

APLICAÇÕES DOS LASERS DE ALTA POTÊNCIA EM ODONTOLOGIA *APPLICATIONS OF HIGH-INTENSITY LASERS IN DENTISTRY*

Jorge ACT^{*}; Cassoni A^{**}; Rodrigues JA^{***}

RESUMO: Esta revisão de literatura tem como objetivo esclarecer o uso e os tipos de lasers de alta potência que podem ser utilizados na odontologia e suas indicações. Os lasers são divididos em dois grandes grupos: os lasers para terapia de baixa potência (*Low-Intensity Laser Therapy, LILT*) – e os lasers cirúrgicos de alta potência (*High-Intensity Laser Treatment, HILT*). O primeiro laser dental cirúrgico possuía como meio ativo o Nd:YAG e era indicado para manipulação de tecido mole. Na sequência, foram lançados no mercado outros tipos de Nd:YAP, e também outros tipos de lasers, como o CO₂ e o de Argônio, somente para cirurgia em tecidos moles intraorais. Em seguida foram desenvolvidos laser para tecido duro dental como o Er:YAG e o Er,Cr:YSGG. Cada tipo de laser deve ser utilizado de forma que seja absorvido ao máximo, garantindo sua efetividade ao mesmo tempo em que evite danos aos tecidos adjacentes.

PALAVRAS-CHAVE: Terapia a laser. Lasers. Odontologia. Revisão. Esmalte dental. Procedimentos Cirúrgicos Bucais.

ABSTRACT: *This literature review aims to explain the use and types of high-power lasers that can be used in dentistry and their indications. Lasers are divided into two main groups: laser therapy for low power LILT (Low-Intensity Laser Therapy) - surgical lasers and high power or Hilt (High-Intensity Laser Treatment). The first dental surgery laser had Nd:YAG as active medium and was indicated for the manipulation of soft tissue. Then other types of Nd:YAG became available on the market, as well as other types of lasers, such as CO₂ and Argon, which were only used for the surgeries on intraoral soft tissues. Some lasers, such as Er:YAG and Er,Cr:YSGG, were then developed for dental hard tissues. Each type of laser must be adequately used to ensure its optimum absorption and its best effectiveness without damaging the adjacent tissue.*

KEY-WORDS: *Laser Therapy. Lasers. Dentistry. Review. Dental enamel. Oral Surgical Procedures.*

* Ana Carolina Tedesco Jorge - Mestranda em Odontologia com área de concentração em Dentística pela Universidade Guarulhos, UnG.

** Alessandra Cassoni - Mestre e Doutora em Odontologia – Área de concentração em Dentística pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Professora Adjunta do curso de Graduação e de Pós-Graduação da Universidade Guarulhos, UnG.

*** José Augusto Rodrigues - Mestre e Doutor em Clínica Odontológica – Área de concentração em Dentística pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Professor Adjunto do curso de Graduação e de Pós-Graduação da Universidade Guarulhos, UnG.

Energia Laser

A palavra LASER vem do acrônimo em inglês *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, o que significa "amplificação da luz por emissão estimulada de radiação".

O desenvolvimento da tecnologia dos lasers foi possível através das pesquisas realizadas na área da física quântica, na qual foram delineados os princípios que tornaram possível a idéia de utilizar moléculas e a radiação estimulada. Introduzido por Einstein em 1905 usando a teoria de Planck (1900), este conceito demonstrou que a energia de um feixe de luz era concentrada em pequenos conjuntos de energia, denominados fótons, explicando assim o fenômeno da emissão fotoelétrica. Foi descrito que quando um fóton colide com um elétron, ele estimula a liberação de outro fóton amplificando a emissão inicial.

No final da década de 40, começo da década de 50, Charles Townes, professor da Universidade de Columbia, em Nova Iorque, estava fazendo estudos espectroscópicos de moléculas utilizando radiação de micro-ondas. Ele pretendia produzir micro-ondas mais curtas do que aquelas utilizadas nos radares da Segunda Guerra Mundial. Ele e seus colaboradores foram bem sucedidos, produzindo radiação estimulada de comprimento de onda de 1cm, o que foi batizado

com o nome MASER referindo-se à radiação estimulada na região de microondas. O maser foi assim, o precursor do laser¹.

Em 1960 Maiman, utilizando teoria da emissão estimulada, desenvolveu a primeira fonte emissora de laser. Esta foi obtida pela excitação de uma roda de rubi com pulsos luminosos intensos e se localizava na faixa visível do espectro luminoso ($\lambda=694\text{nm}$), que resultou no primeiro raio laser no espectro vermelho².

A luz ou radiação eletromagnética de um laser se caracteriza por ser um fluxo luminoso altamente colimado (feixes de luz paralelos), de alta intensidade de energia e altamente concentrada. Os lasers são nomeados de acordo com o meio ativo pelo qual são estimulados. Atualmente, diferentes meios ativos estão disponíveis sendo sólidos, líquidos ou gasosos, cada meio resulta em um tipo diferente de radiação ou comprimento de onda, como pode-se observar na figura 1, a qual possui diferentes formas de interação com os diferentes meios e resultam em um tipo diferente de efeito³. Ou seja, os lasers apresentam diferentes comprimentos de onda que possuem características próprias que podem sofrer quatro diferentes fenômenos: absorção, penetração, transmissão e difusão. Em Odontologia o fenômeno mais desejável é a absorção, pois quando ocorre há a interação com o tecido alvo.

