

RESPUESTA PULPAR FRENTE A DIFERENTES AGENTES CEMENTANTES

Edgardo Berrios Quina¹; Sizenando Porto Neto²

RESUMEN

El objetivo de la presente revisión fue evaluar las informaciones histopatológicas sobre la respuesta pulpar frente a la utilización de diferentes agentes cementantes, porque cuando se realiza la cementación de restauraciones indirectas sobre dientes con pulpa vital la biocompatibilidad del cemento es una de las propiedades más importantes para la selección del agente a utilizar. La evaluación nos permitió concluir que ionómeros de vidrio y materiales con componente resinoso en su formulación producen una inflamación pulpar leve con tendencia a la resolución, pero si a la toxicidad del material se asocia la infiltración bacteriana, el proceso inflamatorio persiste y se acentúa; también nosotros concluimos que el espesor del remanente dentinario es importante en la protección del complejo dentino-pulpar.

Palabras clave: Agentes cementantes, cementos resinosos, ionómeros de vidrio, biocompatibilidad, respuesta pulpar, microinfiltración bacteriana.

I. INTRODUCCION

La restitución del equilibrio biológico-funcional y de la estética dental es una preocupación de la Odontología Restauradora. Por lo tanto dientes con coronas destruidas o con caries amplias serán restauradas según el caso lo requiera con coronas (1), o con restauraciones tipo inlay o onlay. Para que cualquiera de estas restauraciones indirectas se mantenga fija y para compensar la interface (espacio) diente-restauración, se requiere de los agentes cementantes (1) y el procedimiento se denomina de cementación (2).

La función principal del agente cementante es permitir la retención de la restauración por el aumento del área de contacto entre el diente y ella, además de mejorar el sellado marginal (3). La elección del agente de cementación depende de su tiempo de trabajo, tiempo de endurecimiento y de sus propiedades físicas y mecánicas (3). Botijo & Brunei (2), en 1986 afirmaron que el agente cementante elegido debe tener las siguientes propiedades: retención, dar sellado marginal, resistencia, ser aislante térmico y químico, espesor mínimo de película, facilidad de trabajo y manipulación, tiempo de endurecimiento satisfactorio y compatibilidad biológica.

Existen cinco grandes categorías de agentes cementantes: óxido de zinc e eugenol (4,5,6), cemento de fosfato de zinc (4,7,5,6), cemento de policarboxilato de zinc, cementos a base de ionómero de vidrio y cementos resinosos (4,5,6). De estos el cemento de óxido de zinc e eugenol dejó de usarse (4), el cemento de policarboxilato también (8,9,10); mientras que el cemento de fosfato de zinc pese a su alta resistencia a la compresión y tensión (11), tiene características indeseables como alta solubilidad (12) y ausencia de adhesividad, además de pH de 3.5 altamente ácido en el momento de la cementación (13) y rápida penetración del ácido fosfórico en la dentina (14) lo que aunado a las fuerzas hidráulicas inducidas en el momento de la cementación pueden producir sensibilidad pos-operatoria (15) o alteraciones pulpares (16,10).

Los cementos a base de ionómero de vidrio presentan adhesión a la estructura dental, baja solubilidad, resistencia y retención satisfactorias (17), coeficiente de expansión térmica similar al diente (7) y liberación de Flúor lo cual le confiere propiedades anticariogénicas (18). La compatibilidad biológica de estos cementos según la literatura existente es controversial (19), así algunos trabajos relatan sensibilidad pos-operatoria creciente mientras otros mencionan que son biocompatibles a semejanza con los demás cementos desde que la cavidad no sea muy profunda (20,15), si esto ocurre debe emplearse un cemento a base de hidróxido de calcio como protector pulpar. La buena compatibilidad biológica de los cementos ionoméricos se explica por su capacidad para disminuir la infiltración bacteriana por: liberar F, pH inicial bajo, adhesión química a la estructura dental y liberación de cationes metálicos (16). Su sensibilidad a la humedad y su baja resistencia inicial resultado de su lenta reacción de endurecimiento del tipo ácido-base en los ionómeros convencionales, estimuló a los investigadores a mejorarlos lo cual permitió la evolución dando origen a los llamados ionómeros de vidrio modificados por resina, donde algunos grupos funcionales polimerizables fueron adicionados a sus formulaciones confiriéndoles procesos adicionales de polimerización (21). Explicando, estos ionómeros modificados por resina presentan la típica reacción ácido-base y también la reacción de polimerización del monómero HEMA. Dentro de estos ionómeros existen los de polimerización dual y los químicamente activados; en los primeros además de la reacción ácido-básica y la de foto polimerización, se presentan los iniciadores químicos para polimerizar los componentes metacrilatos presentes en el material, por ello es que ocurre polimerización en ausencia de luz; en los químicamente activados ocurre la reacción ácido-base del ionómero convencional y la polimerización química del componente resinoso (21).

