

Análise química e morfológica do esmalte dentário humano tratado com *laser* argônio durante a colagem ortodôntica

Glaucio Serra Guimarães*, Liliane Siqueira de Moraes**, Carlos Nelson Elias***, Carlos André de Castro Pérez****, Ana Maria Bolognese*****

Resumo

Introdução: as principais utilizações do *laser* argônio na Ortodontia são a redução do tempo de polimerização durante a colagem ortodôntica e o aumento da resistência à cárie do esmalte dentário. **Objetivo:** o objetivo deste trabalho foi avaliar as alterações químicas e morfológicas do esmalte dentário humano tratado com *laser* argônio nos parâmetros da colagem ortodôntica. **Métodos:** quinze primeiros pré-molares hígidos, extraídos por indicação ortodôntica, foram selecionados e seccionados no sentido do longo eixo em dois segmentos iguais. Uma metade de cada elemento dentário foi tratada e a outra permaneceu sem tratamento. Um total de 30 amostras foi analisado, criando o grupo *laser* (n = 15) e o grupo controle (n = 15). O tratamento foi feito com *laser* argônio com 250mW de potência por 5 segundos, com densidade de energia de 8J/cm². **Resultados:** a análise de difração de raios X demonstrou duas fases em ambos os grupos, as fases apatita e monetita. A redução da fase monetita foi significativa após o tratamento com *laser*, sugerindo maior cristalinidade. A análise de Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS) indicou aumento na razão cálcio-fósforo no grupo *laser*, compatível com a diminuição da fase monetita. A morfologia superficial do esmalte dentário apresentou-se mais lisa após o tratamento com *laser* argônio. **Conclusões:** o aumento de cristalinidade e a lisura superficial do esmalte no grupo *laser* são fatores sugestivos de aumento de resistência à cárie no esmalte dentário.

Palavras-chave: Laser argônio. Esmalte dentário. Colagem ortodôntica.

INTRODUÇÃO

A interação *laser*-tecido é controlada pelos parâmetros da irradiação e pelas propriedades ópticas dos tecidos. Quando a energia do *laser* atinge o tecido, ela pode ser absorvida por esse, transmitida através dele, dispersada ou refletida^{18,22,33}. Baseado

nessas possibilidades de interação, o *laser* argônio possui cinco principais utilizações em Odontologia: detecção precoce de cáries por transmissão⁷, corte e remoção de tecidos^{21,27}, ativação de agente de clareamento dentário²⁷, polimerização rápida de materiais dentários^{2,6}, e promoção de

* Professor Adjunto UFF-NF. Doutor em Ciências dos Materiais pelo IME/UCSD. Mestre em Ortodontia pela UFRJ.

** Doutora em Ciências dos Materiais pelo IME/UCSD. Mestre em Ortodontia pela UFRJ.

*** Professor do Departamento de Engenharia Mecânica e Ciência dos Materiais – Instituto Militar de Engenharia (IME-RJ).

**** Físico pesquisador do Núcleo de Catálise do Programa de Engenharia Química – COPPE da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

***** Professora Titular do Departamento de Ortodontia da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

resistência à desmineralização por modificações no esmalte dentário^{9,10}.

A polimerização rápida e a promoção de resistência à desmineralização do esmalte dentário são os efeitos de maior significância clínica que justificam a utilização do *laser* em Ortodontia. Em 1999, Blankenau et al.⁵ demonstraram que a polimerização por apenas 5 segundos resultou em um compósito com alta resistência à compressão, superando os valores obtidos com a polimerização com luz visível por 20 segundos. Losche¹⁶ definiu que o *laser* argônio promove maior taxa de conversão da caforoquinona quando comparado com a luz visível. Diversos estudos confirmam igual ou superior efetividade da polimerização rápida com *laser* argônio quando comparado à luz visível^{3,12,21}. Além disso, testes de histologia pulpar concluem que o *laser* argônio, utilizado com níveis de energia compatíveis com a polimerização de materiais dentários, resulta em pequena ou nenhuma resposta pulpar patológica de curta ou longa duração²¹.