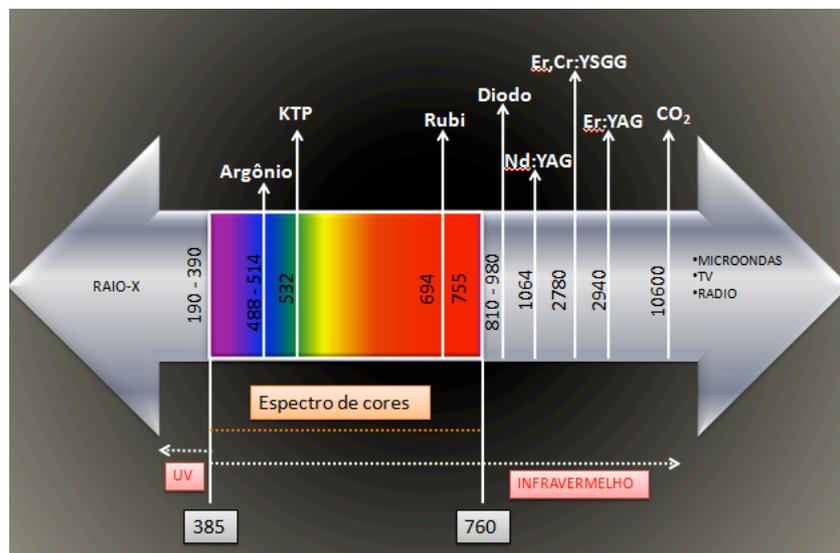


Figura 1 - Espectro eletromagnético (em nanômetros)

Dessa forma, para que o laser seja efetivo é necessário que seja absorvido pelos tecidos sendo que no caso dos lasers para terapia de baixa potência (LILT- *Low-Intensity laser Therapy*) o laser deve ser absorvido e estimular um efeito biomodulador. Já os lasers cirúrgicos de alta potência (HILT- *High-*

Intensity Laser Treatment) agem através da produção de calor. Embora os tecidos biológicos sejam pouco homogêneos do ponto de vista óptico, a escolha do tipo de laser deve ser feita como regra em função de sua interação com o tecido alvo, seja esse tecido mole ou duro.

Portanto, esta revisão de literatura tem como objetivo esclarecer o uso e os tipos de lasers de alta potência que podem ser utilizados na odontologia e suas indicações.

Primeiros Lasers na Odontologia

Em 1990 foi o ano que a American Dental Laser (ADL), obteve autorização do Food and Drug Administration (FDA) para comercializar o primeiro laser dental que possuía como meio ativo neodímio:ítrio-alumínio-granada (Nd:YAG, $\lambda=1.064$ nm). A FDA autorizava seu uso na manipulação de tecido mole, e o laser apresentava uma potência máxima média de 3 watts e poderia ser pulsado até 30 vezes por segundo (30Hz). O equipamento foi vendido por aproximadamente US\$ 50.000,00. Em seguida foram lançados no mercado outros tipos de neodímio, e também outros tipos de lasers como o CO₂ (dopado com gás de dióxido de carbono), laser de Argônio com dois comprimentos de onda, o azul ($\lambda=488$ nm) e o verde ($\lambda=514,5$ nm) e os lasers de Diodos semi-condutores ($\lambda=620$ nm a $\lambda=2.500$ nm), todos autorizados pela FDA somente para cirurgia em tecidos moles intra-orais.

Em 1997, a FDA concedeu à *Premier Laser Systems* a autorização para a comercialização do primeiro laser para tecido duro dental, sendo esse o érbio dopado por ítrio alumínio e granada (Er:YAG, $\lambda=2.940$ nm). Pouco depois, outros fabricantes ofereceram outros lasers de érbio como o érbio cromo dopado por ítrio escândio gálio e granada (Er,Cr:YSGG, $\lambda=2.780$ nm) para tecidos duros dentais³. Atualmente, um laser cirúrgico custa de US\$ 10.000,00 a US\$ 75.000,00.

No Brasil, a introdução da tecnologia do laser foi bastante tardia, em comparação com outros países da Europa e os Estados Unidos. Os trabalhos pioneiros nesta área datam na metade da década de 1980 e foram realizados por Duarte Brugnera, Aun, Watanabe e colaboradores. Atualmente diversas universidades brasileiras começam a introduzir o uso de laser nos conteúdos programáticos das disciplinas.

Os lasers são divididos em dois grupos: os lasers não cirúrgicos, utilizados para terapia de baixa potência (LILT - *Low-Intensity laser Therapy*), e os lasers cirúrgicos de alta potência (HILT - *High-Intensity Laser Therapy*), e adicionalmente temos ainda lasers utilizados para terapia fotodinâmica e diagnóstico fluorescência tecidual.

Lasers de alta potencia indicados em Odontologia

Os principais lasers de alta potencia indicados para odontologia são o Nd:YAG ($\lambda=1.064$ nm) e CO₂ ($\lambda=9.300$ nm, 9.600 nm, 10.300 nm e 10.600 nm),

para tecidos moles e o CO₂, e o Er:YAG ($\lambda=2.940$ nm), Er,Cr:YSGG ($\lambda=2.780$ nm) para tecidos duros.

