

ESTUDO DA TEMPERATURA DURANTE A UTILIZAÇÃO DO LASER DE Er,Cr:YSGG PARA PREVENÇÃO DA CÁRIE RADICULAR

V. V. Lula Jr.*, D. M. Zezell** e P. A. Ana*

*Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil

**Centro de Lasers e Aplicações, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil

valtervljr@gmail.com

Abstract: Dentin exposure due to gingival recession makes teeth more susceptible to pain and to the development of caries lesions. High-intensity lasers can induce structural and chemical modifications in enamel and dentin due thermal action, which can increase the resistance of these tissues to demineralization. However, the excessive heat transmission from irradiated tooth surface may damage pulp and periodontal tissues. So, this study aimed to evaluate the heat generation in the surface of radicular dentin and inside the pulp chamber during Er,Cr:YSGG laser irradiation aimed at caries prevention. For that, 20 human teeth were distributed in two experimental groups, in which an area of 9 mm² of radicular dentin was irradiated with Er,Cr:YSGG laser ($\lambda = 2.78 \mu\text{m}$, 20 Hz) for 20 s: G1- 2.8 J/cm², 0.25 W, 12.5 mJ/pulse; G2- 5.6 J/cm², 0.50 W, 25 mJ/pulse. During irradiations, pulpal temperature was evaluated by fast-response thermocouples, while surface temperature was measured by infrared thermography. It was observed a mean surface temperature increase of 25.3 °C and 74.6 °C in G1 and G2 groups, respectively. The mean pulpal temperature increase registered was 1.5 °C and 3.5 °C in G1 and G2 groups, respectively. It can be concluded that Er,Cr:YSGG laser irradiation promoted surface temperature rises that suggest chemical changes on dentin, and can be safe for pulp tissue if used at fluence of 2.8 J/cm².

Palavras-chave: cárie, dentina, laser, temperatura.

Introdução

A prevalência das doenças que envolvem os dentes ainda é bastante alta, sendo que a cárie é, sem dúvida, a mais comum [1,2,3]. Apesar de extensos programas educacionais e preventivos, no Brasil, 60% das crianças de até cinco anos de idade, 70% das crianças de 12 anos e cerca de 90% dos adolescentes (15 a 19 anos) apresentam pelo menos um dente permanente com cárie [4,5]. Dentre a população idosa, a cárie também tem apresentado uma alta prevalência, sendo considerada o principal problema de saúde bucal das pessoas com mais de 60 anos [6].

Além disso, devido à maior permanência dos dentes na cavidade oral, observa-se com frequência a recessão gengival, que se caracteriza pela exposição da dentina radicular. Como resultado, ocorre a hipersensibilidade dentinária e há uma maior prevalência de lesões de cárie nessas regiões. Na dentina, a cárie progride de forma mais rápida devido ao seu maior conteúdo de material orgânico quando comparado ao esmalte dental [7].

Assim, é extremamente importante e necessária a associação de métodos preventivos que atuem de forma eficaz tanto em esmalte quanto em dentina. Dentre eles estão os lasers de alta intensidade, que têm sido utilizados para provocar a oclusão dos túbulos dentais, o que reduz a sensibilidade dentinária, e contribuir com a redução da solubilidade da dentina, que leva à desmineralização da mesma [9,10]. A irradiação por laser de alta intensidade causa mudanças químicas e morfológicas nos tecidos duros dentais que, dependendo da temperatura atingida, podem derreter e recrystalizar a hidroxiapatita da dentina devido ao elevado aquecimento da superfície dental [11].

Muitos tipos de lasers podem causar esses efeitos nos tecidos dentais, como os de érbio - Er:YAG ($\lambda = 2,94 \mu\text{m}$) e Er,Cr:YSGG ($\lambda = 2,78 \mu\text{m}$). A eficiência deles em aplicações dentais é esperada devido ao mecanismo de ablação termomecânica e à alta absorvância de seus comprimentos de onda pela água e pela hidroxiapatita constituintes do esmalte e da dentina, sendo mais pronunciada pelo laser de Er,Cr:YSGG. No entanto, ele é um dispositivo novo e os dados sobre seu potencial de dessensibilização ainda são limitados [12,13].

Os tecidos duros dentais são pobres condutores de calor e, assim, são considerados verdadeiros isolantes térmicos [14]. O esmalte e a dentina absorvem fracamente fótons dos comprimentos de onda das regiões do visível e do infravermelho próximo, o que promove a distribuição da energia em um grande volume de tecido e, desta forma, a difusão para o interior do tecido pulpar torna-se facilitada [15].

