 Brännström M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries and the dentinal crack syndrome. *J End* 1986; **12**(10): 453-457.
- 2 Pashley DH. Dentin-Predentin complex and its permeability: Physiologic overview. *J Dent Res* 1985; **64** (Spec Iss): 613-620.
- 3 Derkson GD, Pashley HD, Derkson ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: a new in vitro method. *J Pros Dent* 1986; **36**(4): 435-440.
- 4 Fogelh M, Marshall EJ, Pashley DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res* 1988; **67**(11): 1381-1385.
- 5 Reeder OW, Walton RE, Livingston MJ, Pashley DH. Dentin permeability: determinants of hydraulic conductance. *J Dent Res* 1978; **57**(2): 187-193.
- 6 Maroli S, Khera SC, Krell KV. Regional variations in permeability of young dentin. *Op Dent* 1992; **17**: 93-100.
- 7 Fosse G, Saele PK, Eider R. Numerical density and distributional pattern of dentin tubules. *Acta Odontol Scand* 1992; **50**: 201-210.
- 8 Pashley DH, Nelson R, Pashley ER. In-vivo fluid movement across dentine in the dog. *Archs Oral Biol* 1981; **26**: 707-710.
- 9 Maita E, Simpson MD, Tao L, Pashley HD. Fluid and protein flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo. *Archs Oral Biol* 1991; **36**(2): 103-110.
- 10 Van Hassel HJ. Physiology of the human dental pulp. *Oral Surg* 1971; **32**(1): 126-134.
- 11 Goodis HE, Tao L, Pashley DH. Evaporative water loss from human dentin in vitro. *Archs Oral Biol* 1990; **35**(7): 523-527.
- 12 McInnes PM, Wendt SL, Retiel DH, Weinberg R. Effects of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dent Mat* 1990; **6**: 204-207.
- 13 Goodis HE, Marshall GW, White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Archs Oral Biol* 1991; **36**(8): 561-566.
- 14 Carrasco JL. Obtención de leyes experimentales: regresión lineal. En: *El método estadístico en la investigación médica*. Ed. Ciencia 3, SA 4ª Ed. Madrid, 1.989, pp:189-199.
- 15 Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentin in vitro. *Arch Oral Biol* 1978; **23**(9): 807-810.
- 16 Michelich V, Pashley DH, Whitford GM. Dentin permeability: a comparison of functional versus anatomical tubular radii. *J Dent Res* 1978; **57**(11-12): 1019-1024.