INFLUÊNCIA DA FONTE ATIVADORA NA DESMINERALIZAÇÃO DE ESMALTE: ESTUDO *IN VITRO*

LIGHT-ACTIVATION SOURCE INFLUENCE ON ENAMEL DEMINERALIZATION: IN VITRO STUDY

Cassoni A[*], Ferla JO[**], Arrais CAG[***], Souza JT[****], Aras WMF[*****]

RESUMO: O objetivo desse trabalho foi avaliar os efeitos da fonte ativadora na desmineralização do esmalte humano através da análise da microdureza (KHN) de esmalte após desafio de pH *in vitro*. Trinta e seis blocos de esmalte dental humano foram seccionados, cavidades foram preparadas, e divididos em 2 grupos de acordo com o material restaurador: ionômero de vidro modificado por resina (IVMR) e resina composta (RC). As cavidades foram restauradas com IVMR ou RC, ativadas com fonte halógena (QTH), laser de íon argônio (LA) ou *light-emitting diode* (LED) (n=6). Os blocos de esmalte restaurados foram submetidos à ciclagem térmica e de pH para envelhecimento e indução de desmineralização no esmalte. Em seguida foram seccionados longitudinalmente para avaliação da desmineralização a 100 μm, 200 μm e 400 μm da margem do preparo cavitário no esmalte subsuperficial a 30, 60, 90, 120,150,180 e 210 μm de profundidade por meio da microdureza Knoop (em KHN). Os dados foram avaliados por ANOVA quatro fatores e teste Tukey (α=0,05). ANOVA mostrou diferenças estatisticamente significantes para os fatores "material", "fonte ativadora" e "distância" (p<0,0001). Os resultados obtidos para o fator material foram: IVMR: 327,3A e RC: 210,4B. Houve diferenças estatisticamente significantes para a interação entre os fatores "fonte ativadora" e "distância" (p<0,00001). Os resultados (KHN) para 100μm de distância foram: QTH: 361,6A; LED: 306,0B; LA: 206,5C. Os resultados (KHN) para 200μm de distância foram: QTH: 316,7A; LED: 259,5B; LA: 269,2B. Os resultados (KHN) para 400μm de distância foram: QTH: 259,5A; LED: 181,6B; LA: 259,1A. Houve uma menor desmineralização do esmalte humano ao redor do IVMR quando comparado à RC. Conclui-se que a ativação com laser de íon Argônio proporcionou benefícios semelhantes à ativação com a fonte halógena na desmineralização do esmalte a partir de 200 μm de distância da margem cavitária.

PALAVRAS-CHAVES: Resina composta. Cimentos de ionômeros de vidro. Argônio. Luzes de cura dentária. Cárie Dentária.

[*] Alessandra Cassoni- DDS, MS, Ph.D, Professora Adjunta do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Guarulhos, área de Dentística. Guarulhos, SP, Brasil. e-mail: acassoni@prof.ung.br

[**] Juliana de Oliveira Ferla- Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Guarulhos, área de Dentística. Guarulhos, SP, Brasil. e-mail: julianaferla@hotmail.com

[***] Cesar Augusto Galvão Arrais- DDS, MS, Ph.D, Professor Assistente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Guarulhos, área de Dentística. Guarulhos, SP, Brasil. e-mail: carrais@prof.ung.br

[****] Juliana Turini de Souza- Aluna do Curso de Graduação em Odontologia da Universidade Guarulhos. Guarulhos, SP, Brasil. e-mail: juliturini@hotmail.com

[*****] Wanessa Maria de Freitas Aras- Professora do Departamento de Saúde, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Jequié, BA, Brasil. e-mail: wanessa_aras@yahoo.com.br

ABSTRACT: *The objective of this study was to evaluate the effects of photoactivation source on human enamel demineralization by Knoop microhardness analysis (KHN) after in vitro pH challenge. Human teeth were sectioned in thirty-six blocks, cavities were prepared, and assigned into 2 groups according to restorative material (n=18): resin-modified glass ionomer material (IVMR) and composite resin (CR). Cavities were restored with RMGI or RC, which were exposed to quartz-tungsten-halogen lamp (QTH), argon-ion laser (LA), or Light Emitting Diode (LED) (n=6). Restored enamel blocks were thermal challenge and submitted to demineralization cycles to induce enamel demineralization. Restored blocks were longitudinally sectioned in the middle and Knoop hardness (in KHN) analysis of subsuperficial caries-like lesions was performed at 30 μm, 60 μm, 90 μm, 120 μm,150 μm, 180 μm, and 210 μm below the surface and 100 μm, 200 μm and 400 μm distant from the restored cavity. Data of subsuperficial KHN values were evaluated by 4-way ANOVA and Tukey's post-hoc test (α<0.05). ANOVA demonstrated significant difference for 'material'; 'photoactivation source' and 'distance' (p< 0.0001). The results of material factor were: IVMR: 327.3A and RC: 210.4B. There were statistical differences for 'photoactivation source' and 'distance' interaction (p<000001). The results (KHN) of 100μm distance were: QTH: 361.6A; LED: 306.0B; LA: 206.5C. The results (KHN) of 200μm distance were: QTH: 316.7A; LED: 259.5B; LA: 269.2B. The results (KHN) of 400μm distance were: QTH: 259.5A; LED: 181.6B; LA: 259.1A. There was less human enamel demineralization around IVMR restoration than around RC. The depth of enamel caries lesions was similar for the restorative materials. Argon ion photoactivation led to similar benefits of QTH activation on enamel demineralization by 200 μm distance from restored cavity.*

KEY WORDS: *Composite resins. Glass ionomer cements. Argon lasers. Curing lights Dental. Dental caries.*

INTRODUÇÃO

Wilson e Kent (1972)[1] introduziram o cimento de ionômero de vidro (CIV) como material que possuía propriedades adequadas de selamento e para material restaurador. Esse cimento apresenta coeficiente de expansão térmico-linear similar ao do dente, biocompatibilidade, adesão química à superfície de esmalte e dentina e liberação de íons flúor para o meio bucal especialmente às estruturas adjacentes à restauração. Cavidades submetidas à força oclusal não são indicadas para serem restauradas com esse material, pois os CIVs apresentam baixa resistência ao desgaste e suscetibilidade à fratura. Várias modificações foram realizadas para atender às necessidades clínicas, funcionais e estéticas[2].

