

TURBINA DE ALTA ROTAÇÃO,
JATO ABRASIVO DE ÓXIDO DE ALUMÍNIO E LASER:
UMA AVALIAÇÃO COMPARATIVA DOS INSTRUMENTOS
MEDIANTE REVISÃO DA LITERATURA

Osmir Batista de OLIVEIRA JUNIOR*
Daniela Rodrigues VIANNA**

- **RESUMO:** O objetivo deste artigo foi comparar, mediante leitura crítica, três diferentes métodos para preparos cavitários: turbinas de alta rotação, jato abrasivo de óxido de alumínio e laser dental. Após a análise comparativa dos resultados descritos na literatura, concluímos que cada um dos aparelhos citados apresenta vantagens e desvantagens, sendo a turbina de alta rotação a que apresenta maiores vantagens no uso clínico e melhor relação custo/benefício.
- **PALAVRAS-CHAVE:** Preparo da cavidade dentária; abrasão dentária; laser.

Introdução

No seu dia-a-dia o dentista opera sobre tecidos vitais na cavidade bucal, o que exige do profissional boa acuidade visual, destreza manual, visão espacial e instrumentos especialmente desenhados. Para realizar os detalhados e delicados procedimentos que são necessários à boa prática da dentística operatória, o profissional deve ter um conhecimento completo da finalidade e aplicação dos diferentes instrumentos a

* Departamento de Odontologia Restauradora – Faculdade de Odontologia – UNESP – 14801-903 – Araraquara – SP.

** Cirurgiã-Dentista – 14800-390 – Araraquara – SP.

serem utilizados, deve saber quais instrumentos existem, para quais situações são indicados e a maneira correta de empregá-los, a fim de realizar a técnica operatória sem causar danos ou injúrias ao órgão dental e tecidos adjacentes.

Até 1959, os instrumentos rotatórios operavam em velocidades que variavam de 2.500 a 6.000 rpm. Com o advento dos instrumentos rotatórios de alta velocidade, das fresas “carbide” e das pontas montadas diamantadas, rapidamente foram atingidos valores de 12.000 a 20.000 rpm, aumentando consideravelmente o poder de corte e reduzindo-se o tempo despendido nessa etapa operatória. Apesar do aumento de rendimento, esse método de preparo cavitário tem a desvantagem de produzir alta quantidade de calor na estrutura dental durante o corte.

Recentemente, a técnica de preparo cavitário baseada na aplicação de jato abrasivo de óxido de alumínio sobre a estrutura dental foi reintroduzida na prática clínica. Apesar de utilizar componentes modernos, ainda se baseia nos conceitos de corte delineados na década de 1950, quando surgiu como instrumento de corte promissor.

A possibilidade de realizar preparos cavitários profundos sem anestesia e a ausência de termogênia são algumas de suas principais vantagens.

Paralelamente, o desenvolvimento e o aprimoramento das diferentes unidades de laser possibilitam a realização de preparos cavitários mais conservadores e menos traumáticos.

O corte das estruturas duras dentais pela aplicação de energia luminosa em alta intensidade proveniente dos lasers é tecnicamente viável e segura, apesar dos altos valores de temperatura gerados. Porém, esses aparelhos ainda são caros e de aplicação limitada em muitas situações clínicas.

Proposição

Pelo exposto, propomo-nos a avaliar, mediante uma revista da literatura, os diferentes sistemas de preparo cavitário citados a fim de evidenciar o mais adequado para uso clínico.

Discussão

Ao analisar a literatura, observamos que os diferentes métodos de preparo cavitário apresentam, durante sua utilização, vantagens e desvantagens. Alguns até produzem efeitos colaterais que devem ser adequadamente controlados, a fim de evitar danos irreversíveis à estrutura dental remanescente.

Os principais problemas relacionados ao emprego dos diferentes métodos de preparo cavitário relatados na literatura são:

- termogenia;
- contaminação ambiental;
- perda da percepção tátil;
- dificuldade de visualização do campo operatório;
- acidentes e riscos de injúrias durante o uso;
- custo dos equipamentos.^{2, 4, 6-7, 9-12, 21, 24-25}

A termogenia é um dos principais fatores que devem ser corretamente neutralizados em razão dos comprovados efeitos deletérios ao tecido pulpar.^{2, 9, 24-25}

Ao operar com o alta rotação, deve-se lembrar que a transmissão de calor varia na razão inversa da espessura da dentina remanescente. Segundo Corrêa,⁸ o número de rotações por minuto (rpm) do instrumento exerce maior influência na produção de calor do que a força de aplicação. Duplicando-se a rpm, a temperatura absoluta gerada cresce em 36%.

