

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE — FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA CONSERVADORA

## PERMEABILIDAD DENTINARIA. RELACION ENTRE LOS DISTINTOS PARAMETROS QUE LA DEFINEN

*por*

OLGA DEL NERO BENEITEZ\*    BELEN CONEJO FERNANDEZ\*  
JOSE CARLOS DE LA MACORRA GARCIA\*\*

MADRID

**RESUMEN:** Mediante un sistema simulado de perfusión, se mide la permeabilidad de discos de dentina. Se estudia la relación entre el área y el espesor de la dentina a través de la cual se perfunde, y la magnitud del gasto (volumen/tiempo). Debido principalmente a la variabilidad anatómica, no es posible establecer una relación estadísticamente significativa entre dichos parámetros. El radio efectivo medio calculado ( $p < 0.001$ ) de los túbulos varía entre  $0.13 \pm 0.024 \mu\text{m}$  y  $0.08 \pm 0.0015 \mu\text{m}$ , supuestas unas densidades tubulares respectivas de 20.000 y 50.000 túbulos/ $\text{mm}^2$ .

**PALABRAS CLAVE:** Permeabilidad dentinaria, adhesión.

**SUMMARY:** We measure of permeability of dentin discs by means of a simulated perfusion system. We study the relation between the area, the thickness and the volumen/time magnitude. We could not establish an statistical relationship between the cited factors, because of anatomical variations. The median effective radius calculated ( $p < 0.001$ ) was between  $0.13 \pm 0.024 \mu\text{m}$  and  $0.08 \pm 0.0015 \mu\text{m}$ , supposed a density of 20.000 or 50.000 tubuli/ $\text{mm}^2$ , respectively.

**KEY WORDS:** Dentinal permeability, adhesion.

### INTRODUCCION

La dentina es un tejido mineralizado de estructura tubular lo cual le hace permeable. Los conductillos dentinarios ocupan entre el 20 y el 30% (1) del volumen total de este tejido, oscilando la densidad tubular entre 25.000 y 52.000 (2) o, según otros autores, entre 30.000 y 80.000 (3) túbulos por  $\text{mm}^2$ . El diámetro de los mismos varía entre 0.8 y 2.5 micras (4) (5) (6), aunque se han descrito túbulos gigantes excepcionales de hasta  $40 \mu\text{m}$  de diámetro (7).

Los túbulos están llenos de un líquido tisular de composición similar a la del plasma (8), que supone un 22% del volumen total de la dentina (1). Cuando por diferentes causas se pierde el esmalte o el cemento, se

establece un movimiento de fluido entre la cámara pulpar y la superficie dentinaria en ambas direcciones (9) (10). Este movimiento de fluido dentinario tiene importantes repercusiones clínicas.

Según la teoría hidrodinámica (1) (9), este movimiento de fluido es el responsable de la sensibilidad que aparece cuando se pierde, por caries, fracturas u otras razones, el esmalte que recubre la dentina (9), (11), (12), (13). Además, 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 modernos (14), y por tanto su capacidad de sellado (15) (16). Esto se refleja en la clínica por la aparición de sensibilidad postoperatoria, tinción de los márgenes de la restauración y, a largo plazo, recidiva de caries.

El comportamiento del flujo de dicho fluido a través de la dentina se ajusta a las ecuaciones de dinámica de

(\*) Master en Odontología Conservadora UCM. Profesora Colaboradora.  
(\*\*) Profesor Titular.

fluidos. Esto nos permite conocer cuáles son los factores que lo determinan y predecir su comportamiento al variar dichos factores. Según la ecuación de POISEUILLE-HAGEN (17) (18), y aceptando que el fluido dentinario tiene un comportamiento laminar en el interior de la compleja red de túbulos dentinarios interconectados (19), la velocidad (V) en el centro de un túbulo por el que corre un fluido sujeto a un régimen de flujo laminar, como podría ser el que ocurre a través de la dentina, depende de: el gradiente de presión ( $P_x - P_x'$ ) entre la cámara pulpar y la superficie de dentina expuesta, de la viscosidad ( $\eta$ ) del fluido dentinario, de la longitud (l) y el radio (r) de los túbulos. La relación entre ellos se expresa mediante la fórmula

$$V = \frac{(P_x - P_x')r^2}{8\eta l}$$

Así, el factor cuyas modificaciones afectan de manera más importante dicha velocidad es el radio tubular, ya que aparece en la fórmula elevado al cuadrado. El *gasto* (Q), o magnitud de flujo, se expresa como velocidad de flujo por área a través de la cual se produce la filtración, y se mide en unidades de volumen referidas al tiempo. Su expresión numérica es

$$Q = V \cdot A = \frac{(P_x - P_x')\pi r^4}{8\eta l}$$

siendo A el área a través de la que se mide la filtración.

