

Aplicações de Laser em Áreas Médicas

Denise Maria Zezell, PhD.

É proibida a reprodução total ou parcial desta obra por meio de qualquer processo, sem autorização expressa dos autores. Os infratores estarão sujeitos às penas da legislação em vigor.

Histórico das Aplicações de Lasers em Ciências da Vida

A luz exerce um papel fundamental para os seres vivos. A luz solar tem um importante papel em vários processos biológicos cotidianos, como a fotossíntese das plantas e em processos envolvendo vitaminas no ser humano. A luz solar utilizada em conjunto com pigmentos para o tratamento de lesões de pele já tinha aplicação estabelecida no Egito e Grécia antiga.

O desenvolvimento da ciência e tecnologia propiciaram a invenção do laser.

Depois que em 1951 *Townes* da Columbia University desenvolveu o MASER, em uma colaboração sua com *Shawlow* do Bell Telephone Laboratories em 1958 foi proposto o LASER. Idéias similares ao maser tiveram lugar em Moscow (*Basov* e *Prokhorov*, em 1954). Mas apenas em 1960 foi demonstrada a primeira ação laser pulsada, baseada em um cristal de rubi, por *Maiman* da Hughes Aircraft. Como curiosidade vale notar que antes de sua publicação na revista *Nature*, seu trabalho foi recusado por dois grandes periódicos que julgaram o dispositivo não funcional. Apesar dos primeiros experimentos em dermatologia já em 1962 por *Goldman* (que é referenciado como o pai dos lasers em Medicina e Cirurgia), e em oftalmologia por *Campbell*, a baixa intensidade emitida e a ausência de um dispositivo de entrega de feixe não o tornaram muito útil para cortes extensos de tecido.

Logo após, em 1961, foi demonstrada a emissão laser contínua em He-Ne por *Javan* da Bell Labs (inicialmente em 1.13 μm e depois em 632,8 nm)

Gordon desenvolveu em 1964 os lasers de argônio, criptônio e xenônio e *Patel*, também da Bell Labs introduziu o laser de CO₂ em 1965. Em 1968 foi adaptado com um sistema de braços articulados e espelhos por *Polanyi* da American Optical Company para aplicações de corte. Este foi um passo importante para as aplicações médicas de lasers, mas um desenvolvimento mais significativo ocorreu quando *Nath* acoplou com perfeição uma fonte laser a uma fibra óptica, permitindo que a energia laser fosse dirigida dentro do corpo através de endoscópios.

Goldman em 1964, assim com *Stern* and *Sognnaes* realizaram pesquisas com o laser de rubi para preparos cavitários, mas ocorria superaquecimento e carbonização dos espécimes.

Em 1968 *Jako* removeu pólipos da corda vocal com laser de CO₂. *Kaplan* em Israel iniciou o uso de laser de CO₂ em cirurgias em 1972, e *Berns* iniciou microcirurgias com laser de argônio em mitocôndrias de cultura de células.

Em 1974 Bellina adaptou o braço articulado do laser de CO₂ para utilizá-lo em ginecologia. No mesmo ano *Stellar* iniciou estudo de laser de rubi para neurocirurgia em animais, mas verificou que o mesmo não era adequado. Foi apenas em 1977 que *Ascher* da Universidade de Graz realizou com sucesso neurocirurgias assistidas por laser de CO₂.

Ainda em 1974 *Dwyer* foi o primeiro a usar laser de argônio para hemostasia do trato gastrointestinal superior, e em 1975 *Kiefhaber* usou o laser de Nd:YAG para o mesmo propósito. *Hofstetter* e *Frank* em Munique foram os primeiros a usar Nd:YAG para ablação de carcinoma de bexiga.

Em 1978, *Dougherty* do Roswell Park Memorial Institute em Buffalo, descreveu o uso conjunto de um dye laser com hematoporfirina no tratamento de câncer, introduzindo uma nova modalidade terapêutica, a PDT (Photodynamic Therapy).

Desta forma, no início dos anos 80 os lasers já eram usados em campos como a Dermatologia, Otorrinolaringologia, Ginecologia, Cirurgia Geral, Neurocirurgia, Gastroenterologia e Urologia.

Em janeiro de 1980, *Macruz* do Brasil publicou o uso do laser de argônio para ablação de placas arterioscleróticas, e em maio de 1980 *Choy*, em conferência em Beijing, descreveu um catéter a laser para recanalização de lesões obstrutivas de artérias. *Macruz* foi reconhecido internacionalmente como o pioneiro do uso do laser em cardiologia, embora *Choy* alegue ter entrado com documentação de patente em março de 1978.

O desenvolvimento de materiais levou à obtenção de fibras ópticas e a miniaturização levou ao desenvolvimento de fibroscópios que permitiram à partir do início da década de 80 um *boom* nas aplicações de lasers em todas as áreas de saúde.

INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO LASER COM O TECIDO BIOLÓGICO

Cinco fenômenos podem ocorrer em consequência da interação da radiação eletromagnética com tecidos biológicos: reflexão, refração, absorção, espalhamento e transmissão (

Figura 1).

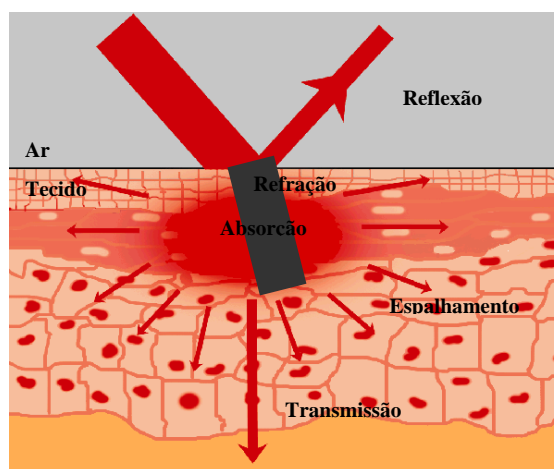


Figura 1: Fenômenos de interação do laser com o tecido biológico.

A reflexão e a refração são inter-relacionadas pela lei de Fresnel e, por isso, são estudadas em conjunto. Somente os fótons não refletidos, não absorvidos ou espalhados na mesma direção do feixe incidente são transmitidos pelo tecido. A razão entre as intensidades da radiação transmitida e incidente é chamada transmitância.

O tipo de tecido e o comprimento de onda incidente determinam qual fenômeno acima é o predominante. Aliás, o comprimento de onda é importante para determinar o índice de refração e os coeficientes de absorção e espalhamento.

3.1. Reflexão e Refração

A reflexão é definida como a radiação eletromagnética que incide numa superfície e retorna para o meio de origem. Em geral, a superfície refletora é uma interface física entre dois materiais de índices de refração diferentes, tal como o ar e o tecido.

O ângulo θ é medido entre a superfície normal e o feixe incidente. O ângulo θ' é medido entre a superfície normal e o feixe refletido.

Quando a superfície é lisa, assume-se que suas irregularidades são pequenas quando comparadas ao comprimento de onda da radiação incidente, ocorrendo a reflexão especular (**Figura 2a**). Por outro lado, quando a rugosidade da superfície é igual ou maior que o comprimento de onda da radiação incidente, ocorre a reflexão difusa (**Figura 2b**). Esse último caso é um fenômeno comum para os tecidos biológicos.

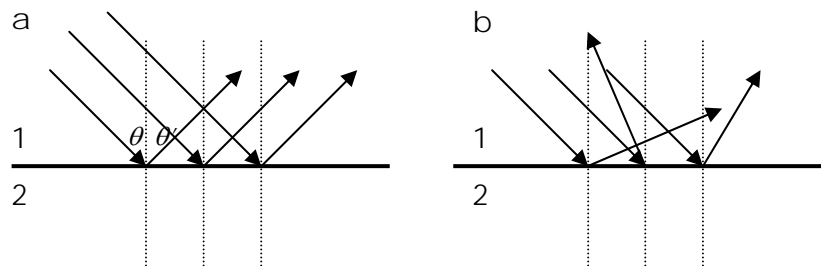


Figura 2: (a) Reflexão especular. (b) Reflexão difusa.

A refração ocorre quando uma superfície refletora separa dois meios com índices de refração diferentes (**Figura 3**). Este fenômeno ocorre em consequência da mudança de velocidade da luz incidente.

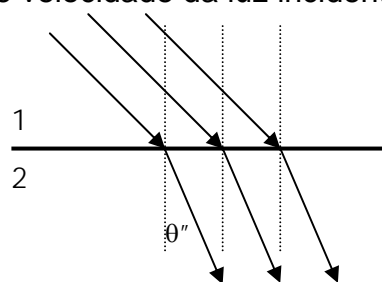


Figura 3: Refração da luz.

A refletividade de uma superfície é a medida da quantidade de radiação refletida. É definida como a razão da amplitude do campo elétrico

refletido e a amplitude do campo elétrico incidente. A refletância é a razão das intensidades correspondentes e igual ao quadrado da refletividade. Tanto refletividade quanto refletância dependem do ângulo de incidência, da polarização da radiação e dos índices de refração dos meios envolvidos. As relações entre refletividade e refração são comumente conhecidas como lei de Fresnel.