Para uma quantidade total de calor da ordem de 20 cal/min, apenas 4,8 cal resultam do atrito entre o instrumento e a estrutura dental; o restante é consequência da ação das lâminas ou dos abrasivos sobre a estrutura dental, pois durante o corte desta e/ou restaurações, as moléculas de tecido são deformadas, amassadas e esmigalhadas pela ação mecânica dos instrumentos rotatórios de corte.⁸

Black² afirma que o calor é inevitável durante a utilização de instrumentos rotatórios por estar intimamente associado a fricção e corte da estrutura dental.

Peyton & Henry¹⁸ afirmam que o calor gerado durante o processo de corte causa desconforto ao paciente, podendo até ocasionar injúrias irreversíveis ao tecido pulpar e estruturas dentárias remanescentes.

Segundo Christensen,⁶ o uso de um volume suficiente de spray de água, corretamente direcionado para a ponta ativa do instrumento rotatório, possibilita controlar clinicamente o calor gerado na estrutura dental, mantendo as injúrias provocadas em níveis subclínicos reversíveis.

Como já citado, o laser, por ser essencialmente energia luminosa concentrada, libera altas taxas de calor. Sua temperatura chega a aproximadamente 2.000°C e incide na estrutura dental com essa mesma intensidade. Para torná-lo seguro para o corte da estrutura dental, foram desenvolvidos aparelhos que produzem laser em ondas intermitentes de alta frequência. Assim, a alta temperatura incidente dissipa-se na superfície do tecido atingido, provocando mínima elevação da temperatura intrapulpar.

Cozean et al.⁹ demonstram que, quando a temperatura intrapulpar eleva-se "in vivo" acima de 5,5°C, cerca de 15% dos dentes preparados terão danos pulparez irreversíveis. No entanto, quando o calor gerado determinar valores de temperatura intrapulpar menores que 5,5°C, os procedimentos serão seguros porque não causarão dano histológico significativo.

Walsh,²³ em 1997, afirmou que o aumento da temperatura intrapulpar acima de 5,5°C causa necrose do tecido pulpar, valores menores que 2,2°C não determinam mudanças histológicas significativas e temperaturas entre 2,2°C e 5,5°C provocam pulpíte reversível.

O resfriamento com água tende a melhorar os procedimentos de corte realizados pelos instrumentos rotatórios e a ablação realizada pelos lasers. Isso foi avaliado no uso do laser de Er:YAG por Cozean,⁹ Vissuri,²² Wigdor²⁴ e Wigdor et al.²⁵

Já os aparelhos de corte baseados no uso do jato abrasivo de óxido de alumínio não causam elevação significativa da temperatura na estrutura dental, pois seu mecanismo de corte baseia-se na fragmentação por impacto do esmalte e dentina, provocado pela colisão das partículas de óxido de alumínio, impulsionadas em alta velocidade contra a estrutura dentária. A energia cinética assim empregada não provoca termogenia.

O emprego de refrigeração ar-água ou somente água, necessário para minimizar o efeito da termogenia durante utilização dos instrumentos de alta rotação e laser, bem como a nuvem de partículas resultante da aplicação do jato de óxido de alumínio determinam significativa contaminação do ambiente de trabalho.⁴ Esse fato expõe, diariamente, profissional, paciente e pessoal auxiliar ao risco de contrair diferentes doenças infecciosas, sofrer injúrias físico-mecânicas e inalar produtos potencialmente perigosos.⁴

Desde 1960, estudos alertam para o possível potencial patogênico do aerossol, gerado pela refrigeração das turbinas de alta velocidade.²¹

Miller¹⁶ relatou que os aerossóis podem conter mais de 100.000 bactérias por metro cúbico de ar e se estender muitos metros além da

área de atuação do operador. A disseminação de microrganismos da boca dos pacientes durante o trabalho odontológico pode ocorrer: diretamente, por contato com os dedos e instrumentos; indiretamente, por aerossóis (compostos de partículas menores que 100μ) que, por causa do seu reduzido tamanho, ficam em suspensão no ar, e por gotículas salpicadas (partículas com diâmetro de 100μ ou mais) que se depositam sobre as superfícies do ambiente de trabalho.

