

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA CONTRAÇÃO DO CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA UTILIZANDO DIFERENTES PROTOCOLOS DE ATIVAÇÃO

PHOTOELASTIC ANALYSIS OF RESIN-MODIFIED GLASS IONOMER CEMENT CONTRACTION ACCORDING TO DIFFERENT PHOTOACTIVATION PROTOCOLS

Khamila Hérica Follador **CHIECO**¹
 Amanda Daise **SERRALVO**¹
 Alcides **GONINI JÚNIOR**²
 Sandra Kiss **MOURA**²
 Murilo Baena **LOPES**^{2*}

RESUMO

Cimentos de ionômero de vidro modificado por resina tem sido amplamente utilizados porém poucos trabalhos avaliaram o melhor protocolo de fotoativação. O objetivo foi avaliar por meio da fotoelasticidade a tensão gerada por cimento de ionômero de vidro nas paredes de uma classe II simulada com diferentes protocolos de fotoativação. Discos de resina fotoelástica com um orifício de 2mm de altura e 4mm de largura foram confeccionados. As amostras foram divididas em 2 grupos (n=25) de acordo com o material utilizado: G1 – resina composta Filtek Z-350, G2 – Vitremer. As amostras tiveram as paredes do orifício jateadas com óxido de alumínio e revestidas por uma camada de adesivo Scotchbond Multiuso fotoativada por 20s. O ionômero foi manipulado conforme as instruções do fabricante. Os materiais restauradores foram inseridos em incremento único. A fotoativação foi realizada segundo os protocolos: AIC – 650mWcm²/20s; MIC – 325mWcm²/40s, BIC – 100mWcm²/100s, PD1 - 100mWcm²/5s + espera 1 min + 650mWcm²/19,5s, PD3 - 100mWcm²/5s + espera 3min + 650mWcm²/19,5s. As amostras foram analisadas e a representação visual das tensões medidas tendo com base no anel isocromático de ordem 1. Os dados foram convertidos em MPa através de equação própria e os dados submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey (á=0,05%). Não se verificaram diferenças estatísticas entre os materiais (G1 - 2,71±0,19, G2 - 2,69±0,04), nem entre os diferentes protocolos de fotoativação (AIC-2,65±0,01, MIC-2,67±0,04, LIC-2,66±0,04, PD1-2,80±0,27, PD3-2,80±0,27). O ionômero de vidro modificado por resina e o compósito não sofreram influência dos diferentes métodos de fotoativação

UNITERMOS : Cimentos dentários; Materiais dentários; Resinas compostas

INTRODUÇÃO

Os dois maiores grupos de materiais restauradores diretos usados pelos dentistas nos últimos 25 anos são o cimento de ionômero de vidro e os compósitos¹. Esses materiais tem propriedades e características significativamente diferentes, fazendo com que suas indicações também sejam diferentes¹. Quando combinados em um só produto podem ter características interessantes.

Cimentos de ionômero de vidro modificado por resina são usados mundialmente como sistemas restauradores dentais bem

estabelecidos². Sendo solidificados além da reação ácido base, através de processo químico denominado polimerização, que é uma reação molecular repetitiva segundo o qual as moléculas do monômero são convertidas em uma rede por ligação covalente entre si formando uma cadeia polimérica. Vários estudos³⁻⁷ sugerem que fatores como configuração cavitária, mecanismo de presa, tipo de carga, grau de polimerização e técnica de inserção influenciam no desenvolvimento de tensão de contração. Uma possível abordagem para a redução do estresse de contração é o decréscimo na velocidade da reação de polimerização^{8,9}. Feltzer et al.⁵ relataram que os

1- Graduando em Odontologia da Universidade Norte do Paraná (UNOPAR)

2- Professor Doutor - Adjunto do Curso de Odontologia da Universidade Norte do Paraná (UNOPAR)

compósitos quimicamente ativados, em comparação com os fotoativados, têm uma adaptação mais favorável e menor microinfiltração. Esses resultados têm sido explicados pelas diferenças no estresse de contração induzidos pela contração de polimerização¹⁰. Verluis et al.⁵ relataram os vetores de contração nos compósitos auto e fotoativados usando simulação de elemento finito, encontrando poucas diferenças entre eles.