Os CIVs são indicados para cimentações de coroas, próteses, bandas ortodônticas (tipo I), restaurações (tipo II), base, forramento e selante de fóssulas e fissuras (tipo III), além dos modificados por resina, que abrangem todas as indicações e possuem a vantagem do controle do tempo de trabalho pela possibilidade de fotoativação[2]. O fotoiniciador mais comum dos materiais resinosos utilizados na Odontologia é a canforoquinona que é sensível à luz, no espectro de luz visível, na região azul com o pico de atividade centralizado ao redor de 480 nm[3]. A fonte de luz visível halógena consiste de um bulbo de luz de halogênio-tungstênio-

-quartzo, depois de filtrada continua a proporcionar um amplo espectro entre 400 e 500nm e um limitado fluxo de energia[3].

Tanto a luz visível quanto o laser de íon Argônio possuem distribuição de emissão espectral na faixa de comprimento de onda da absorção da canforoquinona. Toda energia de luz produzida por meio do laser de Argônio contem a energia útil (o máximo comprimento de onda da canforoquinona é entre 468 e 492nm, e o comprimento de onda do laser de Argônio é 488nm) e seu fluxo de energia é maior. O laser de Argônio produz uma maior quantidade de energia de luz com o comprimento de onda exato e com um fluxo de energia que pode ser ajustado para cada material[4].

A palavra laser é um anacrômio para light amplification by stimulated emission of radiation. Em 1991 a U.S. Food and Drugs Administration (FDA) aprovou para o comércio e uso clínico o primeiro laser de Argônio para polimerização e fotoativação de materiais e cirurgias de tecidos moles. O laser de íon Argônio pode ser utilizado para a polimerização de resina composta[4,5].

Muitos estudos reportam a utilização do laser de Argônio para adesão de braquetes ortodônticos[6-8]. Existe evidência do aumento da resistência à desmineralização do esmalte dental frente ao desafio cariogênico e redução do tempo de polimerização requerido comparado à lâmpada halógena[6-8]. A resistência à cárie em estudos *in vitro*[7] e *in vivo*[6] foi observada. Existem evidências de que o esmalte humano irradiado com *laser* de Argônio tenha menor suscetibilidade à cárie[9,10].

Toda a luz produzida pelos aparelhos LED está concentrada no comprimento de onda azul e uma maior possibilidade de excitação dos fotoiniciadores é possível além de uma menor alteração de temperatura na estrutura dental durante a polimerização do material comparado ao fotopolimerizador convencional[11]. Porém, em unidades LED com intensidade de luz acima de 1000 mW/cm^2 foi reportado aumento de valores de temperatura referentes à polimerização de materiais resinosos e que não pode ser ignorado[12].

Lesões de cárie induzidas *in vitro* ao redor de cavidades restauradas podem trazer informações importantes do comportamento de materiais restauradores odontológicos no desenvolvimento de cáries[13-15]. A desmineralização do esmalte é produzida por um modelo de ciclos de pH que tenta simular uma condição oral altamente cariogênica[14].

O objetivo desse estudo foi avaliar o potencial cariostático de materiais restauradores Odontológicos e da fonte de ativação após desafio de pH *in vitro* por meio de microdureza *Knoop* em esmalte ao redor de materiais restauradores.

METODOLOGIA

Considerações éticas

Por envolver dentes humanos, este estudo seguiu os requisitos éticos da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde do Brasil (Brasil, Ministério da Saúde)[16], e foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Guarulhos em 15 de junho de 2009 (SISNEP/432, Parecer nº 104/2009).

Delineamento experimental:

Os fatores em estudo neste trabalho foram os materiais restauradores em 2 níveis (ionômero de vidro modificado por resina [IVRM] e resina composta [RC]) utilizados nas restaurações realizadas em dentes humanos preparados com alta rotação, e ativados por fontes ativadoras, em 3 níveis (halógena [QTH], *laser*

de íon Argônio [LA] e *light emitting diode LED*) avaliados em profundidade (7 níveis - 30, 60 µm, 90 µm, 120 µm, 150 µm, 180 µm e 210 µm) e em 3 níveis de distância (100 µm, 200 µm e 400 µm da margem do preparo cavitário). A variável de resposta foi a microdureza superficial em *Knoop hardness number* (KHN).

As unidades experimentais foram 36 blocos de esmalte dental humano divididos em 2 grupos de acordo com material restaurador e subdivididos em três grupos de acordo com a fonte polimerizadora, restaurados em 2 blocos contendo três unidades experimentais de cada subgrupo (Tabela 1).

Tabela 1. Grupos experimentais de materiais restauradores e fontes polimerizadoras

Grupos	**Sub-Grupos**		**n amostras**
	Fontes e tempos de irradiação		
IVMR	1.1	Halógena – 40s	6
	1.2	Laser de Argônio – 20s	6
	1.3	LED – 20s	6
RC	2.1	Halógena – 40s	6
	2.2	Laser de Argônio – 20s	6
	2.3	LED – 20s	6

IVMR- ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer - 3M ESPE)
RC- Resina composta (Filtek Z-350 - 3M ESPE)

Seleção e preparo dos fragmentos:

Foram utilizados 36 dentes humanos recém-extraídos, mantidos em solução de timol 0,1%. Os dentes foram limpos e as raízes foram seccionadas com discos diamantados de dupla face (referência 7020 - KG Sorensen) em baixa-rotação, sob refrigeração. Posteriormente as coroas foram seccionadas nos sentidos mésio-distal e vestíbulo-lingual, obtendo-se os blocos de esmalte com área aproximada de 4X4 mm, utilizando-se de cera pegajosa e utilidade para fixação das amostras durante a realização dos cortes.

