

Los cementos ionómeros de vidrio y el mineral trióxido agregado como materiales biocompatibles usados en la proximidad del periodonto

Proaño D, López M. Los cementos ionómeros de vidrio y el mineral trióxido agregado como materiales biocompatibles usados en la proximidad del periodonto. Rev Estomatol Herediana 2006; 16(1): 59 - 63.

Doris Proaño de Casalino¹
Martha López Pinedo¹

¹ Docente del Departamento Académico de Clínica Estomatológica. Facultad de Estomatología. Universidad Peruana Cayetano Heredia.

Correspondencia

Doris Proaño de Casalino
Gerard 110-401 - Lima 41, Perú
Teléfono: 99922654
e-mail: docasal@hotmail.com

Aceptado para publicación :

21 de agosto del 2006.

RESUMEN

El artículo revisa la composición química, biocompatibilidad, usos clínicos, estudios in vivo e in vitro de los cementos ionómeros de vidrio (CIVs) y el mineral trióxido agregado (MTA). Deja establecida la vigencia de los dos materiales y la controversia de establecer cual de los dos materiales sería mejor usar en los tratamientos donde los fibroblastos del ligamento periodontal y los osteoblastos entran en función.

Palabras clave: CEMENTOS DE IONÓMERO VITREO / MINERAL TRIÓXIDO AGREGADO / CEMENTOGÉNESIS.

Glass ionomer cements and the mineral trioxide aggregate (MTA) as biocompatible materials used in the periodontal proximity.

ABSTRACT

This article reviews the in vivo and in vitro studies about the chemical composition, biocompatibility, and clinical uses of glass ionomer cements and the mineral trioxide aggregate (MTA). The use of both materials is discussed as well as the controversy about which of them is better for treatment of periodontal lesions where the fibroblasts of the periodontal ligament and the osteoblasts are in activity.

Keywords: GLASS IONOMER CEMENTS / MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE / CEMENTOGENESIS.

Introducción

Los cementos ionómeros de vidrio (CIVs) fueron desarrollados a fines de la década del 60 y desde sus inicios se le han atribuido propiedades que le han valido ser considerados útiles en muchas ramas de la odontología, sobre todo en operatoria dental y sellador endodóntico entre otras por su biocompatibilidad discutida al haber sufrido agregados para su mejor manejo clínico (1-3). Desde la aparición del mineral trióxido agregado (MTA) se está tratando de demostrar cual es el mejor material a usarse cuando se pone en juego la capacidad celular de los fibroblastos y osteoblastos de poder sobrevivir y regenerar estructuras dentarias dañadas o perdidas.

El propósito de la revisión es brindar las bases para el entendimiento de la controversia y visualizar las bondades de ambos materiales cuando son colocados en estrecha relación con los tejidos periodontales.

Los cementos ionómeros de vidrio

Los cementos ionómeros de vidrio (CIVs) fueron desarrollados a fines de la década del 60, fue un producto de una reacción ácido-base, entre la base: el polvo de vidrio sílice calcio-flúor-aluminio y el ácido: poli carboxílico (40-45%) en solución acuosa (1-3).

Una forma sencilla de clasificación de los ionómeros es en convencionales, de alta densidad, y modificados por resinas, fotopolimerizables y autopolimerizables.

Otra forma es de acuerdo a sus indicaciones clínicas : Tipo I, para cementado o fijación de restauraciones indirectas (rígidas). Tipo II para restauraciones directas, estéticas e intermedias o reforzadas. Tipo III para base cavitaria o recubrimiento (3,4).

En la actualidad los CIVs de endurecimiento convencional son materiales híbridos con constituyentes orgánicos e inorgánicos. Estos materiales están

compuestos de polvo de vidrio de calcio, silicato de flúor-aluminio y solución acuosa de homo- y copolímero de ácido acrílico conteniendo ácido tartárico; este último, entre 5 y 15% para controlar el tiempo de endurecimiento. Un término más preciso para este tipo de material es cemento de vidrio polialquenoato porque no son ionómeros verdaderos en el sentido químico (1-3).

