

Editor

Carlos de Paula Eduardo

Fundamentos de Odontologia

# LASERS EM ODONTOLOGIA

Coordenador da Série

Oswaldo Crivello Junior



O editor e os autores deste livro e a EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA. empenharam seus melhores esforços para assegurar que as informações e os procedimentos apresentados no texto estejam em acordo com os padrões aceitos à época da publicação, e todos os dados foram analisados pelo editor e pelos autores até a data da entrega dos originais à editora. Entretanto, tendo em conta a evolução das ciências da saúde, as mudanças regulamentares governamentais e o constante fluxo de novas informações sobre terapêutica medicamentosa e reações adversas a fármacos, recomendamos enfaticamente que os leitores consultem sempre outras fontes fidedignas, de modo a se certificarem de que as informações contidas neste livro estão corretas e de que não houve alterações nas dosagens recomendadas ou na legislação regulamentadora.

O editor, os autores e a editora empenharam-se para citar adequadamente e dar o devido crédito a todos os detentores dos direitos autorais de qualquer material utilizado neste livro, dispondo-se a possíveis acertos caso, inadvertidamente, a identificação de algum deles tenha sido omitida.

Direitos exclusivos para a língua portuguesa  
Copyright © 2010 by

**EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA.**

**Uma editora integrante do GEN | Grupo Editorial Nacional**

Reservados todos os direitos. É proibida a duplicação ou reprodução deste volume, no todo ou em parte, sob quaisquer formas ou por quaisquer meios (eletrônico, mecânico, gravação, fotocópia, distribuição na internet ou outros), sem permissão expressa da Editora.

Travessa do Ouvidor, 11  
Rio de Janeiro, RJ — CEP 20040-040  
Tel.: 21-3543-0770 / 11-5080-0770  
Fax: 21-3543-0896  
gbk@grupogen.com.br  
www.editoraguanabara.com.br

Editoração Eletrônica:  ANTHARES

**CIP-BRASIL. CATALOGAÇÃO NA FONTE  
SINDICATO NACIONAL DOS EDITORES DE LIVROS, RJ**

L358

Lasers em odontologia / editor Carlos de Paula Eduardo; coordenador da Série Oswaldo Crivello Junior. – Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.  
il. – (Fundamentos de odontologia)

Inclui bibliografia e índice  
ISBN 978-85-277-1626-0

1. Lasers em odontologia. I. Eduardo, Carlos de Paula. III. Série.

09-5879.

CDD: 617.6

CDU: 616.314

11.11.09

18.11.09

016253



## 1 Fundamentos da Física do Laser e Interação da Radiação Laser com Tecido Biológico, 1

*Denise Maria Zezell, Wagner de Rossi e Luciano Bachmann*

Introdução, 1

Ondas de Luz, 1

Física de Laser, 3

Desenho de Laser, 3

Emissão Estimulada, 5

Monocromaticidade, 6

Direcionalidade, 7

Coerência, 7

Lasers em Ciências da Vida, 9

Feixe Laser, 10

Perfil Espacial, 10

Perfil Temporal, 11

Interação Laser-Tecido, 13

Referências, 17

## 2 Mecanismo de Ação da Fototerapia com Laser em Baixa Intensidade (FLBI), 18

*Márcia Martins Marques, Daiane Thais Meneguzzo,*

*Alyne Simões e Karen Muller Ramalho*

Introdução, 18

Evidências Pioneiras da FLBI, 19

Elucidando a Fototerapia, 19

Mecanismos da FLBI, 19

Referências, 24

## 3 Dosimetria na Terapia com Laser em Baixa Intensidade, 26

*Daniela de Fátima Teixeira da Silva, Sônia Cristina Núñez,*

*Luís Cláudio Suzuki e Martha Simões Ribeiro*

Comprimento de Onda ( $\lambda$ ), 27

Reflexão e Refração, 27

Absorção, 28

Espalhamento, 28

Transmissão e Atenuação, 29

Cromóforos, 29

Intensidade, Densidade de Potência ou Irradiância

( $W/cm^2$ ), 29

Energia, 30

Exposição Radiante, Densidade de Energia, Dose ou

Fluência (D), 31

Tecido Alvo, 33

Considerações Finais, 34

Referências, 35

## 4 Terapia Fotodinâmica: Mecanismos e Aplicações, 36

*Renato Araújo Prates, Alcio Masayoshi Yamada Júnior,*

*Maria Cristina Liko Hashimoto e Martha Simões Ribeiro*

Introdução, 36

Mecanismo de Ação, 36

Terapia Fotodinâmica Antimicrobiana, 37

Terapia Fotodinâmica na Odontologia, 39

Periodontia, 39

Caso Clínico, 39

Endodontia, 40

Dentística, 40

Referências, 41

## 5 Aplicações Clínicas dos Lasers de Baixa Potência, 43

*Luciane Hiramatsu Azevedo, Cláudia Strefezza, Daiane Thais*

*Meneguzzo e Leila Soares Ferreira*

Introdução, 43

Métodos Terapêuticos, 43

Evolução Clínica do Tratamento, 46

Janela Terapêutica, 46

Fototerapia com Laser em Baixa Intensidade nas Diversas

Aplicabilidades, 46

Herpes Simples Labial, 46

Úlcera Aftosa Recorrente, 47

Estomante Protética, 48

Queilite Angular, 49

Epidermólise Bolhosa, 50

Disfunção da Articulação Têmporo-mandibular, 51

Lesões Nervosas – Parestesias/Paralisias, 52

Parestesia, 52

Paralisia Facial, 54

Nevralgia do Trigêmeo, 54

Pós-operatório Cirúrgico, 55

Edema (Drenagem Linfática), 56

Hipersensibilidade Dentinária Cervical, 57

Pós-preparo Cavitário, 57

Ortodontia, 58

Cuidados Antes e Depois da Irradiação, 58

Referências, 58

## 6 O Uso do Laser na Prevenção e Tratamento da Mucosite Oral, 62

*Fernanda de Paula Eduardo, Alyne Simões, Ana Claudia Luiz*

*e Letícia Mello Bezinelli*

Introdução, 62

Capítulo

# 1

## *Fundamentos da Física do Laser e Interação da Radiação Laser com Tecido Biológico*

*Denise Maria Zezell, Wagner de Rossi e Luciano Bachmann*

### INTRODUÇÃO

Neste capítulo pretendemos descrever a natureza da luz laser e suas interações com os tecidos biológicos. Nosso propósito é apresentar a física que está dentro da "caixa preta", que é o equipamento laser para profissionais não especialistas, e tornar claro, para estes profissionais, os mecanismos responsáveis pelos efeitos observados nos tecidos após a irradiação laser. Com estes objetivos em mente, iremos fazer uso de muitos recursos gráficos bem como exemplos de senso comum, para incrementar a compreensão do leitor neste assunto. Associações com exemplos práticos devem ser cuidadosamente analisadas, pois elas são somente analogias que serão utilizadas para descrever os conceitos abstratos da física e o mecanismo de interação do laser com a matéria. Para um olhar mais aprofundado sobre a teoria da física de lasers, o leitor deve consultar outros livros (1, 2), e sobre a interação laser-tecido, as referências 3 e 4.

A Tabela 1.1 apresenta os parâmetros físicos e as constantes utilizadas neste capítulo. Um exemplo é o nome dado à distribuição de energia sobre uma determinada área. Este parâmetro é apresentado na literatura com diferentes nomes: densidade de energia, exposição radiante, fluência, ou dose. Neste capítulo nós utilizamos o nome que é recomendado pelo Sistema Internacional de Unidades (5): exposição radiante, a qual é expressa em  $[J/m^2]$ . Da mesma maneira, o parâmetro que representa a distribuição de potência sobre

uma determinada área será chamado de irradiância, e será expresso como  $[W/m^2]$ .

### ONDAS DE LUZ

A luz emanando de qualquer fonte, laser ou não, apresenta uma natureza ondulatória. Talvez não seja uma tarefa simples, para não-especialistas, a visualização da característica ondulatória da luz, mas este conceito será abordado e esclarecido nesta seção.

Um feixe de luz pode ser descrito por uma combinação de campos elétricos ( $\vec{E}$ ) e magnéticos ( $\vec{H}$ ) que variam no tempo e se propagam no espaço. Estes campos oscilam a certa frequência ( $\nu$ ), ou seja, o valor do campo aumenta e decresce  $\nu$  vezes em um segundo. A frequência para a qual estes campos oscilam e o seu comprimento de onda ( $\lambda$ ) estão relacionados por:  $\lambda\nu = c/n$ , onde  $c$  é a velocidade da luz em um meio com índice de refração  $n$ .

Para visualizar os campos elétrico e magnético (eletromagnético), nós podemos comparar a ação deste campo com o campo gravitacional. Por exemplo, uma bola que cai sobre a superfície da Terra é na verdade atraída pela Terra, porque a Terra pode ser considerada "uma bola maior" com uma massa maior e ambas são atraídas em conjunto. Outro exemplo mecânico é uma massa acoplada com uma mola: se nossa bola está acoplada com uma mola vertical suspensa no ar, a bola não cai sobre a superfície da Terra; ela restaura o movimento de volta para cima e a bola oscila verticalmente até dissipar toda



Parâmetros físicos e constantes utilizadas neste capítulo

Parâmetro	Símbolo	Unidade
Energia	E	J
Potência	P	W
Exposição radiante (Densidade de energia)	R	J/m <sup>2</sup>
Irradiância (Densidade de potência)	I	W/m <sup>2</sup>
Tempo	t	s
Campo elétrico	$\vec{E}$	V/m
Campo magnético	$\vec{H}$	A/m
Frequência do fóton	$\nu$	Hz
Comprimento de onda	$\lambda$	m
Velocidade da luz no vácuo	$c = 3 \times 10^8$	m/s
Índice de refração	N	---
Constante de Planck	$h = 6,63 \times 10^{-34}$	Js
Coefficiente de absorção	$\alpha$	cm <sup>-1</sup>
Frequência do laser	F	Hz

a energia. O campo eletromagnético age da mesma maneira sobre as cargas de átomos e moléculas: quando uma carga positiva (ou negativa) é colocada sob a influência de um campo eletromagnético, ela será deslocada de sua posição, e quando o campo oscila com frequência  $\nu$ , a carga também oscilará na mesma frequência.