Los cementos resinosos son los que más han evolucionado tornándose prácticamente insolubles y compatibles con los

(1) Magíster en Odontología, Docente de la Facultad de Ciencias Médicas de la U.N. "Jorge Basadre Grohmann" de Tacna.

(2) Doctor en Odontología, Docente de la Facultad de Odontología de Araraquara de la Universidad Estadual Paulista (UNESP).

sistemas adhesivos (3). La mayoría tienen una composición semejante a la de las resinas compuestas para restauración (es decir una matriz resinosa con cargas inorgánicas tratadas con silano), siendo los monómeros con grupos funcionales que inducen la adhesión a dentina de los sistemas de organofosforados, hidroxietilmetacrilato y el 4-metacrilil trimetilico anhidro (4-META), entre otros (21). Los cementos resinosos presentan alta resistencia a la tracción y compresión, además de una fuerte adhesión a la estructura dental (7), pero a pesar de ello permiten la infiltración marginal, la que ocasiona sensibilidad pos operatoria (4) e inflamación pulpar (21), inducidas por la infiltración de bacterias (22) o por los componentes tóxicos de la resina (21).

Biocompatibilidad según Costa (23) es la capacidad de un material para realizar funciones específicas al ser aplicado en contacto con tejidos vivos de un determinado huésped, sin causar daños o perjuicios al mismo. Por otra parte no debemos olvidar que dentina y pulpa son un mismo órgano, el complejo dentino-pulpar debido a la íntima relación entre el contenido celular de los túbulos dentinarios y el tejido pulpar (24), lo que sugiere que una agresión o una protección sobre la dentina se reflejará sobre la pulpa y vice-versa. También es importante mencionar que por la propia estructura dental difícilmente puede agredirse directamente a la pulpa, porque la capa de dentina es la mejor barrera contra el daño pulpar, lo que fué demostrado por Pashley & Pashley (25) y Hilton (26), que mencionaron que una dentina sana con un grosor de 0.5 mm disminuye el nivel de toxicidad de un material en aproximadamente 75 %, y un grosor de 1 mm lo reduce en más o menos 90 %.

La permeabilidad dentinaria puede en algunas circunstancias desfavorecer la manutención de la vitalidad pulpar debido a que permite el intercambio de sustancias de y hacia la pulpa, permitiendo así la infiltración de microorganismos o de sus productos, o también de sustancias nocivas en dirección al tejido pulpar. Podemos determinar que la difusión de sustancias a través de la dentina hacia la pulpa produciendo patologías pulpares depende de: tamaño molecular y componentes de la sustancia, área disponible para la difusión, diámetro de los túbulos dentinarios y espesor del remanente dentinario que separa la pulpa del medio externo (27). Por eso podemos afirmar que el aumento de la permeabilidad dentinaria está en relación directa con la profundidad del preparo porque de ella depende el número y diámetro de los túbulos dentinarios. Sustentando esta afirmación tenemos que la dentina próxima a la pulpa tiene de 45,000 a 90,000 túbulos por mm², en su porción media de 30,000 a 35,000 mm² y en la periferie de 10,000 a 25,000 por mm²; respecto al diámetro de los túbulos, es mayor próximo a la pulpa y está entre 2,5 m a 3 m, mientras que en la periferie es menor a 1 m (24). Estas variaciones hacen que la dentina próxima a la unión amelo-dentinaria presente una permeabilidad de 1 %, en su parte media aumente para 7,6 % y en las proximidades a la pulpa esta sea mayor a 22 % (28,29).

Dada la singular importancia clínica de una adecuada selección del agente cementante, resulta indispensable el conocimiento de biocompatibilidad frente al complejo dentino-pulpar de diferentes agentes cementantes continuamente lanzados al comercio odontológico

II. REVISION Y DISCUSION

Muchas experiencias han sido realizadas evaluando los componentes químicos, resistencia adhesiva, solubilidad e infiltración marginal de los agentes cementantes, pero pocas buscaron evaluar sus propiedades biológicas que son también importantes para el éxito de un procedimiento restaurador.