Os blocos de esmalte foram observados em lupa estereoscópica (2X) após a secagem com papel absorvente e foram excluídos das amostras aqueles dentes que apresentem trincas, restaurações, fluorose, manchas, hipoplasia ou lesão de cárie nas suas superfícies.

Preparo e restauração das cavidades:

Foram confeccionadas cavidades circulares de 1,6 mm de diâmetro e 1,6 mm de profundidade, na superfície vestibular de cada dente, com o auxílio de uma ponta diamantada especial (referência 2092 KG Sorensen), em alta rotação, com refrigeração de água/ar.

Imediatamente após o término dos preparos cavitários, as amostras foram armazenadas em potes escuros com tampa, identificados com caneta à prova de água, e mantidas em ambiente de umidade relativa com penso de algodão embebido em solução fisiológica e refrigeração por 24h até a realização das restaurações.

A sequência da restauração dos preparos cavitários, de cada bloco experimental, foi aleatorizada e composta por seis unidades experimentais de cada subgrupos (Tabela 1).

Nos grupos 1.1, 1.2 e 1.3 as cavidades foram restauradas com o ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer - 3M ESPE), seguindo as orientações do fabricante.

Previamente foi realizada a secagem das cavidades, com pedaços de papel filtro absorventes na dentina, mantendo sua umidade e brilho, e breve jato de ar no esmalte (10 s) à distância de 10 mm da cavidade.

As cavidades foram tratadas com *primer*, utilizando-se o pincel descartável, por 30 s, seguido de volatilização do *primer* com leve jato de ar a distância de 10 mm, e fotopolimerização com aparelho Optilux (Demetron Kerr), com intensidade aproximada de 600 mW/cm^2, por 20 s, utilizando o equipamento radiômetro (Demetron Kerr) para mensuração da intensidade emitida pelo fotopolimerizador.

Os frascos do pó e do líquido foram vigorosamente agitados, uma porção do pó, usando a colher medida apropriada, foi incorporada em uma gota do líquido em bloco de papel. O material foi aglutinado com espátula plástica e inserido na cavidade com auxílio da seringa Centrix e fotoativado por 40 s. A restauração foi realizada evitando-se deixar excessos, e caso houvessem, estes foram removidos com lâmina de bisturi nº 12.

As restaurações de IVRM receberam acabamento com discos de lixa de granulação decrescente (Sof-Lex-3M ESPE), e receberam uma camada de *Finishing Gloss* aplicado sobre as restaurações e polimerizados durante 20 s com o Optilux (Demetron-Kerr), nos grupos 1.1, 1.2 e 1.3 e foram colocados em umidade relativa à 37º C em estufa (Fanem – Modelo 315 DC, São Paulo, Brasil), até o momento da indução de lesões de cárie.

Nos grupos 2.1, 2.2 e 2.3 as cavidades foram restauradas com resina composta Z- 350 (3M ESPE) cor OA3 (RC).

As cavidades receberam condicionamento prévio com ácido fosfórico 35% por 15s, no es-

malte e dentina, lavagem com água destilada por 20 s, seguida de secagem com pedaços de papéis filtro absorventes na dentina, mantendo sua umidade e brilho, e breve jato de ar no esmalte (10 s) à distância de 10 mm da cavidade[17].

Posteriormente, foi realizada a aplicação com pincel descartável de duas camadas consecutivas do sistema adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE), seguindo a orientação do fabricante, seguido de volatilização dos monômeros e solvente com leve jato de ar à distância de 10 mm, e foto ativação com aparelho Optilux por 10 s. A resina composta foi inserida na cavidade com espátula nº 1, com um incremento de 1 mm e foto ativação durante 40s. A restauração foi realizada evitando-se deixar excessos, e caso houvessem, estes foram removidos com lâmina de bisturi nº 12.

As restaurações de RC foram mantidas em umidade relativa a 37ºC em estufa (Fanem – Modelo 315 DC, São Paulo, Brasil) por 24 horas. Decorrido este tempo, receberam acabamento com discos de lixa de granulação decrescente (Sof-Lex-3M ESPE), e foram colocadas em umidade relativa a 37º C, até o momento da indução de lesões de cárie artificial.

Indução de lesões de cárie artificial

Lesões artificiais de cárie incipiente foram obtidas a partir do modelo dinâmico de ciclos de desmineralização e remineralização proposto por Featherstone em 1986[18] e descrito por Serra & Cury em 1995[19].

Sobre as restaurações realizadas nos fragmentos de esmalte humano foram colocados discos de fita adesiva com 4 mm de diâmetro e o restante recoberto com cera rosa número 7. A fita adesiva foi removida expondo a restauração e cerca de 1 mm de esmalte ao seu redor.

Foram imersos os fragmentos em solução desmineralizadora (2,0 mM de cálcio, 2,0 mM de fosfato e 75,0 mM de acetato em ph 4,3) por 6 horas. Os fragmentos foram lavados em água destilada e deionizada e secos com jatos de ar e colocados em saliva artificial, empregada como solução remineralizadora (1,5 mM de cálcio, 0,9 mM de fosfato e 150 mM de cloreto de potássio e 20 mM de tampão tris em ph 7,0) por 18 horas a 37 ºC. Após esse tempo, foram lavados, secos e novamente imersos na solução desmineralizadora, resultando em 10 ciclos de pH, que foram conduzidos por 14 dias. Diariamente as soluções foram renovadas, com exceção do sexto e sétimo dias, quando os fragmentos ficaram imersos na solução remineralizadora[19].

Termociclagem:

A ciclagem térmica foi realizada em máquina e composta de 200 ciclos, em banhos de água destilada de 5º ± 2ºC a 55º ± 2ºC, com tempo de permanência de um minuto em cada banho e intervalo de 15 s[19].

Após a ciclagem foi removida a cera dos fragmentos e estes foram mantidos em estufa (Fanem – Modelo 315 DC, São Paulo, Brasil) a 37 ºC e 100% de umidade relativa até que fossem submetidos às análises.