Sedivy et al.²⁴ testaram a colagem de braquetes metálicos com *laser* argônio, concluindo que, com potência de 1W, a polimerização com *laser* necessitou de tempo 87% menor do que a polimerização com luz halógena para obter valores similares de resistência ao cisalhamento. Em estudo semelhante, Lalani et al.¹³ confirmaram que 5 segundos de polimerização com *laser* argônio resultaram em valores máximos de descolagem comparáveis aos da polimerização por 40 segundos com luz halógena. Weinberger et al.²⁹ investigaram a colagem de braquetes cerâmicos e concluíram que são necessários apenas 231mW de potência por 10 segundos para efetividade da colagem, quando da polimerização com *laser* argônio.

Outro importante efeito da exposição do esmalte humano ao *laser* argônio refere-se à prevenção da cárie. Hicks et al.^{9,10} concluíram que o esmalte dentário humano se tornou mais resistente à desmineralização após uma exposição única ao *laser* argônio com potência de 250mW

por 10 segundos. O mesmo grupo de pesquisa associou a exposição ao *laser* argônio com o tratamento com flúor, e encontrou valores ainda maiores de resistência à cárie. Em estudo clínico, Anderson et al.¹ demonstraram que a irradiação do esmalte com *laser* argônio, com potência de 325mW por 60 segundos, reduziu em 90% a profundidade e a área das lesões cariogênicas.

Utilizando o *laser* argônio na colagem ortodôntica, o esmalte ao redor do braquete é modificado. Os efeitos dessa exposição variam de acordo com as combinações de tempo e potência do *laser*. A maior parte dos investigações nesse campo refere-se à terapia para promover, isoladamente, resistência à cárie. Contudo, as potências e os tempos de utilização do *laser* argônio para colagem ortodôntica e para promoção de resistência à cárie são diferentes.

Assim, a proposta desse trabalho foi investigar os efeitos químicos e morfológicos da irradiação do esmalte humano com *laser* argônio nos parâmetros da colagem rápida de braquetes ortodônticos.

MATERIAL E MÉTODOS

Quinze primeiros pré-molares humanos extraídos com indicação ortodôntica foram selecionados para esse estudo *in vitro*. Após as extrações, os tecidos moles foram removidos e os elementos dentários examinados por transmissão de luz halógena³², sendo selecionados apenas elementos hígidos (Fig. 1).

A amostra foi armazenada em solução aquosa de Timol 0,1% e mantida na temperatura de 36±1°C^{4,8}. Todos os dentes foram submetidos à profilaxia com pedra-pomes, água e escova rotatória em baixa rotação por 10 segundos²³. O procedimento foi seguido de lavagem com jato de água por 10 segundos e secagem com secador de cabelos por 15 segundos, tornando a superfície do esmalte isenta da contaminação por óleo¹⁷. Objetivando obter desgaste uniforme da superfície do esmalte em toda a amostra, uma nova escova rotatória foi utilizada em cada dente e apenas um operador preparou os corpos de prova.



FIGURA 1 - Avaliação da qualidade do esmalte dentário com luz halógena.

Os elementos dentários foram divididos em dois segmentos iguais, cortados no longo eixo com disco de carborundum em baixa rotação e refrigerados com água. Em cada dente, uma hemi-seção permaneceu sem tratamento e outra foi tratada com laser argônio, perfazendo um grupo controle ($n = 15$) e o grupo laser ($n = 15$).

O tratamento foi realizado com laser argônio (Accucure 3000®, Laser Med, Salt Lake City, EUA) com 250mW de potência por 5 segundos, perfazendo densidade de energia de $8\text{J}/\text{cm}^2$ (Fig. 2). A potência do laser foi avaliada com medidor de calibração acoplado ao aparelho antes de cada ciclo.

Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS)

A análise de EDS (Jeol 5800 LV®, Tóquio, Japão) foi realizada em uma área selecionada de $4000\mu\text{m}^2$ da superfície vestibular do esmalte dentário. O parâmetro de comparação utilizado foram os teores relativos de cálcio e fósforo, os quais foram obtidos por meio da técnica dos quadrados mínimos.