Podia-se esperar que a intensidade do feixe refratado fosse complementar à intensidade do feixe refletido, tal que a soma de ambos fosse igual à intensidade incidente. Contudo, isto não é correto porque a intensidade é definida como potência por unidade de área e a seção transversal do feixe refratado é diferente da seção transversal dos feixes incidente e refletido, exceto para incidência normal. Somente a energia total nestes feixes (incidente e refletido) é conservada.

3.2. Absorção

A absorção ocorre quando a onda eletromagnética não retorna a partir da superfície incidente e nem se propaga no meio (**Figura 4**). A absorvância do meio é definida como a razão das intensidades absorvida e incidente.

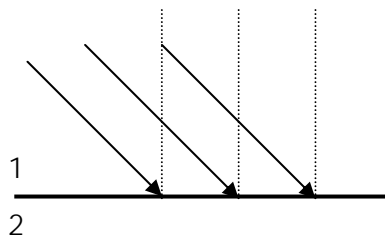


Figura 4: Absorção da luz.

Parte da energia da radiação absorvida é convertida em calor ou em vibração das moléculas que compõem o tecido. Um meio transparente permite a passagem da luz sem qualquer absorção, ou seja, a energia radiante total que entra e sai desse meio é a mesma. Já um meio opaco reduz a energia da radiação incidente praticamente a zero. Os termos transparente e opaco são relativos, pois são dependentes do comprimento de onda.

A habilidade de um meio absorver radiação eletromagnética depende de alguns fatores, principalmente da constituição eletrônica de seus átomos e moléculas, do comprimento de onda da radiação, da espessura da camada absorvedora e de parâmetros internos, tal como temperatura e concentração de agentes absorvedores. Duas leis são freqüentemente aplicadas para descrever tanto o efeito da espessura, lei de Lambert, quanto o efeito da concentração, lei de Beer, sobre a absorção.

$$I(z) = I_0 e^{-\alpha z} \text{ (Lei de Lambert)}$$

$$I(z) = I_0 e^{-\kappa' cz} \text{ (Lei de Beer)}$$

onde:

z : eixo óptico; $I(z)$: intensidade na distância z ; I_0 : intensidade incidente; α : coeficiente de absorção do meio; c : concentração de agentes absorvedores; κ' : depende dos demais parâmetros internos.

Quando ambas as leis descrevem o mesmo comportamento de absorção, tornam-se conhecidas como lei de Beer-Lambert. Da equação da lei de Lambert, obtêm-se:

$$z = \frac{1}{\alpha} \ln \frac{I_0}{I(z)}$$

O inverso do coeficiente de absorção α é referido como comprimento de absorção L , isto é:

$$L = \frac{1}{\alpha}$$

O comprimento de absorção mede a distância z que terá intensidade $I(z)$ reduzida a $\frac{1}{e}$, que é igual a 37% de seu valor incidente I_0 (**Figura 5**).

Nos tecidos biológicos, a absorção é causada, principalmente, por moléculas de água e macromoléculas, como proteínas e pigmentos (**Figura 6**).

Uma janela terapêutica é delimitada entre 600 nm e 1200 nm, em razão de não haver fortes absorções nem das macromoléculas, nem da água. Nessa faixa do espectro eletromagnético, a radiação penetra mais profundamente nos sistemas biológicos e por esta razão esses comprimentos de onda são mais utilizados na LILT.

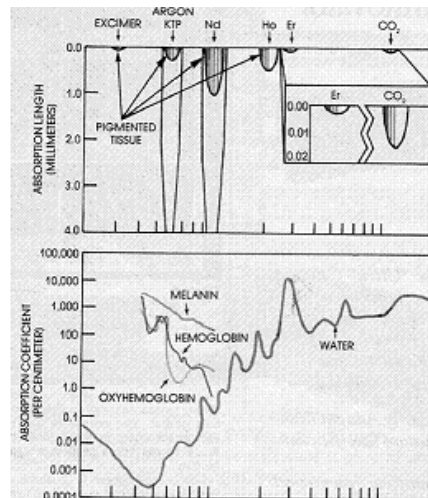


Figura 5: Comprimento e coeficiente de absorção de alguns lasers em tecido pigmentado.

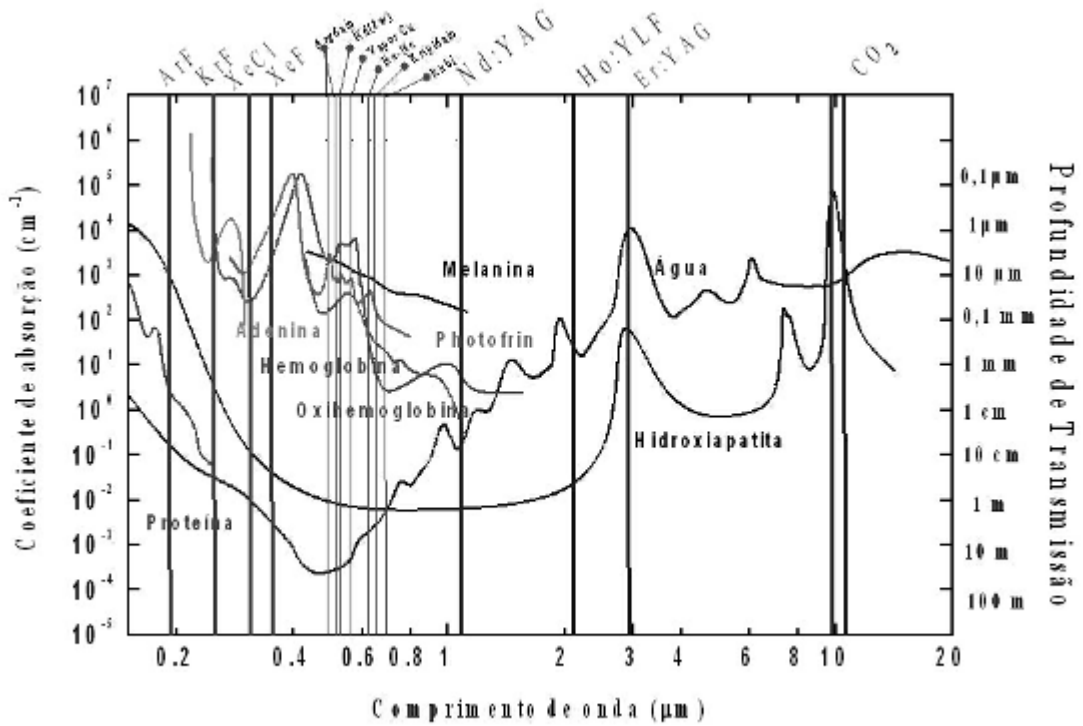


Figura 6: Coeficiente de absorção e profundidade de transmissão dos principais lasers no tecido biológico.

A absorbância, transmitância e reflectância dos principais cromóforos da estrutura dental estão representadas nas (**Figura 7** e **Figura 8**).

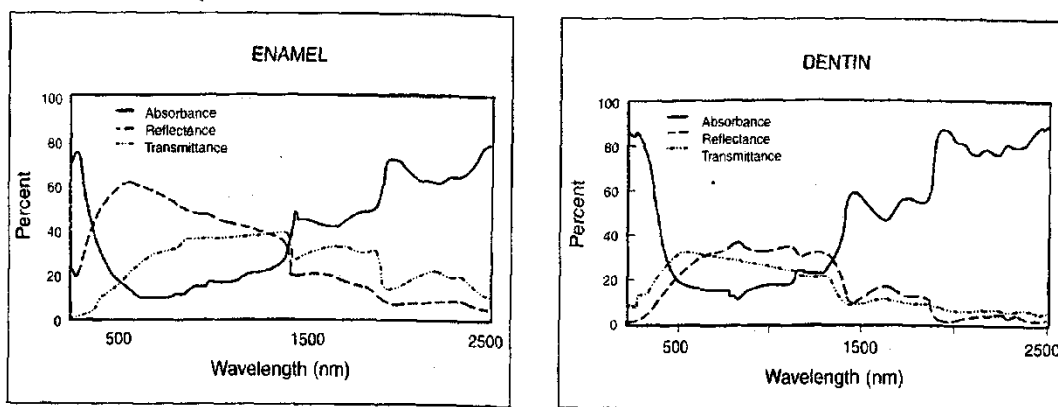


Figura 7: Espectros de absorção, reflexão e transmissão do esmalte e dentina.

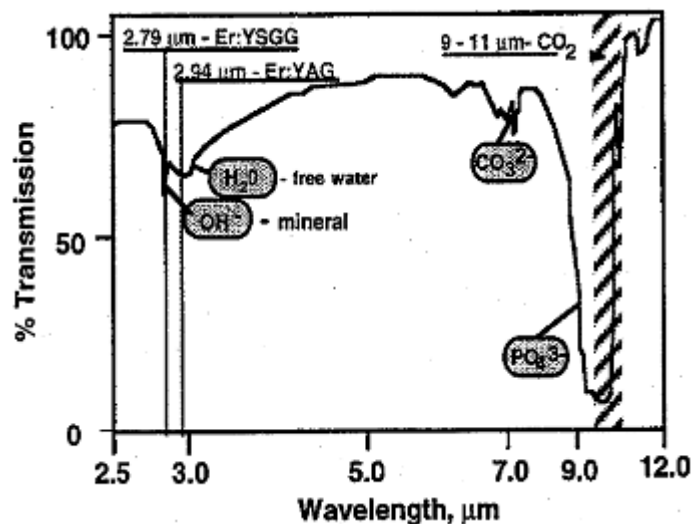


Figura 8: Espectro de transmissão do esmalte para os lasers de érbio e CO₂.

