

PROPRIEDADES MECÂNICAS DE MATERIAIS RESINOSOS UTILIZADOS PARA RESTAURAÇÕES DE LESÕES CERVICAIS

MECHANICAL PROPERTIES OF RESIN MATERIALS USED IN CERVICAL LESIONS RESTORATIONS

Karina Gama Kato Carneiro¹, Mariana Almeida Melo Proença², Alex Sandro Mendonça Leal², Felipe Rudá Silva Santos³, Soraia de Fátima Carvalho Souza⁴, José Bauer⁴

Resumo

Introdução: Desordens oclusais complexas podem ocasionar a fratura de tecido dentário e o aparecimento de hipersensibilidade dentinária, levando o profissional a difícil escolha do material restaurador. **Objetivo:** Comparar as propriedades mecânicas (resistência flexural e módulo de elasticidade) de cinco materiais utilizados para restauração de lesões cervicais com a dentina bovina. **Métodos:** Foram utilizadas duas resinas compostas comerciais de baixa viscosidade: Opallis Flow (OL) e Natural Flow (NF); duas resinas compostas comerciais de viscosidade média: Z-100 (Z100) e Opallis (OP); e um cimento de ionômero de vidro modificado por resina Riva Light Cure (RL). Para a confecção dos corpos-de-prova, o material foi inserido numa matriz de silicone e fotoativado (n=12). Para a confecção dos corpos-de-prova de dentina, raízes de dentes bovinos foram utilizadas. As raízes foram seccionadas em uma máquina de corte (Isomet 1000) e lixadas para obtenção dos palitos de dentina (10x1x1mm). Após, os corpos-de-prova foram levados a uma máquina de ensaio universal (Instron 3342) sob uma velocidade de 0,5 mm/min para o ensaio de resistência flexural e módulo de elasticidade. Os dados foram submetidos ANOVA um fator e Tukey ($\alpha=0.05$). **Resultados:** Houve diferença significativa entre os grupos experimentais testados ($p<0,05$). A dentina bovina apresentou valores superiores de resistência flexural ($169,30 \pm 19,60$ MPa) e os menores valores de módulo de elasticidade ($4,48 \pm 0,32$ GPa). **Conclusão:** Nenhum material utilizado na pesquisa apresenta características mecânicas próximas daquelas encontradas na dentina bovina.

Descritores: Módulo de Elasticidade. Materiais Dentários. Dentina.

Abstract

Introduction: Complex occlusal disorders can lead to tissue tooth fracture and may cause dentin hypersensitivity, thus dental professional have difficult to choose the ideal restorative material. **Objective:** To compare flexural strength and modulus of elasticity, of five materials used for restoration of cervical lesions with bovine dentin. **Methods:** Two low viscosity resins: Opallis Flow (OL) and Natural Flow (NF), two medium viscosity resins: Z-100 (Z100) and Opallis (OP), and ionomer resin modified glass Riva Light Cure (RL) were tested materials. The specimens were made by silicon matrix and halogen light curing unit (Optilux 501) (n = 12). For dentin specimens, twelve bovine teeth without coronal portion were used. The roots were cut using a cutting machine (Isomet 1000) to obtain dentin sticks (10x1x1mm). Flexural strength test was conducted on a universal testing machine (Instron 3342) at a crosshead speed of 0.5 mm/min. Data were submitted to ANOVA (one variation factor) and Tukey ($\alpha=0.05$). **Results:** There were significant differences between experimental groups tested ($p < 0.05$). Bovine dentin showed higher flexural strength values, which were statistically significant (169.30 ± 19.60 MPa). Bovine dentin showed lower modulus values (4.48 ± 0.32 GPa). **Conclusion:** No material used in this study showed similar mechanical properties from those found in bovine dentin.

Key-words: Elastic Modulus. Dental Materials. Dentin.

Introdução

As forças oclusais proporcionam ao elemento dental tensões complexas, que o comprimem e tracionam continuamente¹. Um desequilíbrio na distribuição dessas cargas oclusais, pode criar uma área de concentração de tensões na região cervical, e como consequência, a ruptura dos cristais de hidroxiapatita e perda do substrato que protege a camada de dentina^{1,2}.