Avaliação da Microdureza Subsuperficial:

Os espécimes restaurados foram cortados longitudinalmente no centro da restauração com disco diamantado dupla-face montado em baixa rotação (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda.) (Figura 1).

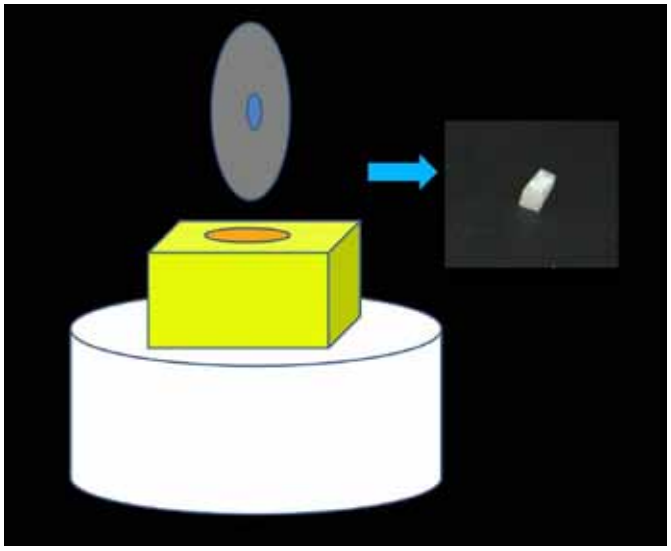

Figura 1. Esquematização do corte longitudinal para as avaliações de microdureza de esmalte subsuperficial

A metade de cada espécime foi incluída em resina de poliestireno com a face cortada voltada para baixo e a subsuperfície restaurada foi polida com disco de carbeto de silício 600 e 1000 (Carborundum Abrasivos Ltda, Vinhedo, SP, Brasil). O polimento foi realizado com pastas abrasivas (6 µm, 3 µm, 1 µm e 0,25 µm – Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) com discos de feltro, sob lubrificação a óleo mineral.

O ensaio de microdureza em esmalte foi realizado utilizando-se microdurômetro e penetrador tipo *Knoop* (Pantec Pan Tec – Panambra Ind. e Técnica SA, São Paulo, Brasil) com carga de 50 g e duração de aplicação de 5 segundos. Cada fragmento dental foi avaliado em sete profundidades (30 µm, 60 µm, 90 µm, 120 µm, 150 µm, 180 µm e 210 µm) do esmalte superficial através de identações a 100 µm, 200 µm e 400 µm da margem da restauração, à direita e esquerda, de cada face preparada (Figura 2).

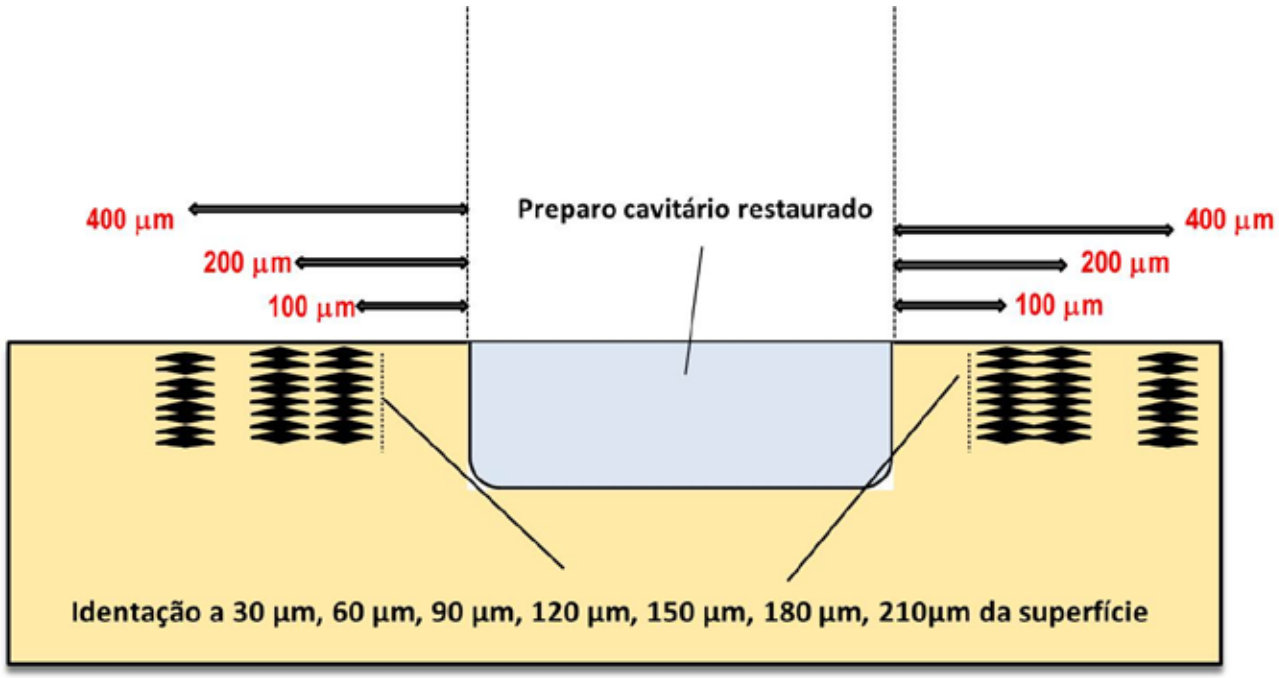

Figura 2. Esquematização da localização das avaliações de microdureza de esmalte subsuperficial.

Os valores obtidos, referentes ao tamanho da diagonal maior de cada identação, foram transformados em KHN (*knoop Hardness Number* – número de dureza *Knoop*) utilizando a fórmula: KHN = (14,23 X10^6 X F)/d^2 onde, F = força em gramas, d = distância da diagonal maior, em micrômetros. As médias dos valores de KHN de cada distância da superfície de esmalte e a 100, 200 e 400 μm da interface esmalte-restauração foram calculadas[20].