Primeros usos de los ionómeros en cirugía

Los CIVs han sido utilizados ampliamente en medicina, principalmente en otología (5,6), cirugía reconstructiva (7-10) y ortopedia (11); en estos casos como rellenos de defectos óseos con vidrios bioactivos, esto, debido a que no calientan cuando endurecen impidiendo el daño tisular termal y sin afectar las drogas termo lábiles incorporadas a la matriz del cemento (1).

Los CIVs no polimerizados se unen al hueso (apatita) y a metales sin con-

tracción apreciable al endurecer. Su uso principal en medicina es la estabilización de aditamentos implantados y fragmentos óseos; así mismo, la reconstrucción u obliteración de defectos óseos (1,5-10). En odontología Salata et al. (11) en el 98 reporta la comparación del uso en regeneración ósea guiada (GBR) con hidroxiapatita no porosa (Calcitita en trozos de 20 a 40cm), ionómero (Ionogran, 0.5/1.0mm, Ionos); solos como materiales de relleno y asociados a membranas o sin ningún relleno ni membrana, en defectos mandibulares creados en ratas. Encontraron que el material de relleno a base de ionómero fue el que mejores resultados dio en ambos tiempos; incluso superó a cualquier modalidad del estudio. Estos conceptos tienen aplicabilidad biológica en el gran rubro llamado vidrios bioactivos, que son rellenos óseos compuestos de CaO, Na₂O, SiO₂, P₂O₅, los que se unen al hueso al desarrollar una capa de hidroxiapatita carbonatada. En realidad los vidrios bioactivos al ser expuestos a los fluidos tisulares forman una doble capa: una de silica gel y otra rica en fósforo y calcio (apatita) que promueve la adsorción y concentración de proteínas utilizadas por los osteoblastos para formar la matriz extracelular mineralizada (12).

Mejoramiento de los CIVs

Los CIVs convencionales han sido reforzados adicionándose metales a los materiales de relleno, como la plata llamándose en este caso cemento cermet, propuesto para restauraciones y reconstrucción de muñones (1-4).

Los CIVs modificados por resinas (CIVsMR) aparecieron a fines de los 80's para aumentar el espectro de utilización clínica del material; le dio similares propiedades físicas a la de las resinas compuestas y cementos de resina. Los CIVsMR son definidos como materiales de reacción de polimerización y de reacción ácido-base; pueden tener incorporados en el líquido resinas hidrófilas (21-41% de hidroxietilmetacrilato-HEMA) y grupos metacrílicos; y en el polvo, fotoiniciadores que responderán ante la luz visible (1-4).

El interés en el uso clínico de los CIVs

aparece principalmente por su comportamiento adhesivo-bio activo con acción terapéutica. Su capacidad de unirse a la dentina, liberar flúor sin perder fortaleza y biocompatibilidad hace de los CIVs sean vistos ventajosamente en odontología restauradora y endodoncia; más aún si tiene efecto antibacteriano contra varias cepas (1, 3, 4, 13-15).

Uso de los CIVs en endodoncia

Los ionómeros en endodoncia fueron usados primero por Pitt Ford en el año 1979 en un estudio de laboratorio con la técnica de cono único de gutapercha o cono de plata en combinación con CIV, encontró que el tiempo de trabajo era muy corto como para usarlo en condensación lateral. Por ello, en el año 1990 se agregan componentes para prolongar el tiempo de trabajo y sulfato de bario para darle radio opacidad, saliendo al mercado, en 1991, el Ketac-Endo (ESPE, Seefeld, Alemania) y como CIVsMR es probado el Vitrebond (3M, St. Paul, MN, USA) en 1992 junto con conos de gutapercha demostrando ser un buen sellador del canal radicular (1).

Trope y Ray (13) en el año 1992 probaron in vitro el incremento de la resistencia a la fractura vertical cuando se obturaban canales con CIV. Demostraron que las piezas endodónticamente tratadas, obturadas con solo el cono principal y un sellador de ionómero de vidrio, no eran estadísticamente diferentes de las no instrumentadas (sin tratamiento de conducto) y eran estadísticamente diferentes ($p < 0.01$) a las instrumentadas sin obturar u obturadas con gutapercha usando el sellador de Roth's 801 con la técnica de condensación lateral.