Um fator muito importante que deve ser considerado quando se utiliza um laser é a energia que deve ser utilizada, pois ela está diretamente relacionada com a efetividade ou não do tratamento desejado.

Os lasers para tecido mole são utilizados para incisões e homeostasia, como possuem boa absorção por pigmentos e sangue e atuam por vaporização. Quando uma superfície é irradiada têm-se a formação de 3 zonas bem definidas sobre o tecido hígido. Uma zona de vaporização, uma de necrose, e outra de coagulação. Essas zonas variam em tamanho de acordo com a energia e foco do laser aplicado. Quanto maior a energia, maior a zona de vaporização e será realizada uma incisão mais profunda, com a vantagem de ser livre de sangramento e reduzir o número de microrganismos. Dessa mesma forma, quanto menor a energia, menor será a vaporização e maior a zona de coagulação.

Além da energia, o foco do feixe de laser também influencia na relação vaporização/coagulação, quanto mais focado menor é o diâmetro e maior a profundidade da incisão. Se o laser for desfocado diminui a vaporização resultando no aumento do diâmetro da incisão e redução da profundidade, sendo que quanto mais desfocado maior é o efeito de coagulação e hemostase.

Os lasers para tecido duro atuam por ablação, que é um mecanismo no qual energia do laser absorvida pela água e pela hidroxila na hidroxiapatita, causando um rápido aquecimento e aumento de volume resultando em altas pressões internas que levam à remoção do substrato na forma de microexplosões^{4,5}.

Alguns estudos demonstram que o uso dos lasers de Nd:YAG, de érbio e CO₂ com densidade de energia podem ser utilizados para aumentar a resistência dental aos ácidos. São três as principais teorias existentes que tentam explicar as alterações ocorridas durante a irradiação com o laser de Er:YAG, promovendo a redução na permeabilidade do esmalte devido à fusão e recristalização da superfície de esmalte^{6,7}. A redução na solubilidade do esmalte devido à formação de substâncias menos solúveis como o monóxido difosfato de tetracálcio ou fosfato de tetracálcio⁸ ou a redução na permeabilidade do esmalte devido às mudanças na ultraestrutura, decorrente da decomposição protéica.

Como os lasers de alta potência atuam por meio do aumento na temperatura, seu uso traz ainda como vantagem a descontaminação da superfície irradiada, dessa forma há uma maior probabilidade de ocorrer uma reparação tecidual sem a presença de infecção na ferida cirúrgica.

Em função de cada equipamento, o laser pode ser utilizado em modo contínuo, pulsado, sendo que o uso no modo pulsátil apresenta como vantagem a possibilidade de haver o resfriamento do tecido adjacente ao tecido alvo. A frequência dos pulsos é sempre medida em Hertz, ou seja pulsos por segundos.

Laser de Nd:YAG (neodímio dopado com ítrio-alumínio-granada, $\lambda=1.064$ nm)

O laser de Nd:YAG foi desenvolvido por Johnson em 1961, pode ser utilizado de modo pulsado. Tem o principal comprimento de onda de emissão de $\lambda=1.064$ nm (Figura 1), potência variável e número de pulsos por segundo também variável de acordo com o tipo de aparelho. Por não ter um comprimento de onda visível, emite próximo ao infravermelho, apresenta geralmente como luz guia o laser de HeNe. A absorção deste tipo de laser é difusa e transmitida aos tecidos¹.

Como este laser é bem absorvido por pigmentos e sangue, é indicado para uso em tecidos moles. Quando este raio é utilizado sem contato direto, ocorre difusão para o ambiente, e a difusão de calor dentro dos tecidos pode chegar a 7mm de profundidade, gerando uma área maciça de coagulação. Por esta característica, em medicina o laser de Nd:YAG pode coagular artérias e veias de 2-3mm de diâmetro. Esta forma de radiação pode ser levada aos tecidos através de fibras ópticas de contato direto⁹. Adicionalmente, quando emitido com pulsos de 10-12 ms, este laser não causa efeitos térmicos, mas sim cria um estado de ionização que resulta na formação de choques que promovem a fotodisrupção do tecido. É bastante utilizado na oftalmologia e também para remoção de tatuagens e manchas pigmentadas¹⁰.

Para tecidos duros o laser de Nd:YAG tem sido estudado na prevenção de cárie/desmineralização desde a década de 70. O que possibilita o seu uso na prevenção é a capacidade de ser conduzido por fibra óptica de quartzo, proporcionando fácil acesso aos sulcos e fissuras da cavidade oral. Entretanto, os lasers para prevenção de cárie devem interagir com o esmalte dental cujo conteúdo inorgânico consiste basicamente de fosfato de cálcio cristalino e hidroxiapatita. O esmalte possui bandas de absorção no infravermelho, em 2.900 nm, 7.900 nm e 9.600 nm. Sabendo-se que o comprimento de onda do laser de Nd:YAG é 1.064 nm, ele é pouco absorvido pela hidroxiapatita e água (Figura 1), e por isso deve-se utilizar um foto iniciador.