Análise Estatística

Após a verificação da homogeneidade das amostras foi realizado o teste estatístico *ANOVA* quatro fatores para verificar a influência das quatro variáveis avaliadas: material, fonte de ativação, profundidade e distância. Os valores de microdureza *Knoop* (KHN) foram comparados por meio do teste de Tukey (α=0,05). O software empregado foi o SANEST (EPAMIG, MG, Brasil).

Resultados

A Figura 3 apresenta as imagens das lesões incipientes obtidas após a ciclagem de pH de acordo com os grupos experimentais.

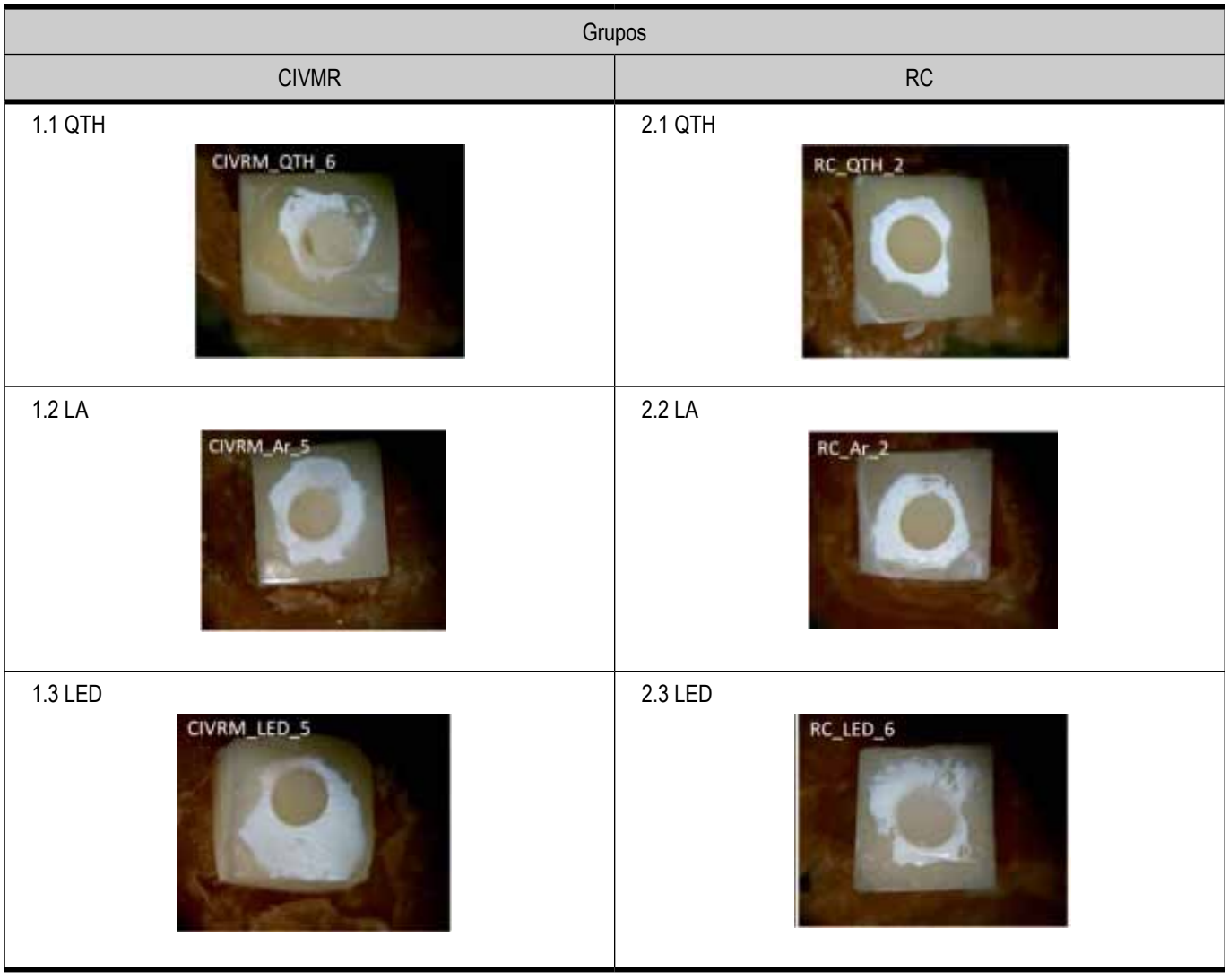

Figura 3. Imagens das lesões incipientes obtidas após a ciclagem de pH de acordo com os grupos experimentais.

Avaliação da microdureza do esmalte subsuperficial

Os dados foram avaliados *ANOVA* quatro e teste de Tukey (α=0,05). A média da microdureza *Knoop* (KHN) e o desvio padrão obtidos nas superfícies de esmalte está apresentada na Figura 4 para melhor visualização.

A ANOVA mostrou diferenças estatisticamente significantes para os fatores “material”, “fonte ativadora” e “distância” (p< 0,0001). O IVMR apresentou maior valor de microdureza do que a RC (Tabela 2).