Como sabemos, nosso corpo está preenchido de cargas elétricas. Quando um campo eletromagnético interage com nossos tecidos, as moléculas irão oscilar na mesma frequência da onda incidente. Isto aquecerá nosso corpo, e dará início a reações químicas ou levará a outros mecanismos. Na Fig. 1.1, podemos visualizar uma representação do campo eletromagnético no espaço (Fig. 1.1A) e no tempo (Fig. 1.1B).

Quando uma carga é submetida à influência de uma onda eletromagnética, seu movimento também pode ser descrito pela própria onda eletromagnética. Observe a Fig. 1.1C e considere uma carga positiva na origem; quando o vetor do campo elétrico de uma onda, descrito pela flecha, interage com a carga, seu movimento seguirá a amplitude do campo elétrico. A Fig. 1.1C mostra o campo elétrico em um certo ângulo; se todos os fótons têm os seus campos elétricos apontando para a mesma direção, o feixe é chamado de polarizado; se os fótons oscilam em direções não

específicas, o feixe é não polarizado, como representado na Fig. 1.1D.

A frequência do campo eletromagnético determinará a energia da onda que está associada ao fóton. O intervalo de frequências de diferentes fótons pode ser visualizado na escala superior da Fig. 1.2; a segunda escala corresponde à energia, e a terceira, ao comprimento de onda. A correlação da energia ( $E$ ) de um fóton com sua frequência ( $\nu$ ) e seu comprimento de onda ( $\lambda$ ) é dada pela seguinte equação:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$

onde  $h$  é a constante de Planck ( $6,625 \times 10^{-34}$  Js) e  $c$  é a velocidade da luz. Uma equação mais utilizada é:

$$E = \frac{1,24}{\lambda}$$

onde  $E$  é dado em eV e  $\lambda$  em  $\mu\text{m}$ .

Na própria Fig. 1.2, a região espectral mais interessante para aplicação laser está expandida e é comparada com o espectro de absorção da água (adaptado de (6)). O coeficiente de absorção é expresso em  $\text{cm}^{-1}$ ; o comprimento de onda dos fótons pode ser visualizado na escala inferior e é dado em micrometros ( $\mu\text{m}$ ), e a escala superior fornece a energia do fóton em eV.



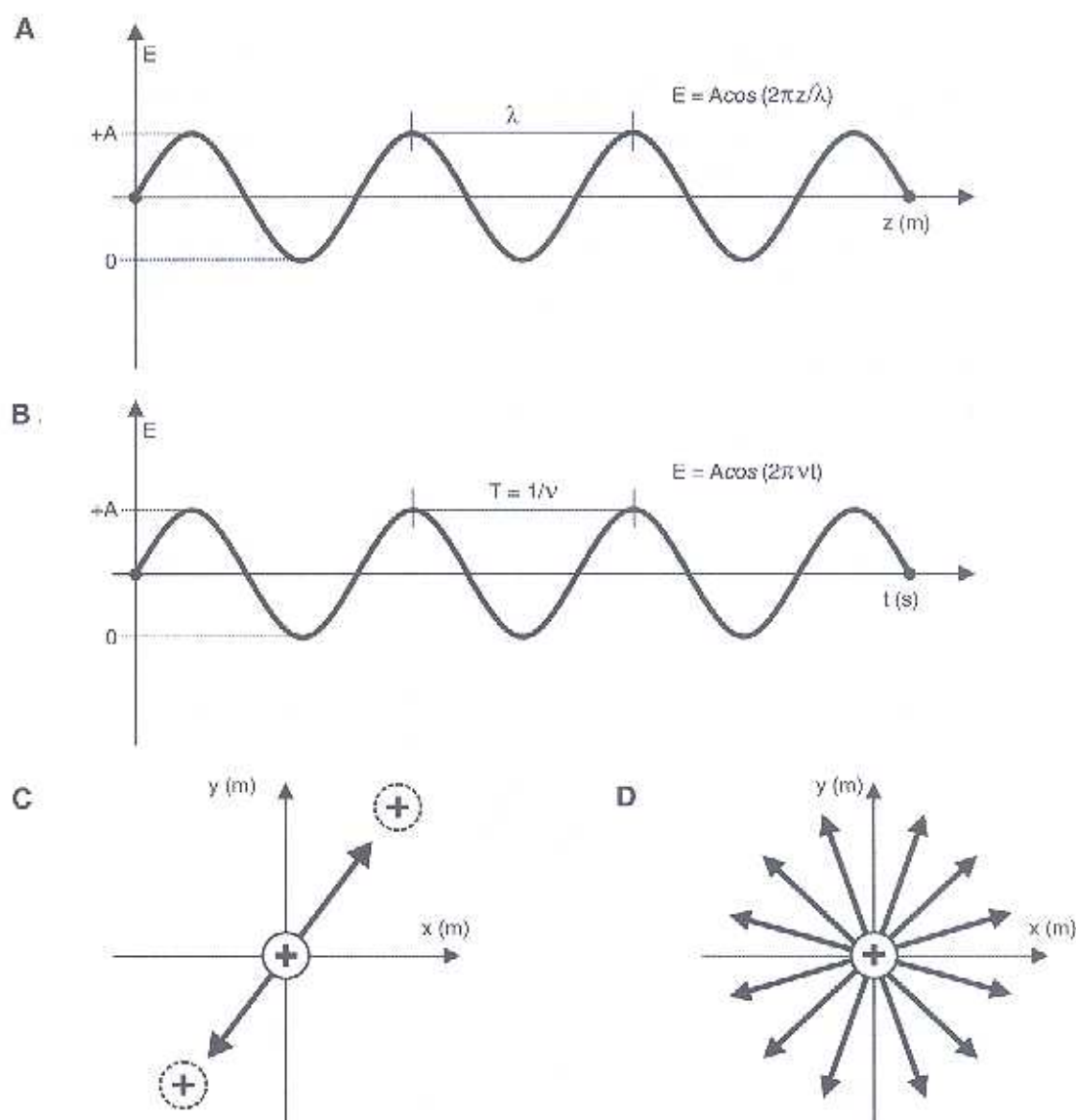


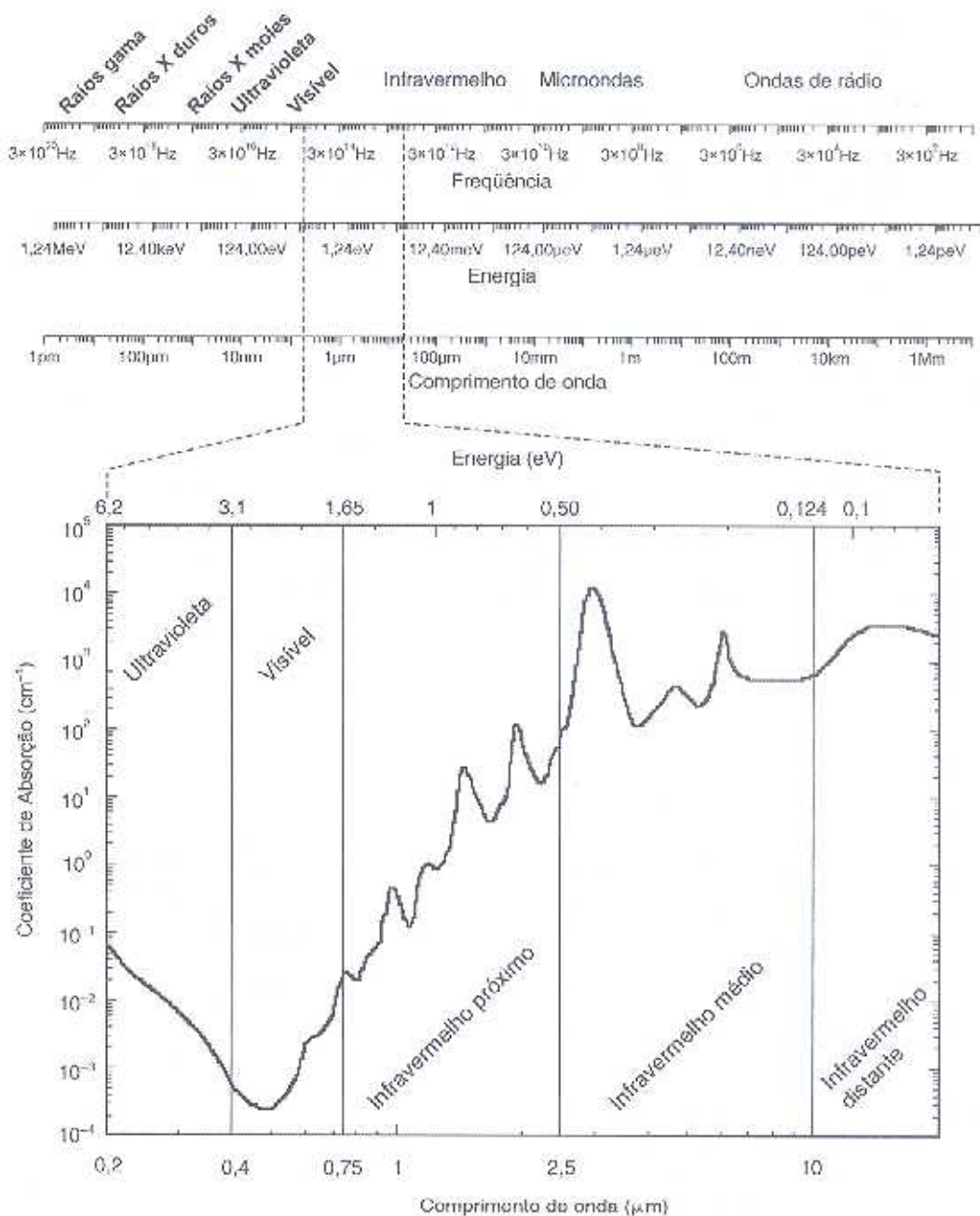
FIG. 1.1 A. O estado de uma onda eletromagnética é uma função da distância para um certo tempo ( $t = 0$ ). A separação entre dois máximos da amplitude da onda corresponde ao comprimento de onda  $\lambda$ . B. A amplitude de uma onda eletromagnética como função do tempo em um ponto no espaço ( $z = 0$ ). O período  $T$  é o tempo necessário para a onda completar um ciclo, isto é, começando a partir de uma amplitude  $+A$ , decrescendo para  $-A$  e retornando ao valor inicial  $+A$ . O inverso do período é a frequência da onda, isto é, o número de ciclos que ocorrem em um segundo. C. Seção transversal do item (A) com representação de uma carga positiva deslocada pela ação de um campo eletromagnético. Se a onda oscila em uma determinada direção, o campo eletromagnético é chamado de polarizado, e a carga será deslocada na mesma direção. Por outro lado, se a onda é não-polarizada (item D), ela pode oscilar em qualquer direção e, portanto, a carga também será deslocada em qualquer direção.