O fotoiniciador deve ser de um material com pigmento escuro, que pode ser líquido ou sólido, como solução composta por carvão puro diluído em partes iguais de água deionizada e etanol 99% - e tinta

nanquim, e deve ser aplicado sobre a superfície do esmalte previamente à irradiação com o laser. Este mecanismo tem sido utilizado por diversos autores e tem demonstrado ser eficaz^{11,12}.

Yamamoto & Sato (1980)¹³ foram pioneiros neste assunto e realizaram um trabalho no qual as amostras previamente irradiadas com laser de Nd:YAG foram imersas em solução ácida desmineralizante com pH de aproximadamente 4,5 durante o período de 5 dias. Os resultados mostraram que em 73% das amostras não houve nenhuma desmineralização e em 27% houve resistência moderada. Bedini et al. (2010)¹⁴ demonstraram que o uso do laser de Nd:YAG com baixos níveis de potência entre 0,6 e 1,2 W preservam a integridade da superfície do esmalte e diminuem a desmineralização. Outros estudos demonstram que o uso do laser quando comparado ao tratamento com flúor tem resultados superiores¹⁵⁻¹⁸.

Estudos que avaliaram densidades de energia do laser de Nd:YAG entre 10 a 50 J/cm² concluíram que quanto maior a densidade de energia utilizada, melhor o resultado obtido ou seja maior a resistência adquirida do esmalte. Trabalhos mais recentes concordam com o citado anteriormente e testaram densidades de energia maiores como 84,9 J/cm², 99,5 J/cm² e 113 J/cm², e tem comprovado a sua eficácia¹⁷⁻¹⁸.

Com relação à profundidade de atuação do tratamento com o laser de Nd:YAG, Korytnicki et al (2006)¹⁷ demonstraram através do teste de microdureza Knoop, que o esmalte dental irradiado pelo laser apresentou valores maiores de microdureza até a profundidade de 60 μ m, quando comparado com o grupo controle (não irradiado) sendo que ambos foram submetidos ao teste de desafio cariogênico *in situ*.

Laser de Nd:YAG com frequência Dobrada ou KTP (fosfato-titânio-potássio)

O laser de Nd:YAG pode também emitir um comprimento de onda de $\lambda=532$ nm no espectro verde (Figura 1), sendo então chamado de KTP (fosfato-titânio-potássio), o qual possui efeitos teciduais comparáveis ao laser de íon argônio. Contudo, tecnicamente este laser é completamente diferente já que utiliza um cristal de fosfato-titânio-potássio. Sua potência atual gira em torno de 30W. O KTP é um cristal não linear, que não emite luz laser diretamente. O cristal de KTP pode ser utilizado em uma gama extensiva de tamanhos e é comparativamente de mais baixo custo do que outros cristais não lineares¹⁸.

Na medicina, especificamente nas especialidades de Angiologia e Dermatologia, são amplamente utilizadas em remoções de tatuagens e lesões

pigmentadas exógenas ou endógenas, com ótimos resultados. A luz do laser, sem lesar a pele, irá atingir diretamente o pigmento, promovendo a quebra e absorção pelo organismo. Acarreta em um aumento térmico em torno de 25°C, não provocando danos aos tecidos circunvizinhos¹⁹.

Na odontologia, é indicado para a descontaminação de canais radiculares e para o clareamento dental. Existem poucos estudos, porém as alterações térmicas e microestruturais resultantes do preparo radicular com o uso do laser KTP:YAG com potência de 3W, frequência de 5Hz por dois segundos não causaram danos aos tecidos circunvizinhos¹⁹.

Laser de CO₂ (dióxido de carbono)

O laser de CO₂ foi desenvolvido por Patel et al em 1964²². Na realidade o meio ativo deste laser é uma mistura de CO₂, nitrogênio e hélio. Essa mistura, faz com que o processo de geração dos fótons seja mais efetivo. As moléculas de N₂ são excitadas por uma corrente elétrica, que excitam e transferem sua energia através de colisões com as moléculas de CO₂ em estado de repouso, o que resulta na liberação de fótons infravermelhos. A presença do hélio visa facilitar a transferência de calor entre o meio ativo e as paredes da cavidade óptica²⁰.

Para aplicações em Odontologia, os aparelhos de laser de CO₂ são fabricados para emitir diferentes comprimentos de onda ($\lambda=9.300$ nm, 9.600 nm, 10.300 nm e 10.600 nm) operam em não contato e apresentam modos de produção de energia pulsados. Vale salientar que este é um laser cujo comprimento de onda possui uma afinidade excelente por líquidos e tem pouca afinidade por cores²¹.

Quando este laser entra em contato com a pele ou mucosa pode produzir várias alterações. Se a temperatura da pele é elevada a uma temperatura não superior a 45°C por 1ms, ocorre apenas um dano reversível. Contudo, se a temperatura exceder 60°C, o dano será irreversível, uma vez que o colágeno tipo I se dissolve se for exposto a esta temperatura por mais de um segundo. O DNA é afetado acima de 75°C, o tecido vaporiza a 100°C e acima de 300°C a carbonização é frequentemente observada²².