En el trabajo clínico sería de gran interés encontrar la manera de predecir la permeabilidad de la dentina de cada caso, atendiendo al área cortada y a la profundidad

supuesta. Ello sería de gran ayuda a la hora de decidir entre distintas opciones terapéuticas: utilización o no de bases, de uno u otro de los diferentes sistemas adhesivos, etc.

El primer paso sería estudiar la relación entre el área de dentina expuesta y la magnitud del gasto de fluido que la atraviesa. Igualmente, sería de interés estudiar la relación entre dicho gasto y la profundidad de la dentina que genera dicho gasto.

Hace poco tiempo realizamos una investigación preliminar acerca de la conductancia hidráulica de los terceros molares humanos (20). En ella establecimos un patrón del ritmo de filtración en dichos dientes, de manera que la conductancia hidráulica (Ch) se comporta, respecto al tiempo (t) según la relación  $Ch = 0.002601 \cdot t + 0.013619$ . En dicho trabajo debe entenderse que la conductancia hidráulica (Ch) refleja la velocidad de flujo, independientemente del área de filtración. Tal denominación es controvertida, por lo que, en adelante, hablaremos de velocidad de flujo o de gasto, según las definiciones expresadas más arriba.

En dicho trabajo no se contempla, debido al diseño experimental, la magnitud del espesor de la dentina. Además, los resultados tienen trascendencia limitada únicamente al ámbito experimental porque en la clínica importa saber la relación entre gasto y área o profundidad, sin ser tan importante el tiempo. Por ello nos planteamos estudiar esas relaciones en este trabajo planteándonos los siguientes

### Objetivos

Estudiar la relación entre el gasto y el área de dentina expuesta y entre el gasto y el espesor de la dentina.

## MATERIAL Y METODO

Para ello utilizamos un sistema que venimos utilizando desde hace años en nuestro departamento, a partir del trabajo de DERKSON, PASHLEY y DERKSON (21), habiendo modificado nosotros actualmente su diseño y ampliado sus aplicaciones. Facilita el estudio de la filtración a través de la dentina y sus repercusiones sobre diferentes materiales restauradores, ya que permite trabajar con dientes con una presión intrapulpar simulada constante y por tanto una superficie dentinaria de humedad controlada.

Es capaz de medir el flujo a través de la dentina en microlitros, y está compuesto por una columna de 32.5 cm. de agua, que reproduce la presión tisular intrapulpar (22). La columna está conectada a un tubo que permite el paso de fluido y la transmisión de esta presión hidrostática hasta los tubulillos dentinarios de un disco de dentina. El extremo del tubo está conectado a un reservorio de plástico que se une a su vez al disco mediante un adhesivo de cianocrilato.

Para valorar la magnitud del flujo se dispone de una micropipeta intercalada en el tubo, en la que se introduce, mediante un sistema aspirante/impelente de jeringas, una burbuja de aire. El desplazamiento de ésta burbuja permite cuantificar dicho flujo. El líquido

empleado en el sistema es agua destilada muy ligeramente teñida con azul de metileno, lo que facilita la visualización de la burbuja en la micropipeta.

La muestra estudiada está compuesta por 42 discos de dentina obtenida a partir de terceros molares sin caries ni restauraciones. Los dientes, tras su extracción, son almacenados en etanol al 70%, uno de los medios que altera menos la permeabilidad de la dentina (23), (24). Los discos se obtienen de las coronas de los molares, a las que se les realiza un corte oclusal al nivel aproximado de la unión amelodentinaria y otro apical a éste, aproximadamente a un mm. de distancia. Ambos cortes se realizan con una cortadora constantemente refrigerada con agua (P100, Presi, Grenoble, Francia). Cada disco se regulariza por ambas caras mediante lija para uniformizar la capa de barrillo formada (A. Debray nº 25, Barcelona, España). Se lavan con agua y se secan con chorro de aire.