## FÍSICA DO LASER

### Desenho do Laser

Algumas condições básicas devem ser satisfeitas para que um sistema laser funcional possa ser obtido. Em

primeiro lugar deve haver um material chamado meio ativo, o qual permite uma inversão de população. É pouco provável que esta inversão ocorra na natureza, mas ela pode ocorrer em alguns materiais sob determinada condição. O comportamento mais provável para elétrons é permanecer no seu nível de energia mais bai-



**FIG. 1.2** Espectro eletromagnético. A primeira escala superior representa a oscilação da frequência da onda. Os valores mais altos representam os raios gama e os raios X duros; com o decréscimo da frequência temos os raios X moles, ultravioleta, visível, infravermelho, microondas e ondas de rádio. A segunda escala representa as energias dos fótons e a terceira fornece o comprimento de onda dos fótons. As principais aplicações laser se dão na região do ultravioleta, visível e infravermelho; estas regiões espectrais são mais bem visualizadas no gráfico e comparadas com o espectro de absorção da água.

no, enquanto em um meio ativo excitado, muitos elétrons são colocados em um nível de energia maior por um período de tempo maior, permitindo a emissão estimulada (também conhecida como emissão laser). Este fenômeno será descrito nos parágrafos seguintes.

Na Fig. 1.4 é possível visualizar a descrição dos principais componentes de um sistema laser. O meio ativo do laser é excitado por uma fonte de bombeamento, a qual pode ser outro laser, uma corrente elétrica ou uma fonte de luz não laser; basta que esta fonte forneça ener-



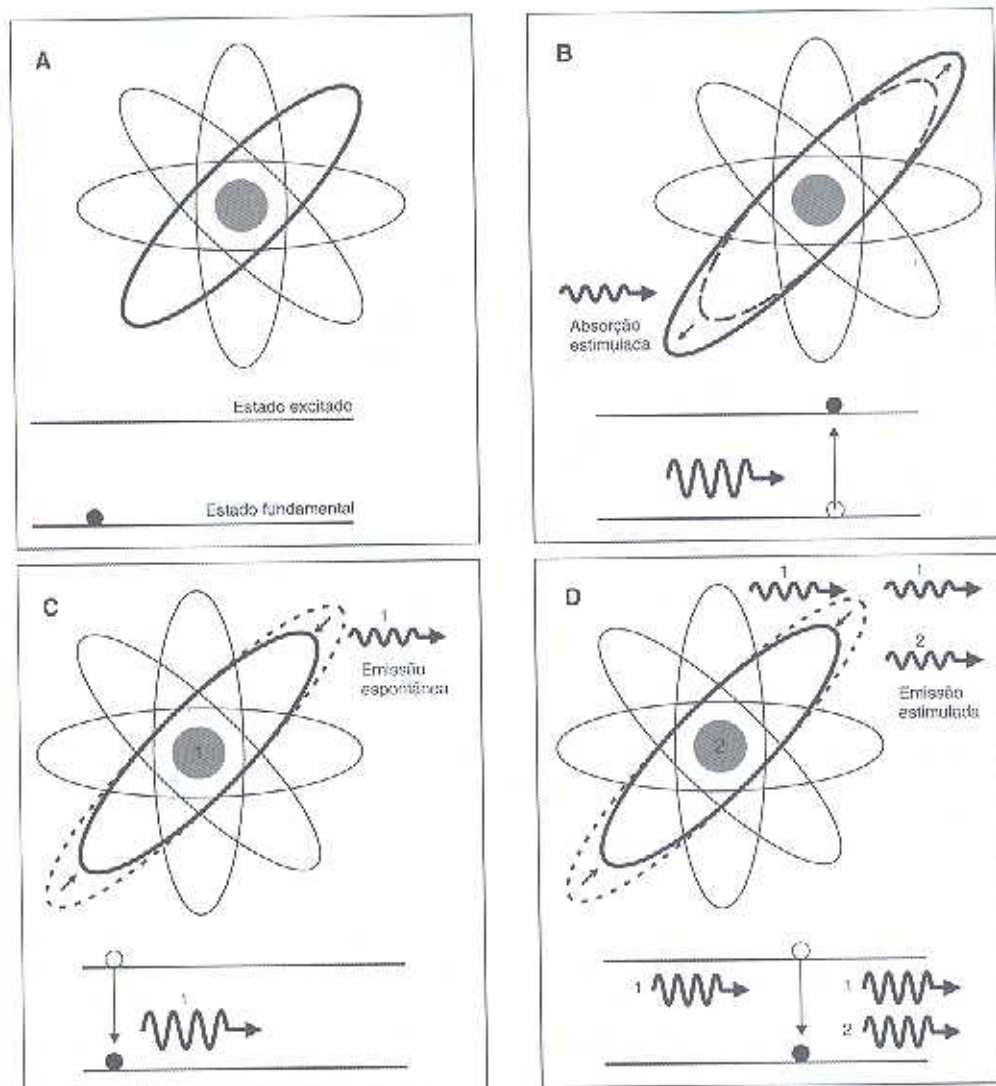
gia para este meio. Quando a inversão de população acontece, emissão estimulada aparece e uma avalanche de fótons é emitida. Estes fótons podem ressonar entre dois espelhos; como o espelho de saída é um espelho com reflexão parcial, é possível que ocorra a emissão de fótons, que corresponde ao feixe laser.

### Emissão Estimulada

Na natureza, todos os sistemas tendem a chegar ou permanecer no estado de energia mais baixo possível. Um exemplo mecânico típico é uma rocha sobre uma montanha; a tendência da rocha é rolar para baixo até chegar ao vale. Elétrons agem da mesma maneira, ocupando estados com menor energia, o que é representado na Fig. 1.5A. Se o estado inferior está totalmente ocupado, o segundo estado mais baixo começará a ser

ocupado. Contudo, quando o sistema tiver mais energia, como energia térmica ou energia luminosa, por exemplo, o elétron pode adquirir esta energia e transitar para estados superiores.

A origem da emissão estimulada pode ser visualizada na Fig. 1.3 por quatro diagramas. A Fig. 1.3A representa o átomo não excitado com seu elétron no estado fundamental (estado de energia mais baixa). Na parte inferior das caixas estão representados os níveis de energia dos elétrons. A absorção estimulada de um fóton excitará o átomo, e o elétron transitará para um estado de energia superior (Fig. 1.3B). Quando uma emissão espontânea acontece (Fig. 1.3C), um fóton é emitido e poderá estimular a emissão de um outro fóton, como representado na Fig. 1.3D.



**FIG. 1.3** As quatro figuras representam uma seqüência de eventos que origina a emissão estimulada. Em cada figura está descrito um átomo com elétrons no estado fundamental, onde as linhas horizontais representam o estado fundamental e o estado excitado de um elétron. **A.** O átomo com os elétrons no estado fundamental. **B.** Um fóton é absorvido e um elétron passa para um estado excitado. **C.** O átomo excitado emite um fóton espontaneamente e o elétron volta ao estado fundamental. **D.** O primeiro fóton emitido espontaneamente induz o decaimento de um segundo estado de energia excitado. Simultaneamente, um segundo fóton é emitido, possuindo a mesma direção, fase e comprimento de onda do primeiro fóton.



Para que a emissão estimulada aconteça, é necessário que o meio ativo apresente uma inversão de população. Esta situação é descrita pelo diagrama de transição de estado de energia da Fig. 1.5C: o estado mais populoso não é o estado fundamental,

mas um estado de nível superior, chamado estado excitado de vida longa. Com muitos elétrons neste estado, a emissão estimulada pode ocorrer mais eficientemente, podendo levar assim à produção de um feixe laser.

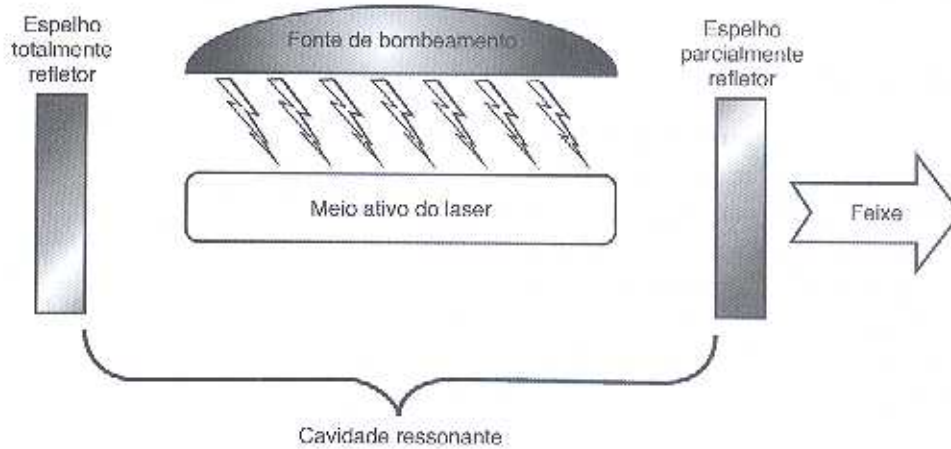


FIG. 1.4 Desenho básico de um sistema laser. A fonte de bombeamento excita os elétrons no meio ativo, levando a uma inversão de população e à conseqüente emissão estimulada (emissão laser). Os dois espelhos agem como um oscilador para amplificar a emissão estimulada na direção longitudinal ao meio ativo.