Embora alguns autores tenham analisado o estresse de contração através da análise de elementos finitos e empregada a teoria da elasticidade¹¹, os resultados obtidos foram muito específicos para os dados aproximados e concepção do material, levando a grande variação dos resultados¹². A configuração complexa da restauração pode ter dificultado a análise dos estresses internos utilizando a teoria da elasticidade, mais complexa para interpretar. O método da fotoelasticidade, devido a sua menor complexidade, parece ser particularmente aceitável para esse propósito.

Análise fotoelástica é a técnica que transforma os estresses internos produzidos por materiais em padrões de luz visível que indicam a localização e magnitudes desse estresse^{13,14}. Na literatura odontológica, os estresses gerados em inlays, coroas, pinos, e abutments têm sido examinados através da análise fotoelástica^{15,16}.

Materiais convencionais acrílicos usando constante fotoelástica de $f_o = 230 \text{ N/mm}^2$ tem sido usado em investigação fotoelástica de polimerização com luz visível. Materiais fotoelásticos com constante fotoelástica baixa ($f_o = 10,5 \text{ N/mm}$) e módulo de elasticidade de 3.400 MPa^2 como Araldit B (Tiedmann & Betz GmbH, Garmisch-Partenkirchen, Alemanha) permitem a determinação dos anéis isocromáticos, onde se visualiza o estresse no material¹⁷. Através desses estresses mensurados, valores de estresse são calculados em MPa.

A contração ocorre durante a polimerização do ionômero de vidro como uma função da química das resinas sintéticas². Muitos fatores afetam a contração dessas resinas, incluindo a composição da matriz, conteúdo de carga e método de polimerização^{18,19}. Entre esses fatores, somente o método de polimerização e a técnica de inserção de resina podem ser controlados pelo dentista. O problema da união íntima entre o cimento ou dentina e o material restaurador resinoso aparece insolúvel devido à existência de contração desses materiais⁵. A atual literatura é muito escassa em se tratando de análise de contração de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina. A utilização da técnica fotoelástica visa identificar o real local de estresse de contração e avaliar os métodos para a redução desse problema, bem como encontrar meios para sua redução.

Com isso, as hipóteses testadas foram que não há diferença no estresse de contração entre os diferentes protocolos de ativação para o ionômero de vidro modificado por resina e o compósito. Sendo assim, o propósito deste trabalho foi comparar a tensão de contração de ionômero de vidro modificado por resina fotopolimerizável (Vitremmer, 3M) utilizando cinco protocolos de ativação (AIL, MIL, BIL, PD1min, PD3min) através de análise fotoelástica.

MATERIAL E MÉTODO

Um modelo circular em resina fotoelástica (GIII flexível, Polipox, São Paulo, Brasil) com cavidade interna de 5 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade foi confeccionado para cada espécime. Após a polimerização da resina fotoelástica, as paredes internas foram jateadas com alumina com partículas de 50 μm em ordem de obter retenção micromecânica. O adesivo Scotchbond multi uso (3M Espe, Saint Louis, MN, EUA) foi então aplicado e fotoativado por 20 segundos. A seguir a cavidade foi preenchida com: G1 - ionômero de vidro modificado por resina (Vitremmer, 3M Espe, Saint Louis, MN, EUA) ou G2 - pelo compósito Filtek Z-350 e fotoativada de acordo com método de ativação (AIC – alta intensidade contínua - $650\text{mWcm}^2/20\text{s}$, MIC – média intensidade contínua - $325\text{mWcm}^2/40\text{s}$, BIC – baixa intensidade contínua - $100\text{mWcm}^2/100\text{s}$, PD1min – pulse delay com 1 minuto de intervalo - $100\text{mWcm}^2/5\text{s}$ + espera 1min + $650\text{mWcm}^2/19,5\text{s}$, PD3min – pulse delay com 3 minutos de intervalo - $100\text{mWcm}^2/5\text{s}$ + espera 3min + $650\text{mWcm}^2/19,5\text{s}$). Foram utilizados 5 espécimes para cada grupo (n=5), totalizando 25 espécimes (Figura 1).

Imagens fotoelásticas foram gravadas numa estação fotoelástica que permitiu a colocação e angulação exata do filtro (Linos Photonics GmbH, Göttingen, Alemanha) para se obter campos policromáticos, os quais através de um filtro específico (vermelho) foi convertido em isocromático. Uma fonte de luz fria embaixo dos filtros promove a iluminação dos espécimes.