A estatística descritiva foi aplicada aos dados originando média e desvio-padrão para cada grupo. A comparação entre os mesmos foi realizada com teste t pareado e com nível de significância de 5% (SPSS for Windows Release 11.0 SPSS Software Corp., Munique, Alemanha).



FIGURA 2 - Tratamento com laser argônio com potência de 250mW por 5 segundos.

Após a realização da análise, a amostra foi subdividida, sendo 10 pares destinados à análise de difração de raios X e 5 pares para a microscopia eletrônica de varredura (Mev).

Difração de raios X

A amostra foi posicionada de modo que a superfície vestibular do esmalte dentário tangenciasse o plano de difração. A análise foi conduzida com difratômetro de raios X (Rigaku, Dmax 2200, Osaka, Japão) com radiação CuK monocromática (comprimento de onda $\lambda = 1,540 \text{ \AA}$) de 40kV e 40mA. Os difractogramas foram coletados com intervalo angular variando entre $5^\circ \leq 2\theta \leq 80^\circ$, passos de $0,05^\circ$ e tempo fixo de dois segundos por passo. Os dados de cada grupo foram construídos com base nos picos principais.

A definição de fase foi realizada pelo processo de identificação de padrões utilizando a base de dados do Centro Internacional de Dados de Difração (ICDD). As avaliações de refinamento celular e a cristalinidade foram procedidas com o programa Materials Data Inc Jade®, versão 5.0, Califórnia, EUA.

Microscopia Eletrônica de Varredura

Cinco pares de dentes foram submetidos ao recobrimento de ouro por 3 minutos, em corrente

TABELA 1 - Teores relativos de cálcio (Ca) e de fósforo (P) nos grupos controle e *laser* comparados com test t pareado.

Grupos	N	Média	Desvio-padrão	Erro médio padrão	Pares	df	Sig.
Controle Ca	15	0,6961	0,0205	0,0053	Par 1	14	0,002
<i>Laser</i> Ca	15	0,7394	0,0319	0,0082			
Controle P	15	0,2361	0,0120	0,0031	Par 2	14	0,000
<i>Laser</i> P	15	0,1872	0,0341	0,0088			

de 20mA e vácuo de 200mTorr (Pollaron SC 500®, Sputter, VG, Microtec). A superfície do esmalte foi avaliada por detecção de elétrons secundários, em magnificações originais de 500X, 1000X e 1500X (Jeol 5800 LV®, Tóquio, Japão).

RESULTADOS

Espectroscopia de Energia Dispersiva

O teste t pareado indicou diferenças estatisticamente significativas entre os teores relativos de cálcio e de fósforo após o tratamento com *laser* argônio ($p < 0,05$). Os resultados indicaram maior teor relativo de cálcio (Ca) e menor teor relativo de fósforo (P) após a exposição (Tab. 1).

Difração de raios X

O processo de identificação de fase demonstrou fase principal e fase secundária em ambos os grupos. A fase principal foi a apatita (database card # 09-0432); e a secundária, a monetita (database card # 09-0080). O difractograma do grupo controle demonstrou largo pico base entre 20° e 35°, o qual é característico dos materiais amorfos (Fig. 3).

Não foram observados novos picos no grupo *laser* quando comparado ao grupo controle. Entretanto, o difractograma do grupo *laser* apresentou picos mais estreitos e definidos e a redução da fase amorfa. Ademais, a fase monetita foi significativamente reduzida, indicando maior cristalinidade do esmalte dentário (Fig. 3). Na análise de refinamento celular, tanto o eixo A quanto o eixo C da estrutura apatita demonstraram diferenças significativas entre os grupos *laser* e controle. Após o tratamento superficial, o eixo A demonstrou contração de 0,064Å; e o eixo C, expansão de 0,016Å.

