

# MASTER TECHNIQUES

EM BLEFAROPLASTIA COM LASER DE CO<sub>2</sub>

TADAAKI YAMADA & EDUARDO FEIJÓ



# MASTER TECHNIQUES

EM BLEFAROPLASTIA COM LASER DE CO<sub>2</sub>

TADAAKI YAMADA & EDUARDO FEIJÓ

**Título:** Master Techniques em Blefaroplastia com Laser de CO<sub>2</sub>  
**Autores:** Tadaaki Yamada e Eduardo Damous Feijó  
**Produção editorial e revisão de texto:** Rafael Rodrigues  
**Diagramação:** Carlos Alexandre Miranda  
**Capa:** Paulo Roberto R. Salomão



© Santos Publicações Ltda.  
1ª edição, 2022

Todos os direitos reservados à Santos Publicações Ltda. Nenhuma parte desta publicação pode ser reproduzida, armazenada ou transmitida por quaisquer que sejam os meios – mecânico, fotocópia, eletrônico ou outros –, sem a prévia permissão do Editor.

#### **Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (Câmara Brasileira do Livro, SP, Brasil)**

---

Yamada, Tadaaki

Master Techniques em blefaroplastia com laser de CO<sub>2</sub> / Tadaaki Yamada, Eduardo Damous Feijó. – 1. ed. – São Paulo, SP: Santos Publicações, 2022.

ISBN 978-65-86699-99-9

1. Blefaroplastia 2. Cirurgia plástica 3. Face – Cirurgia 4. Lasers em cirurgia plástica  
5. Pálpebras – Cirurgia 6. Técnicas operatórias I. Feijó, Eduardo Damous. II. Título.

21-84375

CDD-617.95

---

1. Blefaroplastia : Cirurgia plástica: Ciências médicas 617.95

Eliete Marques da Silva – Bibliotecária – CRB-8/9380

# Autores

## *Tadaaki Yamada*

- *Fellowship* de Cirurgia Plástica Ocular do Departamento de Oftalmologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP).
- Pós-graduação em Estética Médica pela ASIME.

## *Eduardo Damous Feijó*

- Doutor em Ciências Médicas pela Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP).
- Chefe do Setor de Oculoplástica do Hospital Oftalmológico de Anápolis.



# Colaboradores

## **Ana Carla de Souza Nery**

Fellowship em Oculoplástica pela Universidade Federal de Goiás (UFG).

## **André Luis Borba da Silva**

Doutor em Oftalmologia e Médico Assistente do Setor de Oculoplástica da Universidade de São Paulo (USP). Fellowship em Plástica Ocular, Vias Lacrimais e Órbita pela University of California, Los Angeles (UCLA).

## **Antonio Augusto Velasco Cruz**

Professor Titular da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

## **Audrey Worthington**

Cirurgiã plástica. Fellow na Free University – Amsterdã. Pós-graduação pela USP. Mestre pela UNIFESP. Presidente da Sociedade Brasileira de Laser em Medicina e Cirurgia (SBLMC).

## **Bárbara Salomão de Almeida Cunha**

Fellow de Cirurgia Plástica Ocular, Órbita e Vias Lacrimais do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto-SP.

## **Bernardo Magacho**

Ex-Fellow de Cirurgia Plástica Ocular, Órbita e Vias Lacrimais do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto-SP.

## **Daniela Lumi Inomata Sunada**

Diretora do Santa Cruz Eye Institute. Especialista em Plástica Ocular pelo Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP).

## **Davi Araf**

Doutor em Oftalmologia e Assistente Colaborador do Setor de Cirurgia Plástica Ocular do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP). Chefe do Setor de Cirurgia Plástica Ocular, Órbita e Vias Lacrimais do Hospital Cema – São Paulo.

### ***Eliana Aparecida Forno***

Especialização em Cirurgia Plástica Ocular pelo Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP). Graduação e Pós-graduação (Doutorado) em Ciências Médicas pela Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP).

### ***Ivana Cardoso Pereira***

Doutorado e Pós-doutorado pela USP-SP. Médica Assistente Colaboradora da Plástica Ocular da USP-São Paulo. Médica Assistente Colaboradora da Plástica Ocular da Unicamp.

### ***Juliana de Filippi Sartori***

Doutora em Oftalmologia e Assistente Colaboradora do Setor de Cirurgia Plástica Ocular do Departamento de Oftalmologia da Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina (EPM-UNIFESP). Fellowship in Ophthalmic Plastic & Reconstructive Surgery – University of Illinois at Chicago (UIC).