Por ello mediante la presente revisión bibliográfica nos propusimos conocer más sobre la compatibilidad biológica de materiales como inómeros de vidrio convencionales y modificados por resina, y cementos resinosos, frente al complejo dentino-pulpar, para así facilitar la elección del agente cementante con mejor comportamiento clínico.

Experiencias desarrolladas con ionómeros convencionales poco después de su introducción por Wilson & Kent (30), en 1972, mostraron que son menos irritantes que los cementos de silicato para la pulpa dental, por el hecho de que el ácido poli acrílico del ionómero es menos ácido que el ácido fosfórico del silicato y también porque las grandes moléculas de aquel tienen menor tendencia a difundirse por los túbulos dentinarios; Klötzer (31) y Uçok (32) mostraron resultados concordantes.

Holland Jr. et al.(33), en una experiencia realizada en perros en 1978, encontraron al testar el ionómero convencional ASPA que la mayoría de las muestras presentaron una reacción inflamatoria pulpar leve para un período experimental largo (180 días). Mientras que Tobias et al.(34), en una experiencia realizada en ferrets, encontraron reacción pulpar inflamatoria en la mayoría de especímenes durante un período experimental corto (14 días), en el período experimental intermedio (28 días) el proceso inflamatorio fue camino a la resolución en la mayoría de especímenes (3 de 9), y en el período experimental largo (1 año) el proceso regresionó; continuando con la investigación y usando el mismo ionómero previo gravado del diente con ácido cítrico a 30 % durante 30 segundos, las reacciones inflamatorias fueron mayores, lo que se debería a una mayor penetración de los constituyentes tóxicos del material empleado a consecuencia del aumento de la permeabilidad dentinaria, o a la irritación adicional causada por el ácido; el mismo ionómero aplicado en dientes humanos solo originó alteraciones marcadas en los primeros 10 días. Del mismo modo Cooper (35) testando los ionómeros ASPA IV y ASPA IVA aplicados en cavidades profundas clase V de pre-molares humanos encontró reacciones inflamatorias intensas en períodos de experimentación cortos (más o menos 16 días) y en los períodos de experimentación largos los procesos inflamatorios fueron en su mayoría a la resolución.

Heys et al.(1), y Pameijer & Stanley (36) utilizando diferentes marcas de ionómero de vidrio como agentes cementantes y en dientes de primates obtuvieron reacciones inflamatorias pulpares leves; en tanto que Plant et al.(37), con el agente cementante Aquacem sobre dientes humanos encontraron reacciones inflamatorias pulpares leves y afirmaron que hay una fuerte relación entre los niveles de inflamación con la infiltración de bacterias y que aquella es probablemente más intensa cuanto más próximas de la pulpa llegan las bacterias.

En una experiencia Six et al. (38) en dientes de ratas, con el ionómero de vidrio convencional Fuji IX, hallaron en un período experimental corto (8 días) una reacción inflamatoria

moderada, que fue a la resolución al final del período experimental medio (30 días).

Basados en la composición resinosa de los cementos de ionómero de vidrio modificados por resina como de los cementos resinosos, incluimos dentro de nuestra revisión trabajos relacionados con sistemas adhesivos y efectos de diferentes componentes resinosos en la producción de algún grado de inflamación pulpar. Sobre los ionómeros modificados por resina Sidhu & Watson (39) mencionaron que son materiales híbridos producto de la asociación de un ionómero convencional con una pequeña adición de resina como hidroxietilmetacrilato (HEMA) o BisGMA, que por contener grupos no saturados carecen de la biocompatibilidad de los cementos ionoméricos convencionales no obstante que exámenes histopatológicos revelan reacciones pulpares aceptables para los "liners" de tales ionómeros.

Posteriormente Costa et al.(40) y Tarim et al.(41) demostraron que ionómeros de vidrio modificados por resina aplicados en cavidades profundas clase V de ratas y macacos respectivamente, originan reacción inflamatoria leve en períodos de experimentación cortos (3 a 7 días), que va a la resolución a lo largo de los períodos intermedio y largo; razones por las cuales puede decirse que tienen aceptable compatibilidad biológica siendo irritantes discretos para el complejo dentino-pulpar. Resultados semejantes pero en pre-molares humanos fueron encontrados por About et al.(42), hallando una respuesta pulpar de leve a moderada; Dimirci et al.(43) encontró resultados semejantes.