Todo trabalho que é feito com instrumentos rotatórios e/ou jatos de água, ar ou ambos produz grande quantidade de partículas atomizadas de diâmetros diversos que carregam, além de microrganismos, proteínas salivares, mucina, resíduos de sangue, células e detritos de alimentos, transformando essas partículas em “microssistemas” potencialmente patogênicos, uma vez que essas condições viabilizam a sobrevivência dos microrganismos fora da cavidade bucal.

O uso de jatos mistos (água e ar) atomiza vinte vezes mais germes do que apenas o uso do ar. Além disso, o uso do spray produz uma grande quantidade de partículas de tamanhos iguais ou inferiores a 5μ de diâmetro²¹ que, quando atomizadas, permanecem suspensas no ambiente por um longo período de tempo.

Segundo Rossetini,²¹ cerca de 60% a 80% do aerossol produzido durante o preparo cavitário contém partículas menores que 5μ , as quais atingem facilmente os alvéolos pulmonares quando aspiradas.

Chinellato et al.⁵ citam: “entre as principais moléstias veiculadas pela saliva estão: tuberculose, parotidite, conjuntivite, sífilis, hepatite, varicela, herpes simples, coqueluche, citomegalia e herpangina. Se consideramos a orofaringe teremos que acrescentar, entre outras: meningite, gripe, sarampo, varíola, rinovirose e adenovirose”.

Para minimizar esses riscos, Rossetini²¹ sugere o uso de enxaguatório bucal antimicrobiano, previamente ao tratamento dentário, a fim de diminuir o número de bactérias no aerossol produzido. Além disso, recomenda que se evite o uso de jatos mistos das seringas triplices, optando-se pelo uso de um jato de água seguido de um jato de ar para a limpeza das cavidades, sempre que possível. Outra recomendação é o uso sistemático de sugadores de alta potência, a fim de minimizar a contaminação ambiental provocada pelo aerossol produzido pelo uso das turbinas de alta velocidade.

Charbeneau⁴ afirma que tanto profissionais quanto assistentes estão expostos a perigos sérios para a saúde quando operam com instrumentos rotatórios de alta velocidade, em pacientes que apresentem agentes patogênicos em sua flora bucal. Sendo assim, o uso de barreiras prote-

toras mecânicas – óculos, luvas, gorro, avental e máscara cirúrgica – é altamente recomendado.

O uso rotineiro de óculos durante o trabalho clínico é também recomendado como medida de proteção contra injúrias mecânicas do globo ocular, uma vez que as partículas dentais e/ou restos de materiais restauradores são projetados a mais de 96 km/h,⁵ pela ação dos instrumentos de corte em alta velocidade.

Os aparelhos de preparo cavitário baseados no jato de óxido de alumínio e os lasers podem ser utilizados como alternativas para minimizar os riscos de lesões traumáticas do globo ocular e reduzir os riscos de contaminação.

Conforme já citado, a ação do jato abrasivo de óxido de alumínio sobre a estrutura dental fundamenta-se na colisão em alta velocidade de partículas de alumina, impulsionadas por ar comprimido, contra a estrutura dentária. Esse choque libera energia capaz de abrasionar esmalte, dentina, cimento e material restaurador.^{1, 3, 12}

O corte da estrutura dental por esse método não gera calor, ruído ou vibração. Além disso, como o corte se faz por energia cinética, não ocorre o arrancamento dos prolongamentos odontoblásticos que provocam dor quando a turbina de alta rotação é utilizada. Essa característica de corte permite preparos de cavidades profundas sem anestesia em adultos e crianças e é uma das principais vantagens do emprego do jato de óxido de alumínio na prática clínica.

Quando utilizado como método exploratório de cáries incipientes oclusais, o jato abrasivo de óxido de alumínio mostrou maior confiabilidade que os métodos convencionais de diagnóstico: inspeção visual e radiografias.^{3, 6, 12, 14, 15, 20} No entanto, sua aplicação clínica é limitada, sendo seguramente indicada apenas para o preparo de cavidades de classe I, III, IV e V.

As principais vantagens desse método de preparo cavitário já foram destacadas por Black,¹ em 1945, em sua introdução na prática odontológica. Segundo o autor, o corte da estrutura dental utilizando o jato abrasivo de óxido de alumínio é rápido, fácil e biologicamente aceitável. No entanto, observou que as margens cavitárias mostravam-se invariavelmente irregulares.