Nos últimos anos, observa-se um aumento na incidência de defeitos cervicais¹, que podem expor a dentina à ação dos ácidos bucais³. Esta exposição pode causar hipersensibilidade dentinária, que se caracteriza por uma sensação dolorosa temporária exagerada⁴. O sintoma da dor, é ocasionado por meio do contato do substrato dentinário a estímulos químicos, táteis, térmicos e osmóticos oriundos da ambiente oral^{2,5}.

Quando não há perda de estrutural dental, o tratamento frequentemente proposto para hipersensibilidade dentinária é o selamento dos túbulos dentinários expostos, isto pode ser feito por meio de terapias que permitem a formação de precipitados, os quais podem ser à base de oxalatos, nitratos e fluoretos^{4,6}. Porém, a formação de precipitados pode ser facilmente removida pela ação da saliva, agentes mecânicos, como escovação ou componentes químicos (alimentos, bebidas, e biofilme)^{4,7}.

Entretanto, quando é identificado clinicamente a perda de tecido sadio, comprometimento da integridade da polpa e da condição estética, o tratamento restaurador passa a ser o procedimento mais conveniente na redução da hipersensibilidade dentinária^{7,8}.

A restauração de tais lesões reduz a progressão da doença, reforça a estrutura dental⁹ e elimina a hipersensibilidade^{1,10}.

¹ Dotoranda em Odontologia. Universidade Federal do Maranhão - UFMA.

² Mestre em Odontologia. Universidade Federal do Maranhão - UFMA.

³ Cirurgião-Dentista. Universidade Federal do Maranhão - UFMA.

⁴ Doutor em Odontologia. Professor do Programa de Pós-Graduação em Odontologia - UFMA.

Contato: Karina Gama Kato Carneiro. E-mail: karneirokarina@hotmail.com

Diversos tratamentos restauradores são indicados para esse fim, tais como os cimentos de ionômero de vidro (CIV)¹¹, e resinas compostas¹². O material restaurador ideal deve ter módulo de elasticidade compatível ao do substrato dentário, para acompanhar a sua deformação, sob ação das forças mastigatórias e resistir ao desgaste^{1,13}. Esses materiais são boas escolhas para o tratamento das lesões de classe V.

Porém, a baixa retenção de restaurações resinosas, neste tipo de lesão, pode ser em razão das diferentes propriedades mecânicas (módulo de elasticidade, dureza e resistência flexural) apresentado pelo substrato dental e o material restaurador^{3,7}. Estudos mais consistentes são necessários para investigar o material ideal, a ser indicado, uma vez que é necessária uma semelhança no comportamento mecânico entre o material e o substrato^{1,7,12}.

A alta fluidez da resina “flow” pode ser uma vantagem para a adesão da restauração, devido à possibilidade de melhor adaptação em áreas de difícil acesso e região de esmalte desmineralizado¹⁴ e o baixo módulo de elasticidade deste material possibilitando a função de uma “camada elástica”¹⁵. Esse comportamento pode prevenir a concentração do estresse provocado durante a contração de polimerização resinosa na interface, durante a fotopolimerização, e promover o amortecimento da tensão gerada pela flexão dental¹⁶. Desta forma o uso de resinas de baixa viscosidade pode aliviar o estresse oclusal e gerar redução na infiltração marginal¹².

Avaliar as propriedades mecânicas entre os diversos compósitos utilizados em restaurações de Classe V, além disso compará-los às características do substrato dentinário, pode explicar as causas do insucesso clínico dessas restaurações.

Portanto, o objetivo desse estudo foi comparar a resistência flexural e módulo de elasticidade de cinco materiais (resina composta, resina composta fluida e cimento de ionômero modificado por resina), utilizados para restauração de lesões cervicais, com a dentina bovina.

A hipótese nula do presente estudo, suporta que os valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade, dos materiais restauradores utilizados são similares à dentina bovina.

Métodos

Estudo experimental realizado no laboratório de Materiais Dentários do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Maranhão (UFMA).