Ferreira (44), en 1997 afirmó que la infección bacteriana del complejo dentino-pulpar por micro infiltración es el principal factor desencadenante y manutensor de patologías pulpares, y que los sistemas adhesivos por sus características hidrófilas hibridizan dentina evitando la penetración de bacterias a la pulpa, manteniendo así la salud pulpar, por lo tanto los sistemas adhesivos actuales son biocompatibles. Pero un estudio "in vitro" realizado por Jontell et al.(45) sobre células pulpares de incisivos de ratas y linfocitos en contacto con diferentes componentes resinosos (UDMA, Bis-GMA, TEGMA, GMA, BGE-Bpa, H-DDM, BPA, CAMP), demostró que todos causaron inmunosupresión de las células inmunológicas y que el componente más tóxico fue el Bis-GMA, contraviniendo así la afirmación de Ferreira (44). Costa et al.(46) al igual que Jontell et al. (45) obtuvieron los mismos efectos citotóxicos de los componentes resinosos, mencionando además que es la acidez de los materiales usados lo que contribuye para su notorio efecto citopático.

Posteriormente en experiencias "in vivo" Costa et al.(47) y Costa et al.(48), colocando en ratas implantes subcutáneos de adhesivos Scotch bond MP en el primer caso y All Bond 2 o Scotch bond MP en el segundo, encontraron que en el período experimental corto (7 días) la reacción inflamatoria fue moderada para el primer caso e intensa para el segundo, y con el correr de los períodos experimentales intermedio y largo tuvo una tendencia a la regresión en ambos casos, concluyendo los autores que los materiales testados tienen una biocompatibilidad aceptable. Resultados de una experiencia posterior de Costa et al.(49), testando implantes de SBMP y HEMA en tejido subcutáneo de ratas, les permitió aseverar

que ambos no presentan compatibilidad biológica aceptable, resaltando que el HEMA originó una mayor área de reacción inflamatoria persistente en relación al SBMP-Plus.

Es controversial el por qué de la sensibilidad pulpar posterior a la utilización del agente cementante ionómero de vidrio, pareciera estar relacionada al bajo pH inicial (ácido) de la mezcla y que después va elevándose hasta neutralizarse durante la reacción de endurecimiento, pero estudios posteriores relacionan la influencia de las bacterias en la irritación pulpar sugiriendo un efecto sinérgico entre acidez y presencia de bacterias. En relación al tema Smith & Ruse (14) encontraron que algunos agentes cementantes tienen un largo período de pH inferior a 3 que es el pH inicial de la mezcla en el policarboxilato y en el ionómero de vidrio convencional, acidez inicial que según los autores asociada a la cito toxicidad de otros componentes produce daño pulpar y de ocurrir micro infiltración y penetración bacterial, la sensibilidad inicial puede desencadenar en necrosis. Para otros autores como Heys et al. (1) y Christensen (50), solo la acidez inicial del cemento podría estar relacionada con la producción de sensibilidad pulpar; mientras que Cox et al.(51) afirmaron que las resinas compuestas en ausencia de infiltración bacteriana son bien toleradas por la pulpa no siendo necesaria una base protectora ya que los componentes ácidos de los materiales restauradores por si solos no producirían inflamación pulpar. Stanley (15), en 1990 afirmó que la infiltración marginal de microorganismos es la gran amenaza para la pulpa antes que la toxicidad del material restaurador.

Concordando con las afirmaciones sobre el papel principal de las bacterias en la producción del daño pulpar, Fuks et al. (52), usando una resina asociada a un adhesivo en cavidades clase I y V profundas, bajo aislamiento absoluto, profilaxia y aplicación de clorexidina a 5 % previas a la preparación cavitaria, encontraron después de períodos experimentales de 5, 30 y 90 días un buen reparo tecidual, atribuyéndolo a la profilaxia y a la aplicación de clorexidina.

También es importante señalar el papel fundamental que según Stanley (15), desempeña el espesor del remanente dentinario en la producción de diferentes grados de respuesta inflamatoria pulpar frente a la aplicación de diferentes materiales en contacto con la superficie dentinaria de una preparación dentaria, porque la velocidad de penetración de sustancias a través de la dentina depende de el espesor de esta.

III. CONCLUSIONES

1. Los cementos de ionómero de vidrio tienen un efecto irritante para la pulpa, provocando una reacción inflamatoria inicial leve, que disminuye a medida que transcurre el tiempo.
2. Materiales con componente resinoso dentro de su formulación, son irritantes para la pulpa.
3. El espesor del remanente dentinario es fundamental para la protección del complejo dentino-pulpar frente a las agresiones.
4. Más dañina es la microinfiltración bacterial cuando llega a la pulpa que el efecto irritante de los agentes cementantes.