3.3. Espalhamento

Quando partículas carregadas e confinadas elasticamente são expostas às ondas eletromagnéticas, seus movimentos passam a ser de acordo com o campo elétrico incidente. Se a frequência da onda é igual à frequência natural das vibrações livres das partículas, ocorre ressonância, acompanhada por quantidade considerável de absorção.

O espalhamento, por outro lado, ocorre quando a frequência da onda não corresponde à frequência natural das partículas. A oscilação resultante é determinada pela vibração forçada. Em geral, esta vibração terá a mesma frequência e direção daquela da força elétrica da radiação incidente. Sua amplitude, porém, é muito menor do que para o caso da ressonância. Além disso, a fase da vibração forçada difere da fase da onda incidente, fazendo com que os fótons diminuam a velocidade ao penetrarem num meio denso. Por isso, o espalhamento pode ser considerado como origem básica da dispersão.

Dependendo da maneira em que a energia do fóton incidente é convertida, há o espalhamento elástico ou inelástico.

No caso elástico, os fótons incidente e espalhado têm a mesma energia. Um caso especial do espalhamento elástico é o espalhamento Rayleigh. Sua restrição é que as partículas espalhadoras sejam menores do

que o comprimento de onda da radiação incidente. Nesse tipo de fenômeno, encontra-se uma relação entre intensidade espalhada e índice de refração: o espalhamento é inversamente proporcional à quarta potência do comprimento de onda, afirmação essa conhecida como lei de Rayleigh:

$$I_a = \frac{1}{\lambda^4}$$

Quando as partículas espalhadoras têm extensão comparável ao comprimento de onda incidente, o espalhamento Rayleigh não é aplicável e outro tipo de fenômeno é definido: o espalhamento Mie.

A teoria do espalhamento Mie é mais complexa e, portanto, serão apenas enfatizados dois aspectos importantes que o diferem do fenômeno Rayleigh. Primeiro, o espalhamento Mie mostra fraca dependência sobre o comprimento de onda ($\sim \lambda^{-x}$ com $0,4 \leq x \leq 0,5$) comparado ao Rayleigh ($\sim \lambda^{-4}$). Segundo, o espalhamento Mie apresenta preferência pela direção da onda incidente. Contudo, no espalhamento Rayleigh as intensidades dos retroespalhamentos e daqueles com a mesma direção do feixe incidente, são iguais.

Nos tecidos biológicos, os fótons são preferivelmente espalhados na mesma direção do feixe incidenteⁱ. Este fenômeno não pode ser explicado pelo espalhamento Rayleigh. Além disso, a dependência do comprimento de onda é mais forte do que prediz o espalhamento Mie. Desta forma, nem Rayleigh nem Mie descrevem completamente o espalhamento nos tecidos. Portanto, é conveniente definir uma função probabilidade, $p(\theta)$, de um fóton a ser espalhado por um ângulo θ . Se a probabilidade não depender de θ , o espalhamento é dito isotrópico. Caso contrário, o espalhamento é chamado anisotrópico.

A medida da anisotropia do espalhamento é dada pelo coeficiente de anisotropia g , onde $g = 1$ significa espalhamento na mesma direção da onda incidente, $g = -1$ significa retroespalhamento e $g = 0$, espalhamento isotrópico.

Por definição, o coeficiente de anisotropia g representa o valor médio do cosseno do ângulo de espalhamento θ . Para a maioria dos tecidos biológicos, g pode assumir valores de 0,7 a 0,99. Portanto, calculando-se a função inversa do cosseno, os ângulos de espalhamento estão entre 8° e 45° .

Em meios túrbidos, como os tecidos biológicos, os coeficientes de anisotropia e espalhamento relacionam-se por um mesmo parâmetro, chamado coeficiente de espalhamento reduzido: $\alpha_s' = \alpha_s (1 - g)$.

3.4. Relação Entre Fenômeno de Interação e Comprimento de Onda

Nas regiões do ultravioleta ($\lambda < 0,4 \mu\text{m}$) e infravermelho ($\lambda > 1,5 \mu\text{m}$) do espectro eletromagnético, a absorção predomina e a influência do espalhamento é relativamente pequena, portanto, a onda de luz não penetra profundamente no tecido.

Na região do visível, entre $\lambda = 0,4$ e $\lambda = 0,6 \mu\text{m}$, há absorção e espalhamento, com profundidade de penetração da luz entre 0,5 e 2,5 mm. No intervalo $0,6 \mu\text{m} < \lambda < 1,5 \mu\text{m}$, o espalhamento predomina em relação à absorção, apresentando profundidade de penetração da ordem de 8 a 10 mm (**Figura 9**).

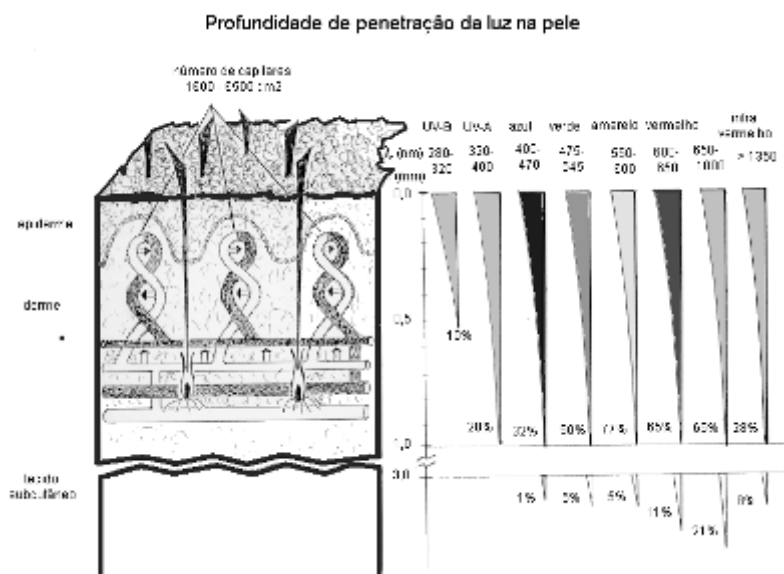
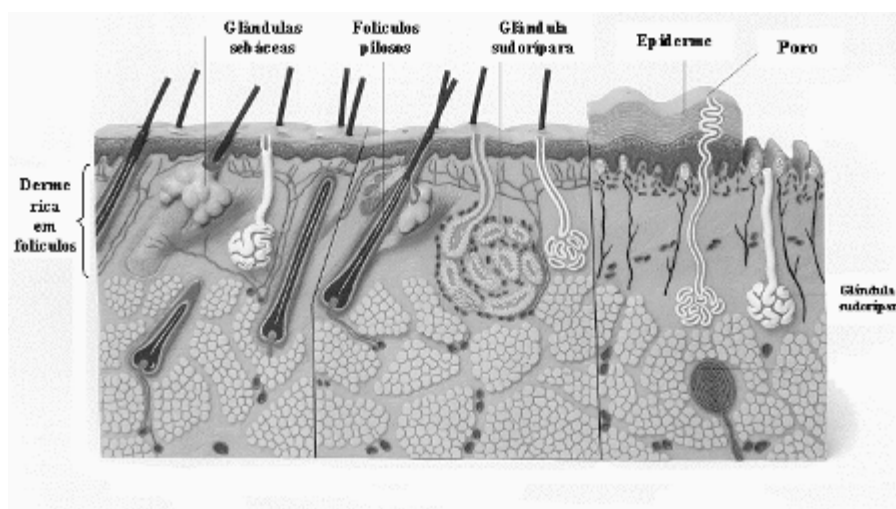


Figura 9: Esquema ilustrativo da profundidade de penetração da radiação na pele.

Já que a pele (**Figura 10**) representa um tecido mole, seguem alguns dados interessantes: a camada córnea da pele reflete, aproximadamente, de 5 a 7% da radiação incidente. A maior parte da luz refletida origina-se do retroespalhamento em várias camadas: camada córnea, epiderme, derme e derme profunda e sistema microvascular.

Figura 10:
Esquema
ilustrativo de
um corte
transversal da
pele.



4. PARÂMETROS IMPORTANTES

Os principais parâmetros são significantes nos bons resultados conseguidos com a aplicação de *lasers* nas ciências da vida: escolha do comprimento de onda do *laser*, densidade de energia (dose ou fluência), densidade de potência (intensidade), tipo de regime de operação do *laser*, frequência do pulso (taxa de repetição), número de tratamentos e dados ópticos e térmicos do tecido, como características de absorção, espalhamento, condutividade e capacidade térmicas.