La adhesión de los CIVs descansa primariamente en la interacción química y en menor extensión, ínter digitación micro mecánica; se han reportado estudios contradictorios en relación a quitar el barro dentinario o no para favorecer la adhesión del ionómero (1,14,15). Así, Timpawat et al. (16) reportaron que la remoción del barro dentinario con ácido fórfórico o ácido cítrico debería ser usado asociado a los selladores de conductos radiculares a base de

ionómero de vidrio (Ketac Endo, ESPE, Seefeld, Germany), para mejorar la adhesión del material.

Actividad antibacteriana de los CIVs

Los CIVs convencionales han demostrado tener acción antibacteriana medible, disminuyendo el crecimiento bacteriano. El mecanismo de la acción antibacteriana de los CIVs no es claro, se cree que la liberación de iones de flúor es importante, sin embargo, no es el único mecanismo, también puede estar relacionada con la acidez del ácido polialquenoico. Actualmente se atribuye al Zinc que es agregado a alguno de estos cementos (1).

Zehnder et al. (17) han demostrado in vitro que, el vidrio bio activo S53P4 en solución acuosa comparado con el hidróxido de calcio elimina al *Enterococcus faecalis* ATCC29212 después de 5 días de aplicación en fragmentos de dentina infectados. Así mismo, la respuesta antimicrobiana del ionómero era mejor a los siguientes microorganismos: *Cándida albicans* CCUG19915, *Pseudomonas aeruginosa* ATCC9027, *Streptococcus sanguis* ATCC10556 y *S. mutans* ATCC25175; también, demostró que el ionómero actúa mejor que el hidróxido de calcio y que el efecto no depende del cambio de pH dentinario (16).

El CIVsMR más investigado es el Vitrebond (3M, St. Paul, MN, USA), habiéndose demostrado que la mezcla fresca tiene mayor actividad antimicrobiana que el cemento convencional Aquacem (De Trey, Zurich, Suiza). Las propiedades inhibitorias fueron similares en los cementos endurecidos por luz o de endurecimiento químico, esto sugirió que los agentes antibacterianos se disolvían rápidamente, se asociaban al pH bajo de la mezcla fresca, combinado con la liberación de flúor hasta un tiempo límite (1).

Biocompatibilidad de los CIVs

La biocompatibilidad estaría dada primero por la mínima reacción exotérmica, segundo por la rápida neutralización de los ácidos y tercero porque en donde el cemento es colocado,

las sustancias liberadas podrían ser benignas o benéficas para los tejidos (1).

Uno de los componentes de los CIVs es la sílice, cuyo rol en el metabolismo humano no es claro, parece actuar disminuyendo los niveles de colesterol en sangre, esto en combinación con su baja toxicidad sugieren que es benigno para el huésped (1).

El aluminio es uno de los componentes del ionómero menos aceptado biológicamente. En endodoncia tiene poco contacto con hueso, la cantidad liberada es muy poca y el tamaño del ión de Al³⁺ ocuparía pequeños espacios dejados por la hidroxiapatita de los tejidos mineralizados próximos (1). Sin embargo, Geyer et al. (18) reportaron la muerte de dos animales de experimentación usando Ionocem (Ionos GmbH & Co.; KG, Seefeld, Germany) colocado cerca al espacio intradural, por esta razón este cemento fue retirado del mercado en 1995.

El calcio es liberado en muy pequeña cantidad y resulta benéfico para los tejidos mineralizados. El flúor resulta ser también benéfico por ser menos reabsorbible que la apatita (1,3,19). Sin embargo, los CIVs reforzados con metal liberan menos flúor que los convencionales o los modificados por resina, después de 48 horas (6,2/7,4ppm, versus en promedio entre 25,3 y 29,3ppm) y que esta liberación puede ser sostenida en forma anticariogénica (por lo menos 0,5ppm) hasta por dos años (2).