IV. AGRADECIMIENTO

A la CAPES (Coordenação de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior) del Brasil por la beca que me permitió

sustentar mis estudios de doctorado en el Brasil y poder a la vez realizar investigaciones bibliográficas y/o laboratoriales.

V. REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

1. Heys RJ, Fitzgerald M, Heys DR, Charbeneau GT. An evaluation of a glass ionomer luting agent: pulpal histological response. *J. Am. Dent. Assoc* 1987; 114(5):607-11.
2. Bottino MA, Brunetti RF. Manual de prótese parcial fixa. São Paulo: Ed. Santos; 1986.
3. Garone N, Burger RC. Inlay e Onlay: metálica e estética. 1a. ed. São Paulo: Ed. Santos; 1998.
4. Christensen GJ. Cimentos, agentes de forramento e bases em prótese fixa. En: Malone WFP, Koth DL, Teoria e prática da prótese fixa de Tylman. 8v ed. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 1991.
5. Rosentiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J. Prosthet. Dent* 1998; 80(3):280-301.
6. Shillingburg HT. Fundamentos de prótese fixa. Quintessence Publishing Co. Inc.; 1986
7. Navarro MFL, Pascotto RC. Cimentos de ionômero de vidro: aplicações clínicas em Odontologia. 1a.ed. São Paulo: Ed. Artes Médicas; 1998.
8. El-Kafrawy AH, Dickey DM, Mitchell DF, Phillips RW. Pulp reaction to a polycarboxylate cement in monkeys. *J. Dent. Res* 1974; 53(1):15-9.
9. Smith DC. A new dental cement. *Brit. Dent. J.* 1968; 125(8):381-84.
10. Smith DC. A review of zinc polycarboxylate cement. *J. Can Dent. Assoc* 1971; 37(1):22-29.
11. Phillips RW, Swartz ML, Norman RD, Schanfill RJ, Niblack BF. Zinc oxide and eugenol cements for permanent cementation. *J. Prosthet. Dent* 1968; 19(2):144-50.
12. Norman RD, Swartz ML, Phillips RW, Virmani R. A comparison of the intraoral desintegration of three dental cements. *J. Am Dent. Assoc* 1969; 78(7):777-82.
13. Norman RD, Swartz ML, Phillips RW, Raibley JW. Direct pH determination of setting cements. 2-The effects of prolonged storage time, powder/liquid, ratio, temperatura and dentina. *J. Dent. Res* 1966; 45(4):1214-19.
14. Smith DC, Ruse ND. Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. *J. Am. Dent. Assoc* 1986; 112(5):654-57.
15. Stanley HR. Pulp responses to ionomer cements biological characteristics. *J. Am. Dent. Assoc* 1990; 120(1):25-29.
16. Langeland K, Langeland LK. Pulp reaction to crow preparation, impression, temporary crown fixation, and permanent cementation. *J. Prosthet. Dent* 1965; 15(1):129-43.
17. Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, Moore BK, Vickery J. In vivo desintegration of luting cements. *J. Am. Dent. Assoc* 1987; 114(4):489-92.
18. Staninec M. Caries penetration and cement thickness of three luting cements. *Int. J. Prosthodont* 1988; 1:259-63.
19. Oilo G. Luting cements: a review and comparison. *Int. Dent. J* 1991; 41(2):81-88.
20. Bouillaguet S, Wataha JC, Ciuchi B, Holtz J. In vitro cytotoxicity and dentin permeability of HEMA. *J. End* 1996; 22(5): 244-48.
21. Anusavice KJ. Materiais Dentários. 10 ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1998.
22. Bergenholtz G. Effect of bacterial products on inflammatory reaction in dental pulp. *Scand. J. Dent. Res* 1977; 85:122-29
23. Souza CAS. Testes de citotoxicidade em cultura de células. En: Estrela C. Metodologia científica: ensino e pesquisa em odontologia. São Paulo: Ed. Artes Médicas Ltda, 2001:147.
24. Mjor IA. The morphology of dentin and dentinogenesis. En: Linde, A. Boca Raton, Fla: CRC Press, 1984
25. Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: status report for The American Journal of Dentistry. *Am. J. Dent* 1991; 4(1):5-9.
26. Hilton TJ. Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Oper. Dent* 1996; 21(4):134-46.
27. Sidhu SK, Schmalz. The compatibility of glass ionomer cement materials. A status report the American Journal of Dentistry. *Am. J. Dent.* 2001; 14(6):387-96.