Da mesma forma, Christensen⁶ diz que a técnica do jato abrasivo proporciona preparos cavitários imprecisos e com margens mal definidas. Além disso, a percepção tátil do operador é mínima e a visão do campo operatório é dificultada pela formação de debris orgânicos que também podem danificar lentes e lupas.

Laurell & Hess,¹² em 1995, alegaram que a aplicação do jato abrasivo de óxido de alumínio causa menor estresse na estrutura dental que o uso da turbina de alta velocidade. No entanto, Goldstein & Parkins,¹⁰ em 1994, relataram que esse método de preparo cavitário pode determinar alterações pulpares em dentes muito sensíveis ou hiperêmicos.

Comparativamente, Christensen⁷ alega que o tradicional instrumento rotatório é uma técnica relativamente limpa, pois os debris podem ser controlados com jatos de ar-água e não são tão abundantes como os originados pela aplicação do jato abrasivo de óxido de alumínio.

Segundo Black,² a ação do corte abrasivo é influenciada pela pressão do propelente, tipo e tamanho da partícula do abrasivo, tipo de mistura abrasiva, tipo de ponta ativa do aparelho e seu comprimento, distância entre a ponta ativa e a superfície dental e angulação de aplicação do jato abrasivo.

Quanto à utilização do laser para o preparo de cavidades, encontramos muito ceticismo, hesitação e até rejeição.

Ao contrário da luz convencional, a luz laser é monocromática (todos os fótons têm o mesmo comprimento de onda), coerente (todos os fótons existem em uma mesma fase) e colimada (todos os feixes de luz caminham em uma única direção).^{13, 15}

Quando atinge uma superfície, a luz laser pode ser absorvida, transmitida, distribuída ou refletida. Somente a luz que é absorvida tem efeito sobre a superfície ou tecido-alvo.

Para que o laser possa existir são necessárias “fontes geradoras” de energia, ou seja, substâncias químicas que, quando devidamente estimuladas, desencadeiam a transmissão de energia. Diferentes “fontes geradoras” originam diferentes tipos de laser.¹⁷

Os lasers podem ser classificados segundo o estado físico da fonte geradora em: sólidos (rubí, Nd:YAG, Er:YAG, Ho:YLF, GaAs), líquido (rodamina) e gasosos (CO₂, Ar, He-Ne, He-Cd, Ar-F).¹³

Os lasers também podem ser divididos, segundo sua potência, em lasers de alta e baixa potência. Os lasers de baixa potência possuem efeito analgésico, antiinflamatório e bioestimulante. Já os lasers de alta potência podem realizar cortes em tecidos, vaporizar lesões de cárie, fundir esmalte produzindo superfície mais resistentes à cárie, entre outras aplicações.^{7, 13, 16}

Em 1995, Wigdor et al.²⁵ demonstraram que o pré-tratamento do esmalte dental com laser de CO₂ de acordo com certos parâmetros pode reduzir, subsequentemente, a dissolução ácida do esmalte. Isso pode, potencialmente, inibir o processo cariioso. Com base nesses estudos, o

conhecimento dos efeitos dos diferentes lasers e dos parâmetros de utilização pode possibilitar o desenvolvimento de aplicações para inibir a instalação e progressão das lesões de cárie incipientes tanto em esmalte como em raiz.⁹

Tanto o laser de CO₂ como o de Nd:YAG são aparelhos grandes e suas altas voltagens limitam suas aplicações. O tamanho restringe sua mobilidade e os cuidados com a técnica devem ser salientados, uma vez que ainda não foi possível o desenvolvimento de um aparelho de laser capaz de realizar tal procedimento de corte da estrutura dental de forma prática, segura e a baixo custo.¹⁷

Segundo Walsh,²³ os aparelhos de laser precisam ser ainda aperfeiçoados para viabilizar sua aplicação em larga escala nas mais diferentes situações clínicas. Salienta que o uso de proteções como óculos especiais e instrumentos não refletivos são necessários para evitar queimaduras oculares e danos às estruturas adjacentes bucais.

