

## Revista de la Asociación Dental Mexicana

Volumen **60**  
Volume

Número **2**  
Number




Marzo-Abril **2003**  
March-April

*Artículo:*

Evaluación de la biocompatibilidad del cemento Portland implantado en tejido conectivo subepitelial de ratas

Derechos reservados, Copyright © 2002:  
Asociación Dental Mexicana, AC

**Otras secciones de  
este sitio:**

-  [Índice de este número](#)
-  [Más revistas](#)
-  [Búsqueda](#)

***Others sections in  
this web site:***

-  [Contents of this number](#)
-  [More journals](#)
-  [Search](#)



[Medigraphic.com](http://www.Medigraphic.com)

# Evaluación de la biocompatibilidad del cemento Portland implantado en tejido conectivo subepitelial de ratas

C.D. Iliana Campos Quintana,\*  
Dr. Eduardo Llamosas  
Hernández,\*\* Mtra. Rosario  
Morales de la Luz\*\*

\* Especialista en Endoperiodontología,  
Egresada de la FES, Iztacala.

\*\* Profesores de la FES, Iztacala.

## Resumen

El agregado de mineral trióxido (MTA) ha mostrado en numerosos estudios, ser un material sellador con un alto potencial. Recientemente se ha relacionado el MTA con el cemento Portland (CP), básicamente por tener los mismos componentes principales: calcio, fosfato y sílice. La posible utilización del CP como material dental, ha causado una gran polémica abriendo nuevas líneas de investigación.

Como se sabe, para determinar el potencial de biocompatibilidad de los materiales dentales, se han utilizado varias técnicas, tales como: a) Pruebas de citotoxicidad celular o tisular *in vitro*. b) Pruebas en tejido subcutáneo o implantes óseos *in vivo*.

Debido a la poca información existente y basándonos en los estudios de Wucherpfennig que menciona varios casos con MTA y CP, se realizó un estudio experimental, prospectivo y longitudinal con el objetivo de evaluar la biocompatibilidad del CP, incluido en tubos de polipropileno al ser implantados en tejido conectivo subepitelial de ratas.

Para el presente estudio se utilizaron 10 ratas de la cepa Wistar, a 9 se les implantó un tubo incluyendo CP (área experimental) y un tubo vacío (área control), uno a cada lado de la línea media, dejando a la última rata como control. Los animales fueron sacrificados a los 8, 15, 30 y 45 días después de la implantación, para hacer la evaluación histológica de las muestras. Los resultados mostraron que no hubo diferencia entre ambos grupos, ya que el tipo de reacción tisular presentada fue similar. Cabe destacar que además de haberse observado una inflamación de aguda a crónica, es muy notoria la presencia de células cebadas y eosinófilos relacionados a la reacción alérgica.

**Palabras clave:** Biocompatibilidad, cemento dental, ratas wistar, reacción tisular.

## Abstract

*Mineral trioxide aggregate (MTA) has shown, in many studies, to be a sealant material with a high potential. Recently MTA has been related with the Portland cement (PC), basically has the same components; Calcium, Phosphate and Silica.*

*The possible use of PC as a dental material has raised great polemics opening new lines of research.*

*It is known that in order to determine the biocompatibility potential of dental materials, several techniques have been used such as: a) in vitro cellular or tissue cytotoxicity test. b) in vivo subcutaneous tissue or osseous implants tissue testing.*

*Due to the lack of existing information and based in Wucherpfennig studies who mentions several cases with MTA and PC, an experimental prospective and longitudinal study was carried out in order to evaluate the CP biocompatibility, which was included in polypropylene tubes implanted in sub epithelial connective tissue of rats.*

*For the study 10 Wistar rats were used, 9 were implanted a tube with PC and an empty tube each on either side of the middle line, the last rat was left as a control. The animals were sacrificed at 8, 15, 30, and 45 days after implantation for histological evaluation.*