Entretanto, por se tratar de um tecido conectivo altamente vascularizado e indiferenciado, a polpa é muito susceptível às variações térmicas, que influenciam sua microvascularização, ativação celular, hidratação e defesa [16,17]. Ocorrem mudanças pulpares reversíveis em aumentos de temperatura ao

redor de 3,3 °C. Já aumentos superiores a 5,6 °C são considerados potencialmente perigosos para a vitalidade da mesma, enquanto que aumentos da ordem de 16 °C resultam em completa necrose pulpar [18]. Portanto, aumentos de temperatura acima destes valores são considerados simplesmente inaceitáveis.

Assim, torna-se imprescindível o conhecimento da transmissibilidade desse calor gerado para o interior do dente. Além disso, considerando a bem sucedida aplicação do *laser* de Er,Cr:YSGG para a prevenção da desmineralização do esmalte, pouco se conhece sobre os parâmetros que possam ser empregados também no tecido dentinário, os quais devem provocar aumentos de temperatura superficiais suficientes para promover alterações químicas. Desta forma, buscando-se determinar um parâmetro seguro para potencial aplicação clínica, este estudo foi proposto.

Materiais e Métodos

Neste estudo, utilizou-se 20 dentes unirradiculares humanos, cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da USP (BDH-FOUSP) após aprovação pelo CEP-FOUSP. Após limpeza e desinfecção dos dentes, foi executada, no terço gengival do lado lingual de cada dente, uma abertura de 0,5 cm de diâmetro, com broca diamantada sob alta rotação. A abertura foi realizada de forma a permitir o posicionamento do termopar na região da polpa coronária adjacente às irradiações, conforme pode ser ilustrado na Figura 1. Em seguida, os dentes foram mantidos em ambiente úmido sob refrigeração (em algodão estéril e água destilada) a + 4 °C até o momento da realização dos experimentos.

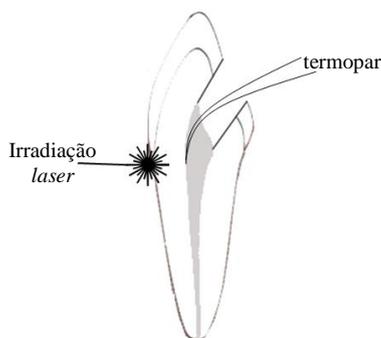


Figura 1: Esquema do posicionamento do termopar e da irradiação *laser* no presente estudo.

As amostras assim preparadas foram aleatoriamente distribuídas em 2 grupos experimentais distintos (n = 10), conforme Tabela 1.

Tabela 1: Definição dos grupos experimentais empregados no presente estudo.

Grupo experimental	Densidade de energia	Potência média	Energia por pulso
G1	2,8 J/cm ²	0,25 W	12,5 mJ
G2	5,6 J/cm ²	0,50 W	25,0 mJ

As irradiações das amostras foram realizadas utilizando-se *laser* de Er,Cr:YSGG (Millenium, Biolase, San Clemente, USA), $\lambda = 2,78 \mu\text{m}$, largura de pulso entre 140 e 200 μs , taxa de repetição de 20 Hz. A irradiação *laser* é entregue por um sistema de fibra óptica com ponta de safira (tipo S75), de diâmetro de 750 μm e comprimento de 6 mm. Em todos as amostras, a ponta de safira foi posicionada a 1 mm de distância da superfície dentinária. Todas as irradiações foram realizadas com ausência de refrigeração (0% de ar e 0% de água), manualmente, sob a forma de varredura, durante 20 segundos, mantendo-se a fibra do *laser* a 1 mm de distância da superfície da dentina radicular. Para as irradiações, foi delimitada uma área de 9 mm² (3 x 3 mm), a qual foi totalmente irradiada com velocidade constante de 6 mm/s. Tal velocidade e área irradiada foram selecionados após estudo piloto, visando-se simular uma aplicação clínica do *laser* em dentina radicular exposta.

No momento da realização dos experimentos, as amostras foram posicionadas em suportes ópticos, com auxílio de cera utilidade odontológica, de forma que fossem mantidas estáticas. Antes da irradiação de cada amostra, a energia emitida foi verificada por um medidor de potência e energia (Coherent FieldMaster GS + Detetor LM45; Coherent, CA, USA).