Snyder et al. (20) en 1997 demostraron actividad osteoblástica en cultivo de células en presencia de Ketac-Endo (3M-ESPE), así mismo, Jonck y Grobbelaar (7,10) demostraron que los CIVs no tienen efecto inhibitorio en el desarrollo del tejido óseo y hay ausencia de tejido fibroso alrededor del cemento.

Chong et al. (21) en diversas publicaciones demostraron que los CIVsMR a pesar de la liberación de HEMA pueden ser usados en cirugía endodóntica por su más fácil manipulación, adhesión potencial, baja toxicidad, actividad antibacteriana pronunciada, así como, respuesta favorable de los tejidos en dientes infectados. Ellos usaron el mo-

delo animal (beagle dogs) para demostrar que el CIVsMR (Vitrebond®) es mejor que el cemento de óxido de zinc-eugenol reforzado (Kalzinol®) o amalgama. Piezas tratadas endodónticamente sin obturación y con conductos contaminados con especies predeterminadas realizan la obturación retrógrada con los diferentes materiales. Los resultados son analizados en términos de inflamación periférica al ápice, tipos de células, reabsorción dentaria, tejido fibroso y contaminación del canal radicular. Sus resultados indican las bondades del Vitrebond® a las cuatro semanas a pesar de ser inferior al Kalzinol® en ese tiempo y del mejoramiento de los resultados a las ocho semanas, tiempo suficiente para considerar que es el mejor material de los tres estudiados.

La evaluación de la biocompatibilidad de los selladores endodónticos y de los selladores retrógrados como son la amalgama, resina compuesta, cemento super-EBA, CIVs, cementos de carboxilato, mineral trióxido agregado (MTA), Cavit y gutapercha incluyen sistemas in vivo e in vitro. Este último usa cultivos de tejidos, especialmente el cultivo de fibroblastos del ligamento periodontal humano ha demostrado ser un método efectivo (22-27). Así por ejemplo, Keiser et al. (27) reportaron que el MTA permitía mejor viabilidad de células del ligamento periodontal comparado con super-EBA y amalgama en preparaciones frescas y secas, pare ello, hicieron los ensayos de la conversión de sales de tetrazolio (MTT) (3-[4,5-dimethyl-thiazol-2-yl]-2,5-diphenyl tetrazolium bromid) hacia sales de formazán, método usado para demostrar la actividad mitocondrial de las células vivas en proliferación.

Uso clínico de los CIVs

Los CIVs han sido utilizados para reparar perforaciones y cavidades de raíces reabsorbidas, es así que, los CIVs químicamente curados (Ketac-Fil®) han respondido satisfactoriamente al tratamiento de los defectos radiculares por reabsorción en por lo menos cuatro años (1) hasta tres años Drago (28).

Al utilizar los CIVs para unir fragmentos de piezas dentarias fracturadas no es necesario grabar con ácido, ni extremar la sequedad de las superficies, Drago (28) ha reportado que puede darse la oportunidad de reinserción del periodonto y prevenirse el daño periodontal. Trope y Rosenberg (29) describieron el tratamiento de la fractura vertical de una segunda molar superior con un año de supervivencia funcional, luego de extraer los fragmentos, unirlos con ionómero y reimplantarlo. Breault et al. (30) reportaron efectos positivos como alternativa periodontal en el tratamiento de lesiones cariosas infragingivales y compromisos furcales clase II. Oppermann et al. (31) reportaron éxitos en el tratamiento de furcaciones clase II con membranas hechas con ionómeros de vidrio en perros. Anderegg (32) reportó éxito clínico en el tratamiento de una primera molar superior con defecto de furcación clase III. Aldana et al. (33) en el 98 reportaron un caso con muy buena aceptación clínica en una reabsorción externa tratada simultáneamente con el tratamiento de conducto. Harris (34) reportó en el 2000 la supervivencia por 15 meses de la primera premolar inferior izquierda con una fractura incompleta bucal, descubierta durante una cirugía de recubrimiento radicular de dicha pieza que presentaba una recesión en forma de dehiscencia sin encía queratinizada, la fractura se trató haciendo una preparación mínima en la línea de fractura, obturándola con CIVsMR (Geristore, Den-Mat) y se finalizó haciendo el recubrimiento radicular con injerto de tejido conectivo subepitelial y colgajo desplazado bipapilar. Selden (35) sin embargo, reportó la falla total en el tratamiento de 6 piezas con fractura vertical incompleta en 1 año.