*Results showed no difference among groups because the tissue reaction was similar.*

*It should be noted that an acute to chronic inflammation was observed, with a notorious presence of mast cells and eosinophils related to an allergic reaction.*

**Key words:** *Biocompatibility, dental cement, Wistar rats, tissue reactions.*

## Antecedentes

En la búsqueda del mejor material para producir un sellado adecuado de perforaciones o retro obturaciones, se ha propuesto el agregado de mineral trióxido (MTA), desarrollado en la Universidad de Loma Linda, como un compuesto ideal para el sellado de las vías de comunicación entre el diente y los tejidos circundantes.

El MTA es un polvo cuya composición no está publicada, pero sus principales componentes son: silicato tricálcico, aluminio tricálcico, óxido tricálcico, y óxido de silicato, así como una pequeña cantidad de óxidos minerales, responsables de las propiedades físicas y químicas de este agregado, se le ha adicionado también óxido de bismuto que le proporciona la radioopacidad.<sup>1-6</sup>

El MTA contiene finas partículas hidrofílicas que fraguan en presencia de humedad, dando como resultado un gel coloidal que en un principio tiene un pH de 10.2, elevándose a 12.5 a las 3 horas permaneciendo constante. La solidificación del gel se presenta en menos de 4 horas, y alcanza una mayor resistencia a la compresión a los 21 días siendo de 70 MPa, que es comparable con la del IRM y el super EBA, pero significativamente menor que la amalgama (311MPa).<sup>1</sup>

El comportamiento del MTA a nivel de tejido conectivo es prácticamente de la misma forma como actúa el hidróxido de calcio, dado que el trióxido de calcio que forma parte del MTA, al mezclarse con agua, se transforma en óxido de calcio, y éste al entrar en contacto con la humedad de los fluidos tisulares se transforma en hidróxido de calcio, el cual, al estar en un medio húmedo se disocia en iones hidroxilo e iones calcio. Los iones calcio reaccionan con el bióxido de carbono presente en el tejido conectivo y se forma carbonato de calcio en forma de cristales de calcita. Estos cristales de calcita a su vez estimulan a los fibroblastos para que liberen fibronectina, la que va a estimular a los fibroblastos presentes en la zona, para que se transformen en células productoras de tejido duro (osteo, cemento u odontoblastos).<sup>7</sup>

Por otro lado, el examen de citotoxicidad es usado para determinar la biocompatibilidad de diferentes materiales

dentales y de acuerdo a esta técnica se ha evaluado el MTA comparativamente con amalgama, IRM y super EBA.<sup>4,8</sup>

Torabinejad y cols. evaluaron la citotoxicidad del MTA, la amalgama, el super EBA y el IRM. Con el método de agar, se mostró que la amalgama recién preparada y después de cristalizar, fue significativamente menos citotóxica que los otros materiales, seguida por el MTA. Cuando fue evaluado por el radiocromo, el material menos tóxico fue el MTA, seguido por la amalgama, el super EBA y el IRM.<sup>4</sup>

Osorio y cols. estudiaron la citotoxicidad de algunos cementos endodónticos (CRCS; AH26, Endomet) y de retro obturación (amalgama, ketac silver, Gallium GF y MTA), utilizando fibroblastos humanos en cultivo, y entre los materiales de retro obturación el MTA fue el menos citotóxico.<sup>9</sup>

Koh y cols. investigaron la posible participación del MTA para estimular la activación de la respuesta celular. Los resultados observados en el microscopio electrónico de barrido, mostraron que el MTA permitió la adherencia de las células al material, señalando los autores una probable estimulación en la producción de citoquinas en los osteoblastos humanos.<sup>8,10</sup>

Kettering y Torabinejad investigaron la mutagenicidad del MTA, del IRM y del super EBA, utilizando la prueba de mutagenicidad de AMES, concluyendo que ninguno de los materiales tiene potencial carcinogénico.<sup>11</sup>