Análise de temperatura pulpar – Para as medidas de temperatura pulpar, foram empregados termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., Stamford, USA), com espessura de 127 μm e resolução de 0,2 °C, os quais estavam conectados a um sistema de monitoração de temperatura composto de um registrador, com resolução temporal de 0,05 s (National Instruments, USA), conectado a um computador. Antes da colocação dos termopares, a porção radicular adjacente às irradiações foi preenchida com pasta térmica (Implastec, Votorantim, Brasil), de condutividade térmica equivalente a 0,4 cal s⁻¹ m⁻¹ K⁻¹. Em seguida, os termopares foram inseridos pelo orifício lingual, de forma que ficassem encostados na dentina a ser analisada (Figura 1). A saída do orifício lingual foi selada com resina composta fotopolimerizável (3M do Brasil).

As análises das variações de temperatura durante e após as irradiações foram realizadas empregando-se software LabView. Durante os experimentos, iniciou-se a tomada dos dados 30 s antes das irradiações para estabilização da temperatura inicial; decorridas as irradiações, prolongou-se o monitoramento da temperatura por mais 120 s, o que possibilitou o registro do tempo necessário para a queda da temperatura na câmara pulpar até os valores iniciais.

Análise de temperatura da dentina superficial – As análises de temperatura superficiais foram realizadas utilizando-se uma câmera termográfica (ThermaCam FLIR SC3000 Systems, Boston, USA), dotada de um detector do tipo Quantum Well Infrared Photodetector (QWIP) refrigerado a 70 K, capaz de registrar temperaturas na faixa de -20 °C a 2000 °C, com variação de ± 1 °C.

Os experimentos foram realizados em temperatura controlada de 25° C, umidade relativa do ar de 49 % e considerando a emissividade do dente igual a 0,91. Para as irradiações, os dentes foram posicionados em suportes ópticos (Newport Corp., Irvine, USA) com cera utilidade, a 10 cm da lente da câmera termográfica.

As imagens em infravermelho foram obtidas com resolução de 0,01° C, utilizando-se frequência de 60 Hz para gravação (Figura 2). De cada amostra, foi obtido um filme, o qual se iniciou 10 s antes das irradiações e se encerrou 120 s após, para que fosse possível verificar a queda da temperatura da dentina após as irradiações.

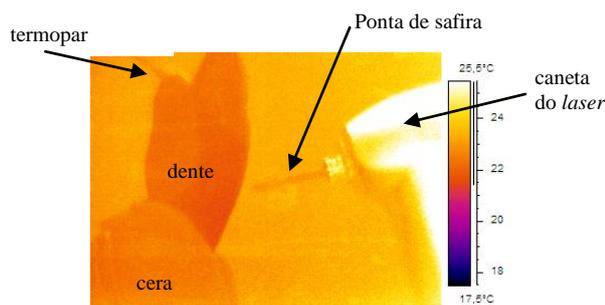


Figura 2: Imagem em infravermelho tomada do posicionamento da ponta de safira, da amostra e do termopar.

Para a análise das imagens das amostras do presente estudo, foi selecionada uma área localizada na superfície da dentina, de 3 mm de extensão por 0,5 mm de profundidade (Figura 3). Através da delimitação de uma área de análise, é possível identificar dados como temperatura média e temperatura máxima atingida durante as irradiações, o que é de fundamental importância para se estabelecer um parâmetro para futuro uso clínico.

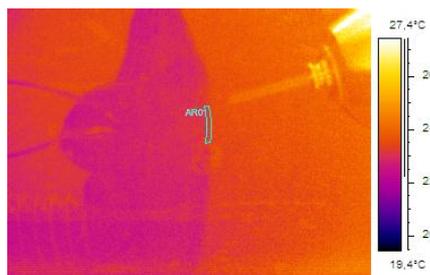


Figura 3: Área delimitada (linha em azul claro) para análise da temperatura na superfície da dentina, vista por termografia no infravermelho.

Após a delimitação da área, foram identificados os valores de variação de temperatura superficial ao decorrer do tempo, o que foi determinado empregando-se o software ThermaCam Researcher 2001 (FLIR Systems, USA). Os gráficos assim obtidos foram transformados em planilhas do Microsoft Excel, para posterior análise estatística. Para tal, empregou-se o teste *t* de Student, ao nível de significância de 5%.