4.1 Comprimento de Onda

É importante utilizar o comprimento de onda/tipo de *laser* adequado em cada tratamento. Embora ainda não tenha sido possível determinar o melhor comprimento de onda para cada indicação, e trabalhos mostrarem efeitos positivos obtidos com os mais diferentes comprimentos de onda^{ii,iii,iv} a literatura sugere que o *laser* de He-Ne ($\lambda = 632,8\text{nm}$) é a melhor opção para úlceras, herpes, regeneração nervosa e cicatrização de feridas abertas; o *laser* de GaAs ($\lambda = 904\text{nm}$) é a melhor escolha para o tratamento de injúrias do esporte e tem mais influência em tratamento de dor pós-operatória e inchaço; o *laser* de GaAlAs ($\lambda = 790\text{nm}$ ou 830nm) pode ser uma boa alternativa de terapia em analgesia, tendinites e edema, e há bons resultados do uso deste *laser* no tratamento de úlcera crônica^{Erro! Indicador não definido.}. Desta forma, estes *lasers* são os mais utilizados na terapia *laser* em baixa intensidade.

4.2 Potência do Laser

É importante conhecer a potência média do *laser*, para o cálculo da dose a ser administrada. Quando o regime do *laser* é pulsado, a potência varia entre um valor máximo (potência pico) e zero, de forma que é a potência média do *laser* que é significativa para o cálculo da dose. Se o regime de operação do *laser* for contínuo, a potência do *laser* permanece constante por todo período de tempo e é igual à potência média.

4.3 Densidade de Potência (Intensidade)

É a potência do feixe por unidade de área, geralmente medida em W/cm^2 . É a grandeza física que avalia a possibilidade de dano microtérmico. Na **Figura 31** há exemplificação para uma fonte de luz de potência 30mW, com relação ao diâmetro e área do feixe, e à intensidade associada. Para intensidades maiores que $500mW/cm^2$ pode ocorrer dano celular.

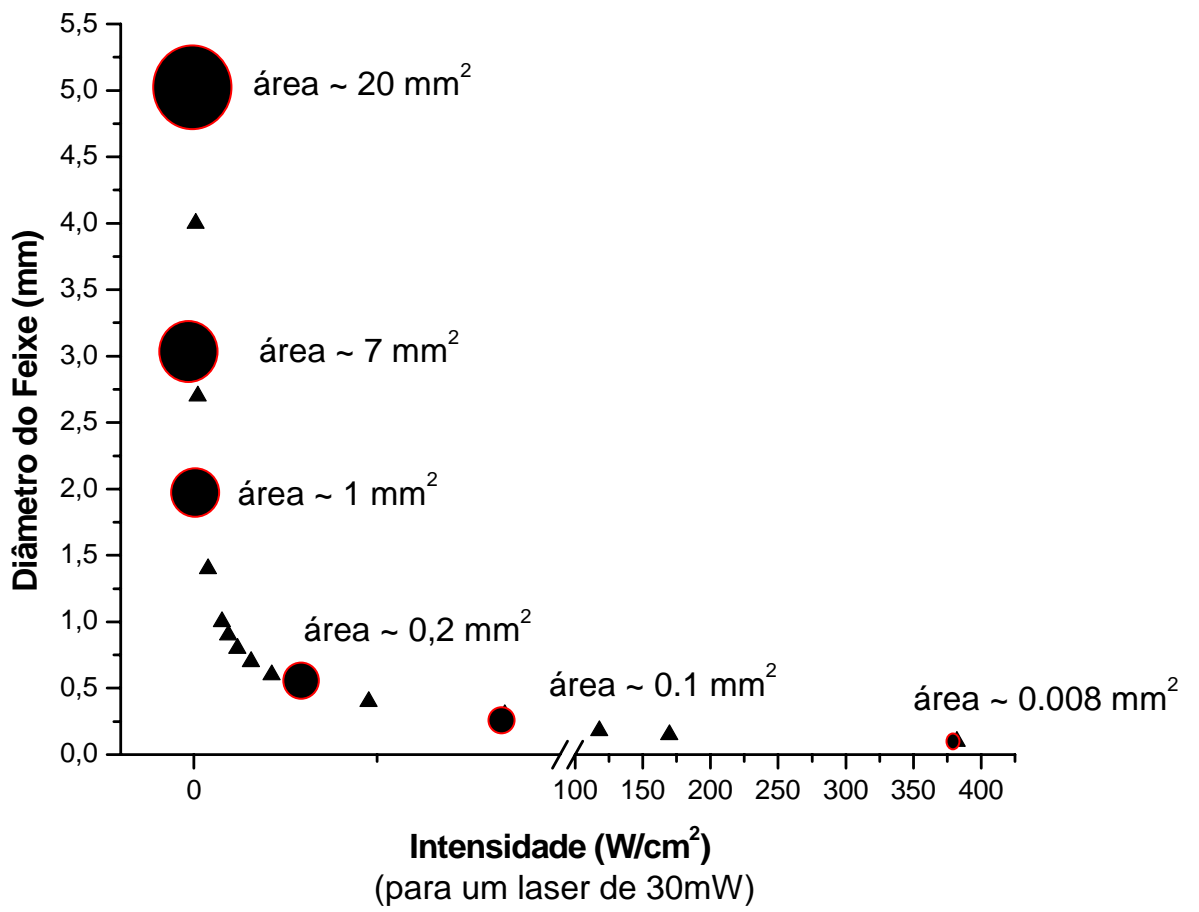


Figura 11: Relação entre diâmetro do feixe, área do feixe e intensidade, para uma fonte de luz de potência 30 mW. Erro! Indicador não definido..

4.4 Densidade de Energia (Dose ou Fluência)

A dose do tratamento é o parâmetro mais importante para observação dos resultados obtidos com esta terapia. É a grandeza física que avalia a possibilidade de estimulação, inibição ou não-manifestação dos efeitos terapêuticos. A dose é a quantidade de energia por unidade de área transferida à matéria (tecido ou células em cultura). Geralmente é medida em J/cm^2 .

Trabalhos também mostram que os efeitos podem ser dependentes da intensidade. No trabalho de Sommer e colaboradores propõe-se que os efeitos estimulativos da luz *laser* em tecidos biológicos depende, no mínimo, de quatro parâmetros, além do comprimento de onda da luz: a intensidade limiar da luz I_0 , a área da secção transversal do feixe a (na região de incidência), o tempo total de irradiação Δt_{tot} e a densidade de energia $(E/a)_{at}$ necessária para ativação. Os parâmetros de estimulação relevantes para ativação são inter-relacionados de acordo com a equação:

$$(E/a)_{at} = I_{est} \cdot \Delta t_{tot}$$

ou

$$D = \frac{E}{Área}$$

onde a intensidade necessária para estimulação, I_{est} , deve ultrapassar a intensidade limiar, I_0 , ($I_{est} \geq I_0$). Intensidades mais baixas que I_0 não resultarão em efeitos bioestimulantes, mesmo prolongando-se o tempo de irradiação. De forma análoga, a ablação, corte ou fusão não serão obtidos se a densidade de energia de limiar não for alcançada; tempo de exposição mais longo só levará ao acúmulo de calor. D é a dose a ser transferida em J/cm^2 .

4.5. Propriedades Térmicas

Esse item é extremamente importante quando da aplicação de *lasers* em alta intensidade no tecido biológico, pois os *lasers* em baixa intensidade, por princípio, não devem provocar alteração térmica importante no tecido. A ação térmica altera as características cristalográficas da matriz mineral dos tecidos, tais como os parâmetros da rede cristalina e o tamanho dos cristais. Há também a formação de novos compostos cristalinos decorrentes da ação térmica sobre o tecido dental. De um modo geral, a relação entre temperatura e efeito térmico no tecido pode ser resumida na **Figura 12**.

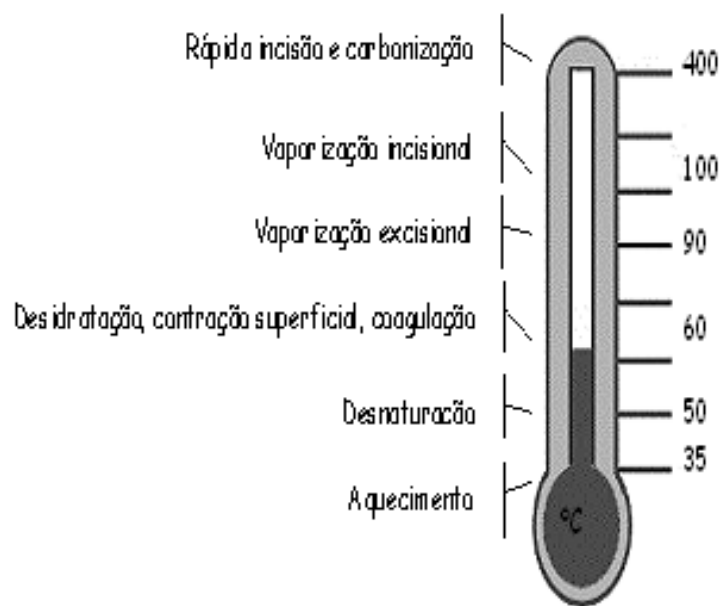


Figura 12: Efeitos térmicos macroscópicos observados no tecido biológico.

APLICAÇÕES DE LASERS EM ALTA INTENSIDADE

A utilização de *lasers* faz parte do nosso cotidiano cada vez com maior frequência. Sua presença já é notada em várias atividades do nosso dia-a-dia e sua importância cresce à medida que novos avanços são obtidos no domínio da tecnologia de sua construção, de novos meios ativos, de regimes de operação, de tratamento de feixe e, principalmente, do conhecimento da interação da radiação com a matéria.