### ***Marcella Worthington Cedotti***

Graduação pela Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP. Boston College Institute – Entrepreneurship, Leadership, Science and Technology at Harvard and MIT. Membro da Liga do Trauma da UNICAMP. Iniciação científica voluntária na UNIFESP.

### ***Mariana Nobrega Meireles Baptista***

Médica Colaboradora da Plástica Ocular da USP-SP. Fellowship em Plástica Ocular pela USP-São Paulo.

### ***Nelson Maurício Junior***

Farmacêutico Bioquímico Pós-graduado em Cosmetologia. Especialista em Peelings Químicos e Fotoativados. Especialista em Desenvolvimento de Formulações Magistrais.

### ***Patricia Akaishi***

Presidente da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica Ocular (SBCPO) em 2020-2021. Chefe do Setor de Estética Periocular e de Vias Lacrimais e Preceptora da residência médica do HCFMRP/USP e do Hospital de Olhos de Araraquara.

### ***Patrícia Moitinho Ferreira***

Especialização em Cirurgia Plástica Ocular pela FMUSP-São Paulo. Membro do Conselho Brasileiro de Oftalmologia (CBO). Membro da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica Ocular (SBCPO). Especialização em Medicina Estética pelo ISBRAE.

### ***Rogério Leal Santos***

Médico Colaborador do Setor de Plástica Ocular do Hospital das Clínicas da FMUSP. Membro da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica Ocular (SBCPO) e da Academia Brasileira de Cirurgia Plástica da Face (ABCPF).

### ***Rubem Augusto Fontes de Lima***

Médico do Setor de Plástica Ocular do Hospital de Olhos de Pernambuco (HOPE). Preceptor de Plástica Ocular da Fundação Altino Ventura (FAV), Recife-PE.

### ***Suzana Matayoshi***

Professora Associada de Oftalmologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP). Ex-Presidente da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica Ocular (SBCPO). Titular do Colégio Brasileiro de Cirurgiões.

### ***Tiago Ortiz de Oliveira***

Membro do Conselho Brasileiro de Oftalmologia (CBO). Membro da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica Ocular (SBCPO). Especialista em Plástica Ocular pela Unicamp

# Prefácio

A evolução tecnológica em todos os ramos da cirurgia vem trazendo inúmeros benefícios para a execução dos diversos procedimentos, assim como para a obtenção de resultados cada vez melhores. Tem sido também dessa forma nas cirurgias oculares, palpebrais, das vias lacrimais, das regiões periorbitárias e faciais, particularmente com a utilização das tecnologias a laser.

Há 25 anos (1996) iniciamos a utilização do laser de CO<sub>2</sub> em cirurgias palpebrais e faciais com a aquisição de um aparelho da COHERENT. Tratava-se de absoluta inovação tecnológica para a época, já que permitia o corte da pele, a coagulação dos vasos sangrantes, além de disponibilizar uma ponteira colimada para *resurfacing* cutâneo das pálpebras, da região periorbitária ou de toda a face.

Nos vários anos seguintes, operamos grande número de pacientes com excelentes resultados, demonstrando que as novas técnicas cirúrgicas com o emprego do laser de CO<sub>2</sub> eram extremamente favoráveis para o rejuvenescimento facial. Nas blefaroplastias superior e inferior, inclusive por via transconjuntival, a técnica de corte com laser de CO<sub>2</sub> continua inalterada desde a sua introdução até os dias atuais. É interessante frisar que quando o cirurgião domina bem a técnica do laser de CO<sub>2</sub> em suas blefaroplastias, dificilmente deixa de utilizar esse importante recurso tecnológico como primeira escolha.

No início, o *resurfacing* era feito em uma única sessão, o que levava a um pós-operatório doloroso, demorado e com muita restrição para as atividades dos pacientes. Diante disso, muitos críticos com pouco conhecimento de causa denegriam a imagem do *full resurfacing* facial, pelo pós-operatório difícil e de lenta evolução. No entanto, o resultado final do tratamento era sempre muito adequado e compensador.

Com o advento do laser de CO<sub>2</sub> fracionado, ou seja, em várias sessões, o tratamento do rejuvenescimento da pele ficou com um pós-operatório mais favorável e tranquilo. Posteriormente os novos aparelhos foram evoluindo do ponto de vista tecnológico, tornando-se menores e inclusive portáteis, permitindo o seu transporte de um hospital para outro. Atualmente os procedimentos de rejuvenescimento facial com o emprego de lasers encontram-se amplamente difundidos, com grandes benefícios para nossos pacientes.