Torabinejad y cols. evaluaron la reacción del tejido óseo al super EBA y al MTA, colocándolos en mandíbulas de cobayos. Los materiales fueron colocados en tubos de teflón, implantándolos por 60 días en el hueso. El estudio mostró que ambos materiales son biocompatibles, aunque la reacción del tejido al MTA fue menor de lo que se observó con el super EBA.<sup>6</sup>

Moretton y cols. evaluaron la reacción del tejido conectivo de ratones al implante subcutáneo de super EBA y MTA a los 15, 30 y 60 días. El análisis de los resultados mostró varios grados de inflamación ante los dos materiales probados.<sup>12</sup>

Torabinejad y cols. implantaron en la mandíbula y tibia de cobayos amalgama, super EBA, IRM o MTA. Los resultados mostraron que comparado con los otros materiales, el MTA presentó el menor índice de inflamación.<sup>13</sup>

Holland y cols. implantaron en tejido subcutáneo de ratón tubos de dentina con  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  o MTA. Los autores mencionan que el mecanismo biológico de acción del MTA es muy similar al del  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ , en el que los iones de  $\text{Ca}^{++}$  del material se unen con el  $\text{CO}_2$  presente en los tejidos, formando así los cristales de calcita.<sup>14,15</sup>

Torabinejad y cols. estudiaron la actividad antimicrobiana del MTA y otros materiales, los resultados mostraron que el MTA presentó actividad sobre algunas bacterias facultativas y a pesar de su elevado pH, no hubo ningún efecto bactericida sobre anaerobias estrictas.<sup>16</sup>

Recientemente se ha sugerido que existe un compuesto con características químicas muy similares al MTA. Dicho compuesto es el llamado cemento Portland (CP), un material de uso común en la industria de la construcción. Tanto el MTA como el cemento Portland, se proponen como dos materiales muy semejantes por sus principales componentes: fosfato, calcio y silicio, además el análisis macroscópico, microscópico y de fracción de rayos X, muestra que ambos materiales son casi idénticos. Así mismo, en cuanto a su manipulación ambos son mezclados con agua, que al evaporarse quedan dentro de la fase sólida.<sup>17</sup>

Para comprobar su biocompatibilidad, Wucherpfennig realizó un estudio, en el cual fueron cultivadas células semejantes a osteoblastos (MG63) en presencia tanto de MTA como de cemento Portland (CP). Los cultivos de 4 y 6 semanas mostraron que ambas sustancias estimulan la formación de una matriz en forma similar. También realizó estudios en ratas adultas, en donde colocó CP o MTA como recubrimiento pulpar directo después de una exposición pulpar estéril, se obtuvieron los especímenes para el análisis histológico a 1, 2, 3 y 4 semanas, donde se confirmó que ambos materiales tienen un efecto similar en las células pulpares; la aposición de dentina de reparación se observó en algunos casos, tanto al inicio como a las dos semanas después de producidas las lesiones.<sup>17</sup>

Flores Botello y col., en un estudio preliminar del cemento Portland ordinario, determinaron el crecimiento bacteriano y el pH de este material. Ellos establecieron que este cemento no favorece el crecimiento bacteriano, lo que se explica por su alta alcalinidad (pH de 10), que no provee las condiciones óptimas para la proliferación bacteriana.<sup>18</sup>

Los resultados preliminares de acuerdo a los estudios realizados con el cemento Portland, sugieren que puede ser un material de características similares al MTA.

Con base en lo anterior, se diseñó el presente estudio que tiene como objetivo evaluar la biocompatibilidad del cemento Portland incluido en tubos de polipropileno al ser implantados en tejido conectivo de rata.

## Material y métodos

Se realizó un estudio experimental, prospectivo y longitudinal, utilizando 10 ratas de la cepa Wistar de la misma camada, de sexo masculino de un peso aproximado de 120 a 150 gramos.