Aplicações médico-odontológicas utilizando *lasers* em alta intensidade são desenvolvidas continuamente para melhorar a qualidade de vida da sociedade. A viabilidade dessas aplicações se deve ao grande número de trabalhos de pesquisa, que avaliam diversos fatores antes de transportar esses procedimentos para a prática clínica.

Especificamente em Odontologia, podemos listar alguns procedimentos que já são utilizados clinicamente: prevenção da cárie dental, diminuição da hipersensibilidade dentinária, desinfecção intracanal, remoção de tecido cariado e frenectomia. Esses procedimentos são aplicados na prática clínica porque se mostraram efetivos no objetivo do tratamento e seguros à integridade do dente.

Os *lasers* em alta intensidade mais utilizados na Odontologia são: alexandrita, argônio, CO₂, érbio, excimer, hólmio, neodímio, e alguns diodos. A seguir, alguns casos ilustrativos sobre as aplicações odontológicas desses *lasers*.

5.1 *Laser de Argônio*

Os principais comprimentos de onda do *laser* de argônio são 488nm e 514,5nm e dentre os equipamentos comerciais, os modos de operação são o contínuo e o interrompido. Esse *laser* é aprovado pelo FDA para várias aplicações em Odontologia. A entrega do feixe se dá por fibra óptica, cujo diâmetro pode variar de 50µm a 600µm e podem ser encontrados modelos com acessórios no sistema de entrega. Sua interação baseia-se na absorção de energia pela hemoglobina, melanina e hemosiderina. Os efeitos de natureza térmica, na ordem crescente da temperatura, são: aquecimento reversível ou

hipertermia, coagulação, solda, vaporização, corte, carbonização e corte rápido. Os principais procedimentos são:

✓ Iluminação de cárie: essa é uma aplicação diagnóstica, realizada no modo contínuo e com potência 0,08W. Ao irradiar cáries interproximais ou tecido desmineralizado, a aparência torna-se escura com tom vermelho-laranja.

✓ Clareamento dental: a irradiação *laser* ativa o gel clareador, cujo espectro de absorção deve coincidir com o comprimento de onda de emissão do *laser*.

✓ Fotopolimerização: aplicado em resinas fotopolimerizáveis à base de canforoquinona e agentes redutores aminos terciários (sensíveis à região azul do espectro eletromagnético, em torno de 480nm). O modo de operação é o contínuo, com potência 0,5W. A exposição à luz azul gera radicais livres que induzem à cura (polimerização), mas ao utilizar o *laser* de argônio como alternativa à luz halógena, as vantagens são o menor tempo de polimerização de resinas híbridas e compósitos de micropreenchimento - por exemplo, para espessuras de 2mm e intensidade 2,5W/cm², o tempo é 10s -, melhoria das propriedades físicas e mecânicas, ou seja, polimerização mais uniforme e menor microinfiltração e, por fim, maior adesão à dentina.

✓ Hemostasia: modo contínuo, potência entre 0,5W e 1W.

✓ Retração de gengiva: modo contínuo, potência entre 1W e 1,25W. É comum a utilização no modo contato, com intensidade 1,4W/cm², a qual gera temperaturas entre 90°C e 100°C, coagulando pequenos vasos.

✓ De-epitelização/curetagem: modo pulsado, 0,5W a 0,85W. Para a curetagem gengival é necessário o debridamento da parede interna da bolsa periodontal, para que haja remoção do epitélio sulcular.

✓ Gengivectomia/gengivosplastia: modo contínuo, 1W a 1,8W. Também é comum no modo contato, com intensidade de 2,6W/cm², a qual gera temperaturas entre 100°C e 150°C.

✓ Frenectomia: modo contínuo, 1W a 2,25W. É comum a utilização no modo contato, com intensidade de 3,2W/cm², a qual gera temperaturas entre 100°C e 175°C. Nesta aplicação, o *laser* atua como bisturi.

✓ Incisão/Excisão: modo contínuo, 1W a 2,25 W.

✓ Terapia de lesões orais: modo contínuo, potência 1W.

✓ Solda de tecidos vasculares: modo contínuo, potência 0,5W a 1W. Em tecidos sem sangramento, há sutura de pequenos vasos por degradação das proteínas da matriz extracelular. A intensidade mais utilizada é $1,4\text{W}/\text{cm}^2$, a qual gera temperaturas entre 50°C e 70°C .

5.2 Laser de CO₂

O laser de CO₂ pode ser usado no modo contínuo ou interrompido, TEA, super pulso e nos comprimentos de onda 9,3 μ m; 9,6 μ m e 10,6 μ m. A entrega do feixe é realizada por meio de guia de onda oco. A morfologia do esmalte e dentina após irradiação com esse laser pode ser vista na **Figura 13**.

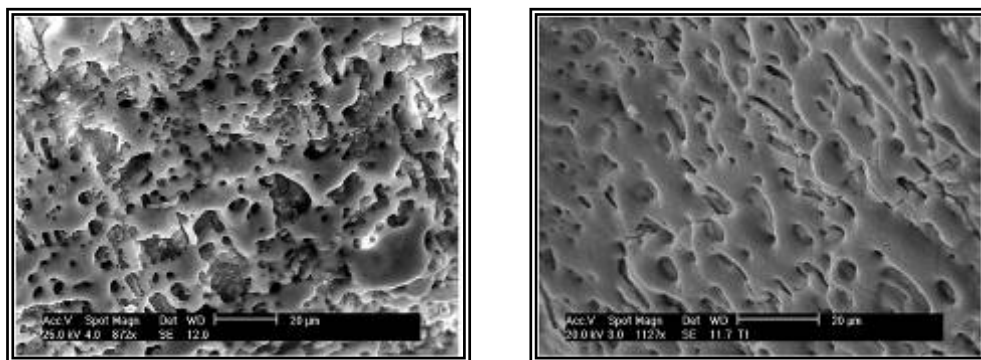


Figura 13: Morfologia do esmalte (foto esquerda) e da dentina (foto direita) após irradiação com laser de CO₂, $\lambda=9,6\mu\text{m}$ e potência 7W.

As principais aplicações do laser de CO₂ são:

- ✓ Biópsia: com potência entre 4W e 6W e focalizado. Neste procedimento, a sutura não é necessária, sendo a cicatrização por segunda intenção. É comum um halo esbranquiçado circundar a incisão, porém, é preciso minimizar a formação de um halo de necrose.

- ✓ Lesões de língua: pode ser usado com até 12W, com vantagem de evitar grandes sangramentos.

- ✓ Lesões brancas: pode ser utilizado somente após a biópsia e no modo desfocalizado, para provocar ablação.

- ✓ Lesões malignas: a margem de segurança desse procedimento é similar àquela com remoção por bisturi.

- ✓ Úlceras aftosas: recomenda-se a utilização com baixas intensidades, com potências menores de 2W e modo desfocalizado.

✓ Lesões herpéticas: é necessário que ocorra vaporização, mas é preciso atenção com a pluma, a qual pode conter material viável.

✓ Coagulação: em local com sangramento ativo é necessário, primeiramente, parar o sangramento momentaneamente. E em áreas sem sangramento este *laser* é importante para prevenir hemorragia.

✓ Esse *laser* também pode ser utilizado em remoção de tecido de granulação, frenectomia (**Figura 14**), gengivectomia, gengivoplastia, desordens hemorrágicas, exposição de implantes e de coroa clínica, hipersensibilidade e prevenção de cáries.

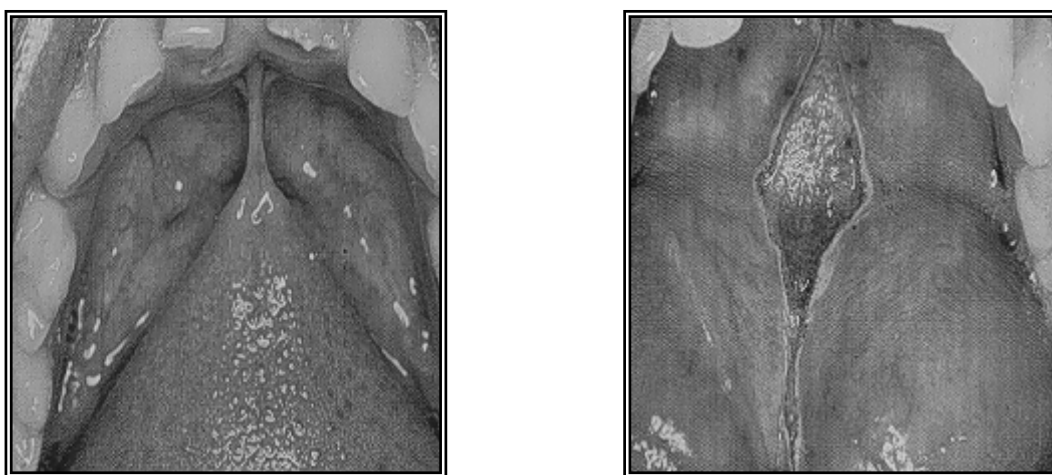


Figura 14: Frenectomia com laser de CO₂.