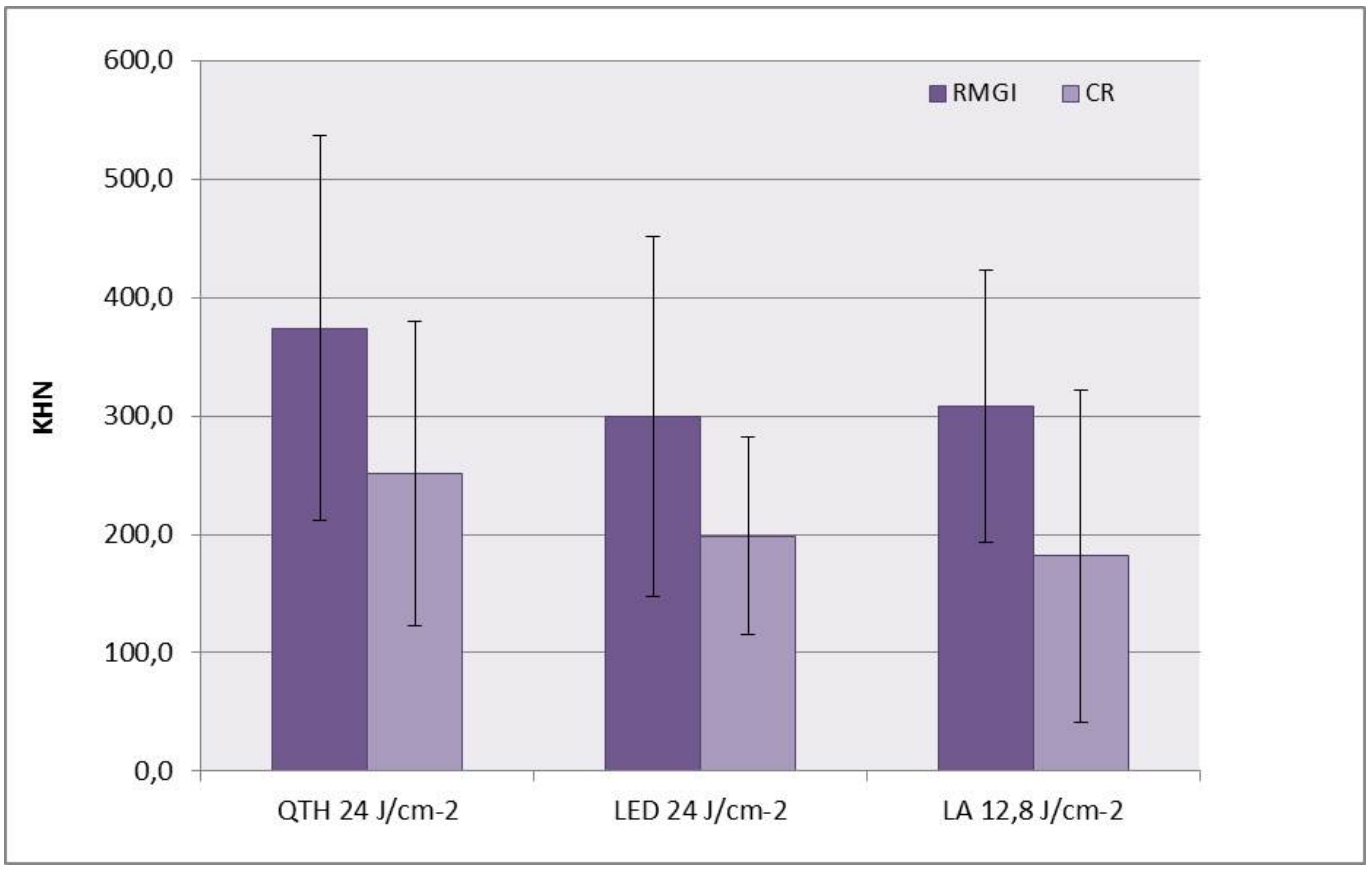

Figura 4. A média da microdureza *Knoop* (KHN) e o desvio padrão obtidos na superfície de esmalte adjacentes às restaurações de acordo com cada grupo avaliado.

A Tabela 2 mostra os valores exploratórios e os resultados de Tukey para o fator material e as médias para o fator fonte para a avaliação do esmalte.

Tabela 2. Média [desvio padrão] da microdureza de esmalte (KHN) para o fator material e resultado do Teste Tukey (α=0,05).

Esmalte	QTH 28 J/cm²	AL 12,8 J/cm²	LED 24 J/cm²	Fator Material
IVMR (n=35)	373,8 [162,6]	299,6 [151,7]	308,4 [115,1]	327,3 [147,9]A
RC (n=35)	251,3 [128,4]	198,5 [83,4]	181,5 [139,8]	210,4 [123,0]B

Médias seguidas por letras maiúsculas diferentes na coluna indicam diferenças estatisticamente significantes (p< 0,05) n=número de amostras

Houve diferença estatisticamente significante para a interação entre os fatores "fonte ativadora" e "distância" (p<0,00001). A Tabela 3 mostra os valores exploratórios e os resultados de Tukey para o fator fonte ativadora em 100 µm de distância.

Tabela 3. Média [desvio padrão] da microdureza de esmalte (KHN) para o fator fonte ativadora em 100 µm de distância e resultado do Teste Tukey (α=0,05).

	IVMR (n=35)	RC (n=35)	Fator Fonte Ativadora (n=70)
QTH 28 J/cm² (n=35)	**482,6** [171,7]	**240,5** [187,4]	**361,6** [216,1]A
LED 24 J/cm² (n=35)	**393,5** [125,9]	**218,4** [71,6]	**134,6** [134,6]B
LA 12,8 J/cm² (n=35)	**357,3** [84,1]	**55,8** [35,5]	**206,5** [164,8]C

Médias seguidas por letras maiúsculas diferentes na coluna indicam diferenças estatisticamente significantes (p< 0,05) n=número de amostras

A Tabela 4 mostra os valores exploratórios e os resultados de Tukey para o fator fonte ativadora em 200 µm de distância.

Tabela 4. Média [desvio padrão] da microdureza de esmalte (KHN) para o fator fonte ativadora em 200 µm de distância e resultado do Teste Tukey (α=0,05).

	IVMR (n=35)	RC (n=35)	Fator Fonte Ativadora (n=70)
QTH 28 J/cm² (n=35)	**363,9** [111,1]	**269,5** [105,5]	**316,7** [117,6]A
LED 24 J/cm² (n=35)	**321,6** [153,7]	**197,4** [72,9]	**259,5** [134,8]B
LA 12,8 J/cm² (n=35)	**276,3** [122,3]	**262,0** [142,8]	**269,2** [132,2]B

Médias seguidas por letras maiúsculas diferentes na coluna indicam diferenças estatisticamente significantes (p< 0,05) n=número de amostras

A Tabela 5 mostra os valores exploratórios e os resultados de Tukey para o fator fonte ativadora em 400 µm de distância.

Tabela 5. Média [desvio padrão] da microdureza de esmalte (KHN) para o fator fonte ativadora em 400 µm de distância e resultado do Teste Tukey (α=0,05).