Se empleó un tubo de polipropileno, el cual fue cortado en segmentos de 4 mm de longitud, posteriormente dichos tubos fueron colocados en un recipiente con glutaraldehído al 2% durante 45 minutos, seguido de una irrigación abundante con suero fisiológico, manteniéndose así mientras fueron implantados. El cemento Portland fue preparado de la misma manera como es recomendado utilizar el MTA, es decir, tres partes de polvo y una de líquido (anestésico), mezclado con una espátula para cemento por 30 segundos hasta obtener una consistencia cremosa. Inmediatamente después, fueron llenados los tubos de plástico con ayuda de un condensador finger plugger. Los tubos preparados se mantuvieron en un ambiente húmedo (gasas impregnadas de suero fisiológico) hasta su colocación en las ratas.

De los 10 animales, 9 fueron anestesiados (*Figura 1*); cada uno de ellos fue rasurado por la parte dorsal, se les colocó un antiséptico (isodine) con ayuda de un hisopo en la zona y se realizaron dos incisiones subcutáneas, una a cada lado de la línea media de aproximadamente 6 mm (*Figuras 2 y 3*). Con las tijeras Goldman-Fox se debridó el área y en cada incisión se introdujo un tubo con CP del lado derecho (área experimental) y un tubo vacío del lado izquierdo (área control) terminando con la sutura en puntos simples de ambas incisiones (*Figura 4*).

Los animales fueron sacrificados a los 8, 15, 30 y 45 días después de la implantación. Cada sección conteniendo el tubo y el tejido adyacente se colocó en formol al 10%. Los bloques fueron deshidratados y embebidos en parafina, se hicieron cortes seriados de 6  $\mu\text{m}$  para su posterior tinción con hematoxilina y eosina. En este caso se perdieron 4 muestras, dos del grupo de 8 días y dos del grupo de 15 días (control y testigo) (*Figura 5*).

La décima rata sirvió como animal de control, es decir, en ésta se observó el tejido normal de la rata con la finalidad de tener un punto de comparación de tejido.

El examen histopatológico fue realizado por una patóloga, que no conocía el material que se estaba probando, ni sus posibles efectos.

## Resultados

A continuación se describen los hallazgos histológicos de ambas muestras. A los 8 días. En ambas muestras:

Se pudo observar que alrededor del tubo implantado, se presentó infiltrado inflamatorio, caracterizado princi-

palmente por células polimorfonucleares, células linfoides y macrófagos (*Figuras 6 y 7*), así como también es evidente la expansión de la matriz celular en toda la zona de la implantación.

A los 15 días. En ambas muestras:

El infiltrado inflamatorio presente, se caracterizó por macrófagos y células linfoides, se observaron también células cebadas, eosinófilos y neoformación vascular abundante (*Figuras 8 y 9*).

A los 30 y 45 días. En ambas muestras:

Se siguen observando macrófagos, células linfoides principalmente, así como también células gigantes multinucleadas de tipo Lanhans y neutrófilos (*Figuras 10 y 11*). Se incrementa la cantidad de células cebadas, la degranulación de éstas y el número de eosinófilos. La neoformación vascular es más evidente sobre todo hacia la periferia de la lesión.

Los resultados de los análisis histológicos muestran que no hubo diferencia entre el grupo control y el grupo



**Figura 1.** Rata anestesiada.



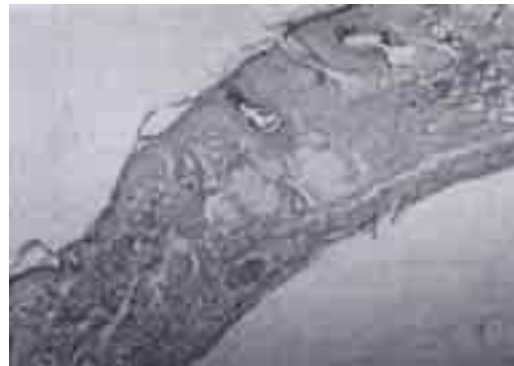
**Figura 2.** Rata con las zonas rasuradas.