Preparação dos espécimes de dentina bovina

Doze incisivos bovinos intactos com raízes completamente formadas foram selecionados para esta pesquisa (n=12). A porção coronária foi removida e as raízes foram fixadas com cera pegajosa em suportes, os quais permitiram um seccionamento longitudinal por meio de uma máquina de corte (ISOMET 1000 – Buheler, Illinois, EUA) e um disco de aço diamantado em irrigação contínua. Para obtenção dos palitos de dentina de 15mm (±2,0 mm) de comprimento, cada raiz foi fixada com cera pegajosa e seguiu-se com os cortes longitudinais que dividiram os elementos dentais em duas metades. Cada metade foi polida com lixas de granulação

(#400) até tornar-se uma placa de 1 mm de espessura de dentina. Para finalizar foram realizados cortes paralelos ao longo eixo com 1 mm de largura (±0,2mm) e um corte transversal foi feito para que o comprimento fosse de 10mm. Para cada raiz pode ser obtido de 3 a 8 palitos de dentina radicular (1x1x10mm).

Cada palito foi medido com uma proximidade de variação de 0,01 mm por meio de um paquímetro digital calibrado (Absolute Digimatic; Mitutoyo, Tokyo, Japan).

Preparação dos corpos-de-prova dos materiais

Dois resinas de baixa viscosidade, Opallis Flow (A3, FGM, Joinville, SC, Brasil) e Natural Flow (A3, DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), duas resinas de viscosidade média, Z-100 (A2, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) e Opallis (A3, FGM, Joinville, SC, Brasil) e um cimento de ionômero de vidro modificado por resina Riva Light Cure (A3, SDI Limited, Victoria, Austrália) foram utilizados no presente estudo, as composições, número de lote e fabricante dos materiais (Quadro 1).

Quadro 1 - Nome comercial, número de lote, composição dos materiais resinosos utilizados no presente estudo*.

Material	Polímero	Carga
Opallis Flow FGM (040311-A1)	Bis-GMA, TEGDMA, Bis -EMA	Ba-Al Silicato, SiO2 Nanoparticulado (72 %)
Natural Flow DFL (12030361-A3)	Bis-GMA, Resinas de Dimetacrilato.	Boro-Alumínio Silicato de Vidro e Sílica sintética (43%)
Opallis FGM (121211-A1)	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA	Vidro de Ba-Al SiO2 (78,5 a 79,8 %)
Z-100 3M/ESPE (N30-1608)	Bis-GMA, TEGDMA, BENZOTRIAZOLIL-4-METILFENOL	Cerâmica tratada com silano (80 - 90%)
Riva Light Cure SDI (102072EG)	Pó: Fluoreto de silicato de Alumínio Líquido: Ácido poliacrílico, Ácido tartárico, Hidroxietil metacrilato, Dimetacrilato, Monômero modificado	—

*Dados fornecidos pelo fabricante.

TEGDMA: Trietileno Glicol Dimetacrilato; **Bis-EMA:** Bis-Fenol A di-Glicidil Metacrilato Etoxilado; **Bis-GMA:** Bis-Fenol-A di-Glicidil Metacrilato Etoxilado; **UDMA:** Uretano Dimetacrilato.

Para confecção dos espécimes foi utilizada uma matriz de silicone (Odeme, Joaçaba, SC, Brasil) com as seguintes dimensões: 10mm comprimento x 1mm altura x 1mm largura), sendo 12 espécimes para cada grupo experimental. A inserção da resina na matriz foi realizada e o lado superior da matriz foi coberto com uma fita de poliéster comprimida suavemente com o auxílio de uma lamínula de microscópio para produzir uma superfície lisa e regular. A fotoativação da resina foi realizada com um fotopolimerizador Optilux 501 (Sybron Kerr, Danbury, CT, EUA), com intensidade de luz de 650mW/cm² por 40 seg.

Para confeccionar os corpos-de-prova (cp) do RL, a cápsula contendo o material foi posicionada no amalgamador (Dentomax Compact, Degussa Dental, Alemanha) e trituração durante 10 segundos, seguindo-se as especificações do fabricante. A cápsula foi removida do aparelho e posicionada no aplicador, para logo

em seguida ser inserida na matriz. A fotoativação foi realizada como descrito anteriormente. Após a remoção do cp, os excessos do material foram removidos com uma lâmina de bisturi e armazenado em estufa a 37°C durante 24h.