Resultados

A figura 4 mostra imagens em infravermelho obtidas inicialmente (a), durante (b), imediatamente após (c) e durante o resfriamento (d) da dentina radicular quando irradiada com *laser* de Er,Cr:YSGG. Pode-se observar que, no início das irradiações, a elevação de temperatura aparece de forma pontual e, no decorrer do tempo, ocorre uma propagação de calor bastante intensa, tanto para o interior do tecido irradiado, quanto para as superfícies adjacentes às irradiações, tais como terço médio da dentina radicular e terço cervical do esmalte coronário. Durante o resfriamento, observa-se diminuição gradativa da propagação do calor, evidenciada pela coloração amarelo intensa.

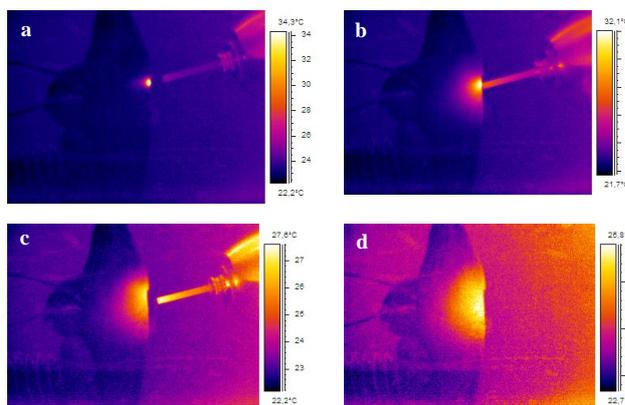


Figura 4: Imagens representativas no infravermelho obtidas durante a irradiação da dentina radicular com *laser* de Er,Cr:YSGG: (a) no início das irradiações; (b) durante as irradiações; (c) imediatamente após as irradiações; (d) durante o resfriamento do dente, após as irradiações.

Por meio da análise dos filmes gerados, observou-se que a menor densidade de energia promoveu aumentos de temperatura significativamente inferiores ($p = 0,01$) às temperaturas obtidas com densidade de energia de 5,6 J/cm², conforme pode ser evidenciado na Tabela 2.

Tabela 2: Elevações na temperatura máxima, média e intrapulpar obtidas durante a irradiação da dentina radicular com *laser* de Er,Cr:YSGG*.

Parâmetros analisados	Grupo 1 (°C)	Grupo 2 (°C)
Temperatura máxima na superfície da dentina	96,6 ± 10,9 ^a	192,3 ± 11,5 ^b
Temperatura média durante as irradiações	25,3 ± 8,5 ^c	74,6 ± 13,3 ^d
Temperatura intrapulpar	1,5 ± 0,5 ^e	3,5 ± 1,7 ^f

*Letras distintas evidenciam diferenças estatisticamente significantes entre grupos de acordo com o teste *t* de Student.

Por se tratar de um *laser* pulsado, no grupo 1 foram observados picos de temperatura de 96,6 °C, enquanto que a temperatura média atingida foi de 25,3 °C. Já para o grupo 2, evidenciou-se picos de temperatura ao redor de 192,3 °C, com temperaturas médias de 74,6 °C na superfície da dentina irradiada.

A análise de temperatura intrapulpar por meio dos termopares evidenciou achados semelhantes, confirmando que o uso de menor densidade de energia (2,5 J/cm²) promoveu aumentos de temperatura significativamente menores ($p = 0,03$) quando comparadas com o parâmetro que empregou densidade de energia de 5,6 J/cm².

Discussão

Por meio de sua absorção ressonante pelos radicais hidroxila tanto da água quanto da hidroxiapatita, a irradiação *laser* de Er,Cr:YSGG atua em esmalte e dentina sob ação fotomecânica pelo mecanismo de ablação. Desta forma, para minimizar os efeitos morfológicos promovidos pelo mecanismo de ablação, as fluências empregadas no presente estudo foram reduzidas às mínimas ajustáveis no aparelho comercialmente disponível, buscando-se doses próximas do limiar de ablação estabelecido na literatura, reportado como 2 J/cm² [19].