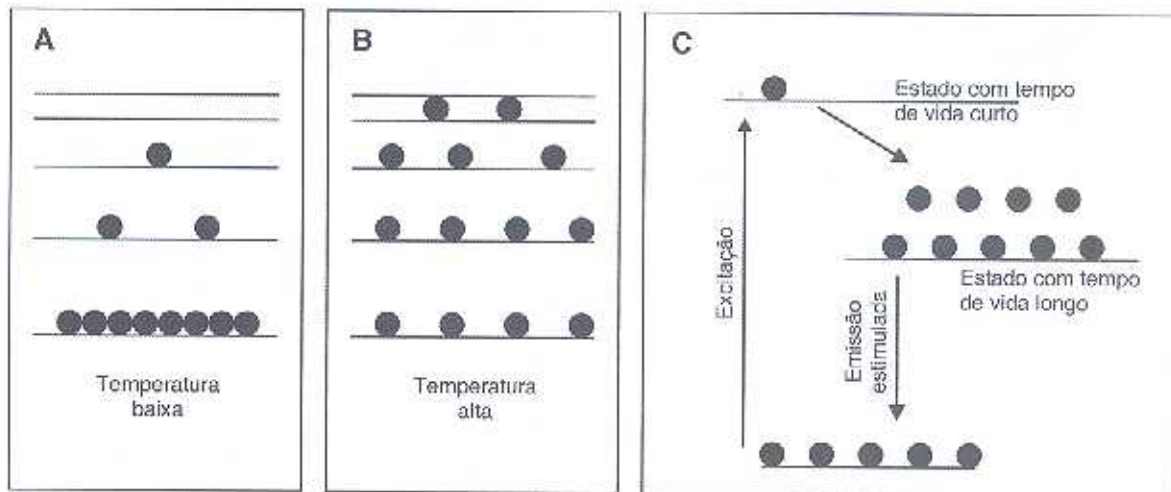


FIG. 1.5 Diagramas de transição do estado de energia dos elétrons em diferentes temperaturas: **A.** temperatura mais baixa; **B.** temperatura mais alta; **C.** representação da inversão de população em um sistema laser de três níveis. Através do aumento de temperatura é possível aumentar a população de níveis de energias mais altas, mas não é possível obter uma população maior que aquela do estado fundamental. Para um meio laser ativo, contudo, é possível aumentar a população de um estado de energia superior para valores além daqueles do nível fundamental.

### MONOCROMATICIDADE

A monocromaticidade da luz laser tem origem nas energias envolvidas na emissão estimulada descrita na Fig. 1.3. Quando um fóton é emitido espontaneamente, sua energia é bem definida e outros fótons estimulados por ele têm a

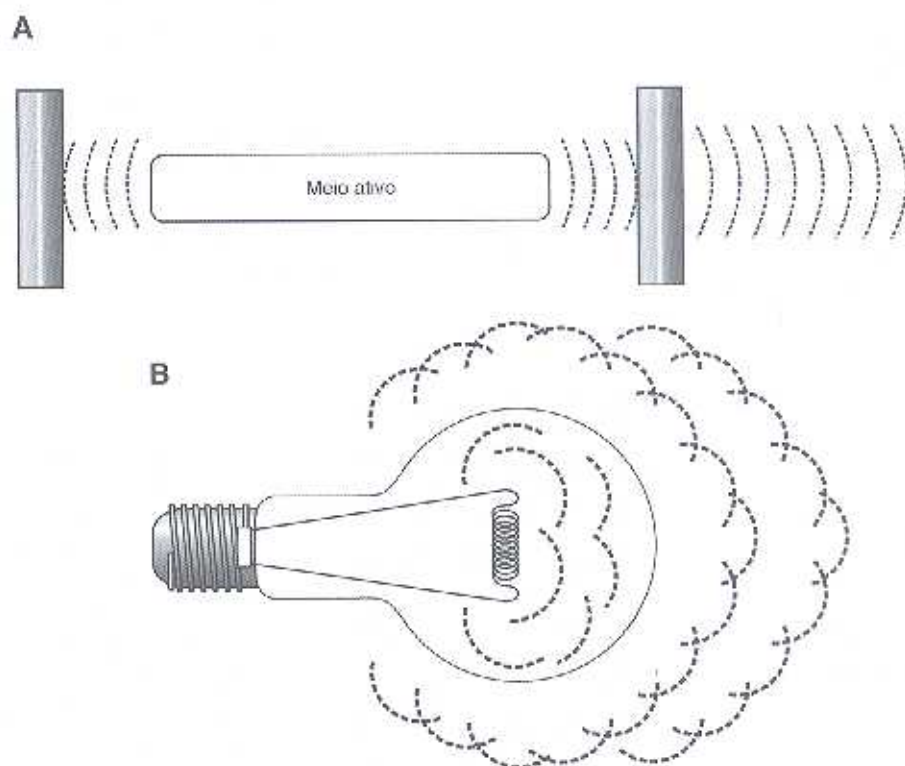
mesma energia. Como conseqüência, o feixe laser de saída é composto por fótons com energias bem estabelecidas, isto é, um comprimento de onda específico. Se a fonte não emite fótons com a mesma energia, o espectro de emissão será largo, cobrindo vários comprimentos de onda, como

no caso do espectro de emissão de um LED (*Light Emitting Diode*) ou do Sol apresentados na Fig. 1.7.

### DIRECIONALIDADE

A emissão do feixe laser ocorre na direção na qual o sistema ressona, ou seja, na direção do eixo que liga os

dois espelhos do ressonador (Fig. 1.6). Esta emissão é muito diferente do que acontece, por exemplo, em uma lâmpada, onde a emissão de fótons ocorre ao acaso para qualquer direção, espalhando a energia e levando a uma irradiância muito menor quando comparada àquela de um feixe laser.



**FIG. 1.6** Direcionalidade. **A.** A figura mais acima representa um sistema laser que mostra a direcionalidade de um feixe laser. A emissão ocorre somente na direção do ressonador, ou seja, na direção longitudinal que conecta os dois espelhos e as faces do meio laser. **B.** Por outro lado, em uma lâmpada, a emissão de fóton pode ocorrer aleatoriamente para qualquer direção, espalhando sua energia; como consequência, a irradiância (densidade de potência) é muito mais baixa que aquela de um sistema laser.

### COERÊNCIA

A luz laser possui coerência espacial e temporal. Esta coerência significa que todos os fótons (vistos como ondas) que compõem o pulso laser estão correlacionados no espaço e no tempo. Como descrito anteriormente, todos os fótons oscilam na mesma frequência (monocromaticidade), e, mais do que isto, a frequência da oscilação dos fótons que compõem o feixe laser começa num mesmo instante. Em outras palavras, quando a amplitude do campo elétrico de um fóton (Fig. 1.1D) está no seu valor máximo, todos os outros fótons também apresentam a amplitude com o seu valor máximo e isto significa coerência temporal.

Considere que numa certa posição de amplitude do campo elétrico haja um particular valor; a coerência espacial significa que num determinado instante todos os outros fótons apresentarão o mesmo valor de amplitude a  $\lambda$  metros longe do primeiro fóton, e os fótons da vizinhança mais próxima também terão o mesmo valor de amplitude. Assim, todos os fótons estarão correlacionados espacialmente com o primeiro fóton.

A origem da coerência espacial e temporal de um feixe laser é apresentada na Fig. 1.7; uma analogia para explicar esta coerência é apresentada na Fig. 1.8.



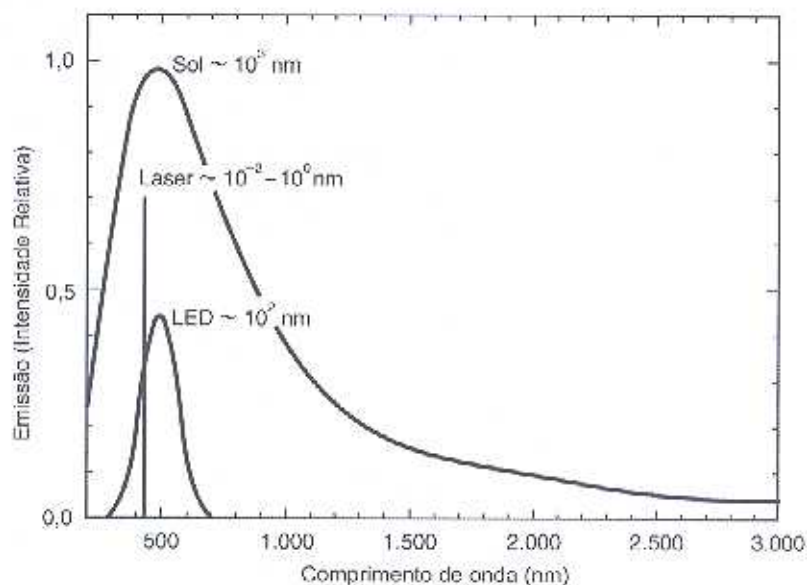


FIG. 1.7 Representação do espectro de emissão do Sol, LED (*Light Emitting Diode*) e um sistema laser. A emissão do Sol cobre todo o espectro ultravioleta, visível e infravermelho; a do LED é um pouco mais estreita, mas ainda larga quando comparada com a emissão laser. A largura de banda (um valor que mede quão largo é o espectro de emissão de uma fonte) do Sol é de aproximadamente 1.000 nm, a de um LED é 100 nm, e a de um sistema laser mostra larguras de banda entre 1 e 0,01 nm aproximadamente.

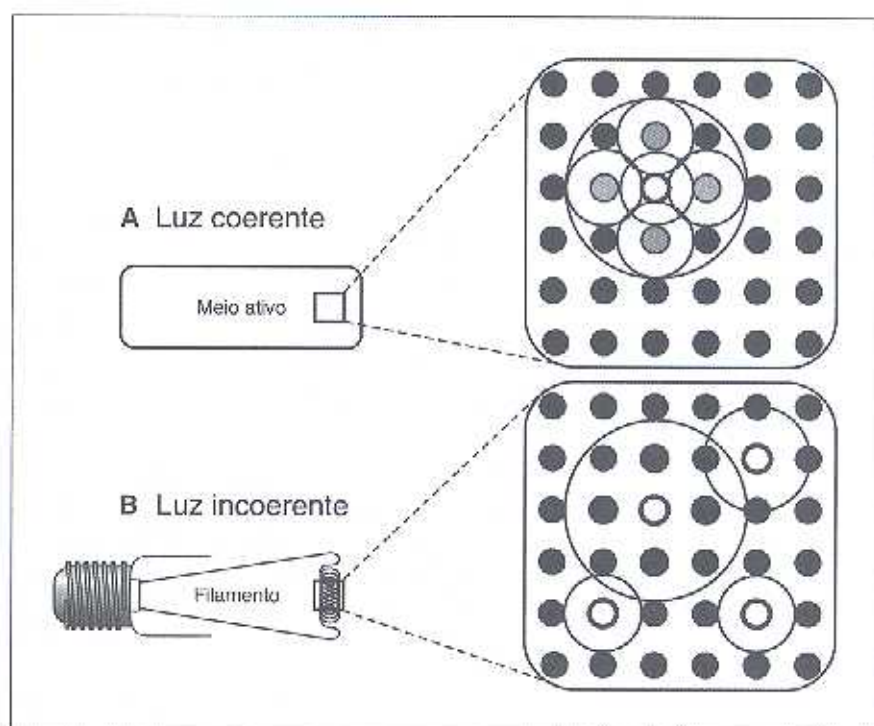


FIG. 1.8 Coerência espacial e temporal. **A.** Num meio laser ativo, a emissão espontânea do átomo (representado por círculos vazios) estimula a emissão de átomos vizinhos (quatro círculos cinza). Como consequência, um fóton do primeiro átomo (circunferência maior) está na mesma posição espacial e temporal dos quatro fótons emitidos a partir dos quatro átomos vizinhos (quatro circunferências menores). Estes cinco fótons emitidos estão em fase uns com os outros (espacial e temporalmente). **B.** Numa lâmpada de filamento, a corrente de elétrons excita os átomos; a emissão de fótons então ocorre aleatoriamente em tempos e posições diferentes no filamento. A luz emitida é composta de ondas de fótons que não estão correlacionados como no caso de um meio laser.