Após a mensuração do comprimento, altura e largura dos espécimes com um paquímetro digital, os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de resistência flexural de três pontos, em uma máquina de ensaio universal (Instron 3342, Canton, MA, USA) a uma velocidade de 0,5 mm/min. O atuador foi aplicado no centro do cp até o limite da fratura. A resistência flexural foi obtida a partir da força máxima registrada pela máquina em Newtons (N), transformada em MegaPascal (MPa) por meio da seguinte fórmula: $\sigma = 3Pl/2bd^2$; onde: σ é a resistência a flexão; l é a distância entre os suportes; b é a largura do cp; d é a espessura do cp e P é a carga máxima registrada no ponto de fratura (Figura 1).

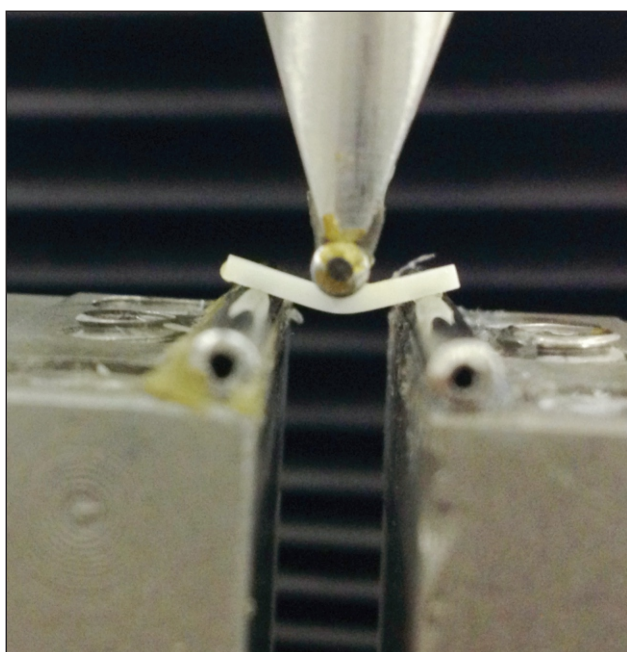


Figura 1 - Ensaio de resistência flexural em uma máquina de ensaio universal de um corpo-de-prova de dentina bovina radicular.

O Módulo de Elasticidade (E), expresso em gigapascal (GPa), foi calculado automaticamente a partir da inclinação da parte linear da reta no gráfico da força tensão-deformação empregando-se a seguinte fórmula: $E = Pl^3/4dbt^3$; onde: P é a carga aplicada; l é o comprimento do cp; d é a deformação; b é a largura do cp e t a espessura do cp.

Os dados obtidos foram submetidos a ANOVA oneway e teste de Tukey para o contraste entre médias, e o programa de análise estatística foi o BioEstat® (Versão 5.3).

Resultados

A análise estatística mostrou que houve diferença significativa entre os grupos experimentais testados ($p < 0,0001$). A dentina bovina apresentou os maiores valores de resistência flexural e o menor módulo de elasticidade, estatisticamente diferente de todos os materiais presente no estudo (Tabela 1).

Tabela 1 - Médias e desvio-padrões das propriedades mecânicas testadas: Resistência Flexural (MPa \pm SD) e Módulo Elasticidade (GPa \pm SD)*.

Material/Teste	Resistência Flexural	Módulo de Elasticidade
Natural Flow	74,67 \pm 17,04 C	14,64 \pm 1,8 b, c
Opalis Flow	89,30 \pm 8,71 C	12,45 \pm 2,48 c
Opalis	100,60 \pm 11,37 B, C	16,59 \pm 0,73 b
Z100	111,58b \pm 20,44 B	20,54 \pm 0,76 a
Riva Light	29,48 \pm 5,21D	9,78 \pm 2,66 d
Dentina	169,30 \pm 19,60 A	4,48e \pm 0,32 e

*Letras diferentes em uma mesma coluna denotam diferença significativa entre si ($p < 0,01$).

A resina composta de viscosidade média (Z100) demonstrou um alto módulo de elasticidade em comparação com os materiais testados. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina Riva Light Cure apresentou o menor módulo de elasticidade em comparação com os materiais resinosos testados, mas superior ao da dentina radicular.