5.3 Lasers de Érbio

Os *lasers* de Er:YAG (2,94 μ m) e Er:YSGG (2,79 μ m) operam em regime pulsado, tipicamente com largura temporal entre 100 μ s e 500 μ s. O sistema de entrega do feixe é por fibra óptica cristalina, braço articulado ou guia de onda, sendo o feixe entregue até a peça de mão. A partir desta, poderá haver operação no modo contato, ou ainda, para alguns modelos, o acoplamento a acessórios (pontas ativas) para manipulação no modo contato. Com esses *lasers* é possível cortar a mucosa, mas com pouca hemostasia. Nos parâmetros corretos, o *laser* de érbio causa pouco dano térmico, sem zonas de carbonização e tem grande habilidade em procedimentos onde o efeito de coagulação não é desejado, como por exemplo, remoção de gengiva

hiperplásica, cirurgia periodontal e remoção de lesões benignas grandes. Após a absorção, o Er:YAG ($2,94\mu\text{m}$) provoca altas pressões no interior do tecido, levando à ablação explosiva (

Figura 15).

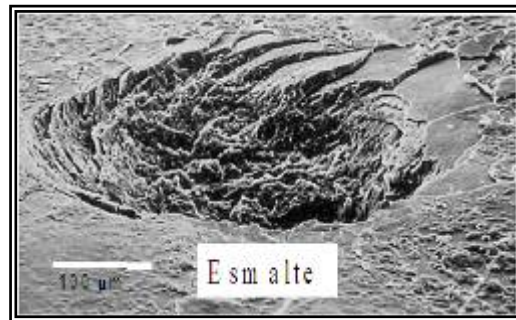


Figura 15: Ablação explosiva provocada pelo laser de Er:YAG ($2,94\mu\text{m}$) no esmalte.

O aspecto morfológico do esmalte e da dentina após irradiação com o laser de Er:YAG pode se acompanhado por meio da **Figura 16** e **Figura 17**.

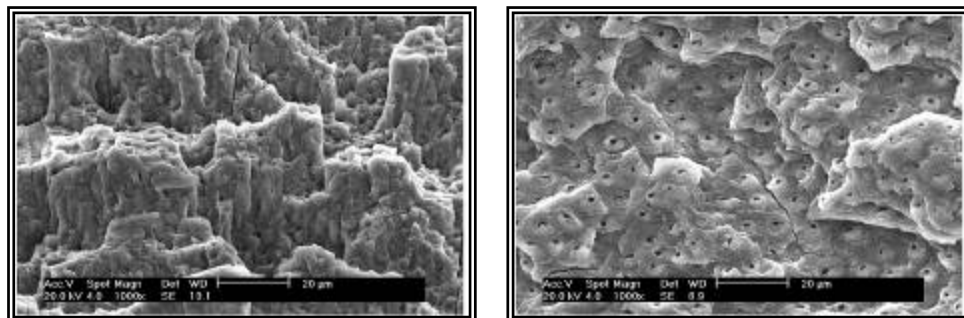


Figura 16: Irradiação com laser de Er:YAG, $E= 80\text{mJ}$, $f= 2\text{Hz}$, $D\sim 25,7\text{J}/\text{cm}^2$, $P\sim 0,32\text{W}$. (Esquerda) esmalte. (Direita) dentina.

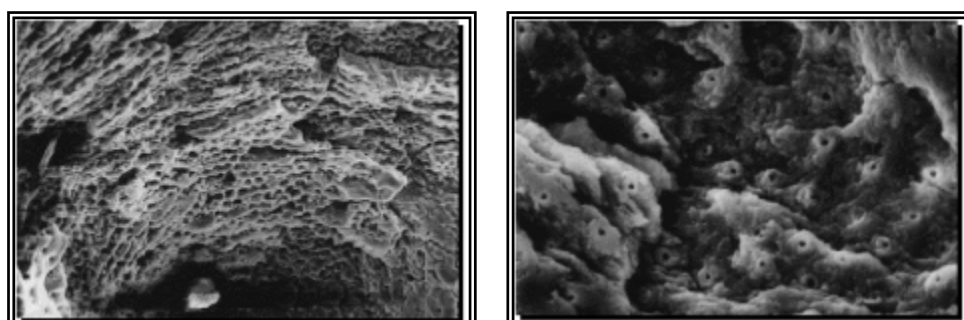


Figura 17: Irradiação com laser de Er:YAG, E= 400mJ, f= 3Hz, D~ 128,3J/cm². (Esquerda) esmalte, com aumento de 500x. (Direita) dentina, com aumento original de 2000x.

As aplicações mais usuais do *laser* de Er:YAG são:

✓ Preparo cavitário e remoção de resina: destaca-se a superfície esbranquiçada na borda das cavidades, indicando maior perda de água, podendo comprometer o acabamento estético. A **Figura 22** e a **Figura 23** ilustram a aplicação odontopediátrica.

✓ Redução bacteriana intracanal: esse *laser* proporciona aquecimento controlado (**Figura 18** e

✓

✓

✓ **Figura 19**), pois há aumento de temperatura sem alterações morfológicas ou estruturais no tecido. Os *lasers* de neodímio e diodo também proporcionam aquecimento controlado e, portanto, podem ser utilizados com a mesma finalidade. A irradiação deve ocorrer na superfície intracanal, onde a propagação do calor se dá para o interior dos túbulos (

✓

✓

✓ **Figura 20** e **Figura 21**).

✓ Prevenção de cárie: em fluências abaixo do limiar de ablação poderá haver mudanças nas propriedades físicas e químicas do esmalte ou formação de superfície fundida.

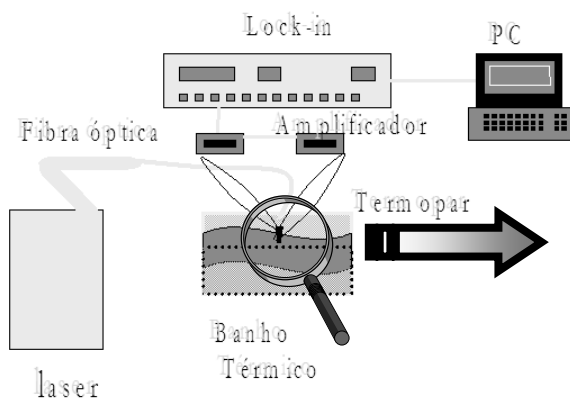


Figura 18: Esquema para monitorar a temperatura do ápice durante a irradiação com laser de Er:YAG, segundo técnica helicoidal de Gutknecht, com velocidade aproximada de 2mm/s durante 10s.

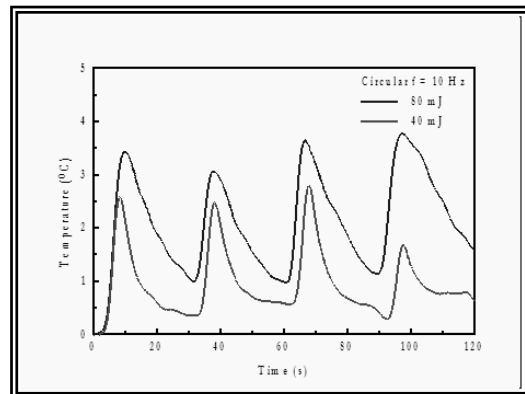


Figura 19: A irradiação com laser de Er:YAG, segundo técnica de Gutknecht, com fibra intracanal, utilizando duas energias, 40mJ/pulso e 80mJ/pulso. Houve aumento de temperatura inferior a 4°C na região apical.

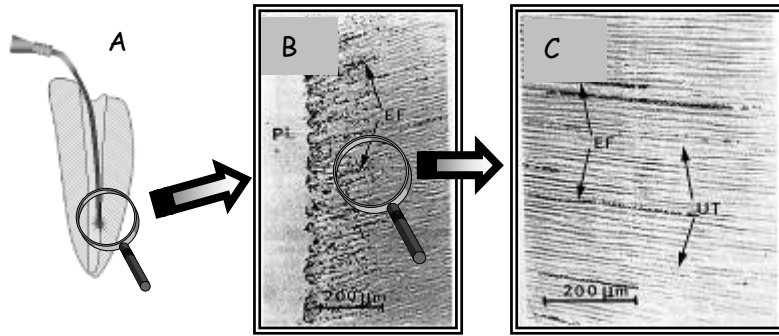


Figura 20: Laser de Er:YAG para redução bacteriana intracanal. (A) irradiação intracanal. (B) Microscopia da região irradiada. (C) Microscopia da região irradiada, em maior aumento.

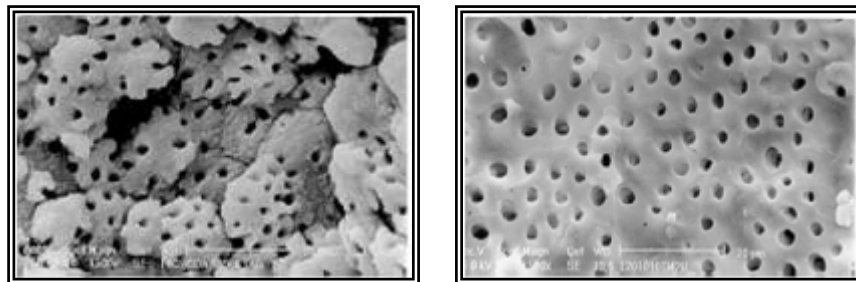


Figura 21: (Esquerda) Canal instrumentado antes da irradiação. (Direita) Canal instrumentado após irradiação com laser de Er:YAG, $E= 80\text{mJ/pulso}$, $f= 10\text{Hz}$..