En cada disco se delimita (en seco) el área de filtración mediante laca en toda la periferia de la cara oclusal, delimitando un área aproximadamente rectangular. Esto nos facilita la medición, en mm<sup>2</sup>, del área de dentina expuesta mediante un analizador de imágenes computarizado (VIDS IV, AMS Technology, Croydon,

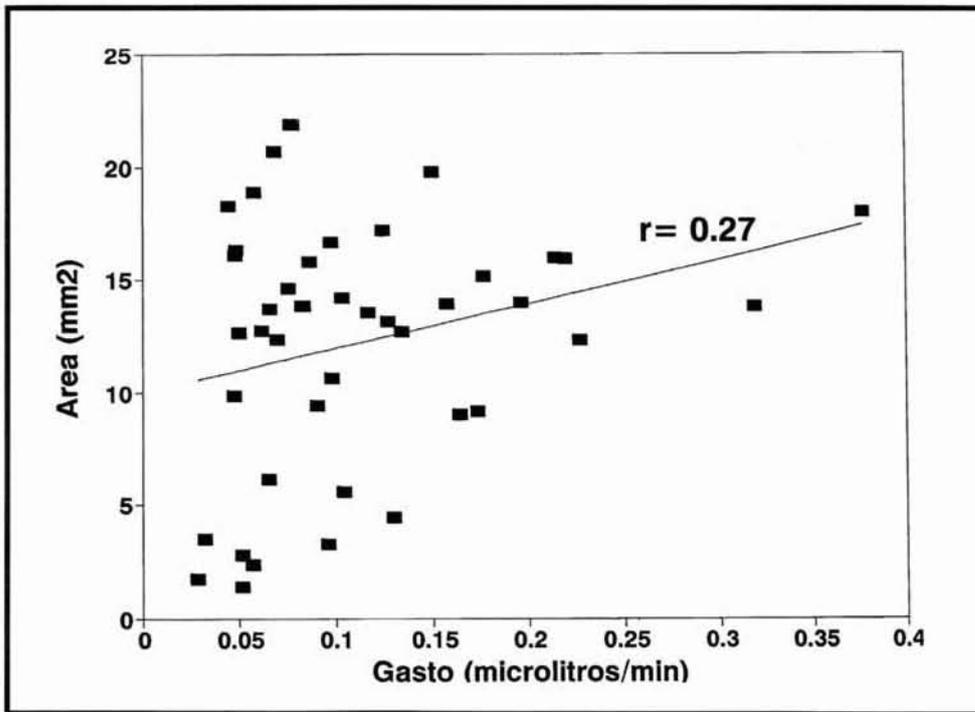


Fig. 1

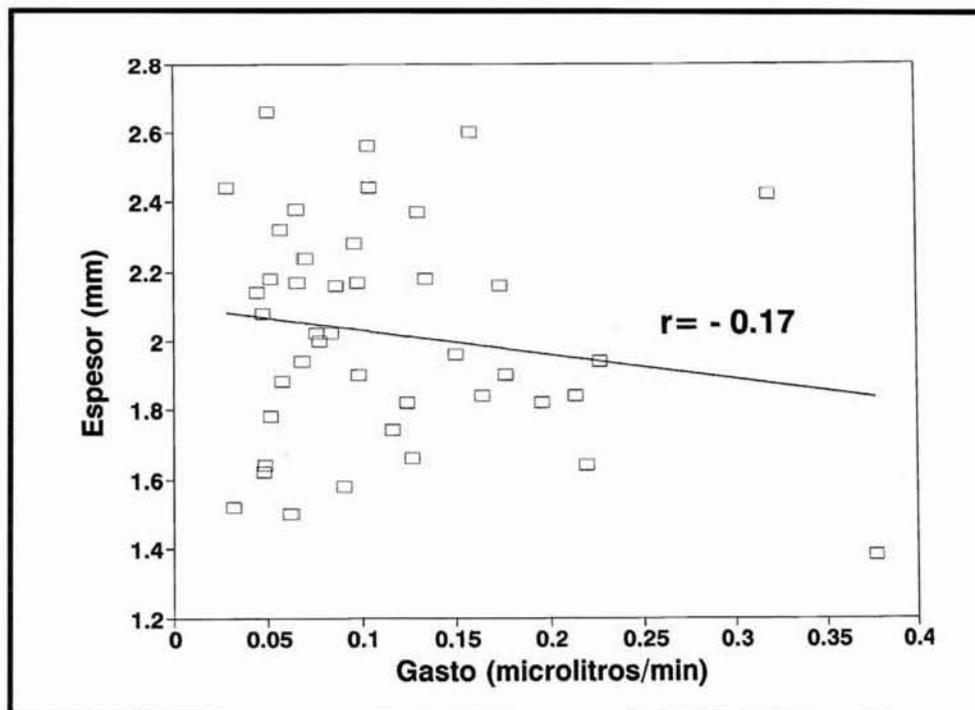


Fig.2

Inglaterra), descartando las zona de esmalte intercaladas en la dentina. Los islotes de esmalte en el interior de un corte que supuestamente sólo contiene dentina son muy frecuentes, y una fuente de error en el caso de no emplear magnificación adecuada.

Medimos el grosor medio de cada disco, valorando con un calibre digital (Mitutoyo Digimatic Caliper, Andover, Inglaterra) el espesor en 5 puntos predeterminados —las cuatro esquinas y el centro del rectángulo delimitado con la laca— y hallando la media. Se monta el disco en el sistema y se mide el gasto durante una hora con intervalos aproximados de 5 minutos. De esta forma obtenemos una curva de gasto (volumen/tiempo), en cada ejemplar estudiado.

Cada curva de gasto es reemplazada por su recta de regresión mediante el cálculo de su coeficiente de regre-

sión, «r», de Pearson. Dicha recta se individualiza mediante la tangente del ángulo que forma con la horizontal. La susodicha tangente se obtiene al dividir el volumen filtrado por el tiempo transcurrido. Es sabido que las razones trigonométricas no tienen unidades, pero en el hipotético caso que las tuvieran las de la tangente serían, en este caso, de volumen referido al tiempo, que son precisamente las unidades en las que se expresa el gasto. En resumen, en cada disco hemos medido el área de dentina que está filtrando, el espesor de dicha dentina y el gasto de fluido que se produce a su través.