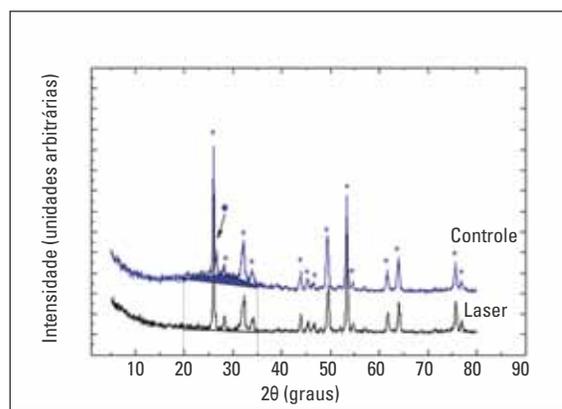


FIGURA 3 - Difractograma dos grupos controle e *laser*. (*) Picos da fase apatita; (•) picos da fase monetita. Redução da fase amorfa (área azul abaixo do difractograma).

TABELA 2 - Valores experimentais e parâmetros celulares da hidroxiapatita (database card #09-0432).

Grupos	Eixos	Média	Desvio-padrão
Controle	Eixo a	9,530Å	0,003Å
	Eixo c	6,861Å	0,006Å
<i>Laser</i>	Eixo a	9,466Å	0,006Å
	Eixo c	6,877Å	0,002Å
Hidroxiapatita	Eixo a	9,418Å	--
	Eixo c	6,884Å	--

Os valores obtidos no grupo *laser* aproximam-se do valor-padrão da hidroxiapatita (Tab. 2).

Microscopia Eletrônica de Varredura

A superfície de esmalte não tratada do grupo controle apresentou microcavidades ovaladas representando a extremidade dos prismas do esmalte (Fig. 4). Porém, após a irradiação com o *laser* argônio, a morfologia superficial mostrou-se significativamente modificada, tornando-se mais lisa (Fig. 5).

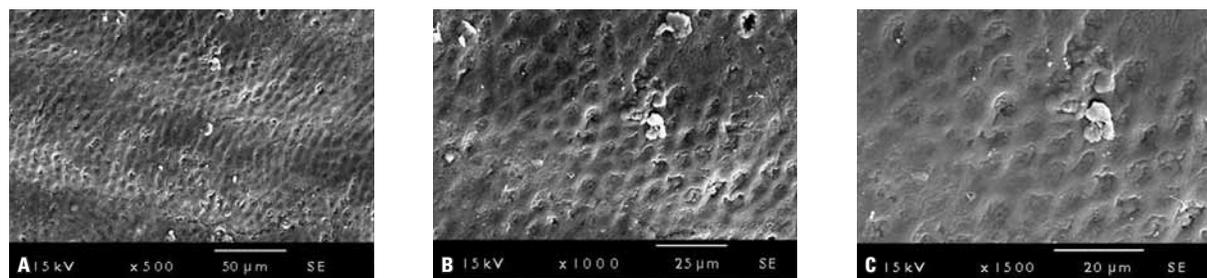


FIGURA 4 - Morfologia superficial do esmalte – grupo controle: magnificações originais de **A)** 500X; **B)** 1000X; e **C)** 1500X (imagem por detecção de elétrons secundários).

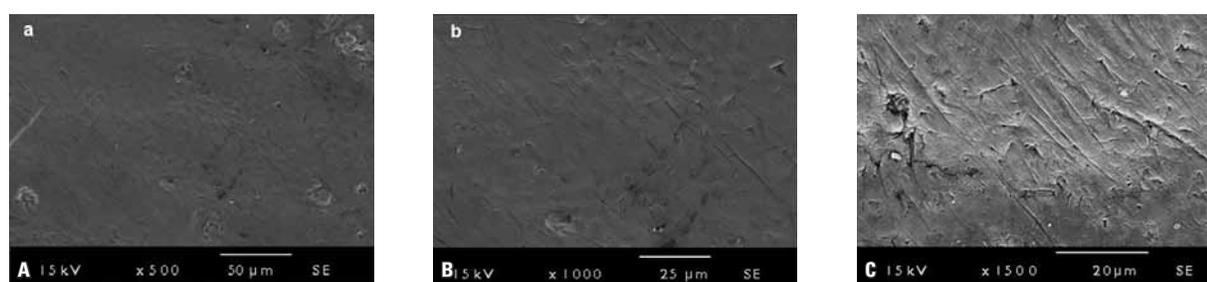


FIGURA 5 - Morfologia superficial do esmalte – grupo *laser*: magnificações originais de **A)** 500X; **B)** 1000X; e **C)** 1500X (imagem por detecção de elétrons secundários).