O laser de dióxido de carbono tem sido cada vez mais utilizado nas cirurgias bucais como alternativa eficiente às cirurgias convencionais, pois possui boa absorção pela água do tecido, resultando na vaporização do líquido intra e extracelular com desintegração das células. As vantagens estão na eliminação precisa dos tecidos com hemostasia e redução bacteriana simultânea, e pós-operatório com processo inflamatório mais ameno pela redução da infecção²¹.

Em esmalte, o laser de dióxido de carbono também é absorvido (Figura 1), pois é composto basicamente por hidroxiapatita e hidroxila presentes na estrutura do cristal que possuem ressonância com as bandas de absorção na região do infravermelho²³. É mais absorvido pelo CO₂ com o comprimento de onda de 9.600 nm, mas mesmo o laser com comprimento de onda de 10.600 nm é absorvido pelo esmalte²⁴.

O laser de CO₂ tende a ser intensamente absorvido próximo a superfície de esmalte, e a energia é transformada rapidamente em calor²⁵, o que consiste em um efeito importante para as transformações físico-químicas do substrato dental, tornando-o mais ácido-resistente. O ponto de fusão e ressolidificação da hidroxiapatita carbonatada varia de acordo com o conteúdo de carbonato²⁶. A superfície de esmalte, que contém aproximadamente 2% de carbonato, começa o processo de fusão a 1100°C e se funde à temperatura de 1280°C ou em temperaturas mais elevadas^{27,28}.

Feathertone et al. (1998)²⁶ utilizaram doses que provêm resistência ácida ao esmalte dental e observaram que a irradiação com CO₂ ($\lambda=9.600$ nm; 1-3 J/cm²) acarretou no aumento de 1°C ou menos, o que indica que há preservação da vitalidade pulpar pós-irradiação. Já o laser com comprimento de onda de 10.600 nm com 10 J/cm² promoveu um aumento de temperatura de aproximadamente 100°C, indicando que o potencial inibidor ocorreria em detrimento da vitalidade pulpar.

A maior parte dos estudos iniciais que empregaram os lasers de CO₂ com finalidade de prevenir cárie utilizaram-no em modo contínuo. Nesse modo, grande parte da energia é absorvida e é conduzida para o interior do dente, o que resulta em aquecimento e possível dano pulpar. Consequentemente, o uso em modo contínuo é menos eficaz e mais perigoso que o uso em modo pulsado. Desta forma, os lasers pulsados propiciam um aumento nas densidades das potências de pico enquanto mantêm baixa a densidade de energia por pulso, minimizando assim o efeito acumulativo de deposição de energia. Isto significa que as alterações na estrutura dentária podem ficar confinadas a uma fina camada superficial sem afetar os tecidos adjacentes. Quanto menor a duração do pulso, mais localizada será a distribuição de calor e, por conseguinte, durações mais longas distribuirão energia em níveis mais profundos dos tecidos, podendo causar danos térmicos indesejáveis²⁹.

Laser de Er:YAG (érbio dopado com ítrio alumínio e granada)

O laser de Er:YAG foi desenvolvido por Hibst & Keller em 1989⁵, sendo o primeiro laser aprovado pela FDA para tecidos duros em 1997²⁸. Possui efeitos fotoablativos (fototérmico, termoablativo) e é emitido

em um comprimento de onda de $\lambda=2.940$ nm em pulsos da ordem de 0,1 ms a 0,4 ms. Existem peças de mão diferenciadas para utilização na cavidade bucal³.

Geralmente as peças de mão possuem um dispositivo (spray) de água e ar. Este sistema deposita uma película mínima de água sobre a zona de trabalho, e graças à grande absorção do laser de Er:YAG, quando a energia liberada chega à zona de impacto é absorvida pela água, favorecendo os fenômenos ablativos e evitando um possível aumento de temperatura. Evita-se assim o ressecamento dos tecidos mineralizados, como o esmalte, dentina e o osso promovendo alta precisão de corte com mínima geração de calor (3°C) e ficando dentro dos limites histopatológicos permitidos para o tecido pulpar (5,5°C)³⁰.

Na Periodontia, pode ser utilizado para a descontaminação de bolsas periodontais, e nos tratamentos cirúrgicos periodontais, apesar de ser mais indicado para manipulação de tecidos duros pode ser utilizado em tecidos moles.

Os lasers de Er:YAG tem vasta utilização na odontologia, e pela sua grande capacidade de corte dos tecidos duros dentais, vem sendo indicado principalmente na Dentística. Isso ocorre em virtude da emissão do laser Er:YAG ter um comprimento de onda de 2.940 nm que coincide com um dos picos de absorção da água e da hidroxiapatita, permitindo trabalho no dente com precisão, intensidade e profundidade sem danos a polpa nem à dentina. A radiação emitida é fortemente absorvida pela água e induz a uma rápida elevação de temperatura e pressão, ocasionando a remoção do tecido aquecido por meio de ablação^{4,5}.

Alguns estudos apontam que o preparo de cavidades com laser possibilita o máximo de conservação de estrutura dental, baixa necessidade de anestesia com a característica adicional de tornar o esmalte, a dentina e o cimento que sofreram irradiação, mais resistentes ao ataque ácido das bactérias³¹⁻³⁵.