El Mineral Trióxido Agregado (MTA)

El Mineral Trióxido Agregado (MTA) es un material nuevo desarrollado para uso endodóntico, ha sido usado en todo el mundo, se le atribuyen muchas aplicaciones clínicas tales como barrera apical en dientes con ápices inmaduros, reparación de perforaciones

radiculares, en obturaciones retrógradas y en recubrimiento pulpar directo; además, puede ser el único que consistentemente permite regeneración del ligamento periodontal, aposición de tejido parecido al cemento y formación ósea (36).

Composición del MTA

El MTA contiene silicatos tricálcicos (3CaO-SiO_2), aluminio tricálcico ($3\text{CaO-Al}_2\text{O}_3$), óxido tricálcico, óxido de silicato y otros óxidos minerales que conforman un polvo hidrofílico que solidifica en presencia de agua, dando como resultado un gel coloidal solidificable hacia una estructura dura en cuatro horas, a esta mezcla de óxidos se le ha agregado el óxido de bismuto (Bi_2O_3) para darle radiopacidad (36).

Pruebas electrónicas realizadas al MTA muestran que el fósforo y el calcio son los iones presentes en este material, de igual forma, estos iones son los principales componentes de los tejidos duros del diente, es por ello que el MTA es biocompatible cuando está en contacto con los tejidos y células (37).

Una de las características ideales del material de obturación es que debe ser radiopaco a las estructuras que lo rodean cuando es colocado en las cavidades de obturación retrógrada. Se ha determinado la radiopacidad de materiales de obturación retrógrada, encontrando que la amalgama es el material más radiopaco (10 mm equivalentes al espesor del aluminio) comparada con la radiopacidad de otros materiales como gutapercha 6,14mm, IRM 5,30mm, Super-EBA 5,16mm, MTA 7,17mm, y la dentina 0,70mm, por lo que el MTA es más radiopaco que la gutapercha convencional y la dentina siendo fácilmente distinguible en las radiografías (36).

El MTA debe ser preparado inmediatamente antes de su uso, ya que requiere humedad para fraguar. Si se deja la mezcla en la loseta o en el papel de mezclado se origina la deshidratación del material adquiriendo una textura seca. El polvo debe ser almacenado en contenedores sellados herméticamente y lejos de la humedad. El polvo (idealmente un gramo por porción) debe ser

mezclado con agua estéril en una proporción de 3:1 en una loseta o en papel con una espátula de plástico o metal y la mezcla debe llevarse al sitio de utilización con un instrumento de metal o plástico (38).

El MTA en endodoncia

La sección de la raíz durante la cirugía periradicular da como resultado una superficie de dentina apical expuesta rodeada por cemento con un canal radicular en el centro. El MTA es usado para sellar la cavidad preparada al final de la raíz. La cicatrización después de la cirugía periradicular necesita de la regeneración del aparato de inserción apical (cicatrización dentoalveolar) así como la reparación ósea de la zona cortical y medular del hueso (cicatrización alveolar), así, la presencia de cemento sobre la raíz seccionada es un punto esencial en la cicatrización dentoalveolar (39). Torabinejad et al reportado por Apaydin (36), encontraron que la cicatrización dentoalveolar adyacente a las obturaciones radiculares con MTA es única, porque los resultados de la regeneración de los tejidos periapicales incluyen la cementogénesis apical.

Recientemente, el MTA ha sido propuesto como un material para las obturaciones retrógradas, habiéndose evaluado in vitro su habilidad para sellar los sistemas de conductos que han sido seccionados. Cuando ha sido usado como material de obturación de la parte terminal de la raíz en perros, se ha observado la formación de cemento sobre su superficie expuesta. Este material ha demostrado poseer gran biocompatibilidad con estos tejidos, requerimiento importante de los materiales que entran en contacto con los tejidos peri-radiculares (40).