Discussão

A resistência flexural é a propriedade mecânica que produz tensões complexas, as quais ocorrem durante a mastigação, por envolver forças de tração, compressão e cisalhamento¹⁷, simulando as condições clínicas¹⁸. Tensões complexas são encontradas nas regiões cervicais, como resultado do estresse oclusal gerado durante a mastigação. Além disso, podem causar danos na interface adesiva das restaurações classe V¹⁹. Um material com características mecânicas, como resistência flexural e principalmente o módulo de elasticidade, próximo à dentina poderia evitar o estresse gerado na camada adesiva²⁰.

A dentina bovina apresentou uma alta resistência flexural, superior a todos os materiais testados, valores próximos daqueles encontrados para a dentina humana²¹. Por outro lado, os valores encontrados para o módulo de elasticidade da dentina foram menores dentre os materiais, demonstrando uma baixa rigidez.

No presente estudo foram encontrados baixos resultados de resistência flexural e módulo de elasticidade do material Riva Ligth. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresenta alta resistência mecânica quando comparado com o cimento de vidro convencional^{22,23}. Isto se deve à incorporação de monômeros resinosos como o BisGMA e HEMA²⁴.

Entretanto, a ausência de silanização das partículas de vidro, constitui uma fraca ligação dos componentes monoméricos, e observam-se materiais que apresentam baixa resistência mecânica e baixo módulo^{25,26}.

As propriedades mecânicas dos materiais conhecidos por compósitos são afetadas por diversos fatores como: a quantidade e o tipo de monômero²⁷, grau de conversão²⁸ e quantidade de carga^{28,29}.

Em geral, a maioria das resinas compostas comerciais apresentam o BisGMA como monômero base de sua composição. Este por sua vez, apresenta alto peso molecular e conseqüente alta viscosidade²⁷. As resinas compostas de média viscosidade utilizadas neste estudo apresentaram uma alta resistência flexural e um elevado módulo de elasticidade, demonstrando alta rigidez.

Entretanto, para reduzir a viscosidade de alguns

materiais, os fabricantes associam a inserção de comônômeros que possuem baixo peso molecular e baixa viscosidade, como TEGDMA²⁷.

Alguns autores relatam uma redução nos valores de módulo de elasticidade e resistência flexural para formulações com menor viscosidade (fluida), seja por redução da concentração de BisGMA, ou aumento na concentração de monômeros de baixo peso molecular como TEGDMA e BisEMA^{27,30}.

O aumento da quantidade de carga inorgânica é outro fator que pode influenciar as propriedades mecânicas do material. Uma maior irregularidade da partículas de carga pode provocar o aumento do módulo de elasticidade^{30,31}.

Sendo assim a quantidade, tipo de carga e os monômeros presentes são fatores a serem considerados. No presente estudo, apesar da resina Opalis flow apresentar baixa viscosidade, a quantidade de carga em volume é semelhante aos compósitos de média viscosidade e maiores em relação a outra resina de baixa viscosidade (Natural Flow).

Entretanto, isso não trouxe nenhuma diferença entre as resinas fluidas tanto no módulo quanto na resistência flexural. Isto, talvez se deva pela presença de monômeros diluentes na resina Opalis Flow em grande quantidade.

Heymann *et al.*,³² relata que as resinas flow apresentam baixa resistência flexural e módulo de elasticidade próximo ao da dentina, sendo a baixa quantidade de carga um fator determinante. No presente estudo, a resina fluida OpalisFlow, apesar de apresentar porcentagem de carga inorgânica elevada, os valores de resistência flexural das resinas fluidas foram abaixo daquele encontrado para o substrato dentinário.

Os materiais restauradores utilizados atualmente, na lesão cervical não cariada, são em sua grande maioria passíveis de falha. A alta rigidez observada nas resinas compostas pode gerar tensões nas margens cervical e na interface adesiva³³.

É possível observar que os módulos de elasticidade apresentados pelos materiais testados no presente estudo são incompatíveis com aqueles encontrados na dentina. O material à base de ionômero apresentou o módulo mais próximo do substrato, porém a sua resistência flexural é muito baixa comparado aos demais materiais testados, o que também pode comprometer a longevidade da restauração.