No que se refere à dentina cariada, o laser já foi amplamente apontado como capaz de removê-la sem causar injúria pulpar, e de tornar a dentina sadia subjacente menos permeável e com dureza semelhante a do esmalte³.

Além disso, trabalhos demonstram que muitos pacientes ao serem questionados, relataram menor desconforto quando tiveram os preparos cavitários realizados com laser, quando comparados à turbina convencional³⁶.

Porém, muitos estudos vêm apontando a diminuição da resistência adesiva como uma das principais contraindicações para a confecção de preparos cavitários realizados com laser. O que

demonstraram Chimello-Sousa et al (2006)³⁷ que concluíram em sua pesquisa que os grupos que tratados com laser apresentaram menor resistência adesiva quando comparados aos com tratamento convencional.

Perito et al (2009)³⁴ chegaram à conclusão que houve menor desenvolvimento de lesões de cárie em torno de cavidades preparadas com laser de Er:YAG do que em torno das cavidades preparadas com ponta diamantada, no entanto, não houve efeito sinérgico cariostático observado entre o laser de Er:YAG e cimento de ionômero de vidro.

Er,Cr:YSGG (érbio cromo dopado com ítrio escândio, galio e granada)

O laser de Er,Cr:YSGG é o laser mais recente introduzido na odontologia, apresentando comprimento de onda de 2,78 μ m é absorvido, principalmente, pela água e hidroxiapatita presentes nos tecidos duros dentais, causando microexplosões e remoção do tecido alvo por ablação³⁸⁻⁴². Uma das características diferenciadas deste laser é a regulação de ar/água.

Os primeiros estudos sobre este laser em odontologia iniciam-se no ano de 1995, quando Belikov et al⁴³ realizaram um estudo utilizando o laser de Er,Cr:YSGG, variando a densidade de energia e tempo de exposição, na remoção do tecido contaminado, e avaliaram a quantidade e tipos de bactérias remanescentes na estrutura dental.

Em seguida Fried et al (1996)³⁷ realizaram um trabalho sobre prevenção de lesões de cárie com o laser de Er,Cr:YSGG e obtiveram inibição entre 25 e 60%, trabalhando com parâmetros subablativos.

Por meio de análises químicas realizadas na estrutura dental pós-irradiação com o laser de Er,Cr:YSGG, Yu et al (2000)³⁹, demonstraram um aumento nos íons de cálcio na superfície do esmalte, acreditam que tenha ocorrido uma reorganização dos cristais de hidroxiapatita após o efeito térmico do laser.

Freitas et al (2008)⁴³, supõem que, relativo à prevenção de cárie, o laser de Er,Cr:YSGG não promova ablação da superfície, mas uma mudança química na estrutura de esmalte através do aumento superficial de temperatura.

Abad-Gallegos et al (2009)⁴⁴ chegaram à conclusão que a irradiação com laser de Er,Cr:YSGG utilizando 1W ou 2W por 30 segundos, com movimentos circulares contínuos por 2mm/s, ocasionou um aumento insignificante na temperatura da superfície radicular, sendo este aumento insuficiente para ocasionar danos aos tecidos circundantes (ligamento periodontal e osso alveolar) no tratamento dos dentes

Jorge et al (2010)⁴⁵ avaliaram in situ a influência do preparo cavitário utilizando o laser de Er,Cr:YSGG e materiais restauradores contendo flúor na prevenção de lesões de cárie e observaram que o laser de Er,Cr:YSGG quando utilizado para o preparo cavitário pode prover ácido-resistência ao esmalte dental adjacente. Matsumoto et al (2002)⁴⁶ fizeram um estudo sobre a aceitação pelo paciente em relação ao laser de Er,Cr:YSGG. A maioria dos casos (94%) foram preparados, sem anestesia e dor foi sentida em 34 casos (68%). Nenhuma reação adversa foi observada em nenhum dos casos, e a aceitação do paciente para este sistema foi favorável. Todos os casos tiveram um bom prognóstico. Em 45 casos (90%), avaliação clínica geral foi satisfatória. A partir do presente estudo, pode-se concluir que o laser é um equipamento eficiente, eficaz e seguro para remoção de tecido cariado e preparos cavitários.

Ambiente seguro para uso clínico dos lasers

Deve existir uma pessoa responsável pelo uso do laser que deve ter o poder das chaves, para limitar o acesso aos aparelhos, e que conheça as características de cada tipo de laser e seja capaz de treinar os operadores e exigir que os mesmos cumpram todas as

normas de segurança. Este treinamento deve ser registrado e assinado pelos membros participantes e no final deve ser realizada uma avaliação teórica, orientando e exigindo que os operadores utilizem os óculos de segurança específicos para bloquear cada comprimento de onda do laser utilizado. Para tanto, cada usuário deve ser instruído a verificar na parte superior da lente dos óculos de proteção a descrição do comprimento de onda que é bloqueado pela lente (figura 2).