Para estudiar la relación entre el área de dentina expuesta y el espesor de los discos con el gasto, hallaremos el coeficiente de correlación de ambas nubes: la que representa el área en relación al gasto, y la que representa el espesor en relación igualmente al gasto.

## RESULTADOS

En la siguiente tabla se exponen la media y desviación estándar de las áreas, espesores y tangentes de la recta de regresión (que representa a la curva de gasto) del conjunto de la muestra.

n = 42	Area (mm <sub>2</sub> )	Espesor (mm)	Angulo (°)	Tangente
Media (m)	12.22	2.02	6.42	0.11
Desv. Est. (o)	5.43	0.32	4.12	0.07

Para el estudio de la relación entre el área de dentina expuesta y el gasto, se calcula el coeficiente de correlación «r», de Pearson de la nube de puntos (Figura 1) que la representa. El valor de dicho coeficiente es r = 0.27. Para la relación espesor/gasto (Fig. 2) el coeficiente de correlación es r = 0.17.

## DISCUSION

Según nuestros resultados, la relación entre el área de dentina expuesta y el gasto producido a su través no puede demostrarse estadísticamente. Es cierto que el coeficiente de correlación parece indicar una —leve— relación creciente y esa es la tendencia de la recta de regresión que se puede observar en la Figura 1. Pero un coeficiente tan bajo indica que existe una relación dispersa y no se puede llegar a asegurar, con nuestros datos en la mano, que a un área mayor corresponda un gasto mayor, aunque lo lógico sea pensar que sí ocurre.

En nuestra opinión, la variabilidad anatómica (2) (25) de la dentina impide la demostración buscada, aunque nuestros especímenes sean homogéneos en lo posible: todos ellos son molares sin caries ni restauraciones. Desde luego, la capa de barrillo dentinario que se genera durante la preparación de las muestras es uno de los factores que impiden demostrar dicha correlación por ser un factor altamente variable (3) (26). Como se demuestra en diferentes estudios, la eliminación del barrillo dentinario mediante la aplicación de ácidos, aumenta el área efectiva de filtración ya que abre algunos túbulos que estaban obturados por él (27).