Pick,¹⁹ Miller & Truhe¹⁵ informam que cada tipo de laser determina um instrumento de proteções específico, em função do comprimento de luz utilizado. Sendo assim, para o laser de CO₂ os óculos de proteção devem ser transparentes. Já para a aplicação do laser de Nd:YAG as lentes devem ter cor verde, e, quando o laser utilizado for o argônio, os óculos devem ser âmbar. Alternativamente, os olhos dos pacientes podem ser protegidos por uma gaze úmida. Esta, no entanto, nunca deve ser aplicada sobre o tecido-alvo, a fim de evitar infecção da área de tecido vaporizado.

A utilização de instrumentos comuns, lisos e polidos, pode causar o redirecionamento do feixe laser, provocando acidentes.

Segundo Cozean et al.,⁹ em 1997 o FDA (Food and Drug Administration) aprovou o uso do laser, de Er:YAG para a realização de preparos cavitários em dentes humanos. O aparelho aprovado foi o Centauri. Estudos clínicos demonstraram que o laser de Er:YAG produziu resultados equivalentes aos das turbinas de alta velocidade quanto à sua capacidade de fazer preparos cavitários em esmalte e dentina, na remoção do tecido cariado, na modificação do esmalte e dentina antes da aplicação dos adesivos resinosos, favorecendo a união adesiva. Como é bem absorvido pela água e pela hidroxiapatita, o laser de Er:YAG mostra-se efetivo para o corte da estrutura dental.

Apresentamos, a seguir, resumo comparativo das principais características dos diferentes instrumentos para preparo cavitário analisados.

Quadro 1 – Características técnicas e clínicas apresentadas pela turbina de alta rotação, jato abrasivo de óxido de alumínio e laser

Características	Turbina de alta rotação	Jato abrasivo de óxido de alumínio	Laser de alta potência
Regularidade da cavidade resultante e tempo clínico	☺☺☺	☹	☹
Termogenia	☹	☺☺☺	☺☺
Nível de ruído	☹	☺☺☺	☺☺
Produção de aerossol bacteriano	☹	☹	☺☺
Aceitação do paciente	☹	☺☺☺	☺☺☺
Custo dos aparelhos	☺☺☺	☹	☹
Necessidade de equipamentos especiais de proteção	☺☺	☺☺	☹
Nível de percepção tátil	☺☺☺	☹	☹
Nível de visualização do campo operatório	☺☺	☺☺	☺☺☺
Técnica operatória simples	☺☺☺	☹	☹
Indicado para todo tipo de preparo cavitário	☺☺☺	☹	☹
Número de estudos que comprovam uso clínico seguro	☺☺☺	☺☺	☹

Legenda: ☺☺☺ excelente
 ☺☺ aceitável
 ☹ característica negativa

Conclusão

O quadro comparativo apontado anteriormente e a literatura consultada permitem-nos concluir que:

- Os três sistemas analisados – turbina de alta rotação, jato abrasivo de óxido de alumínio e laser de alta potência – mostram vantagens e desvantagens distintas.
- O jato abrasivo de óxido de alumínio é o sistema menos agressivo para a estrutura dentária remanescente.
- A turbina de alta rotação é ainda o sistema que apresenta maiores vantagens de uso clínico e melhor custo/benefício.

OLIVEIRA JUNIOR, O. B., VIANNA, D. R. High-speed handpiece, aluminium oxide abrasive jet and laser: a comparative evaluation of instrument according to literature review. Rev. Odontol. UNESP (São Paulo), v.31, n.1, p.49-59, jan./jun. 2002.

- **ABSTRACT:** The aim of this article was to compare through critic literature three differents methods of cavity preparations using: high-speed handpieces, air abrasive and laser. After the compared analysis described in literature, we concluded that each method has advantages and limitations and the high-speed hadpieces have major advantages in clinical usage and best costeffectiveness.
- **KEYWORDS:** Dental cavity preparation; tooth abrasion; lasers.