Investigações de estresse através de fotoelasticidade são baseadas em alguns princípios. A principal equação é $\sigma_0 = \frac{\alpha_x D_x^2}{D_i^2} f_o / 2d$, onde D_x^2 = diâmetro do anel isocromático em milímetro (Figura 2), D_i^2 = diâmetro do espécime de compósito em milímetro (Figura 3), f_o = constante fotoelástica (N/mm) e d = espessura da resina fotoelástica (mm)²⁰.

O estresse de contração (MPa) foi calculado com base na localização e diâmetro da curva isocromática de primeira ordem obtida pela resina fotoelástica, os quais foram mensurados com o auxílio do software Imagetool. Para o cálculo, a média das diagonais perpendiculares entre si foram consideradas (Figura 2) Os dados foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey com nível de significância de 5%.

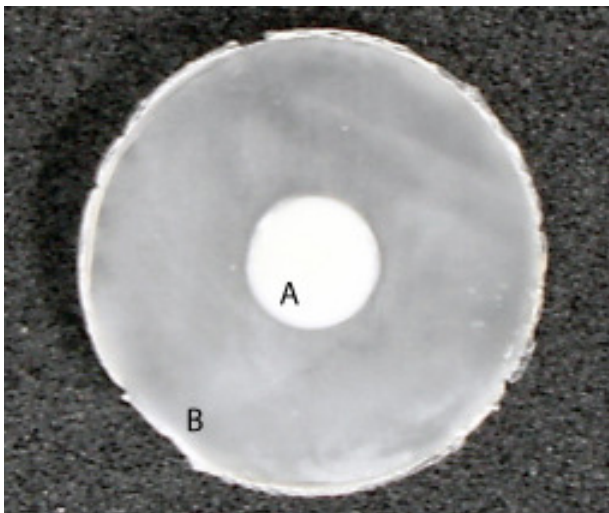


FIGURA 1 – Amostra representativa. A – Cimento de Ionômero ou Compósito. B – Resina fotoelástica.