Nesse livro, os autores, com grande experiência em cirurgias palpebrais e faciais a laser, apresentam com detalhes técnicas seguras e eficazes para obtenção de excelentes resultados.

Ficamos honrados que os jovens autores do presente livro acreditaram nas inúmeras vantagens da tecnologia com laser e estão dando continuidade ao trabalho que iniciamos há tanto tempo. Estamos particularmente orgulhosos que profissionais tão brilhantes como os doutores Tadaaki Yamada e Eduardo Feijó tenham feito seu treinamento em



Oculoplástica no Setor de Cirurgia Plástica Ocular do Departamento da Clínica Oftalmológica do Hospital das Clínicas da FMUSP, o qual foi por nós criado há mais de 50 anos (1970).

Temos a certeza de que na leitura desse novo compêndio, o cirurgião encontrará os melhores esclarecimentos de como empregar com sucesso o laser de CO<sub>2</sub> em seus procedimentos estéticos faciais.

Para finalizar, gostaríamos de cumprimentar os autores pela excelente iniciativa de escrever esse livro sobre um tema tão atual e fascinante.

**Prof. Dr. Eurípedes da Mota Moura**

# Apresentação

Os olhos são o nosso foco principal nos contatos interpessoais. Estudos demonstram que para estimar a idade de uma pessoa, a maioria dos indivíduos direciona seu olhar primeiramente para a região periocular. Em tempos de pandemia e uso de máscaras, a região periorbital ficou ainda mais em evidência, todas as nossas emoções são expressadas pelo olhar!

O rejuvenescimento palpebral e facial com o uso de tecnologias como o laser de CO<sub>2</sub> vem ganhando cada vez mais espaço nas blefaroplastias, pois além de aliar maior precisão e maior hemostasia, pode ser usado no modo fracionado, estimulando a produção de colágeno em toda a face, contribuindo para a melhora do resultado estético periocular e facial.

Esta obra inédita nasceu após os autores constatarem que a literatura atual sobre o uso de lasers de CO<sub>2</sub> em blefaroplastias é muito restrita a artigos científicos e pequenos capítulos em livros consagrados. Sendo assim, este livro será de grande valia para aqueles que queiram incorporar o laser de CO<sub>2</sub> como aliado nas blefaroplastias.

Nesta obra, o Dr. Tadaaki Yamada, um dos pioneiros no uso do laser de CO<sub>2</sub> em blefaroplastias no Brasil, e o Dr. Eduardo Feijó, junto com um time de colaboradores de altíssimo nível, trarão ao leitor todos os detalhes de como incorporar essa tecnologia em suas cirurgias, trazendo a experiência de cada um transcrita nos capítulos. Os textos são enriquecidos com fotos de alto padrão e por QR codes com vídeos detalhados dos procedimentos descritos.

Caro leitor, esperamos que você aprecie esta obra, que tenha uma leitura agradável e que este livro possa contribuir para elevar o nível dos seus resultados nas blefaroplastias e no rejuvenescimento facial. Um grande abraço e bom proveito!

**Tadaaki Yamada e Eduardo Feijó**



# Sumário

<b>Capítulo 1 – Princípios Físicos do Laser de CO<sub>2</sub></b> .....	<b>1</b>
<i>Audrey Worthington</i> <i>Marcella Worthington Cedotti</i>	
<b>Capítulo 2 – Anatomia da Face</b> .....	<b>13</b>
<b>2.1 – Anatomia do Terço Superior da Face</b> .....	<b>13</b>
<i>Eduardo Damous Feijó</i> <i>Bárbara Salomão de Almeida Cunha</i> <i>Antonio Augusto Velasco Cruz</i>	
<b>2.2 – Anatomia do Terço Médio da Face</b> .....	<b>18</b>
<i>Bernardo Magacho</i>	
<b>2.3 – Anatomia da Pálpebra Superior</b> .....	<b>23</b>
<i>Patricia Akaishi</i>	
<b>2.4 – Anatomia da Pálpebra Inferior</b> .....	<b>28</b>
<i>Ivana Cardoso Pereira</i> <i>Mariana Nobrega Meireles Baptista</i>	
<b>Capítulo 3 – Incisão, Reparação e Cicatrização da Pele com Laser de CO<sub>2</sub></b> .....	<b>35</b>
<i>Tiago Ortiz de Oliveira</i>	
<b>Capítulo 4 – Anestesia em Blefaroplastia com Laser de CO<sub>2</sub></b> .....	<b>51</b>
<i>Patrícia Moitinho Ferreira</i>	
<b>Capítulo 5 – Blefaroplastia Superior com Laser de CO<sub>2</sub></b> .....	<b>59</b>
<i>Eduardo Damous Feijó</i>	