Ainda em relação aos operadores esses devem utilizar uma máscara de proteção PFF-2/N95 (figura 2), esta máscara é recomendada pelo Centro para Prevenção e Controle de Doenças – EUA, pois possui 99% de Eficiência de Filtração Bacteriológica (BFE), e seu registro no Ministério da Saúde: 10002079056 (ANVISA). Essa máscara é recomendada para proteção das vias respiratórias e redução da exposição contra certos aerodispersóides em uma faixa de tamanho de partículas de 0,1 a 10 µm (diâmetro aerodinâmico médio) ou maiores, incluindo as geradas por eletrocautério, cirurgia a laser, e outros instrumentos médicos elétricos. Sendo que os procedimentos à LASER geram aerossóis com partículas que têm em média 0,3µm.



Figura 2- Equipamentos de proteção para a utilização dos lasers de alta potência.

O consultório deve conter ainda um aparelho de sucção a vácuo para aspirar todos os resíduos (líquidos e sólidos) que são produzidos durante o procedimento cirúrgico, esses resíduos são descartados diretamente para o esgoto, diminuindo os riscos de contaminação por aerossóis.

Ainda fazendo parte das normas de segurança do lado externo do consultório deve conter uma placa de advertência, indicando que naquele ambiente se trabalha com laser de alta potência (figura 2). Na porta de entrada do mesmo deve haver também um sistema denominado de *Interlock*. Este é composto por um

ímã, que quando fechada a porta será energizado e o sistema de funcionamento do laser será liberado. Simultaneamente uma luz vermelha no exterior do consultório sinalizará que o laser está sendo utilizado. Em caso de abertura da porta, para a segurança de quem está entrando e não está devidamente paramentado, o fornecimento de eletricidade para o laser é cortado imediatamente.

O profissional ao utilizar o laser de alta potência, não deve em hipótese alguma associá-lo com sedação por óxido nitroso, pois este é altamente inflamável, podendo ocasionar acidentes.

Considerações finais

A escolha do tipo de laser deve ser feita em função de sua interação com o tecido alvo, seja esse tecido mole ou duro e é de extrema importância para determinar o melhor laser para cada tipo de tecido alvo. Existem algumas aplicações ou técnicas que fogem a regra em função da variabilidade individual de cada ser humano que pode apresentar o esmalte dental mais mineralizado ou uma gengiva mais fibrosa que pode necessitar de variações na dose recomendada para se alcançar o efeito desejado.

Entretanto, para atuar em tecido mole as opções mais indicadas são os lasers de CO₂ e de neodímio, para a realização de debridamentos periodontais, gengivoplastia, ou a remoção de lesões da mucosa oral como mucocelas a melhor opção são os lasers que atuam em tecidos moles.

Já para atuar em tecidos duros temos os lasers de érbio, indicados para dentística na realização de preparos cavitários, para selamento de fôssulas e fissuras e prevenção no padrão subablativo. Podem ser utilizados também em periodontia e endodontia. Já o laser de Nd:YAG quando utilizado com corante possui absorção pela hidroxiapatita e pode ser utilizado também para prevenção de cárie dental.

Todavia, o CO₂ parece ser a melhor opção para o clínico geral porque ele é indicado para tecido mole e pode ser usado em tecido duro, sendo cauteloso com o uso do modo de frequência do pulso pois pode-se ocasionar o aumento da temperatura intrapulpar.

Como cada tipo de laser interage de forma diferente com os tecidos moles e duros, deve-se selecionar o laser para que sejam aproveitadas ao máximo as suas qualidades e que ao mesmo tempo evite danos aos tecidos adjacentes, sempre utilizando a menor quantidade de energia necessária para obter o efeito desejado.

AGRADECIMENTO

A FAPESP pela concessão da bolsa de mestrado processo 2008/08974-6.

REFERÊNCIAS

- Johnson LF. Optical maser characteristics of rare-earth ions in crystals. *J Appl Physiol*. 1961;34:897-909.
- Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*. 1960;187:493-4.
- Pinheiro ALB, Júnior AB, Zanin FAA. *Aplicação do laser na odontologia*. São Paulo: Santos; 2010.
- Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers surg med*. 1989; 9(4):338-44.
- Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Laser Surg Med*. 1989; 9(4):345-51.
- Stern RH, Sognnaes RF, Goodman F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. *J Am Dent Assoc*. 1966;73(4):838-43.
- Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation. *Caries Res*. 1987;21(5):411-26.
- Fuller TA. The characteristics in operation of surgical lasers. *Otolaryngol Clin North Am*. 1984; (64):843-9.
- Guillet H, Miro L. *Aplicações do laser na medicina*. O Laser. São Paulo: Manoele; 1987. p. 153-87.
- Zezell DM, Boari HG, Ana PA, Eduardo Cde P, Powell GL. Nd:YAG laser in caries prevention: a clinical trial. *Lasers Surg Med*. 2009;41(1):31-5.
- Bahar A, Tagomori S. The effect of normal pulsed Nd-YAG.laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res*. 1994;(28):460-467.
- Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res*. 1980;(59):137.
- Bedini R, Manzon L, Fratto G, Pecci R. Microhardness and morphological changes induced by Nd:Yag laser on dental enamel: an in vitro study. *Ann Ist Super Sanita*. 2010;46(2):168-72.
- Chen CC, Huang ST. The effects of lasers and fluoride on the acid resistance of decalcified human enamel. *Photomed Laser Surg*. 2009;27(3):447-52.
- Boari HGD, Ana PA, Eduardo CP, Powell, GL, Zezell DM. Absorption and thermal study of dental enamel when irradiated with Nd:YAG laser with the aim of caries prevention. *Laser Physics*. 2009;(19):1463-69.
- Korytnicki D, Mayer MP, Daronch M, Singer JdaM, Grande RH. Effects of Nd:YAG Laser on Enamel Microhardness and Dental Plaque Composition: An in Situ Study. *Photomed Laser Surg*. 2006; 24(1):59-63.
- Carruth JAS, Mckenzie AL, Hillekamp F, Pratesi R, Sacchi CA. *Lasers in biology and medicine*. Nova York, Plenum Press; 1986.
- Absten GT. *Lasers in General Surgery*. Nova York: Champman-Hall; 1992.
- Patel CKN, Mac Farlene RA, Faust WL. Selective excitation transfer and optical maser action in N₂-CO₂. *Physio. Rev*. 1964;(13):617-9.
- Pinheiro ALB. The CO₂ laser in the oral cavity. *M Dent Sci*. 1990.
- Pecora BC, Garehime WJ. The CO₂ laser in oral surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1983;(41):725-8.