Neste estudo, a opção da realização das irradiações com ausência de refrigeração deve-se ao fato da água exercer um importante efeito sobre a interação dos *lasers* de érbio com os tecidos duros dentais, aumentando-a significativamente. A presença de uma película de água, dependentemente de sua espessura, pode aumentar a eficiência de remoção do esmalte pelo *laser*, aumentando a taxa de ablação, alterar a morfologia e a composição química do tecido irradiado [20], aumentando também a resistência do mesmo aos ácidos ou mesmo tornando a superfície irradiada mais susceptível à percolação dos ácidos bacterianos [21]. Considerando que, para promover um aumento da resistência à desmineralização, os aumentos de temperatura proporcionados pela irradiação *laser* tornam-se mais desejáveis e a ablação deve ser evitada [12], preferiu-se remover o spray ar-água durante as irradiações, estratégia adotada com frequência para os *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG visando a prevenção da cárie. Destaca-se, aqui, a vantagem da utilização de um *laser* pulsado, o qual permite a relaxação térmica mais eficiente do tecido nos intervalos entre pulsos e, assim, minimiza a propagação de calor excessivo para o interior do elemento dental [10].

Contudo, a remoção da refrigeração durante as irradiações leva a uma preocupação com o calor que pode ser transmitido para o interior da polpa, apesar da utilização de *lasers* com pulsos da ordem de 140 µs de duração, o qual pode comprometer a vitalidade pulpar em longo prazo. A confirmação dos valores de temperatura superficial atingidas durante as irradiações é o primeiro passo para ratificar se a irradiação *laser* proporciona mudanças na composição da dentina [10].

Os dados de temperatura superficial obtidos neste trabalho evidenciam o potencial do *laser* de Er,Cr:YSGG em induzir modificações cristalográficas da dentina quando empregado sob fluência de 5,6 J/cm², uma vez que foram atingidas temperaturas superiores a 100 °C. Sabendo que a perda de água e de carbonato, componente que propicia o aumento da solubilidade do tecido duro dental, se inicia em temperaturas ao redor de 100 °C [22], pode-se inferir que as irradiações com *laser* de Er,Cr:YSGG nestas fluências pode promover um aumento da resistência do tecido à desmineralização. Em contrapartida, a irradiação sob fluência de 2,8 J/cm² pode exercer menores efeitos sobre a microestrutura da dentina, pois não foram atingidos valores de temperatura superiores a 100 °C.

Baseados nos dados obtidos, ressalta-se que a fluência *laser* de 2,8 J/cm² não ultrapassou os limites críticos de temperatura para indução de pulpíte, reportados em trabalho clássico de Zach e Cohen como 5,5 °C [18], mesmo com 20 s de irradiação contínua sobre a superfície das amostras. Entretanto, deve-se ter cautela quanto ao tempo de irradiação, pois estudos prévios mostram que 50 s de irradiação, sob as mesmas condições, induzem a aumentos de temperatura que podem superar o limiar estabelecido para pulpíte [12]. O tempo de 20 s de irradiação foi definido como sendo um período clínico aceitável em que é possível irradiar toda a superfície vestibular dentinária de dentes hígidos. Períodos maiores de irradiação podem acarretar em riscos pulpares e são, portanto, desaconselhados. Ainda assim, estudos posteriores devem ser realizados para se determinar o tempo ideal de irradiação considerando dentes com menor massa, com algum grau de cárie ou presença de restaurações, características que alteram as propriedades térmicas dos tecidos, assim como sugere-se a realização de estudos histológicos *in vivo*.

Considerando-se que o limite de temperatura para causar processo inflamatório na polpa encontra-se em torno de 5,5 °C [18], os valores de temperatura intrapulpar medidos no presente trabalho sugerem que a densidade de energia de 5,6 J/cm² parece estar contraindicada para posterior uso clínico. O aumento de temperatura pulpar pareceu ter uma relação positiva com a fluência *laser* empregada, o que corrobora resultados anteriores obtidos com *lasers* emissores em outros comprimentos de onda [11,14]. Embora a ausência de refrigeração seja um passo crítico para a promoção de aumentos de temperatura, o mesmo não foi verificado neste estudo. Isto se deve ao fato de terem sido empregadas fluências baixas, associado ao modo de aplicação pulsado do *laser* que permitiu um resfriamento do tecido entre os pulsos.

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos, pode-se sugerir que o *laser* de Er,Cr:YSGG, sob fluências de 2,8 e 5,6 J/cm², promove aumentos de temperatura superficial superiores a 90 °C em dentina radicular, o que indica o potencial uso deste *laser* para indução de

mudanças microestruturais no tecido dentinário. Entretanto, ao atingir valores de temperatura intrapulpar inferiores ao limiar crítico para pulpite, apenas a fluência de $2,8 \text{ J/cm}^2$ apresenta-se promissora para futura aplicação clínica para prevenção da cárie radicular.