<b>Capítulo 6 – Blefaroplastia Inferior Transconjuntival com Laser de CO<sub>2</sub></b> .....	<b>81</b>
<i>Tadaaki Yamada</i>	
<b>Capítulo 7 – Blefaroplastia Inferior Via Transconjuntival com Transposição de Gordura</b> .....	<b>101</b>
<i>Rubem Augusto Fontes de Lima</i>	
<b>Capítulo 8 – Blefaroplastia com Laser de CO<sub>2</sub> e Preenchimento na Região Periorbitária</b> .....	<b>111</b>
<i>Eduardo Damous Feijó</i>	
<i>Tadaaki Yamada</i>	
<b>Capítulo 9 – Blefaroplastia com Laser de CO<sub>2</sub> em Asiáticos</b> .....	<b>133</b>
<i>Daniela Lumi Inomata Sunada</i>	
<i>Suzana Matayoshi</i>	
<b>Capítulo 10 – Complicações da Blefaroplastia com Laser de CO<sub>2</sub></b> .....	<b>151</b>
<i>Tadaaki Yamada</i>	
<i>Eduardo Damous Feijó</i>	
<b>Capítulo 11 – Técnicas em Blefaroplastia a Laser com CO<sub>2</sub>: Cantopexia e Cantoplastia</b> .....	<b>161</b>
<i>Davi Araf</i>	
<i>Eliana Aparecida Forno</i>	
<b>Capítulo 12 – Laser de CO<sub>2</sub> Fracionado X Resurfacing</b> .....	<b>171</b>
<i>André Luis Borba da Silva</i>	
<b>Capítulo 13 – Cuidados da Pele Pré e Pós Laser</b> .....	<b>183</b>
<i>Rogério Leal Santos</i>	
<i>Nelson Maurício Junior</i>	
<b>Capítulo 14 – Laser de CO<sub>2</sub> Fracionado: Indicações e Contraindicações</b> .....	<b>211</b>
<i>Juliana de Filippi Sartori</i>	
<b>Capítulo 15 – Sugestões de Parâmetros de Laser de CO<sub>2</sub> Fracionado para Face, Pescoço e Mãos</b> .....	<b>227</b>
<i>Eduardo Damous Feijó</i>	
<i>Tadaaki Yamada</i>	
<b>Capítulo 16 – Uso de Skin Savers com Laser de CO<sub>2</sub> Fracionado</b> .....	<b>231</b>
<i>Eduardo Damous Feijó</i>	
<i>Tadaaki Yamada</i>	
<b>Capítulo 17 – Complicações do Laser de CO<sub>2</sub> Fracionado</b> .....	<b>239</b>
<i>Ana Carla de Souza Nery</i>	

# Capítulo 1

## Princípios Físicos do Laser de CO<sub>2</sub>

Audrey Worthington  
Marcella Worthington Cedotti

### Introdução

O laser é uma ferramenta poderosa que pode ser utilizada em várias áreas da indústria e da saúde, com aplicações médicas multidisciplinares.

Albert Einstein (1879-1955), embora não tenha sido o inventor do laser, exerceu importante influência através de seus estudos e publicações, ganhando, inclusive, o Prêmio Nobel em 1921, sobre o papel do efeito fotoelétrico e a liberação de elétrons pela luz. Em 1916, durante seu trabalho em mecânica quântica, desenvolveu o conceito teórico de luz propagada através de fótons por uma emissão estimulada de radiação.<sup>1</sup>

O dispositivo precursor do laser foi o MASER (*Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation*), composto por micro-ondas amplificadas, criado por Charles Townes (1954), com moléculas de amônia sendo estimuladas e gerando grande número de elétrons excitados. Em 1958, Gordon Gould definiu o acrônimo "Laser" como "*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*" (Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação).<sup>2</sup>

Theodore Maiman (1960) desenvolveu o primeiro LASER, um bastonete de rubi com extremidade de prata colocado dentro de uma lâmpada de flash em forma de mola, gerando um feixe de emissão de fótons (pacotes de energia luminosa) com 694 nanômetros, o laser de rubi, usado nas áreas de dermatologia e oftalmologia.<sup>3</sup> Em 1961, Campbell, na oftalmologia, utilizou uma transmissão de laser confocal para a primeira coagulação retinal.<sup>4</sup>

### Radiação Eletromagnética

A radiação eletromagnética é uma onda que se autopropaga no espaço resultante de campos elétricos e magnéticos e é classificada pelo seu comprimento de onda ( $\lambda$ ), medido em nanômetros, que é a distância entre duas cristas consecutivas dessa onda (Fig. 1.1).