22. Nelson DGA, Featherstone JDB. The preparation, analysis and characterization of carbonated-apatites. *Calcif Tissue Int.* 1982;(4):69–81.
23. Rodrigues LKA, Santos MN, Pereira D, Assaf AV, Pardi V. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J dent.* 2004;(32):531–40.
24. McComark SM, Fried D, Featherstone JDB, Glens RE, Seka W. Scanning electron microscope observations of CO₂ laser effects on dental enamel. *J Dent Res.* 1993;72(10):1702-8.
25. Featherstone JDB, Barrett-Vespone NA, Fried D, Kantorowitz Z, Seka W. CO₂ laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. *J Dent Res.* 1998;77(6):1397-403.
26. Kuroda S, Fowler BO. Compositional, structural, and phase changes in in vitro laser-irradiated human tooth enamel. *Calcif Tissue Int.* 1984;36(4):361-9.
27. Kantorowitz Z, Featherstone JDB, Fried D. Caries prevention by CO₂ laser treatment: dependency on number of pulsed used. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129(5):585-91.
28. Malmström HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JD. Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J Dent.* 2001; 29(8):521-9.
29. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48:1017-59.
30. Apel C, Birker L, Meister J, Weiss C, Gutknecht N. The caries-preventive potential of sub ablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg.* 2004;22(4):312-7.
31. Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. *Caries Res.* 2005;39(1):65-70.
32. Chechini RC, Zezell DM, Oliveira E, Freitas PM, Eduardo CP. Effect of Er:YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers Surg Med.* 2005;(37):366-72.
33. Chimello DT, Serra MC, Rodrigues AL Jr, Pécora JD, Corona SA. Influence of cavity preparation with Er:YAG Laser on enamel adjacent to restorations submitted to cariogenic challenge in situ: a polarized light microscopic analysis. *Lasers Surg Med.* 2008;40(9):634-43.
34. Perito MA, Jorge AC, de Freitas PM, Cassoni A, Rodrigues JA. Cavity preparation and influence of restorative materials on the prevention of secondary caries. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(5):729-34.
35. Liu JF, Lai YL, Shu WY, Lee SY. Acceptance and efficiency of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Photomed Laser Surg.* 2006;24(4):489-93.
36. Chimello-Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Milori Corona SA. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent.* 2006;34(3):245-51.
37. Fried D, Featherstone JDB, Visuri SR, Seka W, Walsh JT. The caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation. In: *Lasers in dentistry. Proceedings of the SPIE Meeting*; 1996 Jan. 28-29; San Jose. Washington: Bellingham; 1996. p. 73-8.
38. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;(17):155-9.
39. Yu DG, Kimura Y, Kinoshita J, Matsumoto K. Morphological and atomic analytical studies on enamel and dentin irradiated by an erbium, chromium:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 2000;18(3):139-43.
40. Hossain M, Kimura Y, Nakamura Y, Yamada Y, Yamada Y, Kinoshita JI, Matsumoto K. A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;(19):159-63.
41. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Yamada Y, Kawanaka T, Matsumoto K. Effect of pulsed Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;(19):105-8.
42. Belikov AV, Moroz BT, Skripnik AV. Bacterial activity in the products of laser destruction of human dental enamel and dentin. *Stomatologia.* 1995;74(6):32-4.
43. Freitas PM, Soares-Geraldo D, Biella-Silva AC, Silva AV, da Silveira BL, Eduardo Cde P. Intrapulpal temperature variation during Er,Cr: YSGG enamel irradiation on caries prevention. *J Appl Oral Sci.* 2008; 16(2):95-9.
44. Abad-Gallegos M, Arnabat-Domínguez J, España-Tost A, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. In vitro evaluation of the temperature increment at the external root surface after Er,Cr:YSGG laser irradiation of the root canal. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14 (12):e658-62.
45. Jorge ACT, Navarro RS, Freitas PM, Cassoni A, Rodrigues JA. A influência do preparo cavitário e materiais restauradores na prevenção da cárie secundária - estudo in situ. *Rev assoc paul cir dent* 2010;64(1):55-8.
46. Matsumoto K, Hossain M, Hossain MM, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg.* 2002;20(1):17-21.