	IVMR (n=35)	RC (n=35)	Fator Fonte Ativadora (n=70)
QTH 28 J/cm² (n=35)	**274,9** [129,1]	**244,1** [60,7]	**259,5** [101,3]A
LED 24 J/cm² (n=35)	**183,6** [86,6]	**179,6** [100,3]	**181,6** [93,2]B
LA 12,8 J/cm² (n=35)	**291,6** [121,2]	**226,7** [114,7]	**259,1** [121,5]A

Médias seguidas por letras maiúsculas diferentes na coluna indicam diferenças estatisticamente significantes (p< 0,05) n=número de amostras

Discussão

O uso do laser de íon Argônio para ativação de materiais odontológicos à base de resina apresenta resultados satisfatórios para a colagem de braquetes ortodônticos[6-8], ativação de resina composta[5,21-22], compômeros[23] assim como selantes de fóssulas e fissuras[24].

A maior diferença entre a polimerização com luz visível (halógena) e laser de íon Argônio de resinas compostas e o ionômero de vidro modificado por resina foi notada através de mudanças topográficas na superfície adjacente às restaurações[25]. Acredita-se que as alterações na estrutura mineral e componentes orgânicos produzem uma superfície menos susceptível à formação de cáries. Hicks et al. (2004)[26] investigaram o papel da radiação com laser de íon Argônio e sua combinação com aplicação tópica de flúor na redução da formação de lesões de cárie *in vivo*. Somente a aplicação prévia de laser de íon Argônio com baixa fluência (12 J/cm^2) reduziu em 44% a profundidade das lesões. Quando associada à aplicação tópica de flúor houve uma redução das lesões de cárie na ordem de 62%. Das et al. (2009)[24] reportou uma diminuição da lesão de cárie de 47% após a ativação com laser de íon Argônio comparada ao LED e observada através de luz polarizada.

O ionômero de vidro modificado por resina (IVMR) apresenta propriedades mecânicas melhoradas comparadas aos convencionais[27]. O IVMR apresenta a reação ácido-base entre o vidro fluoralumínio silicato e o ácido poliacrílico (semelhante à reação dos cimentos de ionômero de vidro convencionais) e uma reação de polimerização ativada por luz dos grupos metacrilatos[28]. Uma terceira reação mediada pelo sistema Redox está presente no material avaliado no presente estudo (Vitremer- 3M ESPE)[28]. A associação de flúor com irradiação de laser de íon Argônio promove efeitos benéficos na microdureza de esmalte[29] e aumento da retenção de flúor pós irradiação[30]. O efeito benéfico do flúor presente na composição do ionômero de vidro pode ser observado pelos resultados relacionados ao material. As avaliações de esmalte ao redor de cavidades restauradas com IVMR foram mais favoráveis apresentando maiores valores de microdureza *Knoop*, apontando o efeito preventivo do flúor para a desmineralização do esmalte[9,23].

Kramer et al.[31], em 2008, afirmam que a tecnologia LED mudou de forma considerável e que os LED de alta potência são capazes de entregar uma maior intensidade de luz com um único diodo dentro da unidade polimerizadora. A ativação com LED foi desfavorável em relação à fonte halógena nas três distâncias avaliadas no presente estudo. Não existem trabalhos na literatura comparáveis, porém existem dados com relação ao comportamento físico e mecânico do IVMR avaliado nesse estudo. A ativação com LED resulta em valores inferiores de microdureza em 2 mm de profundidade do IVMR comparado à fonte halógena[32] e uma sorpção de água maior do que após ativação com fonte halógena[33]. Sfondrini et al. (2006)[34] avaliaram a força de cisalhamento de amostras de IVMR polimerizadas com fontes halógenas e LED com diversas distâncias da superfície. Os autores afirmaram que em 3 mm de distância a fonte halógena não apresentou diferenças, porém, para a fonte LED, houve diminuição da força de cisalhamento para o IVMR.

No presente estudo observaram-se valores inferiores após a ativação com LED em 200 e 400 µm comparados ao QTH. A polimerização com LED, que é uma fonte de alta intensidade pode causar um desenvolvimento mais rápido das forças de contração de polimerização[35].

Cassoni et al. (2011)[36] afirmam que valores de microdureza do IVMR avaliado no presente estudo e ativado com LED aumentam após 6 meses de estocagem. O aumento nos valores de microdureza pode ser explicado devido a uma terceira reação de polimerização desse material mediada por catalisador Redox (presente somente na composição do Vitremer) e que é ativado pela água[28]. No presente estudo a ciclagem de pH foi iniciada 24hs após a ativação do IVMR e não houve tempo hábil para a sua total cura.

A ativação com laser de íon Argônio não proporcionou benefícios adicionais na progressão da desmineralização de esmalte subsuperficial em 100 µm ou 200 µm de distância da cavidade restaurada, independente do material restaurador avaliado. Por outro lado, na avaliação de 400 µm de distância, o esmalte apresentou valores de KHN semelhantes para ativação com o LA e QTH. O esmalte ao redor das restaurações ativadas com LED obteve menores valores de microdureza em 200 e 400 µm de distância.

CONCLUSÕES

Podemos concluir que a ativação com laser de íon Argônio proporcionou benefícios semelhantes à ativação com a fonte halógena na desmineralização do esmalte a partir de 200 µm de distância da margem cavitária.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio da FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), Projeto 2009/02240-3 e da UnG (Universidade Guarulhos, PESQDOC-Pesquisa Científica Docente)