**Figura 3.** Incisiones.



**Figura 4.** Tubos implantados.



**Figura 5.** Los bloques fueron deshidratados y embebidos en parafina, se hicieron cortes seriados de 6 µm para su posterior tinción con hematoxilina y eosina.



**Figura 6.** Células linfoides.

experimental, es decir, en ambos casos, se encontró una reacción inflamatoria de leve a moderada.

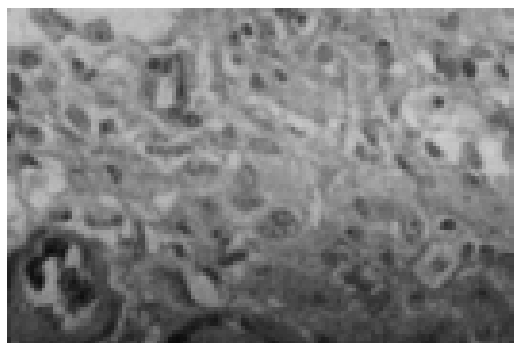
Cabe destacar que la identificación de las células cebadas se realizó con tinción de azul de metileno, ya que comúnmente este tipo de células no se tiñen con hematoxilina y eosina (*Figura 12*).

## Discusión

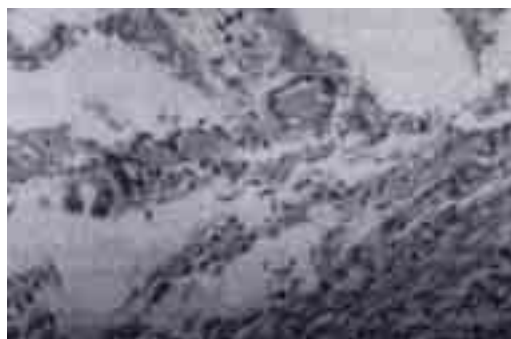
Los métodos recomendados para la evaluación de los materiales dentales, incluyen un examen preliminar que

proporciona un perfil toxicológico general; un segundo examen que evalúa la toxicidad local y un último examen en animales de experimentación; en la literatura se mencionan estudios realizados de acuerdo a estas tres categorías comparando el MTA contra el cemento Portland pero ninguno hace un reporte detallado de los resultados obtenidos, mencionando la posibilidad de que el CP tenga la misma biocompatibilidad que el MTA.

Diversos estudios recomiendan la utilización de copas de teflón como recipiente del material a estudiar, en este caso, se decidió utilizar tubos de polipropileno, te-



**Figura 7.** Macrófagos.



**Figura 10.** Células gigantes tipo Lanhans grupo control.



**Figura 8.** Células cebadas y eosinófilos.



**Figura 11.** Células gigantes tipo Lanhans grupo experimental.



**Figura 9.** Formación de nuevos vasos.



**Figura 12.** La identificación de las células cebadas se realizó con tinción de azul de metileno, ya que comúnmente este tipo de células no se tiñen con hematoxilina y eosina.

niendo el antecedente de los reportes de Torneck,<sup>19</sup> donde menciona que estos tubos implantados en tejido conectivo de ratas, fueron bien tolerados y no causaron inflamación en los extremos del implante; así mismo, este tipo de material fue implantado también en alvéolos frescos sin causar inflamación.<sup>20</sup>

Dichos autores hacen mención de la proliferación de tejido a través del tubo. Un efecto similar se pudo observar en los tubos implantados en el presente caso, en el grupo control hubo formación de tejido dentro del tubo.