Os resultados demonstraram que nenhum material apresentou características próximas daquela encontrada na dentina bovina, ou seja, uma alta resistência flexural e um baixo módulo de elasticidade.

Referências

- Sarode GS, Sarode SC. Abfraction: a review. *J Oral Maxillofac Pathol*, 2013; 17(2): 222-227.
- Spranger H. Investigation into genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. *Quintess Int*, 1995; 26(2): 149-154.
- Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Noncariou cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent*, 2008; 36(10): 759-766.
- Suge T, Kawasaki A, Ishikawa K, Matsuo T, Ebisu S. Effects of calcium phosphate precipitation method on acid resistance to apatite powder and bovine tooth. *Dent Mater J*, 2008; 27(4): 508-514.
- Orchardson R, Peacock JM. Factors affecting nerve excitability and conduction as a basis for desensitizing dentine. *Arch Oral Biol*, 1994; 39(15): s81-s86.
- Pashley DH, Depew DD. Effects of the smear layer, Copalite, and oxalate on microleakage. *Oper Dent*, 1986; 11(3): 95-102.
- Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J*, 2009; 54(1): 2-8.
- Owens BM, Gallien GS. Noncariou dental "abfraction" lesions in an aging population. *Compend Contin Educ Dent*, 1995; 16(6): 552, 554, 557-558.
- Grippio JO. Noncariou cervical lesions: the decision to ignore or restore. *J Esthet Dent*, 1992; (4): 55-64.
- Brackett MG, Dib A, Brackett WW, Estrada BE, Reyes AA. One-year clinical performance of a resin-modified glass ionomer and a resin composite restorative material in unprepared class V restorations. *Oper Dent*, 2002; 27(2): 112-116.
- Van Meerbeek BV, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, *et al.* Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003; 28(3): 215-235.
- Senawongse P, Pongruksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. *Dent Mater J*, 2010; 29(3): 324-329.
- Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent*, 1996; 75(5): 487-494.
- Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater*, 2002; 18(3): 227-238.
- Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, 2005; 21(1): 36-42.
- De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*, 2005; 21(11): 999-1007.
- Ban S, Anusavice K. Influence of the test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*, 1990; 69(12): 1791-1799.
- Mitra S, Kedrowski BL. Long term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater*, 1994; 10(2) 78-84.
- Loguercio AD, Reis A, Barbosa AN, Roulet JF. Five-year double-blind randomized clinical evaluation of a resin-modified glass ionomer and a polyacid-modified resin in noncariou cervical lesions. *J Adhes Dent*, 2003; 5(4): 323-332.
- Meredith N, Sherriff M, Setchell DJ, Swanson AS. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using indentation technique. *Arch Oral Biol*, 1996; 41(6): 539-545.
- Vieira C, Silva-Sousa YT, Pessarello NM, Rached-Junior FA, Souza-Gabriel AE. Effect of high-concentrated bleaching agents on the bond strength at dentin/resin interface and flexural strength of dentin. *Braz Dent J*, 2012; 23(1): 28-35.

22. Li J, Liu Y, Liu Y, Söremark R, Sundström F. Flexure strength of resin-modified glass ionomer cements and their bond strength to dental composites. *Acta Odontol Scand*, 1996; 54(1): 55-58.
23. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*, 2000; 16(2): 129-138.
24. Bonifacio CC, Werner A, Klavelaan CJ. Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta Odontol Scand*, 2012; 70(6): 471-477.
25. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*, 1997; 76(4): 883-94.
26. Peumans M, Kanumilli P, De Munk J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 2005; 21(9): 864-881.
27. Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci*, 2009; 117(4): 442-446.
28. Braga RR, César PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil*, 2002; 29(3): 257-262.
29. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil*, 2001; 28(11): 1022-1028.
30. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*, 2012; 23(5): 508-514.
31. Gonçalves F, Azevedo CL, Ferracane JL, Braga RR. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent Mater*, 2011; 27(6): 520-526.
32. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne SC, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc*, 1991; 122(5): 41-47.
33. Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture. *Dent Mater*, 2007; 23(12): 1562-1569.