DISCUSSÃO

A primeira utilização do *laser* na Odontologia foi feita com o *laser* de rubi, o qual aumentou a resistência contra a descalcificação do esmalte humano²⁶. A partir de então, alguns autores reportaram o mesmo efeito no esmalte dentário após tratamento com diferentes tipos de *laser*.

A principal teoria para a obtenção da resistência ao ataque ácido consiste na menor permeabilidade e na redução do conteúdo de carbonato^{19,20}, água e substâncias orgânicas no esmalte tratado²⁰.

Blankaneau et al.⁵ reportaram os efeitos *in vivo* da exposição do esmalte dentário humano ao *laser* argônio. Esse estudo descreveu uma redução de 29,1%, em média, na profundidade da lesão, com parâmetros de exposição de 250mW de potência durante 10 segundos. Anderson et al.¹, utilizando potência de 325mW por 60 segundos, descreveram redução de 91,6%. Desse modo, resultados comparáveis são esperados, ao redor de braquetes durante a colagem ortodôntica, quando utilizada potência de 250mW e tempo de exposição de 5 segundos^{13,25,28}.

A densidade de energia (DE) é calculada pela razão entre a energia (E) e a área da ponteira (S). A energia é expressa pelo produto da potência (P) e o tempo de exposição (t)⁶, conforme a equação:

$$DE = \frac{E}{S} = \frac{P \times t}{S}$$

Nelson et al.¹⁹ investigaram os efeitos do *laser* pulsátil de espectro infravermelho, com densidade de energia variando entre 10 e 50J/cm², no esmalte humano. Os autores concluíram que a exposição originou uma superfície fundida e o aquecimento dessa restringiu-se de 10 a 20µm de profundidade. Uma nova fase difosfato tetracálcio foi identificada na superfície tratada, assim como a redução do conteúdo de carbonato.

No presente estudo, o *laser* argônio foi utilizado com potência de 250mW durante 5 segundos, fornecendo densidade de energia de aproximadamente 8J/cm². Nenhuma nova fase foi observada na superfície do esmalte dentário. Em concordância,

Oho e Morioka²⁰ não encontraram novas fases no esmalte tratado com *laser* argônio com densidade de potência de 67J/cm².

As controvérsias entre esses estudos podem ser atribuídas aos diferentes efeitos do *laser* de espectro infravermelho¹⁹ e do *laser* argônio²⁰ no esmalte humano. A alta absorção de energia pelo esmalte humano no espectro infravermelho resulta em alta conversão de energia térmica⁷ e, conseqüentemente, alterações mais significativas em comparação com os efeitos do *laser* argônio.

Um achado interessante desse trabalho é a correlação entre os resultados do EDS e da difração de raios X. A análise de EDS demonstrou aumento na razão cálcio-fósforo no grupo *laser*. Esse resultado pode ser confrontado com o decréscimo da fase monetita observado na análise de difração de raios X. Os difractogramas dos grupos controle e *laser* apresentaram duas fases principais: a apatita e a monetita. A fase apatita (Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂) possui razão cálcio-fósforo de 1,67; e a monetita (CaPO₃(OH)), de 1,0. Assim, o decréscimo da fase monetita no grupo *laser*, em teoria, deveria resultar em um aumento da razão cálcio-fósforo do esmalte. De fato, o aumento da razão cálcio-fósforo foi observado, sustentando a mudança química da superfície do esmalte tratado com *laser* argônio.

Os difractogramas demonstram também redução da fase amorfa após o tratamento. Esse resultado, somado à redução da fase monetita e ao estreitamento dos picos, indica maior cristalinidade do esmalte dentário, quando comparada à do grupo controle. Esses achados são suportados pelos estudos de Oho, Morioka²⁰ e Nelson et al.¹⁹, que observaram melhor arranjo iônico na rede de cristais do esmalte dentário tratado com *laser*. O aumento de cristalinidade tem sido descrito como uma característica de aumento da resistência à desmineralização ácida do esmalte^{1,9,10}. Adicionalmente, a redução do conteúdo de água, carbonato e substâncias orgânicas^{1,5,19} pode também explicar o aumento da resistência

do esmalte exposto ao *laser*. Assim, estudos adicionais são necessários para determinar a influência desses fatores no protocolo de colagem ortodôntica rápida polimerizada com *laser* argônio.