28. Pashley DH. Dentin-predentin complex and its permeability: physiologic overview. *J. Dent. Res* 1985; 64:613-20.
29. Pashley DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathour SR. Regional variability in the permeability of human dentine. *Arch. Oral Biol* 1987; 32(7):519-23.
30. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. *Br. Dent. J* 1972; 132:133-35.
31. Klotzer WT. Pulp reactions to a glass ionomer cement. *J. Dent. Res* 1975; 54(3):678 (Abstr. 75).
32. Üçok M. Biological evaluation of glass ionomer cements. *Int. Endod. J* 1986; 19(6):285-97.
33. Holland Jr. C, Takayama S, Russo M, Komatsu J, Sasaki T, Quintella L. Pulpal response to a glass ionomer cement histological study in a dog. *Rev. Fac. Odontol. Araçatuba* 1978; 7(2):133-37.
34. Tobias et al. Pulpal response to a glass ionomer cement. *Br. Dent. J* 1978; 144:345-50.
35. Cooper IR. The response of the dental pulp to glass ionomer cement. *Int. Endod* 1980; 13(2):76-88.
36. Pameijer CH, Stanley HR. Biocompatibility of a glass ionomer luting agent in primates. Part I. *Am. J. Dent* 1988; 1(2):71-76.
37. Plant CG, Browne RM, Knibbs PJ, Britton SS, Sorohan T. Pulp effects of glass ionomer cements. *Int. Endod. J* 1984; 17(2):51-59.
38. Six N, Lasfargues JJ, Goldberg M. In vivo study of the pulp reaction to Fuji IX, a glass ionomer cement. *J. Dent.* 2000; 28(6):413-22.
39. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am. J. Dent* 1995; 8(1):59-67.
40. Costa CAS, Benatti Neto C, Vargas PA, Villalva H, Hebling J. Compatibilidade biológica do ionômero de vidro fotopolimerizável (Vitrem-3m). Avaliação histológica dos seus efeitos sobre dentina e tecido pulpar em dentes de rato. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo* 1996; 10(4):257-63.
41. Tarim B, Hafez A, Cox CH. Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. *Quintessence Int* 1998; 29(8):535-42.
42. About I, Murray PE, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. Pulpal inflammatory responses following noncarious class V restorations. *Oper. Dent* 2001; 26(4):336-42.
43. Demirci M, Üçok M, Kütükkes N, Soydan N. Pulp reaction to a tri-cure resin-modified glass ionomer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol End* 1998; 85(6):712-19.
44. Ferreira RS. Biocompatibilidade dos sistemas adesivos: revisão da literatura. *Rev. Bras. Odont* 1997; 54(1):47-52.
45. Jontell M, Hanks CT, Bratel J, Bergenholtz G. Effects of unpolymerized resin components on the function of accessory cell derived from the rat incisor pulp. *J. Dent. Res* 1995; 74(5):1162-67.
46. Costa et al. Cytotoxic effects of current dental adhesive systems on immortalized odontoblast cell line MDPC-23. *Dent. Materials* 1999; 15(6):434-41.
47. Costa et al. Avaliação preliminar comparativa da capacidade de reparação do tecido conjuntivo subcutâneo de ratos ao implante de um adesivo dentinário e um cimento de hidróxido de cálcio. *Rev. Cent. Est. Fac. Odont. UFRJ* 1996; 2(2): 52-57.
48. Costa CAS, Hebling J, Teixeira MF. Estudo preliminar da compatibilidade biológica dos adesivos dentinários All-Bond e Scotch bond MP: avaliação histológica de implantes subcutâneos em ratos. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo* 1997; 11(1):11-18.
49. Costa CAS, Teixeira HM, Nascimento AB, Hebling J. Biocompatibility of an adhesive system and 2-hidroxyethylmetacrylate. *J. Dent. Child.* 1999; 66(5):337-42.
50. Christensen GJ. Glass ionomer as a luting cement. *Br. Dent. J.* 1988; 17(2):54-58.
51. Cox CF, Keall CL, Keall HH, Ostro E, Bergenholtz G. Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. *J. Prosthet. Dent.* 1987; 57(1):1-8.
52. Fuks AB, Funnel B, Cleaton-Jones P. Pulp response to a composite resin inserted in deep cavities with and without a surface seal. *J. Prosthet. Dent* 1990; 63(2):129-34.