REFERÊNCIAS

1. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Br Dent J. 1972; 132(4):133-5.
2. Navarro MFL, Pascotto, RC. Cimentos de ionômero de vidro-aplicações clínicas em Odontologia. São Paulo: Artes Médicas; 1998.
3. Duke ES. Light-emitting diodes in composite resin photopolymerization. Compend Contin Educ Dent. 2001; 22(9):722-5.
4. Powell GL, Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. Dent Clin North Am. 2000; 44(4):923-30.
5. Cassoni A, Ferla Jde O, Shibli JA, Kawano Y. Knoop microhardness and FT-Raman spectroscopic evaluation of a resin-based dental material light-cured by an argon ion laser and halogen lamp: an in vitro study. Photomed Laser Surg. 2008; 26(6):531-9.
6. Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An *in vivo* study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 122(3):251-9.
7. Noel L, Rebellato J, Sheats RD. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. Angle Orthod. 2003; 73(3):249-58.
8. Hildebrand NK, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major, PW. Argon laser vs conventional visible light-cured orthodontic bracket bonding: an in-vivo and in vitro-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 131(4):530-6.
9. Westerman, GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Ellis RW, Powell GL. Argon laser irradiation and fluoride treatment effects on caries-like enamel lesion formation in primary teeth: an

in vitro study. Am J Dent. 2004; 17(4):241-4.
10. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Powell GL. In *vitro* caries formation in primary tooth enamel: role of argon laser irradiation and remineralizing solution treatment. J Am Dent Assoc. 2006; 137(5):638-44.
11. Rode KM, Freitas P, Lloret PR, Powell LG, Turbino ML. Microhardness evaluation of a microhybrid composite resin light cured with halogen light, light-emitting diode and argon ion laser. Lasers Med Sci. 2009; 24(1):87-92.
12. Jeong TS, Kim YR, Kim JH, Kim HI, Kwon YH. Effects of LEDs on microhardness and temperature rise of dental composite resins. Dent Mater J. 2007; 26(6):838-44.
13. Queiroz CS, Hara AT, Paes Leme AF, Cury JA. pH-cycling models to evaluate the effect of low fluoride dentifrice on enamel de- and remineralization. Braz Dent J. 2008; 19(1):21-7.
14. Magalhães CS, Hara AT, Turssi CP, Serra MC, Giannini M. Microhardness evaluation around composite restorations using fluoride-containing adhesive systems. J Appl Oral Sci. 2005; 13(3):259-64.
15. Featherstone JDB, ten Cate JM, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. Caries Res. 1983; 17(5):385-91.
16. Conselho Nacional de Saúde. Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde sobre a regulamentação da pesquisa em seres humanos. Brasília: Ministério da Saúde; 1997.
17. Reis A, Loguercio AD, Azevedo CLN, Carvalho RM, Singer JM, Grande RHM. Moisture spectrum of demineralized dentin for different solvent-based adhesive system. J Adhes Dent. 2003; 5(3):183-92.
18. Featherstone JDB, O'Reilly MM, Shariati M, Brugler S Enhancemen of remineralization *in vitro* e *in vivo.* In: LEACH SA. Factors relating to demineralization and remineralization of the teeth. Oxford: IRL. 1986.
19. Serra. MC. Estudo *in vitro* do desenvolvimento de cárie em esmalte adjacente a materiais restauradores contendo flúor [Tese de Doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da USP; 1995.
20. Hara AT, Queiroz CS, Paes Leme AF, Serra MC, Cury JA. Caries Progression and Inhibition in human and bovine root dentine in situ. Caries Res. 2003; 37(5):339-44.
21. Mirsasaani SS, Atai MM, Hasani-Sadrabadi MM. Photopolymerization of a dental nanocomposite as restorative material using the argon laser. Lasers Med Sci. 2011; 26(5):553-61.
22. Turbino ML, Belan LC, Soprano V, Martins KR, Lloret PR, Youssef MN. Argon ion laser curing depth effect on a composite resin. Lasers Med Sci. 2011; 26(4):421-5.
23. Hicks J, Ellis R, Flaitz C, Westermann G, Powell L. Restoration-enamel interface with argon laser and visible light polymerization of compomer and composite resin restorations: a polarized light and scanning electron microscopic *in vitro* study. J Clin Pediatr Dent. 2003a; 27(4):353-8.
24. Das UM, Prashanth ST. A comparative study to evaluate the effect of fluoride releasing sealant cured by visible light, argon lasers, and light emitting diode curing units: an in vitro study. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2009; 27(3):139-44.
25. Hicks J, Flaitz C, Ellis R, Westerman G, Powell L. Primary tooth enamel surface topography with in vitro argon laser irradiation alone and combined fluoride and argon laser treatment: scanning electron microsco-

pic study. Pediatr Dent. 2003b; 25(5):491-6.
26. Hicks J, Winn D 2nd, Flaitz C, Powell L. *In vivo* caries formation in enamel following argon laser irradiation and combined fluoride and argon laser treatment: a clinical pilot study. Quintessence Int. 2004; 35(1):15-20.
27. Ilie N, Hickel R. Mechanical behavior of glass ionomer cements as a function of loading condition and mixing procedure. Dent Mater J. 2007; 26(6):526-33.
28. Ellakuria J, Triana R, Mínguez N, Soler I, Ibaseta G, Maza J, García-Godoy F. Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. Dent Mater. 2003; 19(4):286-89.
29. Westerman GH, Ellis RW, Latta MA, Powell GL. An in vitro study of enamel surface microhardness following argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment. Pediatr Dent. 2003; 25(5):497-500.
30. Nammour S, Rocca JP, Pireaux JJ, Powell GL, Morciaux Y, Demortier G. Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser beam: a 6-month follow-up study in vivo. Lasers Surg Med. 2005; 36(3):220-4.
31. Kramer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light-curing units of resin-based composites in the LED era. Am J Dent. 2008; 21:135-42.
32. Cefaly DF, Ferrarezi GA, Tapety CM, Lauris JR, Navarro MF. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. Braz Dent J. 2005;16(2):98-102.
33. Cefaly DF, Wang L, de Mello LL, dos Santos JL, dos Santos JR, Lauris JR. Water sorption of resin-modified glass-ionomer cements photoactivated with LED. Braz Oral Res. 2006;20(4):342-6.
34. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 129(4):541-6.
35. Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. J Dent. 2004; 32(4):321-6.
36. Cassoni A, Macarini P, Leonetti, ES, Shibli JA, Rodrigues JA. Halogen lamp and led activaction of resin-modified glass-ionomer restorative material. In vitro microhardness after long term storage. Eur J Paediatr Dent. 2011;12(3):150-4.