Para mejor comprender el fenómeno estudiado, sería conveniente estudiar el área efectiva de filtración, que sería el área responsable del gasto que se mide. Indirectamente puede calcularse hallando el radio teórico (R<sub>t</sub>) a través del cual (supuesto un sólo túbulo de la longitud de cada caso), se produciría el gasto medio.

Para ello, despejando r de la fórmula del gasto, obtendremos R<sub>t</sub>. La fórmula para la obtención de R<sub>t</sub> es, por tanto

$$R_t = \sqrt[4]{\frac{8 Q \eta l}{(P_x - P_x') \pi}}$$

Como en la realidad el gasto no se produce a través de un solo túbulo, sino de varios miles, el radio efectivo medio de los túbulos se calcula, en cada caso, mediante la fórmula

$$r_e = \sqrt{\frac{R_t^2}{N_t A_{exp}}}$$

siendo A<sub>exp</sub> el área experimental, de cada caso, y N<sub>t</sub> el número teórico de túbulos. En este momento debe aceptarse que N<sub>t</sub> está comprendido en el rango (20.000 a 50.000).

En la siguiente tabla se expresan el número teórico de túbulos (N<sub>t</sub>), el radio efectivo medio (r<sub>em</sub>) correspondiente, junto con el intervalo de confianza para p < 0.001.

N <sub>t</sub>	r <sub>em</sub> (μ)	Intervalo de confianza
20.000	0.13	± 0.024
30.000	0.10	± 0.017
40.000	0.09	± 0.017
50.000	0.08	± 0.015

Así, por ejemplo, en una dentina con 30.000 túbulos/mm<sup>2</sup>, el gasto medio medido por nosotros hace esperar que, en el 99,99% de los casos, el radio efectivo medio de los túbulos esté comprendido (en  $\mu$ ) entre los valores 0.08 y 0.12.

Las razones por las que nuestros resultados ofrecen un radio efectivo medio ( $r_{em}$ ) de filtración menor que el que se cita en estudios microanatómicos de otros autores (4) (5), son: en nuestro estudio permitimos, como decíamos más arriba, la presencia de una importante capa de barrillo dentinario la cual, ciertamente, disminuye el gasto ofreciendo unos resultados experimentales menores. En nuestro diseño experimental se produce, además, una capa de barrillo dentinario en la cara «pulpar» de los especímenes, cosa que, en la realidad, no se da.

Además, nuestros datos no son directamente comparables con los microanatómicos, pues nosotros medimos radios efectivos, de manera que los contenidos tubulares, si los hay (prolongaciones odontoblásticas, membranas limitantes, nervios en su caso, etc.) no se contemplan. No está clara la función de las láminas limitantes (28), que son un tapizado orgánico que puede asemejarse a una prolongación odontoblástica, dependiendo de la técnica de preparación. Podría actuar separando zonas diferentes del microtúbulo, actuando como un septum, con funciones limitantes de la permeabilidad.

Pero la similitud, en el rango, de nuestros datos con los publicados en los estudios morfológicos antes citados, nos hace pensar que mediante este modelo experimental pueden hacerse simulaciones fiables de las condiciones reales, demostrando ser una herramienta aceptable. El hecho de emplear un fluido simulado no altera esta opinión, pues los cálculos están hechos contemplando ese factor: la viscosidad que se emplea en ellos es la del agua destilada.

Es evidente que la ausencia de la capa odontoblástica altera los resultados, pues se cree (29) que el compartimiento «tubular» y el «pulpar» no son confluentes, actuando dicha capa odontoblástica como una barrera fisiológica.

La dentina se comporta como un intercambiador de iones con una selectividad que depende del ambiente iónico, cuyas características pueden estar asociadas con la formación de dentina terciaria o reparativa. La mayor barrera a la difusión se encuentra aproximadamente a 1.00 mm de la unión pulpo-dentinaria. Dicha barrera se forma, aparentemente, cuando el diente entra en oclusión (30) y está de acuerdo con hallazgos de otros autores (31), (32) de que hay un «tapón» hialino en esa localización aproximada en los dientes en oclusión.