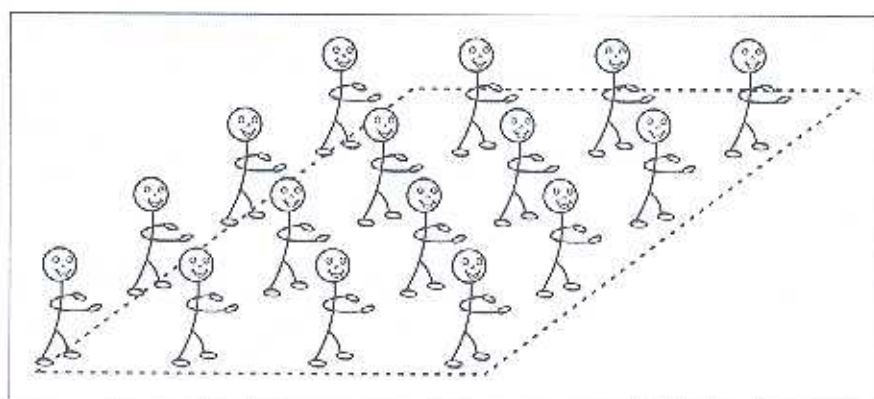


FIG. 1.9 Analogia para compreensão da coerência espacial e temporal de um feixe laser. Uma parada militar é um bom exemplo de pessoas que apresentam coerências espacial e temporal. Neste tipo de marcha, um primeiro soldado, na posição mais à esquerda, caminha na mesma frequência e espaçado de uma determinada distância que seus vizinhos. Por esta razão, podemos dizer que o soldado número um está em fase temporal e espacial com os outros soldados, inclusive com aquele mais distante, o número dezesseis.



## Lasers em Ciências da Vida

Os principais comprimentos de onda de emissão laser aplicados em ciências da vida estão listados na Tabela 1.2. Em um grupo de lasers com emissão no ultravioleta estão os lasers de exímero, nitrogênio, e harmônicos dos lasers de neodímio, na região espectral do ultravioleta com a maior energia do fóton. O principal mecanismo

de interação para estes lasers é a fotoablação. Existem sistemas laser com comprimentos de onda na região visível do espectro, e seus principais mecanismos de interação podem ser descritos como fotoquímicos. Os sistemas laser com emissão na região do infravermelho provocam um mecanismo de interação dominado por efeito térmico.

Sistemas laser para aplicações médicas com os seus respectivos comprimentos de onda e energia de fóton

Sistema laser	Comprimento de onda (nm)	Energia de fóton (eV)
Exímero – F <sub>2</sub>	157	7,9
Exímero – ArF	193	6,4
Exímero – KrCl	222	5,6
Exímero – KrF	248	5,0
Exímero – XeCl	308	4,0
Nitrogênio	337	3,7
Exímero – XeF	351	3,5
Argônio duplamente ionizado	351/363	3,5/3,4
Argônio	488/514,5	2,5/2,4
Vapor metálico de cobre	510/578	2,4/2,1
Vapor metálico de ouro	612/628	4,0/2,0
Criptônio	530,9/568,2	2,3/2,1
Hélio-Neônio (He-Ne)	543/594/604/612/632,8	2,28/2,09/2,05/2,03/1,96
Hélio-Neônio (He-Ne)	1.152/3.391	1,08/0,37
Rubi	694	1,79
Alexandrita	720-800	1,72-1,55
Corante	400-900	3,1-1,38
Diodo	600-1.000	2,07-1,24
Tisafira	700-1.000	1,77-1,24
Neodímio (Nd:YAG)	1.064/532/355/266	1,16/2,33/3,49/4,66
Neodímio (Nd:YLF)	1.053	1,18
Hólmio – Ho:YLF	2.060	0,602
Hólmio – Ho:YAG	2.120	0,584
Érbio – Cr,Tm:Er:YAG	2.640	0,470
Érbio – Er:YSGG	2.780	0,446
Érbio – Cr,Er:YSGG	2.790	0,444
Érbio – Er:YLF	2.800	0,443
Érbio – Er:YAG	2.940	0,422
Dióxido de carbono (CO <sub>2</sub> )	9.000-11.000	0,138-0,113
Laser de elétron livre	800-6.000	1,55-0,207



Para comprimentos de onda maiores, como no caso do infravermelho, a energia do fóton é menor que a energia de um fóton na região do visível. Da mesma maneira, a energia deste fóton é menor que a de um fóton com comprimento de onda na região do ultravioleta. A energia de fótons (Tabela 1.2) que compõem os feixes lasers pode ser comparada com as principais energias de ligação interatômicas encontradas em moléculas biológicas (Tabela 1.3).

## Feixe Laser

Para a aplicação de um feixe laser é necessário descrever a densidade de fótons no espaço e no tempo. Em outras palavras, é preciso saber quantos fótons estão presentes em um determinado volume e/ou instante num determinado tempo. Para facilitar este cálculo e a sua compreensão, nós utilizaremos a área de uma superfície irradiada em vez de seu volume, ou seja, a densidade de fótons numa determinada área em vez do número de fótons num determinado volume.

## Perfil Espacial

O perfil espacial de um feixe laser mais comum encontrado na prática clínica é o multimodo com distribuição próxima a um perfil gaussiano. O perfil transversal deste tipo de feixe laser pode ser visto na Fig. 1.10. A Fig. 1.10A representa a irradiância transversal, para um feixe laser contínuo, ou a exposição radiante transversal para um laser pulsado. Para um feixe simétrico, a mesma distribuição pode ser descrita pela Fig. 1.10C. O raio do feixe é definido na distância onde a irradiância, ou a exposição radiante, decai a  $e^{-2}$  (14%) de seu valor máximo.

Agora, vejamos o caso onde, mesmo para uma potência ou energia por pulso constante, a área transversal do feixe pode ser modificada (Fig. 1.12). A baixa divergência de um feixe laser não causa uma grande alteração na sua área transversal ao longo de seu caminho, mas, se este feixe passar por uma lente ou fibra, esta área pode ser modificada drasticamente, como mostrado na Fig. 1.12B e C.

Considere um feixe laser contínuo, com um diâmetro de 1 mm e uma potência média de 1 W. Para o estudo de uma interação laser-tecido, um importante parâmetro é a sua irradiância, ou a densidade de potência. Para calcular a irradiância de um feixe, devemos dividir sua potência pela sua área transversal:

$$I = \frac{\text{Potência}}{\text{área}} = \frac{1 \text{ W}}{\pi (0,5 \text{ mm})^2} = 1,3 \frac{\text{W}}{\text{mm}^2}$$

transformando  $\text{mm}^2$  em  $\text{cm}^2$  ( $1 \text{ mm} = 0,1 \text{ cm}$ ) temos:

$$I = 1,3 \frac{\text{W}}{(0,1 \text{ cm})^2} = 130 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$$

Principais energias de ligação interatômicas presentes em moléculas biológicas. A energia pode ser quebrada pela absorção direta de um fóton; este processo é chamado de fotoablação e é realizado principalmente por lasers com emissão na região do ultravioleta	
Ligação química	Energia (eV)
Ponte de H	0,19
N - N	1,62
O - O	2,18
N - O	2,18
C - S	2,70
C - N	3,06
C - C	3,62
C - O	3,62
H - N	4,06
H - C	4,31
N = N	4,31
H - H	4,49
H - O	4,81
N = O	5,00
O = O	5,12
C = N	6,37
C = C	6,37
C = O	7,68
C ≡ C	8,68
C ≡ N	9,24
N ≡ N	9,80



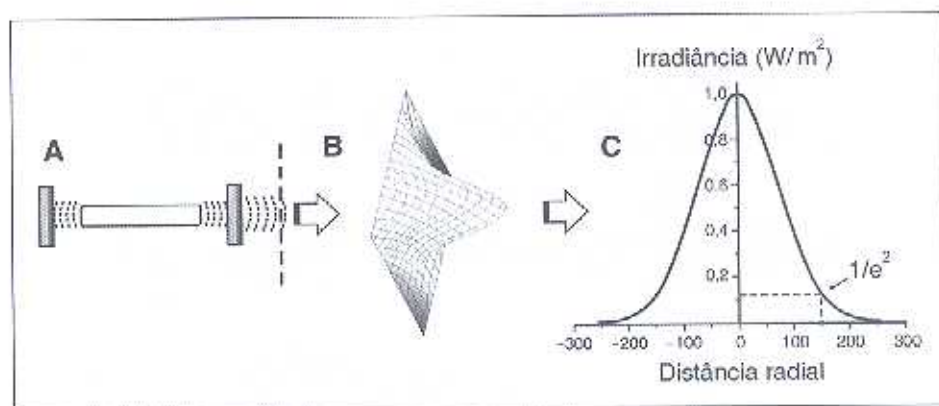


FIG. 1.10 Distribuição transversal da energia de um feixe laser com um perfil gaussiano. **A.** Para visualizar a distribuição de energia de um feixe laser é necessário mapeá-lo em diferentes posições espaciais; este mapa é representado pela figura **B.** Se o feixe é simétrico, é possível representar a mesma distribuição espacial com um gráfico, como apresentado na figura **C.**

### PERFIL TEMPORAL

No último parágrafo foi vista a distribuição de fótons no espaço; agora, a Fig. 1.10 representa a distribuição de fótons de um pulso laser, ou uma seqüência de pulsos ao longo do tempo. A Fig. 1.11 mostra três perfis temporais diferentes de feixes laser. Vamos considerar um exemplo de emissão pulsada como apresentado na Fig. 1.11: três pulsos emitidos durante um segundo com 50 mJ em cada pulso e com largura temporal de

50 ms. A largura temporal do pulso representa aproximadamente o tempo no qual o sistema laser emite a energia de 50 mJ.