Bonson et al. (41) describieron la calidad y cantidad de inserción celular a los materiales de obturación retrógrada como un indicador de la biocompatibilidad del material, encontraron que, una desventaja al evaluar esta biocompatibilidad in vitro es que sólo se evalúa la citotoxicidad del material no se consideran factores tales como la influencia de la respuesta de los tejidos a los materiales.

Conclusiones

- Los cementos ionómeros de vidrio (CIVs) son materiales ampliamente usados en operatoria dental, endodoncia y también reconocidos como materiales biocompatibles con los tejidos periodontales.
- El Mineral Trióxido Agregado (MTA) es un material ampliamente usado en endodoncia, de probada eficacia en este campo, debido a su biocompatibilidad con los tejidos que rodean al diente.

Referencias bibliográficas

1. De Bruyne MA, De Moor RJ. The use of glass ionomer cements in both conventional and surgical endodontics. *Int Endod J* 2004; 37(2):91-104.
2. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci* 1998; 106(2 Pt 2):687-95.
3. Henostroza G, Borgia E, Busato ALS, Carvalho RM, Corts JP, Costa CAS, et al. Adhesión en odontología restauradora. Curitiba: Editora Maio, 2003. pp 139-162.
4. Wilson AD. Developments in glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont* 1989; 2(5):438-46.
5. Geyer G, Helms J. [Ionomer cement prostheses in reconstructive middle ear surgery]. *HNO* 1997;45(6):442-7.
6. Geyer G, Helms J. Ionomer-based bone substitute in otologic surgery. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1993; 250(5):253-6.
7. Jonck LM, Grobbelaar CJ. A glass ionomer for reconstructive surgery. Ionogran--an ionomeric micro implant. A biological evaluation. *Clin Mater* 1992; 9(2):85-103.
8. Lindeque BG, Jonck LM. Ionogran--an ionomeric micro implant in bone tumour reconstruction. A clinical evaluation. *Clin Mater*. 1993;14(1):49-56.
9. Brook IM, Craig GT, Hatton PV, Jonck LM. Bone cell interactions with a granular glass-ionomer bone substitute material: in vivo and in vitro culture models. *Biomaterials* 1992; 13(10):721-5.