La presión intrapulpar simulada que nosotros em-

pleamos no se ha demostrado que sea la real, aunque se cite como la más próxima a la homeostática (22). Los rangos de presión en la literatura están entre 15 y 30 mm de Hg (33).

Pensamos que el acercamiento morfológico a los fenómenos de la fisiología dentaria es de posibilidades limitadas, pues es imposible estandarizar el número de túbulos por unidad de superficie, aún en una sola muestra, para un área aceptablemente grande. Las variaciones son muy grandes, aún entre pequeñas zonas cercanas de un sólo diente. La mayor densidad tubular se encuentra en el tercio interno de la dentina coronal en la zona de las astas pulpares y la menor densidad de túbulos la encontramos en el tercio externo de la dentina a nivel cervical (34). Además, los estudios morfológicos son capaces, hasta ahora, de medir el diámetro *exterior* de los túbulos, ignorando sus variaciones a lo largo de la longitud del citado túbulo, siendo así que dichas variaciones son las que regulan, precisamente, el fenómeno de la permeabilidad dentinaria. Y se ha demostrado (35) que el diámetro efectivo del túbulo no es el mismo en toda su longitud, de manera que tomar como radio efectivo el radio *exterior* puede dar lugar a error.

Tampoco hemos podido demostrar una relación entre el espesor de nuestras muestras y el gasto que se produce a su través. Es cierto que el coeficiente de correlación parece indicar una tímida relación inversa (Figura 2): a menor espesor: mayor gasto. Pero el hecho de que no se pueda demostrar numéricamente quiere decir, en nuestra opinión, que hay otro u otros factores que tienen una influencia mayor. Uno de esos factores es, evidentemente, el área efectiva de filtración al intervenir —mediante el radio tubular— a la cuarta potencia en los cálculos.

Como el número y la morfología de los túbulos es altamente variable entre individuos, entre dientes y entre distintas zonas o profundidades del mismo diente, resulta incongruente, en nuestra opinión y a la vista de nuestros datos, hablar de un patrón universal de filtración. En este trabajo, además, no se contemplan las diferentes distancias relativas de la muestra de dentina utilizada a la cámara pulpar correspondiente, lo que tiene relación con la disposición tubular.

Por lo tanto en la clínica deberán valorarse otros datos más fácilmente accesibles (edad del paciente y del diente, sintomatología previa, estado clínico del diente en cuestión, patología asociada, técnicas de tratamiento del barrillo dentinario, etc.) a la hora de valorar la permeabilidad de la dentina a tratar. Esto obliga a la individualización de la indicación de los materiales y/o técnicas a utilizar en cada caso. El concepto de profundidad cavitaria pasa, así, a un segundo plano, al ser el estado tubular el factor más importante.

#### BIBLIOGRAFIA

1. TROBRIDGE HO y KIM S. Estructura y función de la pulpa. En: Cohen S.: Los caminos de la pulpa. Ed.: Panamericana 10:391-450 (1988).
2. DOURDA AO, MOULE AJ y YOUNG WG. A morphometric analysis of the cross-sectional area of dentina occupied by dentinal tubules in human third molar teeth. *Int End J* 27:184-189 (1994).
3. SCHELLENBERG U, KREY G, BOSSHARDT D y RAMACHANDRAN PN. Numerical density of dentinal tubules at the pulpar wall of human permanent premolars and third molars. *J End* 18 (3):104-109 (1992).
4. THOMAR HF. The dentin-predentin complex and its permeability: anatomical overview. *J Dent Res* 64 (Sp Iss): 607-612 (1985).
5. TEN CATE AR. The dentin-predentin complex. En: Oral histology. Development, structure and function. Ed.: Mosby pp: 149-152 (1985).
6. PAULS 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 (1993).
7. HALS E. Observations on giant tubules in human coronal dentin by light