De acuerdo a los resultados del análisis histológico en el presente estudio, no hubo diferencia entre el grupo control y el grupo experimental; en ambos grupos se observa un infiltrado inflamatorio similar, donde a los 8 días es más notoria la presencia de polimorfonucleares y la expansión de la matriz celular, debido al edema presente a diferencia de 15, 30 y 45 días donde el infiltrado inflamatorio se caracteriza por la presencia de macrófagos y células linfoides principalmente; cabe destacar la presencia de las células cebadas y eosinófilos que se incrementaron en número a este tiempo. Este hallazgo parece indicar una reacción de tipo alérgica a los tubos implantados.

Los resultados del presente estudio inducen a varias reflexiones. En primer lugar se puede deducir que no existió diferencia en la reacción celular entre ambos grupos. Se detectó inflamación de leve a moderada tanto en los tubos implantados con cemento, como aquellos que no contenían el material. Por otro lado, es cierto, como se mencionó arriba, que esto pudo ser debido a que el tejido de los cortes examinados, no estuvo en contacto directo con el cemento Portland. Sin embargo, también es sabido, que los materiales que se pretende puedan ser utilizados en la práctica dental, en muchas ocasiones son nocivos a distancia, es decir, producen efectos en los tejidos circundantes, aún sin estar en contacto íntimo con ellos, lo que no es evidente con este material.

Pareciera ser entonces que, si bien no se puede asegurar que el cemento Portland sea biocompatible al 100%, si deducimos que por lo menos no tiene efectos nocivos en los tejidos a distancia, cuando es implantado en tejido subcutáneo de las ratas.

## Conclusiones

Por los resultados obtenidos en el presente estudio, se establecen las siguientes conclusiones:

El cemento Portland no provocó una reacción adversa a distancia en el tejido subcutáneo de las ratas.

El tubo de polipropileno produjo una reacción alérgica, por lo que la biocompatibilidad del cemento, pudo haberse encubierto, por tanto la técnica de implantación en tejido conectivo usando estos tubos tiene que ser revisada.

Se propone la búsqueda de otras alternativas de estudios que confirmen la biocompatibilidad del cemento Portland, puesto que sus componentes y los resultados de éste y otros estudios parecen indicar que podría ser útil en el tratamiento de complicaciones endodónticas.

## Bibliografía

1. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endodon* 1999; 25: 197-205.
2. Torabinejad M, Watson TF, Pitt FTR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endodon* 1993; 19: 591-5.
3. Lee S, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endodon* 1993; 19: 541-4.
4. Torabinejad M, Hong CU, Pitt FTR, Kettering JD. Cytotoxicity of four root end filling materials. *J Endodon* 1995; 21: 489-92.
5. Torabinejad M, Hong CU, Mc Donald F, Pitt FTR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endodon* 1995; 21: 349-353.
6. Torabinejad M, Hong CU, Pitt FTR, Kariyawasam S. Tissue reaction to implanted super-EBA and mineral trioxide aggregate in the mandible of guinea pigs: a preliminary report. *J Endodon* 1995; 21: 569-571.
7. Seux D. Odontoblast-like cytodifferentiation of human dental pulps *in vitro* in the presence of a calcium hydroxide-containing cement. *Arch Oral Biol* 1991; 36: 117-28.
8. Koh ET, Mc Donald F, Pitt FTR, Torabinejad M. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J Endodon* 1998; 24: 543-547.
9. Osorio RM. Cytotoxicity of endodontics materials. *J Endodon* 1998; 24: 91-6.
10. Koh ET. Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. *J Biomed Mater Res* 1997; 37: 432-9.
11. Kettering J, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endodon* 1995; 21: 537-9.
12. Moretton TR, Brown CE, Kafrawy AH. Biocompatibility and osteogenic potential of mineral trioxide aggregate. *J Endodon* 1997; 23: 276.
13. Torabinejad M. Tissue reaction to implanted root-end filling materials in the tibia and mandible of guinea pigs. *J Endodon* 1998; 24: 468-71.
14. Holland R, Souza V, Nery M, Otoboni JA, Bernabé P, Dezan E. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. *J Endodon* 1999; 25: 161-6.
15. Holland R. Reaction of dog's teeth to root canal filling with mineral trioxide aggregate or glass ionomer sealer. *J Endodon* 1999; (in press).
16. Torabinejad M, Hong CU, Pitt FTR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endodon* 1995; 21: 403-6.