Referências bibliográficas

- 1 BLACK, R. B. Technique for non-mechanical preparation of cavities and prophylaxis. J. Am. Dent. Assoc. (Chicago), v.32, n.15, p.955-65, Aug. 1945.
- 2 _____. Air abrasive: some fundamentals. J. Am. Dent. Assoc. (Chicago), v.41, n.6, p.701-10, Dec. 1950.
- 3 _____. Application and revaluation of air abrasive technique. J. Am. Dent. Assoc. (Chicago), v.50, n.4, p.408-14, Oct. 1955.
- 4 CHARBENEAU, G. T. Instrumentos e instrumentação geral para preparo cavitário. In: _____. Princípios e práticas de dentística operatória. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1978. cap.8, p.12-55.
- 5 CHINELLATO, L. E. et al. Estudo e avaliação dos meios de biossegurança para o cirurgião-dentista e auxiliares contra doenças infecto-contagiosas no consultório odontológico. Rev. Fac. Odontol. Bauru, v.1, n.1-4, p.60-6, jan.-dez. 1993.
- 6 CHRISTENSEN, G. J. Cavity preparation: cutting or abrasion? J. Am. Dent. Assoc. (Chicago), v.127, n.11, p.1651-4, Nov. 1996.
- 7 _____. Air abrasion tooth cutting: state of the art 1998. J. Am. Dent. Assoc. (Chicago), v.129, n.4, p.484-5, Apr. 1998.
- 8 CORRÊA, A. A. Dentística operatória. São Paulo: Artes Médicas, 1979.
- 9 COZEAN, C. et al. Dentistry for que 21st century? Erbium:Yag laser for theeth? J. Am. Dent. Assoc. (Chicago), v.128, n.8, p.1080-7, Aug. 1997.
- 10 GOLDSTEIN, R. E., PARKINS, F. M. Air abrasive technology: it's new role in restorative dentistry. J. Am. Dent. Assoc. (Chicago), v.125, n.5, p.551-7, May 1994.

- 11 LASER status in dentistry. *Oral Health (Ontario)*, v.86, n.2, p.53-4, Feb. 1996.
- 12 LAURELL, K. A., HESS, J. A. Scanning electron micrographic effects of air abrasion cavity preparation on human enamel and dentin. *Quintessence Int. (Illinois)*, v.26, n.2, p.139-44, Feb. 1995.
- 13 LIZARELLI, R. F. Z. A tecnologia laser para odontologia. *Jornal da APCD (Araraquara)*, p.6, out. 1998.
- 14 MENDES, A. M. Restaurações preventivas através da microdentística. Araraquara, 1998. 28p. Monografia (Especialização em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 15 MILLER, M., TRUHE, T. Lasers in dentistry: an overview. *J. Am. Dent. Assoc. (Chicago)*, v.124, n.2, p.32-5, Feb. 1993.
- 16 MILLER, R. L. Generation of airborne infection by high-speed dental equipment. *J. Am. Soc. Prev. Dent. (Chicago)*, v.6, n.3, p.14-7, May/June 1976. In: MUZZIN, K. B., KING, T. B., BERRY, C. W. Assessing the clinical effectiveness of an aerosol reduction device for the air polisher. *J. Am. Dent. Assoc. (Chicago)*, v.130, n.9, p.1354-9, Sept. 1999.
- 17 PATEL, C. K. N., McFARLANE, R. A., FAUST, W. L. Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂CO₂. *Physiol. Rev. (Bethesda)*, v.13, p.617-9, 1964. In: PICK, R. M. Lasers and their use in dentistry. *Mo. Dent. J. (Jefferson City)*, v.72, n.3, p.34-43, May/June 1992.
- 18 PEYTON, R. A., HENRY, E. E. The effect of high-speed burs, diamond instruments and air abrasive in cutting tooth tissue. *J. Am. Dent. Assoc. (Chicago)*, v.49, n.4, p.426-35, Oct. 1954.
- 19 PICK, R. M. Lasers and their use in dentistry. *Mo. Dent. J. (Jefferson City)*, v.72, n.3, p.34-43, May/June 1992.
- 20 ROSENBERG, S. Air abrasive microdentistry: a new perspective on restorative dentistry. *Dent. Econ. (Tulsa)*, v.85, n.9, p.96-7, Sept. 1995.
- 21 ROSSETINI, S. M. O. Contágio no consultório odontológico. Como entender e prevenir. São Paulo: Liv. Ed. Santos, 1985.
- 22 VISURI, S. R. Erbium laser ablation of hard tissue: modeling and control of the thermal load. *SPIE Proceeding*, 2128, 1994.
- 23 WALSH, L. J. The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 2. Hard tissue applications. *Aust. Dent. J. (Sydney)*, v.42, n.5, p.302-6, Oct. 1997.
- 24 WIGDOR, H. A. Patients perceptions of lasers in dentistry. *Lasers Surg. Med. (New York)*, v.20, n.1, p.47-50, 1997.
- 25 WIGDOR, H. A. et al. Lasers in dentistry. *Lasers Surg. Med. (New York)*, v.16, n.2, p.103-33, 1995.