Referências

- [1] Bratthall, D., Hansel-Petersson, G., Sundberg, G. (1996), "Reasons for the caries decline: what do the experts believe?" *Eur J Oral Sciences*, v. 104, p. 433 – 435.
- [2] Clarkson, J.J., Mc Loughlin, J. (2000), "Role of fluoride in oral health promotion" *Int Dent J*, v. 50, n.3, p. 119-128.
- [3] Marthaler, T.M. (2004), "Changes in dental caries 1953 – 2003" *Caries Res*, v. 38, p. 173-181.
- [4] Narvai, P.C., Frazão, P., Castellanos, R.A. (1999), "Declínio na experiência de cárie em dentes permanentes de escolares brasileiros no final do século XX" *Odontol e Sociedade*, v.1, n. 1/2, p. 25-29.
- [5] Ministério da Saúde (2003). "Projeto SB Brasil 2003 : condições de saúde bucal da população brasileira 2002 – 2003 - resultados principais". Disponível em: http://www.saude.rio.rj.gov.br/saude/pubsms/media/relatorio_bras_il_sorridente.pdf
- [6] Ettinger, R.L. (1993), "Oral health needs of the elderly – an international review" *Int Dent J*, v. 43, n. 4, p. 348-54.
- [7] Clarkson, J.J., Mc Loughlin, J. (2000), "Role of fluoride in oral health promotion" *Int Dent J*, v. 50, n.3, p. 119-128.
- [8] Scheid, R. C., Weiss, G. (2012), *Woelfel's Dental Anatomy*, Philadelphia: LWW.
- [9] Romano, A. C. C. C. et al. (2011), "Evaluation of carbon dioxide laser irradiation associated with calcium hydroxide in the treatment of dentinal hypersensitivity. A preliminary study" *Lasers Med Sci*, v. 26, n. 1, p. 35-42.
- [10] Ana, P. A.; Bachmann, L., Zezell, D. M. (2006), "Lasers Effects on Enamel for Caries Prevention" *Laser Physics*, v. 16, n. 5, p. 865 – 875.
- [11] Rohanizadeh, R. et al. (1999), "Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin" *J Dent Res*, v. 78, n. 12, p. 1829-35.
- [12] Ana, P. A. (2007), *Estudo in vitro da resistência à desmineralização e da retenção de flúor em esmalte dental irradiado com laser de Er:Cr:YSGG*, Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 247p.
- [13] Yilmaz, H. G. et al. (2011), "Effectiveness of Er:Cr:YSGG laser on dentine hypersensitivity: a controlled clinical trial" *J Clin Periodontol*, v. 38, n. 4, p. 341-346.
- [14] Zezell, D. M. et al. (1996), "Temperature changes under Ho:YLF irradiation". In: Wigdor, H., Featherstone, J.D.B., White, J.M., Neev, J. *Lasers in Dentistry II*, Bellingham: Proc. SPIE, v. 2672, p. 34-39.
- [15] Brown, W. S., Dewey, W. A., Jacobs, H. R. (1970), "Thermal properties of teeth" *J. Dent. Res.*, v. 49, n. 4, p. 752-755.
- [16] Nyborg, H.; Brännström, M. (1968), "Pulp reaction to heat" *J. Prosthet. Dent.*, v. 19, p. 605 – 612.
- [17] Baldissara, P., Catapano, S., Scotti, R. (1997), "Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study" *J. Oral Rehabilitation*, v. 24, p. 791-801.
- [18] Zach, L., Cohen, G. (1965), "Pulp response to externally applied heat" *Oral Surg.*, v. 19, p. 515-530.
- [19] Belikov, A.V., Erofeev, A.V., Shumilin V.V., Tkachuk, A.M. (1993), "Comparative study of the $3 \mu\text{m}$ laser action on different tooth tissue samples using free running Er-doped YAG, YSGG, YAP and YLF lasers". *Proc. SPIE*, v. 2080, p. 60 – 67.
- [20] Fried, D., Ashouri, N., Breunig, T., Shori, R (2002), "Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel." *Lasers Surg. Med.*, v. 31, 186 – 193.
- [21] Apel, C., Birker, L., Meister, J., Weiss, C., Gutknecht, N. (2004), "The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study". *Photomed Laser Surg*, v. 22 n. 4, p.312-7.
- [22] Fowler, B. O., Kuroda, S. (1986), "Changes in Heated and in Laser Irradiated Human Tooth Enamel and their Probable Effect on solubility." *Calcif Tissue Int*, v.38, p. 197-208.