17. Wucherpfennig AL, Green DB. Mineral Trioxide vs Portland Cement: Two biocompatible filling materials. *J Endodon* 1999; 25: 308.
18. Flores BE, Maldonado JC, Paniagua G, Llamosas E. Determinación del crecimiento bacteriano y pH del cemento Portland. *Práctica Odontológica* 2000; 21-9, 8-10.
19. Torneck CD. Reaction of rat connective tissue to polyethylene tube implant. Part I. *Oral Surg* 1967; 21: 379-87.
20. Wenger J. The effects of partially filled polyethylene tube intraosseous implants in rats. *Oral Surg* 1978; 46: 88-100.

### Lecturas complementarias

- Blackman R, Gross M, Seltzer S. An evaluation of the biocompatibility of a glass ionomer-silver cement in rat connective tissue. *J Endodon* 1989; 15: 76-79.
- Keiser K, Johnson C, Tipton D. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *J Endodon* 2000; 26: 288-291.
- Pitt FTR, Torabinejad M. Use of mineral trioxide aggregate for repair of turcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 79: 756-62.
- Nakata TT, Baumgarther JC. Perforation repair comparing mineral trioxide aggregate and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. *J Endodon* 1998; 24: 184-6.
- Torabinejad M, Higa R, McKendry, Pitt FTR. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endodon* 1994; 20: 159-63.
- Sluyk SR, Moon PC, Hartwell GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endodon* 1998; 24: 768-71.
- Fischer E, Arens D, Miller C. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative material and super EBA as a root-end filling material. *J Endodon* 1998; 24: 176-9.
- Abedi HR, Ingle JI. Mineral Trioxide Aggregate: a review of a new cement. *J Calif Dent Assoc* 1995; 23: 36-9.
- Abedi HR. The use of Mineral Trioxide Aggregate cement as a direct pulp capping agent. *J Endodon* 1996; 22: 196.
- Soares IM. *Resposta pulpar ao MTA- Agregado de Trióxido Mineral- comparada ao hidróxido de calcio, em pulpotomias*. Histológico em dentes de caes. Florianópolis, 1996. 74p. Concurso (Professor Titular)- Centro de Ciências da Saúde (Depto. De Estomatologia-Area de Endodontia), Universidade Federal de Santa Catarina.
- Pitt FTR. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping mineral. *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 1491-4.
- Junn DJ. Quantitative assessment of dentin bridge formation following pulp capping with mineral trioxide aggregate. *J Endodon* 1998; 24: 278 (Abs 29).
- Stites D. *Inmunología básica y clínica*. Editorial El Manual Moderno. México, D.F. 1998: 209-224, 447-461.
- Schook L. *Xenobiotics and Inflammation*. Academic Press. NY. 1994: 1-27.
- Cotran, Kumar, Collins. *Patología estructural y funcional de Robbins*. Sexta edición Ed. McGraw-Hill-Interamericana. 2000: 53-94.
- Información obtenida del Instituto Mexicano del Cemento y Concreto (IMCYC).
- Merritt FS. *Manual del ingeniero civil*. 3ª Edición tomo I. Ed. Mc Graw-Hill. México DF. 1991.
- Peray KE. *The rotary cement kiln*. Chemical publishing 2ª ed. New York, NY. 1986: 115-140.

#### Reimpresos:

Dr. Eduardo Llamosas Hernández.  
Heriberto Frías No. 114 9-2  
Col. Del Valle México, D.F. CP. 03100  
Este artículo puede ser visto en:  
[www.medigraphic.com/adm](http://www.medigraphic.com/adm).