- microscopy and microradiography. *Scand J Dent res* 91:1-7 (1983).
8. PASHLEY DH. He smear layer: physiological considerations. *Op Dent Suppl* 3:13-29 (1984).
  9. BRANNSTROM M. He hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries and he dentinal crack syndrome. *J End* 12(10):453-457 (1986).
  10. PASHLEY DH. He dentin predentin complex and permeability: physiological overview. *J Dent Res* 64 /Sp Iss): 607-612 (1985).
  11. MATTHEWS B y VONGSAVAN N. Interactions between neural and hydrodynamic mechanisms in dentine and pulp. *Arch Oral Biol* 39:87-95 (1994).
  12. PAHSLEY DH. Detnin-Predentin complex and its permeability: Physiologic overview. *J Dent Res* 64 (Spec Iss): 613-620 (1985).
  13. AHLQUIST M, FRANZEN O, COFFEY J y PASHLEY D. Dental pain evoked by hydrostatic pressures applied to exposed dentin in man: A test of the hydrodynamic theory of dental sensitivity. *J. End* 20(3): 130-134 (1994).
  14. TAO L y PASHLEY DH. Dentin perfusion effects on the shear bond strenghts of bonding agents to dentin. *Dent* 5:181-184 (1989).
  15. DIAMOND A y CARREL R. The smear layer: a review of restorative progress. *J Ped* 8:219-226 (1984).
  16. WHITE GS, BEECH DR y TYAS MJ. Dentin smear layer: an asset or liability for bonding? *Dent Mat* 5:379-383 (1989).
  17. FOGEL HM, MARSHALL 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 (1988).
  18. GILES RV. Flujo de fluidos en tuberías. En: *Mecánica de los fluidos e hidráulica* 2ª ed. Ed. McGraw Hill pp:96 (1989).
  19. CHAPELL RP, COBB CM SPENCER P y EICK JD. Dentinal tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding? *J Pros Dent* 72:183-183 (1994).
  20. CONEJO FERNANDEZ B, DEL-NERO BENEITEZ O y de la MACORRA GARCIA JC. Medida de la conductancia hidráulica en terceros molares humanos. *Arch Odontost.* Aceptado para publicación 7/2/94.
  21. DEKSON GD, PASHLEY DH y DERKSON ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: a new in vitro method. *J Pros Dent* 36(4):435-440 (1986).
  22. Van HASSEL HJ. Physiology of human dental pulp. *Oral Surg* 32(1):126-134 (1971).
  23. GOODIS HE, MARSHAKK GW y WHITE JM. The effects of storage afer extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Archs Oral Biol* 36(8): 561-566 (1991).
  24. GOODIS HE, MASRHALL GW, WHITE JM, GEE L, HORNBERGER B y MARSHALL SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strenghts. *dent Mater* 9:79-84 (1993).
  25. FERRARI M, CAGIDIACO MC y MASON PN. Micromorphologic relationship between resin and dentin in Class II restorations: an in vivo and in vitro investigation by scanning electron microscopy. *Quint Int* 25:861-866 (1994).
  26. GWINNETT AJ. Smear layer: Morphological Consideratios. *Op Dent Supp* 3:3-12 (1984).
  27. SHINKAI y KATOH Y. Study on cavity cleansing agents applied to the dentin wall in composite resin restoration: part 1. Dentin permeability and mophologic changes after conditionin. *Japan J Conserv Dent* 35:634-641 (1992).
  28. THOMAS HF. The extent of the odontoblast process in human dentine. *Arch Oral Biol* 28: 465-469 (2979).
  29. TURNER MD, MARFURT C y SATTELBURG C. Demosntration of physiological barrier between pulpar odontoblasts and its pertubation following routine restorative procedures: a horseradish peroxidase tracing study in the rat. *J Dent Res* 68:1262-1268 (1989).
  30. SANTINI A. Potentiometric study of dentine permeability. *cAreis Res* 20:341-343 (1986).
  31. GARBEROGLIO R y BRANNSTROMM M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21:355-362 (1976), itado por Santini A (1986).
  32. THOMAS HF. The extent of odontoblast process in human dentine. *J Dent Res* 58:2207-2218 (1979), citado por Santini A (1986).
  33. HEYERAAS KJ. Pulpal, microvascular, and tissue pressure. *J Dent Res* 64 (Sp Iss): 585-589 (1985).
  35. HOLLAND GR. Morphological features of dentine and pulp related to dentine hypersensitivity. *Arch Oral Biol* 39 Supp: 3S-11S (1994).