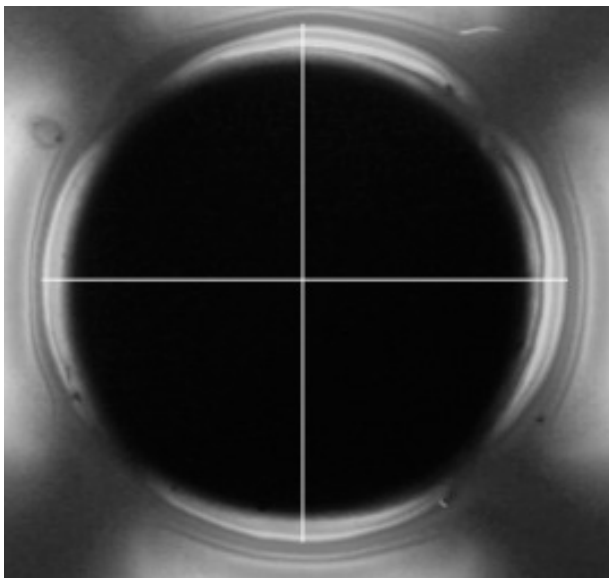


FIGURA 2 – Diâmetro do anel isocromático representado pelas linhas brancas

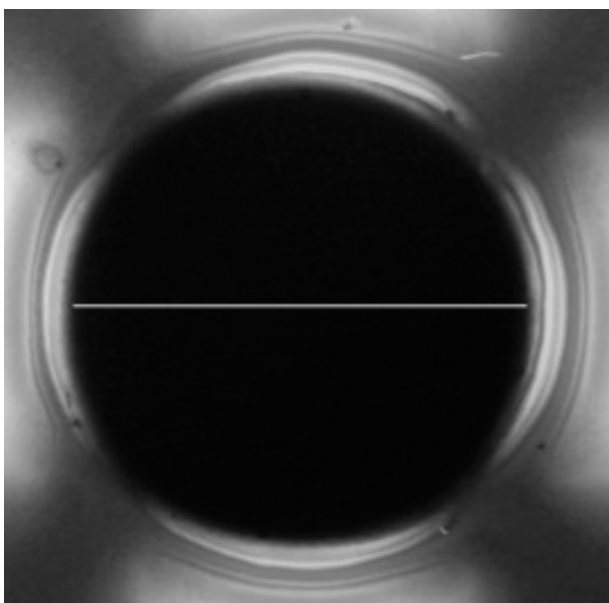


FIGURA 3 – Diâmetro do espécime de compósito representado pela linha branca

RESULTADOS

Não se verificou diferenças estatísticas entre os materiais (G1 - $2,71 \pm 0,19$, G2 - $2,69 \pm 0,04$), nem entre os diferentes protocolos de ativação (AIC- $2,65 \pm 0,01$, MIC- $2,67 \pm 0,04$, BIC- $2,66 \pm 0,04$, PD1- $2,80 \pm 0,27$, PD3- $2,80 \pm 0,27$). Não houve diferenças estatísticas entre as interações dos fatores material e protocolo de ativação (Tabela 1).

Tabela 1 – Média e desvio padrão

	AIC	MIC	BIC	PD1	PD3
Z-350	2,67 (0,01) a	2,68 (0,05) a	2,70 (0,05) a	2,72 (0,07) a	2,68 (0,05) a
Vitremer	2,65 (0,00) a	2,65 (0,00) a	2,65 (0,00) a	2,70 (0,12) a	2,92 (0,37) a

Letras diferentes indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

DISCUSSÃO

O termo ionômero de vidro modificado por resina significa que as características do ionômero são mantidas mas modificadas na presença da resina.¹ Alguns pesquisadores têm questionado se o termo pode ser usado quando uma parte substancial da presa ocorre por reação ácido-base²¹. Durante a presa a contração ocorre de maneira similar as dos compósitos²². Isto é, sempre seguida por uma marcada expansão/sweling²³. A presença de 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) parece ser o fator contribuidor principal¹. Provavelmente o mesmo ocorreu nos produtos utilizados neste trabalho, contribuindo para que a concentração de estresse entre o compósito e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina fossem similares.

Apesar de ter sido provado que a contração de polimerização pode romper a união entre o material restaurador e as paredes cavitárias, materiais à base ou modificados por resina apresentam resistência à união maior que os ionômeros de vidro convencionais²⁴, a razão de não ocorrer ruptura é que a força de adesão é maior que a força gerada pela contração²⁵, entretanto essa tensão constante pode contribuir para uma futura falha.

A contração ocorre quando a distância entre as moléculas do monômero associado com as forças de Van der Waals é reduzida como resultado da formação de união covalente durante a conversão monomérica. Além disso, a distância é menor entre as moléculas no estado sólido que no fluido. Então, a contração ocorre durante a polimerização do compósito como uma função da química das resinas sintéticas²⁶. A contração não é um problema quando ocorre em uma superfície plana, entretanto em uma cavidade gera estresse na interface, como resultante da competição entre a força de união com a estrutura dental e as forças de contração do compósito^{27, 28}.

Apesar dos avanços dos sistemas adesivos, o problema da união íntima entre o cimento ou dentina e o material restaurador resinoso aparece insolúvel devido à existência de contração desses materiais¹⁷.

Alguns pesquisadores têm mensurado a contração se desenvolvem em um espécime de cavidade cilíndrica através de um tensiômetro^{5, 27-29}. Feltzer et al.⁵ sugere que a magnitude do estresse de contração depende da configuração tridimensional do formato da restauração, e a introdução do conceito do fator de configuração cavitária (fator C) como importante para o desenvolvimento de estresse de contração com o compósito. O conceito de fator C tem se estendido ao preparo cavitário sugerindo que o estresse gerado em diferentes designs de preparos é proporcional a configuração do preparo³⁰. Entretanto, o estresse de contração não é igualmente distribuído na cavidade, devido ao fato de que os compósitos não se contraem uniformemente³¹. Em um modelo de cavidade bidimensional¹⁰, foi demonstrado que os maiores estresses internos foram gerados próximos aos ângulos internos de paredes opostas.

O estresse de contração mensurado com um tensiômetro pode expressar o máximo de estresse do espécime testado sobre as condições dadas, porém é sabido que o estresse da parede cavitária próxima as margens externas são pouco diferentes daquelas próximas a parede pulpar. O estresse de contração no ionômero de vidro modificado por resina pode não ser igualmente distribuído. A distribuição dos estresses internos no compósito restaurador deve ser considerada quando a contração de polimerização é analisada¹². Uma vez que a amostra avaliada era uniforme circular, a concentração desigual de estresse foi eliminada (Figura 1), tornando possível a obtenção dos diâmetros da amostra e das franjas para o cálculo realizado.