Como representado na Fig. 1.11, estes pulsos ocorrem 3 vezes por segundo e, portanto, o laser emite a uma frequência de 3 Hz. Com estes dados podemos calcular a potência pico ( $P_p$ ) de um pulso laser, e a potência média ( $P_m$ ) para este feixe.

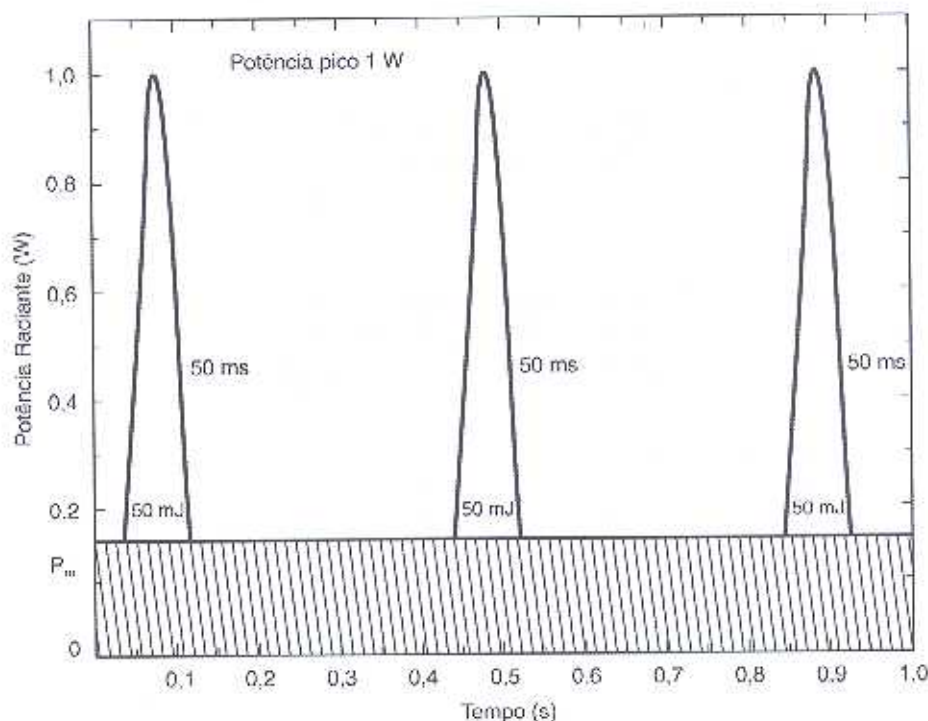
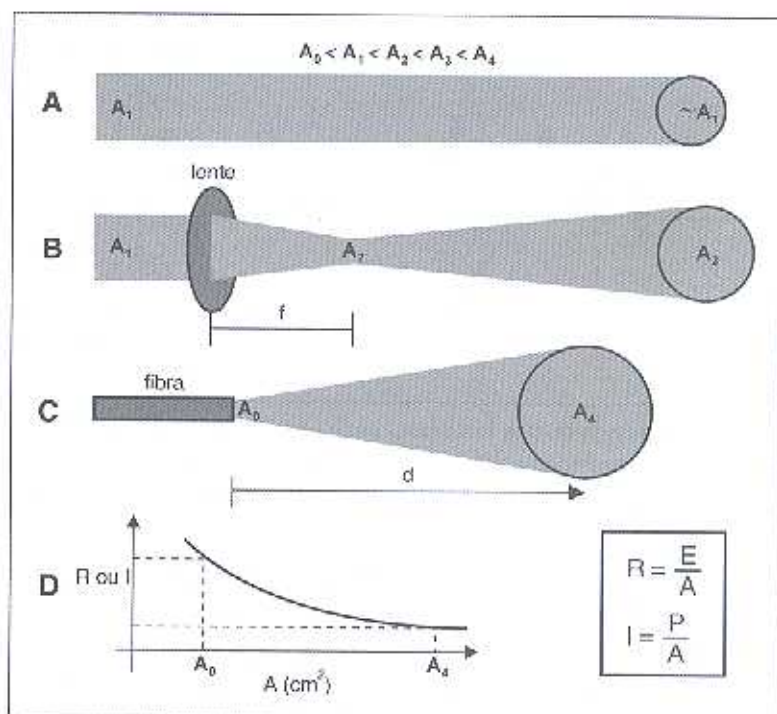
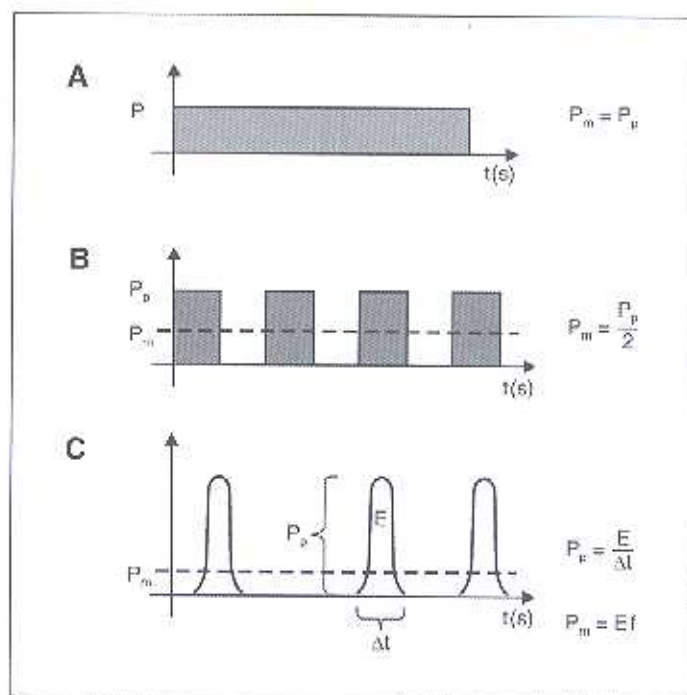


FIG. 1.11 Feixe de saída de um laser pulsado. Um laser emitindo 3 Hz (3 pulsos por segundo) com 50 mJ de energia por pulso e 50 ms de largura temporal de pulso. A potência pico para esta condição é de 1 W e a potência média é de somente 0,15 W. A exposição radiante e a irradiância dependem da área iluminada.





**FIG. 1.12** Área de um feixe laser para diferentes condições de irradiação: **A.** feixe laser não modificado, **B.** modificado por uma lente e **C.** por uma ponta de fibra óptica. **A.** A área transversal de um feixe laser não modificado diverge pouco, mas, para um intervalo pequeno de distância (utilizadas na prática clínica) próximo ao foco, ela pode ser considerada igual para diferentes valores de distância. **B.** Se o feixe laser passa por uma lente, então o feixe irá convergir para um ponto focal  $f$  e divergir novamente a partir deste ponto. **C.** Outro exemplo é um feixe laser acoplado a uma fibra. **D.** Representação da exposição radiante ( $R$ ) ou irradiância ( $I$ ) em função do aumento da área transversal.



**FIG. 1.13** Feixe laser. **A.** Numa emissão contínua, a potência média e a potência pico são iguais e constantes. **B.** Se o feixe laser é interrompido, a potência média cai para metade do valor da potência pico porque o laser está 50% do tempo ligado e 50% do tempo desligado (neste caso particular). **C.** Num laser pulsado, a potência pico é dada pela razão entre a energia do pulso e sua largura temporal; a potência média depende da taxa de repetição dos pulsos.

A potência pico é determinada como:

$$P_p = \frac{E}{\Delta t} = \frac{50 \text{ mJ}}{50 \text{ ms}} = \frac{0,05 \text{ J}}{0,05 \text{ s}} = 1 \frac{\text{J}}{\text{s}}$$

$$P_p = 1 \text{ W}$$

Se a ação laser ocorre somente três vezes durante um segundo, e a cada vez sua duração é de 0,05 s (50 ms), então o tempo total durante o qual ocorre a ação laser é de 0,15 s; conseqüentemente, para o mesmo período de um segundo, não ocorre ação laser por 0,85 s. Para obter a potência média, temos duas possibilidades. A primeira é:

$$P_m = \frac{P_{on}(\Delta t_{on}) + P_{off}(\Delta t_{off})}{\text{tempo - total}} =$$

$$= \frac{1 \text{ W}(0,15 \text{ s}) + 0 \text{ W}(0,85 \text{ s})}{1 \text{ s}} = 0,15 + 0;$$

$$P_m = 0,15 \text{ W}$$

Outra maneira para calcular a potência média é simplesmente multiplicar a energia de cada pulso pela taxa de repetição do sistema:

$$P_m = Ef = (50 \text{ mJ})(3 \text{ Hz}) = (0,05)(3) \frac{\text{J}}{\text{s}} = 0,15 \text{ W};$$

$$P_m = 0,15 \text{ W}$$

Para o caso de um feixe laser contínuo e "interrompido intermitentemente" (por um *chopper*), a potência média é ainda mais fácil de ser calculada. Em um feixe interrompido, o perfil de potência, após a sua interrupção, é descrito na Fig. 1.13B. Para este perfil de emissão o feixe laser é bloqueado por algum tempo e liberado por outro período de tempo, sendo que estes períodos podem ser iguais ou não. Esta alternância de irradiação do feixe laser é repetida a uma frequência ( $f$ ) escolhida pelo operador. Independentemente desta frequência, a potência média sempre será  $N$  vezes menor que a potência do feixe antes da sua interrupção.

$$P_m = \frac{P}{N}$$

Aqui,  $N$  representa a razão do tempo total entre pulsos (desde o início de um pulso até o início do próximo pulso) pelo tempo em que o feixe é liberado pelo *chopper*. Assim, para um sistema com 1 W de potência, e onde os tempos de feixe interrompido e transmitido são iguais, temos:

$$P_m = \frac{P}{2} = \frac{1 \text{ W}}{2} = 0,5 \text{ W}$$

Na prática clínica, é importante saber que para uma irradiação de 1 W com um feixe interrompido por um *chopper* a potência média é dividida pelo fator  $N$ , o qual na maioria dos casos é igual a 2.