As mudanças no arranjo estrutural da apatita foram avaliadas pelo refinamento celular, ferramenta da análise de difração de raios X. O principal achado dessa análise refere-se à contração de 0,064Å do eixo A da apatita. Baseado em estudos prévios, a redução do conteúdo de água e carbonato da fase apatita^{11,15} altera o comprimento do eixo A do cristal. O tratamento com *laser* argônio com densidade de energia variando entre 11,5 e 100J/cm² induziu a contração do eixo A da apatita, estando esse resultado diretamente relacionado à redução da profundidade de lesão por desmineralização e ao aumento da resistência à cárie do esmalte dentário^{9,10,30,31}. Desse modo, devido ao fato de no presente trabalho ter sido utilizado protocolo de exposição do esmalte humano com *laser* argônio com densidade de energia 8J/cm², resultando em contração do eixo A da apatita de 0,064Å, é possível que similar mecanismo de resistência à desmineralização ácida ocorra nos parâmetros desse estudo. Assim, sugere-se que a contração da apatita indica redução do conteúdo de água e carbonato, resultando em aumento à resistência à cárie. Entretanto, estudos adicionais são necessários para confirmar esse mecanismo.

Na investigação da morfologia superficial por microscopia eletrônica de varredura, o grupo *laser* apresentou superfície mais lisa do que o grupo controle. As terminações externas dos prismas do esmalte evidentes no grupo controle se encontraram apagadas no grupo *laser*. Essa característica de alisamento é compatível com o melhor arranjo dos cristais da rede cristalina da superfície do esmalte e com o aumento da cristalinidade do tecido. Somado à diminuição da rugosidade superficial, reduz a aderência da placa bacteriana e pode ser considerada uma característica de prevenção.

CONCLUSÕES

1. O tratamento com *laser* argônio com potência de 250mW durante 5 segundos modifica a superfície do esmalte dentário, resultando em aumento da cristalinidade e sugerindo maior resistência à cárie.
2. A morfologia superficial do esmalte tornou-se mais lisa após o tratamento com *laser* argônio nos parâmetros da colagem ortodôntica.

Chemical and morphological analysis of the human dental enamel treated with argon laser during orthodontic bonding

Abstract

Introduction: The main utilities of the argon laser in orthodontics are the high speed curing process in orthodontic bonding and the caries resistance promotion of the tooth enamel. **Objective:** The objective of this study was to evaluate the chemical and morphological changes in the tooth enamel treated with the argon laser in the orthodontic bonding parameters. **Methods:** Fifteen sound human first premolars, removed for orthodontic reason, were selected and sectioned across the long axis in two equal segments. One section of each tooth was treated and the other remained untreated. A total of thirty samples was analyzed, creating the laser group (n =15) and the control group (n =15). The treatment was done with 250 mW argon laser beam for 5 seconds, with energy density of 8 J/cm². **Results:** The X-ray analysis demonstrated two different phases in both groups, the apatite and the monetite phases. The reduction of the monetite phase was significant following laser treatment, suggesting higher crystallinity. The EDS analysis showed an increase in the calcium-phosphorus ratio in the laser group, linked with the decrease of the monetite phase. **Conclusions:** The surface morphology was smoother after the laser exposure. The results of high crystallinity and superficial enamel smoothness in the laser group are suggestive of the caries resistance increase of the tooth enamel.

Keywords: Argon laser. Tooth enamel. Orthodontic bonding.