Restaurações estão sujeitas à variações de temperatura, de umidade, forças oclusais na cavidade oral²⁴. Quando um dente é colocado sobre força oclusal, a restauração tende a se flexionar e a cavidade a se deformar, produzindo forças de tração e cisalhamento nas margens da restauração, o que pode causar falha adesiva, resultando em microinfiltração e percolação de fluidos em volta da restauração³².

Microinfiltração pode resultar em penetração de bactérias no espaço entre o dente e a restauração e nos túbulos dentinários, podendo ocorrer cárie secundária e as toxinas das bactérias irritar a polpa²⁴. O ambiente oral (incluindo forças oclusais e variação de temperatura) e diversas diferenças entre as propriedades físicas do dente e os materiais restauradores (incluindo contração de polimerização, coeficiente de expansão térmica módulo de elasticidade) podem contribuir para a microinfiltração³³. De acordo com a literatura prévia, se uma união pobre existe entre o dente e o material restaurador, uma falha na adesão pode ser causada por contração de

polimerização, e fendas microscópicas na interface dente/restauração podem se formar subsequentemente^{34, 35}.

Para que a tensão de contração seja minimizado, diminuindo seus efeitos deletérios, a fotoativação com uma irradiação inicial baixa pode ser proposta em métodos conhecidos como "soft-start"³⁶. O raciocínio se baseia no fato em que a reação pode ocorrer em taxas mais lentas retardando a gelatificação (ou desenvolvimento do módulo elástico), dando ao material a oportunidade de se acomodar para a mudança dimensional de viscosidade levando a uma redução no estresse de contração na interface adesiva³⁷. Uma variação dessa técnica é a introdução de um intervalo entre dois pulsos (*pulse-delay*)³⁸, com o objetivo de permitir que a polimerização continue no escuro em taxas mais baixas depois do pulso de luz inicial e então completar a irradiação com maior intensidade³⁹. Verificamos neste trabalho tanto para o compósito quanto para o cimento de ionômero de vidro modificado por resina que não houve diferença entre os métodos de fotoativação. Uma possível explicação seria que para incrementos de até dois milímetros o estresse formado não seria suficiente para que houvesse influência do método de fotoativação. O tamanho da amostra foi definido baseado na indicação da técnica incremental, contudo isto traz uma limitação ao estudo, que é a avaliação em incrementos maiores. Futuros estudos considerando maior quantidade de cimento de ionômero de vidro utilizando diferentes protocolos podem trazer informações úteis e comprovar tal influência. Devemos ainda considerar as hipóteses nulas aceitas, visto que não houve diferenças nos métodos de fotoativação bem como entre os materiais.

CONCLUSÕES

O estresse de contração do compósito Z-350 e do ionômero de vidro modificado por resina Vitremer apresentam o mesmo padrão de comportamento.

O método de ativação não influencia o estresse de contração para os materiais testados.

ABSTRACT

Resin modified glass-ionomer cements (RMGIC) used to be widely used, however few works evaluated the photoactivation protocols. The aim of this study was to evaluate, by means of photoelastic analysis, the generated stress of a RMGIC on the simulated class II cavity using different protocols of photoactivation. Photoelastic resin discs with an orifice of 2mm high and 4mm width were made. The specimens were divided into 2 groups (n=25) according to the material: G1 – Composite resin Filtek Z-350, G2 – Vitremer. The specimens have the walls sandblasted with aluminum oxide and a layer of Scotchbond Multipurpose was applied and photoactivated for 20s. The RMGIC were manipulated

according to manufacturer's instructions. The materials were inserted into the cavity at once. The photoactivation followed the protocols: HIC – 650mWcm²/20s; MIC – 325mWcm²/40s, LIC – 100mWcm²/100s, PD1 - 100mWcm²/5s + 1min delay + 650mWcm²/19,5s, PD3 - 100mWcm²/5s + 3min delay + 650mWcm²/19,5s. The specimens were analyzed and the visual representation of the stress were measured based on the first order isochromatic ring. The data were converted in MPa by dedicated equation and the data submitted to ANOVA and Tukey's test ($\alpha=0,05\%$). No statistical difference was found between all materials (G1 - 2,71±0,19, G2 - 2,69±0,04), neither between the photoactivation's protocols (HIC- 2,65±0,01, MIC-2,67±0,04, LIC- 2,66±0,04, PD1-2,80±0,27, PD3-2,80±0,27). The RMGIC and the composite resin did not suffer influence by the tested photoactivation's protocols.