## INTERAÇÃO LASER-TECIDO

### Comportamento Óptico em um Tecido

Os tecidos biológicos possuem um índice de refração maior que o do ar. Quando a luz interage com a superfície de um tecido, parte da luz é refletida na interface ar/tecido, enquanto o restante da luz interage com o tecido, penetrando-o ou sendo absorvida por ele. A Fig. 1.14 mostra um diagrama do comportamento de um feixe laser interagindo com a estrutura de absorvedores e espalhadores presentes num pedaço de tecido. As setas indicam a propagação do fóton: reflexão na interface ar/tecido; fótons retroespalhados, também chamados de reflexão difusa; fótons absorvidos e fótons transmitidos, também chamados de transmissão difusa.

A densidade de fótons dentro do tecido é descrita aproximadamente pela seguinte equação:

$$I(z) = I_0 e^{-\alpha z},$$

onde  $\alpha$  é o coeficiente de atenuação e  $z$  é a distância axial para dentro do tecido, medida a partir da superfície (veja Fig. 1.14). O coeficiente de atenuação mede quão rápido a densidade de fótons decresce à medida que penetra o tecido; este valor depende das características do tecido e da densidade de absorvedores e espalhadores no tecido.

Consideremos o exemplo de um tecido com um coeficiente de atenuação de  $2 \text{ cm}^{-1}$ . A irradiância no tecido será:

$$I_2(z) = I_0 e^{-2z},$$

Assim, a irradiância a uma distância de 0,5 cm para o interior da superfície do tecido será:

$$I_2(z) = I_0 e^{-2(0,5)} = I_0 (0,37);$$

ou seja, a meio centímetro abaixo da superfície, a irradiância é somente 37% do seu valor inicial. Em outras palavras, se na superfície a irradiância era de  $1 \text{ W/cm}^2$ , meio centímetro abaixo desta a irradiância será de  $0,37 \text{ W/cm}^2$ .



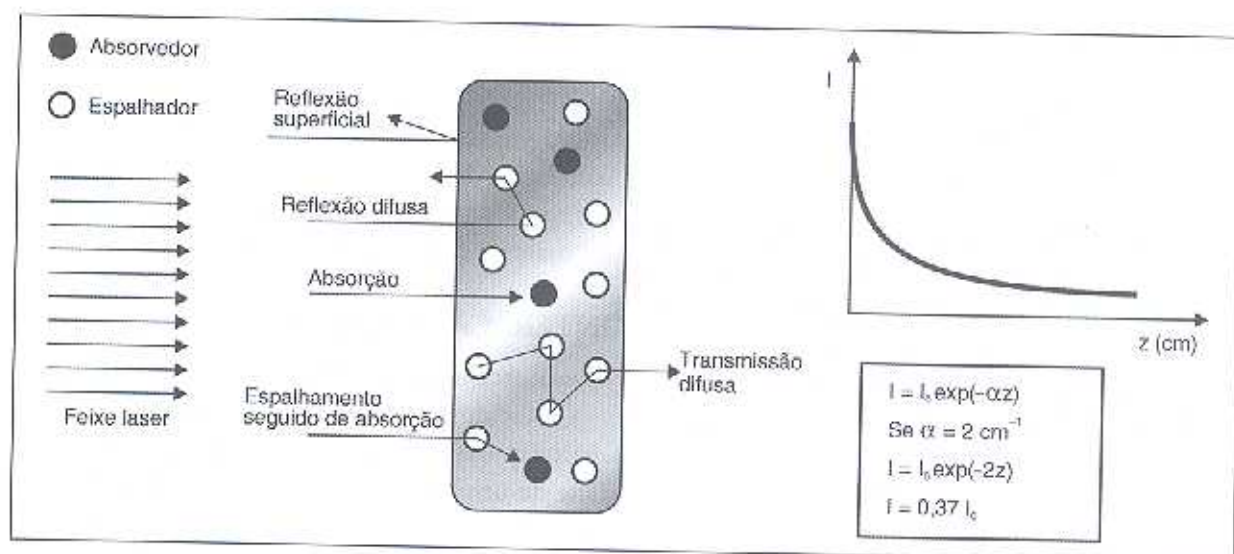


FIG. 1.14 Representação dos princípios básicos da interação da luz laser com uma lâmina de tecido biológico. Após a irradiação, parte do feixe pode ser refletida na superfície do material, o que é chamado de reflectância de Fresnell. Os fótons que penetram o tecido podem também ser retroespalhados (reflexão difusa). Os fótons remanescentes serão absorvidos pelos cromóforos no tecido ou passarão através dele, levando à transmissão difusa (espalhamento direto).

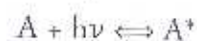
O coeficiente de atenuação é diferente para diferentes comprimentos de onda e diferentes tecidos. A água é o principal componente em tecidos moles e duros, e é normalmente o fator a determinar a atenuação. Com o uso do espectro de absorção da água (Fig. 1.2) e desprezando-se algum espalhamento, é possível determinar quão profundamente um fóton de determinado comprimento de onda penetra abaixo de sua superfície.

### Mecanismos de Interação

As conseqüências resultantes da interação de um feixe laser (ou não laser) com um tecido serão determinadas pela irradiância do feixe, tempo de interação, exposição radiante e o coeficiente de absorção do tecido. A Fig. 1.15 descreve aproximadamente os mecanismos que predominam numa interação laser-tecido (adaptado da referência 7). A linha diagonal representa a exposição radiante. É fácil ver que duas irradiâncias combinadas com dois tempos de interação diferentes podem produzir a mesma exposição radiante. Nas seções seguintes discutiremos os principais mecanismos de interação que acontecem durante a irradiação laser na prática médica: interações fototérmicas e fotoquímicas. Os mecanismos não-lineares não serão descritos neste capítulo.

**INTERAÇÃO FOTOQUÍMICA.** De maneira aproximada, reações químicas envolvendo fótons podem ser classificadas como reações fotoquímicas. O exemplo

mais popular é a fotossíntese; em nosso organismo, outros exemplos são a produção da melanina e do complexo da vitamina D. A principal idéia em um tratamento fotoquímico é a utilização de um cromóforo receptor que age como catalisador, e a reação genérica para uma interação fotoquímica é expressa como:



O reagente pode ser uma molécula ou um radical; a absorção de um fóton com energia  $h\nu$  produz um estado excitado  $A^*$ . A reação inversa também pode ocorrer com a desexcitação de  $A^*$  e a emissão de um fóton.

**INTERAÇÃO FOTOTÉRMICA.** A interação fototérmica é caracterizada por reações que ocorrem após um aumento local de temperatura. Neste mecanismo, diferentes efeitos podem ocorrer: coagulação, vaporização, carbonização, fusão, entre outros.

Estes efeitos podem ocorrer para diferentes comprimentos de onda, modos de emissão e perfil de pulso. A produção de calor pela absorção de luz e a conseqüente condução para a vizinhança do tecido afetado podem ser vistas na Fig. 1.17 para diferentes atrasos temporais na superfície. Nesta figura, é necessário considerar que a irradiação no tecido ocorre no tempo  $t = 0$  e a largura temporal é muito mais curta que 0,5 ms.

Uma visualização da distribuição térmica dentro de um "bloco" de tecido pode ser vista na Fig. 1.18. As



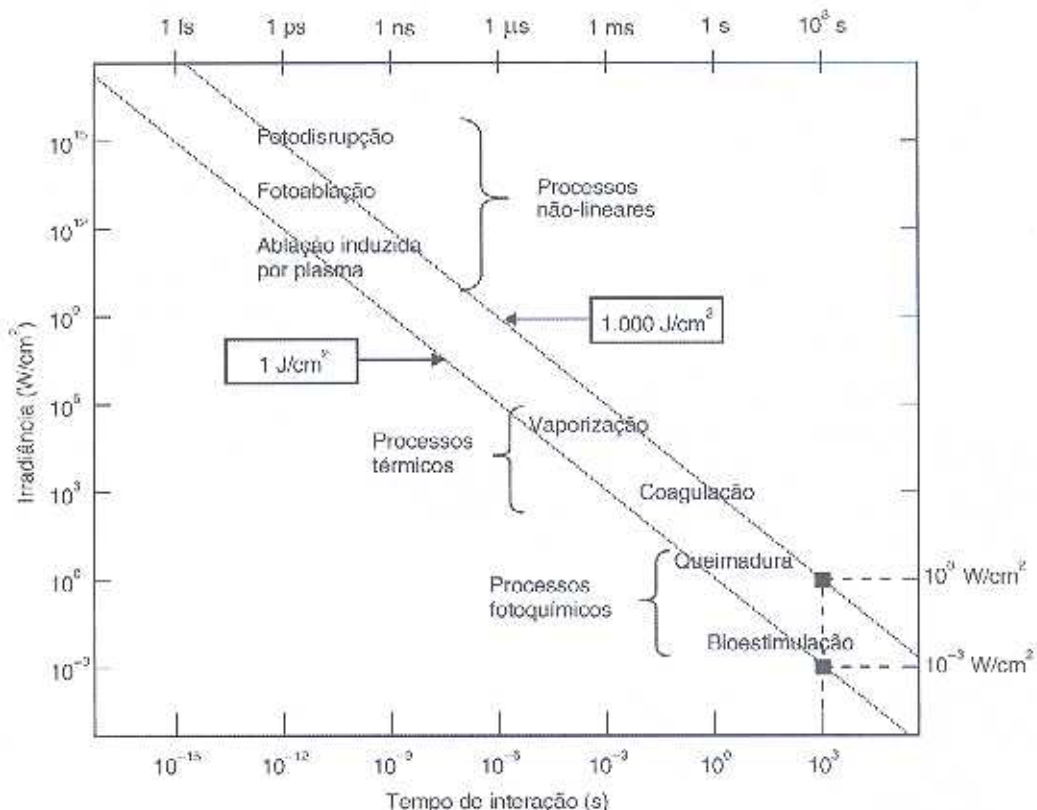


FIG. 1.15 Os mecanismos de interação da radiação laser serão determinados pela duração desta interação e pelos valores de sua irradiância. Por exemplo, mecanismos de interação fotoquímicos são dominantes para baixos valores de irradiância e exposições prolongadas, enquanto efeitos não-lineares ocorrem para pulsos curtos e altos valores de radiação.