10. Jonck LM, Grobbelaar CJ. Ionos bone cement (glass-ionomer): an experimental and clinical evaluation in joint replacement. *Clin Mater* 1990; 6(4):323-59.
11. Salata LA, Craig GT, Brook IM. Bone healing following the use of hydroxyapatite or ionomeric bone substitutes alone or combined with a guided bone regeneration technique: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(1):44-51.
12. Nasr HF, Aichelmann-Reidy ME, Yukna RA. Bone and bone substitutes. *Periodontol 2000* 1999; 19:74-86.
13. Trope M, Ray HL Jr. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992; 73(1):99-102.
14. Lalh MS, Titley KC, Torneck CD, Friedman S. Scanning electron microscopic study of the interface of glass ionomer cement sealers and conditioned bovine dentin. *J Endod* 1999; 25(11):743-6.
15. Lalh MS, Titley K, Torneck CD, Friedman S. The shear bond strength of glass ionomer cement sealers to bovine dentine conditioned with common endodontic irrigants. *Int Endod J* 1999; 32(6):430-5.
16. Timpawat S, Harnirattisai C, Senawongs P. Adhesion of a glass-ionomer root canal sealer to the root canal wall. *J Endod* 2001; 27(3):168-71.
17. Zehnder M, Soderling E, Salonen J, Waltimo T. Preliminary evaluation of bioactive glass S53P4 as an endodontic medication in vitro. *J Endod* 2004; 30(4):220-4.
18. Geyer G, Baier G, Helms J. Epidural application of ionomeric cement implants. Experimental and clinical results. *J Laryngol Otol* 1998; 112(4):344-50.
19. Tencer AF, Allen BL Jr, Woodard PL, Self J, L'Heureux A, Calhoun JH, Brown KL. The effect of local controlled release of sodium fluoride on the stimulation of bone growth. *J Biomed Mater Res* 1989; 23(6):571-89.
20. Snyder WR, Hoover J, Khoury R, Farach-Carson MC. Effect of agents used in perforation repair on osteoblastic cells. *J Endod* 1997; 23(3):158-61.
21. Chong BS, Pitt Ford TR, Kariyawasam SP. Short-term tissue response to potential root-end filling materials in infected root canals. *Int Endod J* 1997; 30(4):240-9.
22. Balto HA. Attachment and morphological behavior of human periodontal ligament fibroblasts to mineral trioxide aggregate: a scanning electron microscope study. *J Endod* 2004; 30(1):25-9.
23. Yoshimine Y, Yamamoto M, Ogasawara T, Koishi Y, Tanabe K, Hashiguchi I, Akamine A. In vitro evaluation of the cytocompatibility of a glass-ionomer cement sealer. *J Endod* 2003; 29(7):453-5.
24. Aviles AL, Johnson BR, Remeikis NA, Daniel J, Bentkover. Cytotoxicity of perforation repair materials to human periodontal ligament cell in vitro. *J Endod* 2000; 26:548. Abst 52.
25. Camp MA, Jeansonne BG, Lallier T. Evaluation of fibroblast adhesion to endodontic root-End filling materials. *J Endod* 2002; 28:241. Abst 26.
26. Mavec JC, Minah GE, Blundell RE, McClanahan SB, Johnson JD. Influence of an intracanal glass ionómero barrier on coronal microleakage in post-prepared teeth. *J Endod* 2003; 29:297. Abst 52.
27. Keiser K, Johnson CC, Tipton DA. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *J Endod* 2000; 26(5):288-91.
28. Drago MR. Resin-ionomer and hybrid-ionomer cements: part II, human clinical and histologic wound healing responses in specific periodontal lesions. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997; 17(1):75-87.
29. Trope M, Rosenberg ES. Multidisciplinary approach to the repair of vertically fractured teeth. *J Endod* 1992; 18(9):460-3.
30. Breault LG, Fowler EB, Lyons JC. Subgingival restorations with resin ionomer: a periodontal alternative. *Compend Contin Educ Dent* 2000; 21(9):733-7.
31. Oppermann RV, Miranda I, Soares I. Healing in degree II furcation defects treated with a glass-ionomer barrier. Poster 189. *J Clin Periodontol* 2000; 27:65 Supp 1.
32. Anderegg CR. The treatment of class III maxillary furcations using a resin-ionomer. A case report. *J Periodontol* 1998; 69(8):948-50.
33. Aldana A, López J, Proaño D. Tratamiento de una reabsorción radicular externa con ionómero-resina: Reporte de caso. *Rev Estomatol Herediana* 1998; 7-8:22-25.
34. Harris RJ. Treatment of a cracked tooth with a resin-ionomer restoration and a connective tissue graft: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20(6):612-7.
35. Selden HS. Repair of incomplete vertical root fractures in endodontically treated teeth--in vivo trials. *J Endod* 1996; 22(8):426-9.
36. Apaydin ES, Shabahang S, Torabinejad M. Hard-tissue healing after application of fresh or set MTA as root-end-filling material. *J Endod* 2004; 30(1):21-4.
37. Adamo HL, Buruiana R, Schertzer L, Boylan RJ. A comparison of MTA, Super-EBA, composite and amalgam as root-end filling materials using a bacterial microleakage model. *Int Endod J* 1999; 32(3):197-203.
38. Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *J Endod* 1995; 21(12):603-8.
39. Chong BS, Pitt Ford TR, Hudson MB. A prospective clinical study of Mineral Trioxide Aggregate and IRM when used as root-end filling materials in endodontic surgery. *Int Endod J* 2003; 36(8):520-6.
40. Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA 3rd, Thomas DD. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod* 2002; 28(5):386-90.
41. Bonson S, Jeansonne BG, Lallier TE. Root-end filling materials alter fibroblast differentiation. *J Dent Res* 2004; 83(5):408-13.