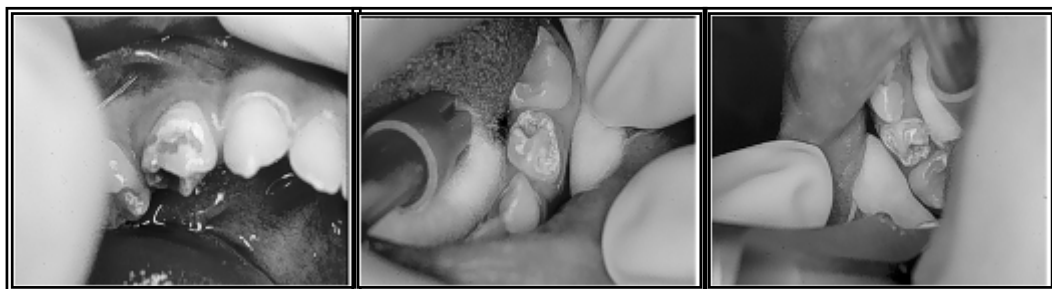


Figura 22: Preparo cavitário com laser de Er:YAG em dente decíduo (equipe do prof. Carlos de Paula Eduardo).

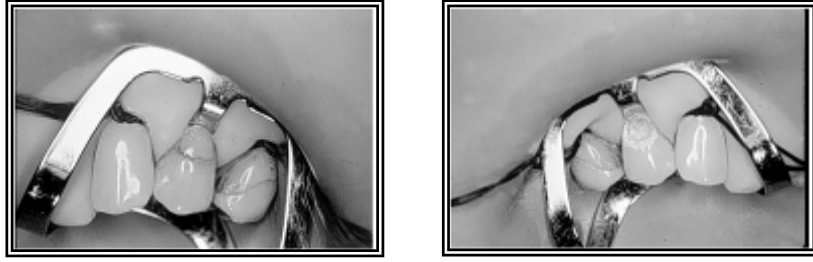


Figura 23: Remoção de resina com laser de Er:YAG (equipe do prof. Carlos de Paula Eduardo).

5.4 Lasers de Neodímio

O laser de Nd:YAG tem principal emissão em $\lambda = 1,064\mu\text{m}$, podendo ser operado nos modos contínuo e pulsado, com largura temporal típica, para Odontologia, de $100\mu\text{s}$. O sistema de entrega do feixe é por fibra óptica de quartzo. O aspecto morfológico do esmalte após atuação do laser de Nd:YAG ou Nd:YLF pode ser visualizado na (

Figura 24).

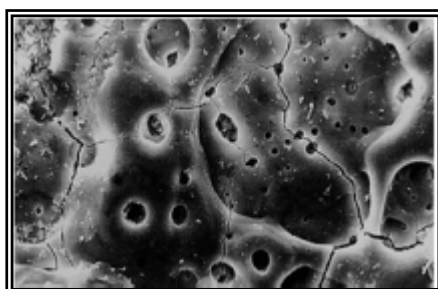


Figura 24: Aspecto morfológico do esmalte após irradiação com laser de neodímio, $E=80\text{mJ/pulso}$, $f= 10\text{Hz}$, $D\sim 99,5\text{J/cm}^2$.

A principal aplicação do laser de Nd:YLF é a remoção de cárie:

Figura 25 e Figura 26.

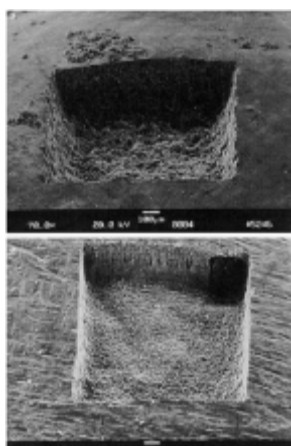
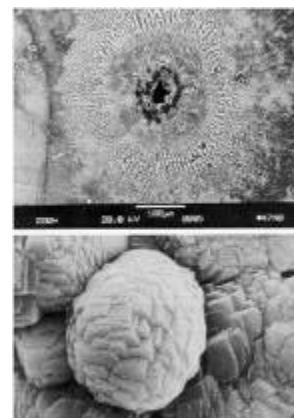


Figura 25: Irradiação com laser de Nd:YLF, 30ps, $E= 1\text{mJ}$. (Superior) esmalte sadio, 160.000 pulsos. (Inferior) esmalte cariado, também 160.000 pulsos, porém há maior quantidade de água no tecido cariado, otimizando a interação.

Figura 26: (Superior) ablação em tecido dental com laser de Nd:YLF, 30ps, $E= 1\text{mJ}$, $f= 1\text{kHz}$, 1000 pulsos. (Inferior) Recristalização cúbica.



Em relação ao *laser* de Nd:YAG, as principais aplicações são:

✓ Redução bacteriana intracanal: esse *laser* proporciona aquecimento controlado, pois há aumento de temperatura sem alterações morfológicas ou estruturais no tecido (**Figura 29** e **Figura 30**).

✓ Doenças periodontais: atua tanto em tecido mole quanto próximo ao cimento.

✓ Ulceras aftosas: utilizado com baixas intensidades, com potências menores de 2W e bem desfocalizado.

✓ Lesões herpéticas: é necessário que ocorra vaporização, mas é preciso atenção com a pluma, a qual pode conter material viável.

✓ Coagulação: em local com sangramento ativo é necessário, primeiramente, estancar o sangramento momentaneamente. Em áreas sem sangramento este *laser* é importante para prevenir hemorragia. Para áreas de sangramento ativo a ordem de escolha do *laser* é: argônio, neodímio e hólmio.

✓ Esse *laser* também pode ser utilizado em remoção de tecido de granulação, frenectomia, gengivectomia (**Figura 27**), gengivoplastia, desordens hemorrágicas, exposição de implantes e de coroa clínica, hipersensibilidade e prevenção de cáries (**Figura 28**), devido à formação de superfície fundida e maior incorporação de flúor.

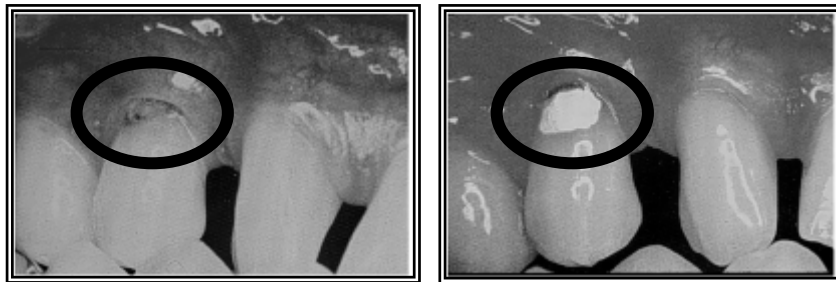


Figura 27: Gengivectomia com laser de Nd:YAG. (Esquerda) aspecto clínico antes da irradiação. (Direita) aspecto clínico imediatamente após a irradiação. Equipe do prof. Carlos de Paula Eduardo



Figura 28: Prevenção de cárie com o laser de Nd:YAG.

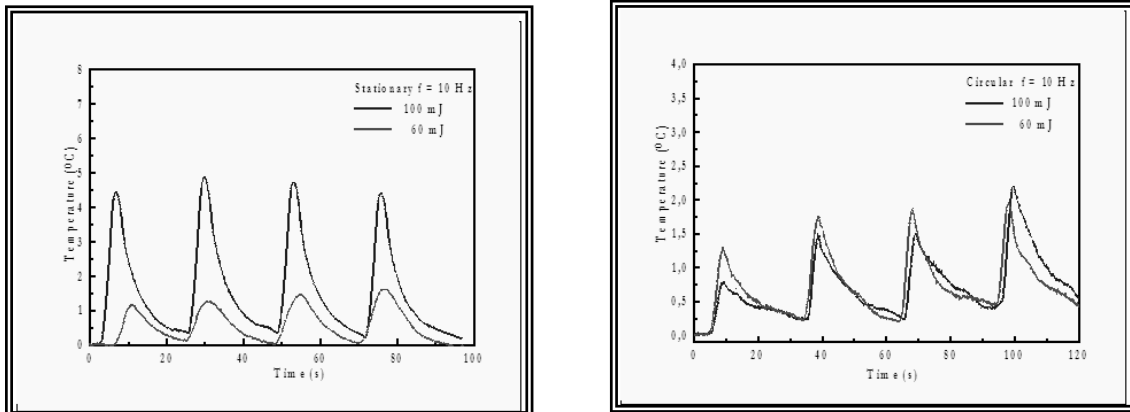


Figura 29: Irradiação com laser de Nd:YAG utilizando 60mJ e 100mJ, $f = 10\text{Hz}$. (Esquerda) Durante a técnica de Matsumoto – 3s com fibra óptica parada - houve aumentos de temperatura inferiores a 5°C . (Direita) Durante a técnica de Gutknecht houve aumentos de temperatura inferiores a $2,5^{\circ}\text{C}$. A metodologia da medição de temperatura seguiu o mesmo aparato experimental da Figura 18.