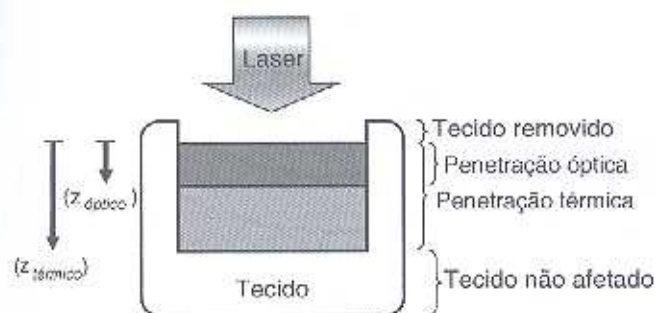


FIG. 1.16 Modelo unidimensional de um tecido biológico irradiado pelo laser, com a representação de uma camada removida, a profundidade de penetração óptica ( $z_{\text{óptica}}$ ) e a profundidade de penetração térmica ( $z_{\text{térmica}}$ ). A profundidade de penetração óptica ( $z_{\text{óptica}}$ ) representa a profundidade atingida pelos fótons dentro do tecido. Com a interação e a penetração dos fótons no tecido, este será aquecido pela energia dos fótons. A profundidade de penetração térmica ( $z_{\text{térmica}}$ ) representa a profundidade que o calor atinge.

linhas sólidas representam isoterms, ou seja, regiões onde a temperatura apresenta o mesmo valor. Um exemplo se dá quando a temperatura do tecido, entre

o pulso e a primeira linha sólida, aumenta  $T_1^\circ\text{C}$ , enquanto a temperatura do tecido, entre a primeira e a segunda linhas, aumenta  $T_2^\circ\text{C}$ .

Durante a irradiação de um tecido com um feixe laser, este pode ser removido por ablação ou vaporização. Este mecanismo de remoção pelo laser é representado como a primeira camada na Fig. 1.16. Ainda assim, fótons penetram o interior do tecido e são absorvidos por ele. A luz penetra o tecido e haverá uma distância para a qual a intensidade cai a 37% ( $1/e$ ) de seu valor inicial. A distância entre a superfície e este ponto é definida como a profundidade de penetração óptica ( $z_{\text{óptica}}$ ); esta profundidade é representada pela segunda camada na Fig. 1.16.

Os fótons absorvidos nesta segunda camada irão aquecê-la e este calor também será dissipado às regiões vizinhas onde a temperatura é menor. A profundidade onde a temperatura aumenta de até 37% ( $1/e$ ) de seu valor máximo é chamada de profundidade de penetração térmica ( $z_{\text{térmica}}$ ) e é descrita como:

$$z(t)_{\text{térmica}} = (4 \kappa t)^{-1/2}$$



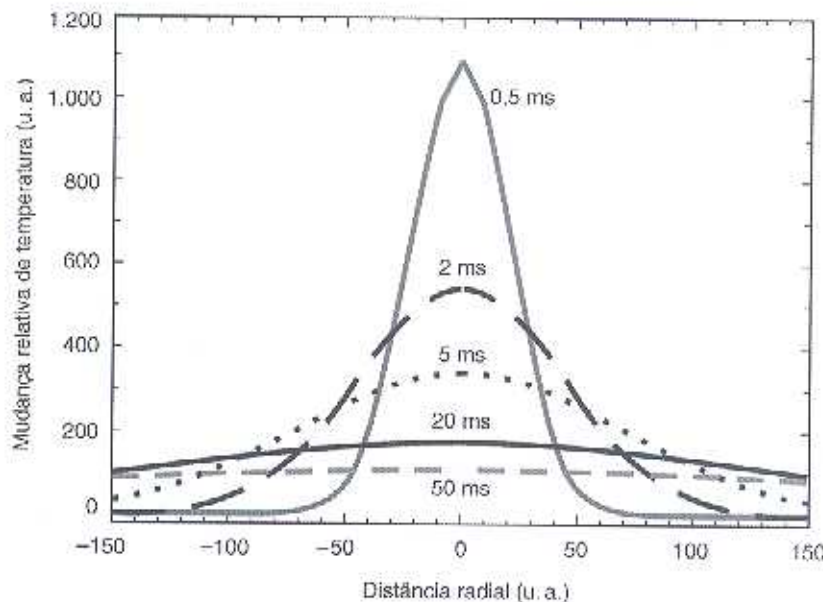


FIG. 1.17 Evolução da temperatura relativa para diferentes distâncias a partir do ponto de irradiação. O perfil de temperatura pode ser visualizado para diferentes períodos de tempo após a irradiação ter sido terminada: 0,5 ms; 2 ms; 5 ms; 20 ms e 50 ms. Os valores aqui apresentados são apenas representativos; os valores reais dependem dos parâmetros de irradiação e das propriedades ópticas e térmicas do tecido.

onde  $\kappa$  é a condutividade de temperatura do tecido e  $t$  é o tempo da ação laser sobre o tecido (a duração do pulso laser). A condução do calor está relacionada com a condutividade térmica ( $k$ ) expressa em W/mK, a densidade ( $\rho$ ) expressa em kg/m<sup>3</sup> e a capacidade de calor específico ( $c$ ) expressa em kJ/kgK.

Para muitas aplicações, é importante ajustar a duração do pulso laser, ou seja, o tempo de ação do pulso laser sobre o tecido, para minimizar o dano térmico às estruturas adjacentes. Pelo ajuste deste pulso laser é possível minimizar a necrose dos tecidos vizinhos (8). Isto pode ser obtido igualando-se a profundidade de penetração óptica ( $z_{\text{óptica}}$ ) com a profundidade de penetração térmica  $z_{\text{térmica}}$ , assim,  $z_{\text{óptica}} = (4\kappa t_{\text{térmica}})^{-1}$ ; após esta operação o tempo de interação ( $t$ ) será chamado de tempo de relaxação térmica ( $t_{\text{térmica}}$ ).

A importância do tempo de relaxação térmica pode ser explicada pelas seguintes considerações: a) para uma duração de pulso laser  $\Delta t < t_{\text{térmica}}$  o calor não difunde para uma distância além da profundidade de penetração óptica; para  $\Delta t > t_{\text{térmica}}$  o calor pode difundir para um valor maior que a profundidade de penetração óptica e ocorrer um dano térmico aos tecidos adjacentes.

#### Efeitos Térmicos em Tecidos Moles e Duros

Os parâmetros laser, juntamente com as propriedades ópticas e térmicas do tecido, determinam a distribuição espacial e temporal da temperatura dentro do tecido. O valor máximo de temperatura e o tempo durante o

qual o tecido é submetido à radiação laser determinarão quais efeitos biológicos irão ocorrer predominantemente. Os efeitos biológicos nos tecidos moles e duros são resumidos na Tabela 1.4; para detalhes específicos veja as referências 3 e 9.

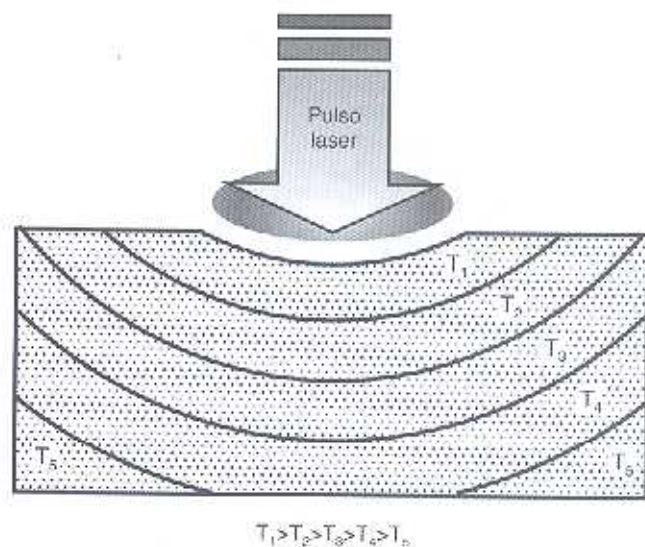


FIG. 1.18 Distribuição espacial da temperatura em um bloco de tecido biológico. Neste diagrama, parte do tecido é removida (por vaporização e/ou ablação), e o tecido remanescente é submetido a efeitos térmicos com a maior temperatura localizada na camada mais próxima ao tecido removido e a temperatura mais baixa no tecido é alcançada pela camada mais profunda. O tempo e a temperatura em cada camada dependem dos parâmetros de irradiação e das propriedades térmicas do tecido.



Dependência dos efeitos biológicos com a temperatura gerada nos tecidos biológicos moles e tecidos duros aquecidos ou irradiados. Estes valores são uma aproximação porque a presença destes efeitos não está restrita a uma temperatura específica, mas sim a um intervalo de temperaturas; e também porque estas temperaturas são dependentes das características particulares dos tecidos

Temperatura (°C)	Alterações observadas nos tecidos moles
45	Hipertermia
50	Redução na atividade enzimática; imobilidade celular
60	Denaturação protéica, coagulação
80	Permeabilização de membranas
100-140	Vaporização do tecido
150	Carbonização
Temperatura (°C)	Alterações observadas nos tecidos duros
140	Eliminação de água absorvida
200	Denaturação de colágeno
300-400	Perda de material orgânico
400-1.000	Perda de carbonato
200-800	Formação de cianato
800-1.000	Perda de cianato
200-1.000	Mudanças na estrutura da hidroxiapatita
600	Formação de $(Ca_3PO_4)_2 \cdot \beta$ e $(Ca_3PO_4)_2 \cdot \alpha$
1.100	Formação de $Ca_9(PO_4)_6O$
-1.300	Eliminação de água estrutural
-1.300	Fusão da hidroxiapatita

## REFERÊNCIAS

1. Svelto O. Principles of lasers. 4th ed., New York, Plenum Press, 1998; 604p.
2. O'Shea DC. Introduction to lasers and their applications. Addison-Wesley Pub. Co. 1977; 276p.
3. Niemz MH. Laser-tissue interaction. 3rd ed., Springer 2003; 308p.
4. Tuchin VV. Tissue optics: Light scattering methods and instruments for medical diagnosis. SPIE-International Society for Optical Engine; 2000; 378p.
5. <http://physics.nist.gov/cuu/Units>
6. Hale GM, Querry MR. Optical constants of water in the 200-nm to 200- $\mu$ m wavelength region. Appl Opt 1973;12(3):555-62.
7. Boulnois JL. Photophysical processes in recent medical laser developments: a review. Lasers Med Sci 1986;1:47-66.
8. Hayes JR, Wolbarsht ML. Thermal model for retinal damage induced by pulsed lasers. Acrosp Med 1968; 39:474-80.
9. Bachmann I, Zetzell DM. Estrutura e composição do esmalte e da dentina – Tratamento térmico e irradiação laser. Editora e Livraria da Física, 2005; 299p.