REFERÊNCIAS

1. 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 Sep;122(3):251-9.
2. Arai S, Hinoura K, Ando S, Kuruda T, Onose H. Comparison of curing between activator light argon laser ion. *J Dent Res.* 1989;68:342.
3. Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light. *J Clin Laser Med Surg.* 1997;15(3):137-41.
4. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993 Aug;104(2):170-9.
5. Blankenau RJ, Powell G, Ellis RW, Westerman GH. In vivo caries-like lesion prevention with argon laser: pilot study. *J Clin Laser Med Surg.* 1999 Dec;17(6):241-3.
6. Brugnera AJ, Pinheiro AL. *Lasers na Odontologia moderna.* 1ª ed. São Paulo: Pancast;1998.
7. Featherstone JDB. Caries detection and prevention with laser energy. *Dent Clin North Am.* 2000 Oct;44(4):955-69.
8. Guimarães GS, Pacheco N, Chevitere O. Resistência ao cisalhamento da colagem do aço inoxidável austenítico ao esmalte bovino utilizando Transbond XT™ e o primer MIP. *RGO.* 2001;5(1):57-62.
9. Hicks MJ, Flaitz CM, Westerman GH, Berg JH, Blankenau RL, Powell GL. Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: a study in vitro. *ASDC J Dent Child.* 1993 May-Jun;60(3):201-6.
10. Hicks MJ, Flaitz CM, Westerman GH, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Enamel caries initiation and progression following low fluencies (energy) argon laser and fluoride treatment. *J Clin Pediatr Dent.* 1995;20(1):9-13.
11. Holcomb DW, Young RA. Thermal decomposition of human tooth enamel. *Calcif Tissue Int.* 1980;31(3):189-201.
12. James JW, Miller BH, English JD, Tadlock LP, Buschang PH. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 May;123(5):555-61.
13. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod.* 2000 Feb;70(1):28-33.

14. LeGeros RZ, Bonel G, Legros R. Types of "H₂O" in human enamel and in precipitated apatites. *Calcif Tissue Res.* 1978 Dec 8;26(2):111-8.
15. LeGeros RZ. Effects of carbonate on the lattice parameters of apatite. *Nature.* 1965 Apr;206:403-4.
16. Losche GM. Color measurement for comparison of campheroquinon conversion rate. *J Dent Res.* 1990;69:232.
17. McCarthy MF, Hondrum SO. Mechanical bond strength properties of light-cured and chemically glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994 Feb;105(2):135-41.
18. Miller M, Trure T. Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):32-5.
19. Nelson DG, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JD. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation. *Caries Res.* 1987;21(5):411-26.
20. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990;24(2):86-92.
21. Powell GL, Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *Dent Clin North Am.* 2000 Oct;44(4):923-30.
22. Powell LG. Lasers in the limelight: what will the future bring? *J Am Dent Assoc.* 1992 Feb;123(2):71-4.
23. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod.* 1980 Mar;77(3):269-83.
24. Sedivy M, Ferguson D, Dhuru V, Kittleson R. Orthodontic resin adhesive cured with argon laser: tensile bond strength. *J Dent Res.* 1993;72:176.
25. Shanthala BM, Munshi AK. Laser vs. visible light cured composite resin: An in vitro shear bond study. *J Clin Pediatr Dent.* 1995 Winter;19(2):121-5.
26. Sognaes RF, Stern RH. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. *J South Calif Dent Assoc.* 1965 Aug;33:328-9.
27. Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000 Oct;44(4):831-50.
28. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000 Sep;118(3):274-9.
29. Weinberger SJ, Foley TF, McConnell RJ, Wright GZ. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light, and chemically cured resins systems. *Angle Orthod.* 1997;67(3):173-8.
30. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Berg JH, Blankenau RJ, Powell GL. Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro study examines laser's effect. *J Am Dent Assoc.* 1993;125(4):401-7.
31. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Powell GL, Blankenau RJ. Surface morphology of sound enamel after argon laser irradiation: an in vitro scanning electron microscopic study. *J Clin Pediatr Dent.* 1996 Fall;21(1):55-9.
32. Zachrisson BU, Skogan O, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod.* 1980 Mar;77(3):307-19.
33. Zakariassen KL. Shedding new light on lasers some timely words of caution for readers. *J Am Dent Assoc.* 1993 Feb;124(2):30-1.

Enviado em: julho de 2007

Revisado e aceito: novembro de 2007

Endereço para correspondência

Gláucio Serra Guimarães

Avenida Nossa Senhora de Copacabana, 647/1108

CEP: 22.050-000 - Copacabana - Rio de Janeiro / RJ

E-mail: gserrag@hotmail.com