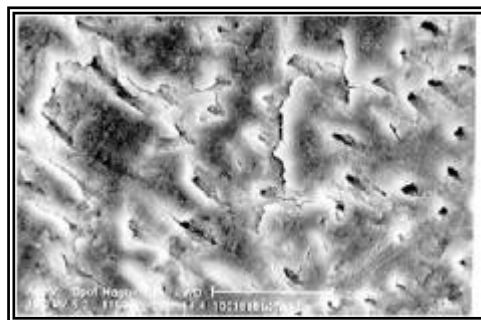


Figura 30: Canal instrumentado após irradiação com laser de Nd:YAG, $E = 100\text{mJ/pulso}$, $f = 15\text{Hz}$. Compare com a microscopia do canal não irradiado da Figura 21.

5.5 Laser de Ho:YLF

A irradiação com o laser de Ho:YLF ($\lambda = 2,064\mu\text{m}$) promove aumentos na microdureza, na razão Ca/P, na incorporação de flúor e na resistência ácida. O aspecto morfológico do esmalte e dentina antes e após a irradiação com laser de hólmio pode ser analisado na **Figura 31** e **Figura 32**.

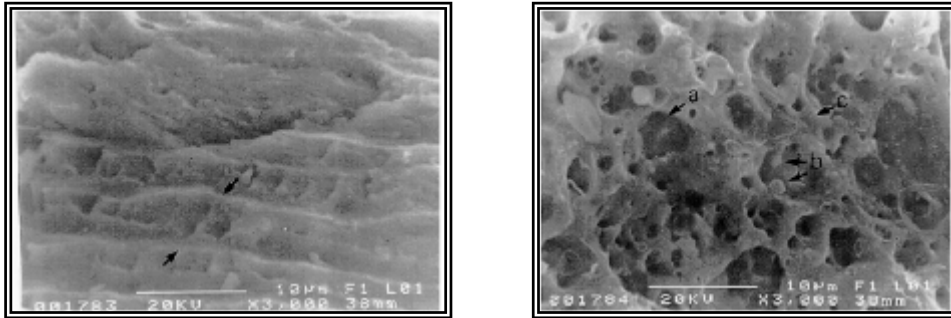


Figura 31: Aspecto morfológico do esmalte. (Esquerda) antes da aplicação do laser. (Direita) após aplicação do laser de Ho:YLF, E= 750mJ/pulso, D~737 J/cm².

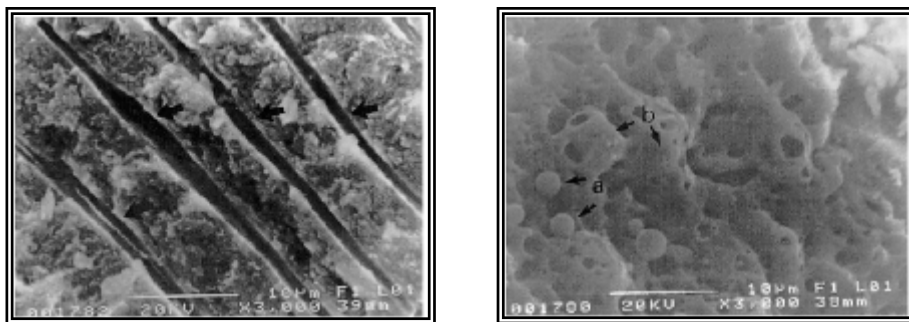


Figura 32: Aspecto morfológico da dentina. (Esquerda) antes da aplicação do laser. (Direita) após aplicação do laser de Ho:YLF, E= 750mJ/pulso.

Suas principais aplicações são:

- ✓ Prevenção de cárie: promove a formação de camada fundida (
- ✓
- ✓

✓ **Figura 33).**

✓ Preparo cavitário: por meio da ablação do esmalte é possível realizar preparo cavitário para acesso endodôntico (**Figura 34**). Ao irradiar a coroa, o aumento de temperatura provocado por esse *laser* também pode ser controlado (**Figura 35** e **Figura 36**).

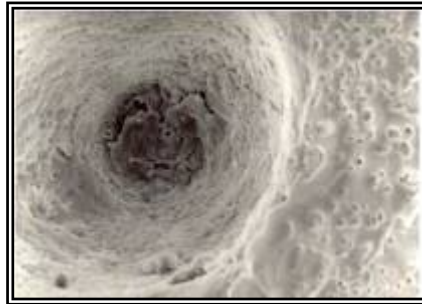


Figura 33: Fusão e resolidificação do esmalte após aplicação do laser de Ho:YLF.

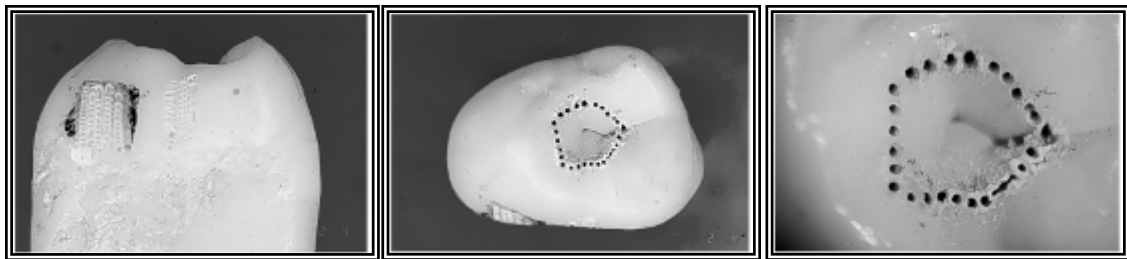


Figura 34: Simulação de início de preparo cavitário para acesso endodôntico com o laser de Ho:YLF.

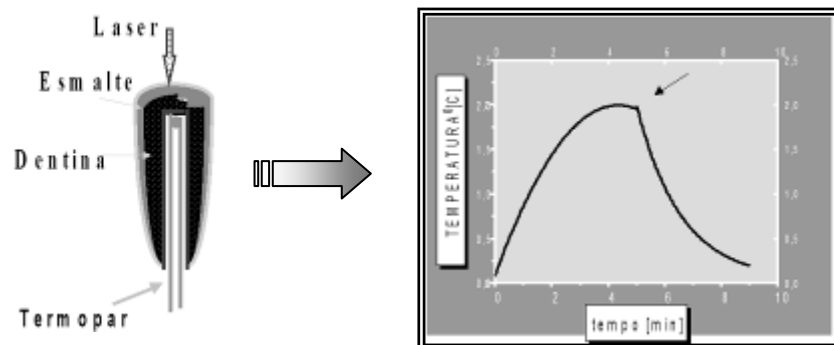


Figura 35: (Esquerda) Esquema para monitorar temperatura da câmara pulpar vazia, durante irradiação com laser de Ho:YLF. (Direita) Variação da temperatura monitorada, a qual não ultrapassou 2°C.

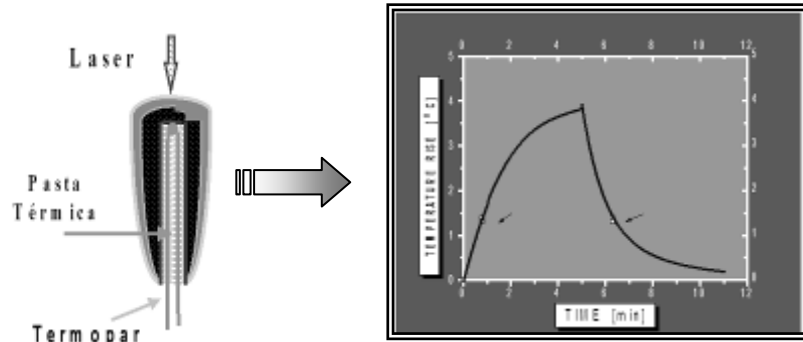


Figura 36: (Esquerda) Esquema para monitorar temperatura da câmara pulpar preenchida com pasta térmica, durante irradiação com laser de Ho:YLF. (Direita) Variação da temperatura monitorada, a qual não ultrapassou 4°C.

REFERENCIAS

- ⁱ NIEMZ, M.H. **Laser-Tissue Interactions. Fundamentals and Applications.** Springer, 1996.
- ⁱⁱ BHAGWANANI, N.S.; BATHIA, G.C.; SHARMA, N. Low level nitrogen laser therapy in pulmonary tuberculosis. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 14: 23-25, 1996.
- ⁱⁱⁱ NICOLA, E.M.D. Caracterização de micro-lesões produzidas por laser de CO₂ na mucosa oral de cães, em função da variação de parâmetros intrínsecos do equipamento. *Tese de Doutorado, FCM/UNICAMP, 1984.*
- ^{iv} ZYRYANOV, B.N.; EVTUSHENKO, V.A.; EVTUSHENKO, G.S.; SOLDATOV, A.N.; MUSABAEVA, L.I.; UDALYI, I.F.; TARASENKO, T.I.; CHERDYNTSEVA, N.V.; VUSIK, M.V.; POPORICH, V.I.; PETRAKOVA, V.S.; DIKOVICH, V.A. Copper-vapor low-intensity laser therapy. **In: *Laser Use in Oncology: CIS Selected Papers*, A.V. Ivanov, M.A. Kazaryan, eds., Proc. SPIE 2728: 100-107, 1996.**
- ^v SOMMER, A.P.; PINHEIRO, A.L.B.; MESTER, A.R.; FRANKE, R.-P.; WHELAN, H.T. Biostimulatory window in low-intensity laser activation: lasers, scanners, and NASA's light-emitting diode array system. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 19:29-33, 2001.