UNITERMS: *Tooth cemen; Dental materials; Composite resin*

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1-McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials* 1998; 19(6): 521-7.
- 2-Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent*. 2000; 12(6): 300-8.
- 3-Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater*. 1997; 13(3): 146-50.
- 4-Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131(4): 497-503.
- 5-Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater*. 1993; 9(1): 2-5.
- 6-Davidson CL, Van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res*. 1991; 70(5): 880-2.
- 7-Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques. *ASDC J Dent Child*. 1998; 65(2): 111-5.
- 8-Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res*. 1991; 99(5): 440-4.
- 9-Watts DC, al Hindi A. Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater*. 1999; 15(1): 39-45.
- 10-Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent*. 1999; 27(5): 383-9.
- 11-Rees JS, Jacobsen PH. Stresses generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays. *J Oral Rehabil*. 1992; 19(2): 115-22.
- 12-Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent*. 1998; 26(2): 165-71.
- 13-Frocht MM. Photoelasticity. London: John Wiley & Sons; 1941.
- 14-Kuske A, Robertson G. Photoelastic stress analysis. London: John Wiley & Sons; 1974.
- 15-Craig RG, el-Ebrashi MK, LePeak PJ, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. I. Two-dimensional photoelastic stress analysis of inlays. *J Prosthet Dent*. 1967; 17(3): 277-91.
- 16-Standlee JP, Caputo AA. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence Int*. 1988; 19(6): 403-10.
- 17-Ernst CP, Meyer GR, Klocker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater*. 2004; 20(4): 313-21.
- 18-Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater*. 2005; 21(1): 27-35.
- 19-Calheiros FC, Braga RR, Kawano Y, Ballester RY. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dent Mater*. 2004; 20(10): 939-46.
- 20-Rohrbach C. Handbook für experimentelle Spannungsanalyse. Düsseldorf: VDI-Verlag; 1989.
- 21-McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*. 1994; 25(9): 587-9.
- 22-Kanchanasavita W, Pearson GJ, Anstice HM. Temperature rise in ion-leachable cements during setting reaction. *Biomaterials* 1995; 16(16): 1261-5.
- 23-Feilzer AJ, Kakaboura AI, de Gee AJ, Davidson CL. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*. 1995; 11(3): 186-90.
- 24-Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent J*. 2008; 53(4): 325-31.
- 25-Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*. 1984; 63(12): 1396-9.
- 26-Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Polymerization contraction stress of resin composite restorations in a model Class I cavity

- configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent*. 2000; 12(6): 309-19.
- 27-Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*. 1983; 106(4): 475-7.
- 28-Hegdahl T, Gjerdet NR. Contraction stresses of composite resin filling materials. *Acta Odontol Scand*. 1977; 35(4): 191-5.
- 29-Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*. 1984; 63(2): 146-8.
- 30-Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*. 1996; 21(1):17-24.
- 31-Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res*. 1998; 77(6): 1435-45.
- 32-Hood JA. Experimental studies on tooth deformation: stress distribution in class V restorations. *N Z Dent J*. 1972; 68(312): 116-31.
- 33-Amaral CM, Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues Junior AL. Microleakage of hydrophilic adhesive systems in Class V composite restorations. *Am J Dent*. 2001; 14(1): 31-3.
- 34-Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y. Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. *Am J Dent*. 2001; 14(3): 163-9.
- 35-Retief DH, Mandras RS, Russell CM. Shear bond strength required to prevent microleakage of the dentin/restoration interface. *Am J Dent*. 1994; 7(1): 44-6.
- 36-Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*. 2000; 16(4): 292-6.
- 37-Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*. 1990; 6(3): 167-71.
- 38-Kanca 3rd J, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent*. 1999; 12(3): 107-12.
- 39-Cunha LG, Alonso RC, Pfeifer CS, Correr-Sobrinho L, Ferracane JL, Sinhorette MA. Contraction stress and physical properties development of a resin-based composite irradiated using modulated curing methods at two C-factor levels. *Dent Mater*. 2007; 24(3): 392-8.

Endereço para correspondência

Alcides Gonini Júnior

Faculdade de Odontologia - Universidade Norte do Paraná (UNOPAR)
e-mail:gonini@sercomtel.com.br