O espectro eletromagnético é constituído por radiação de vários comprimentos de onda: raios gama, raios X, raios ultravioleta, luz visível ao olho humano, raios infravermelhos, ondas de rádio (Fig. 1.2).

A radiação laser, um feixe de fótons de mesmo comprimento de onda, pode variar na faixa entre 100 nanômetros a 1 mm dentro do espectro eletromagnético, tendo, cada laser, seu comprimento de onda específico (Fig. 1.3).<sup>5</sup>

1 nanômetro (nm) = 0,000001 milímetro (mm)

1 micrôn ( $\mu$ ) = 1000 nanômetros (nm)

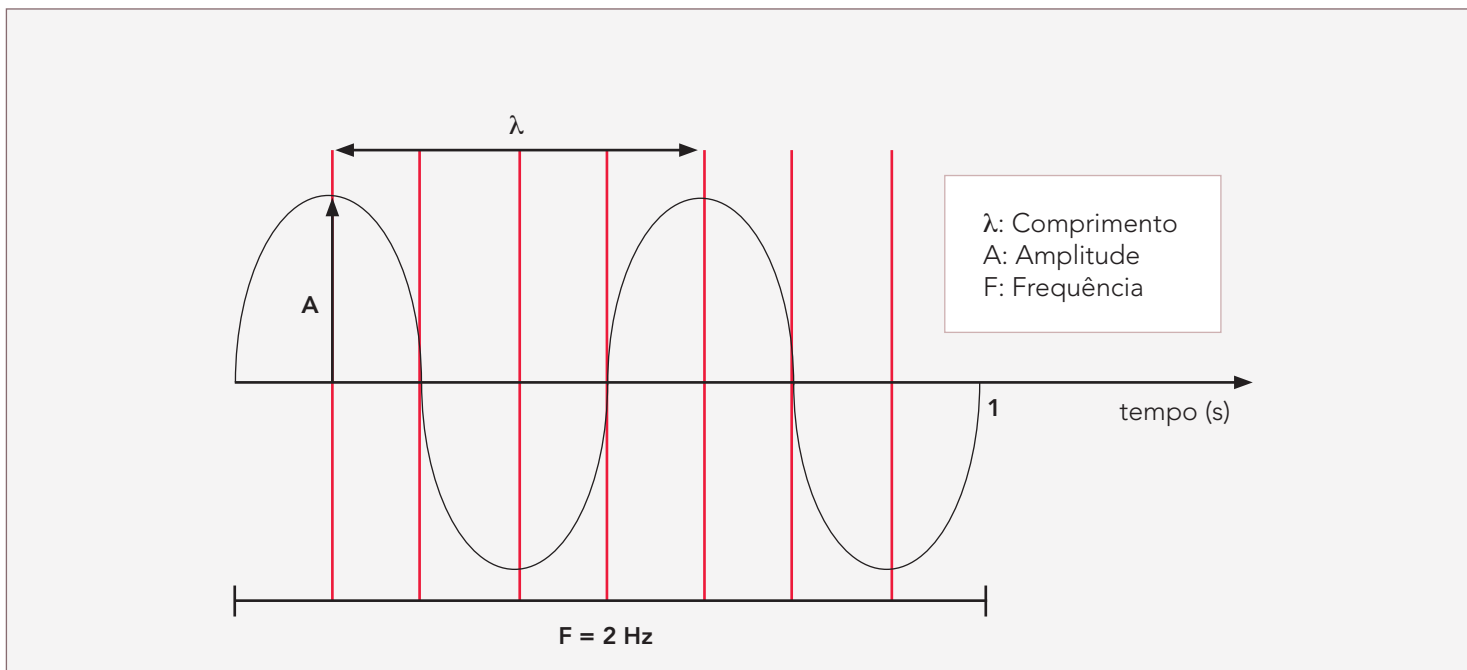


Figura 1.1 Representação esquemática de uma onda.

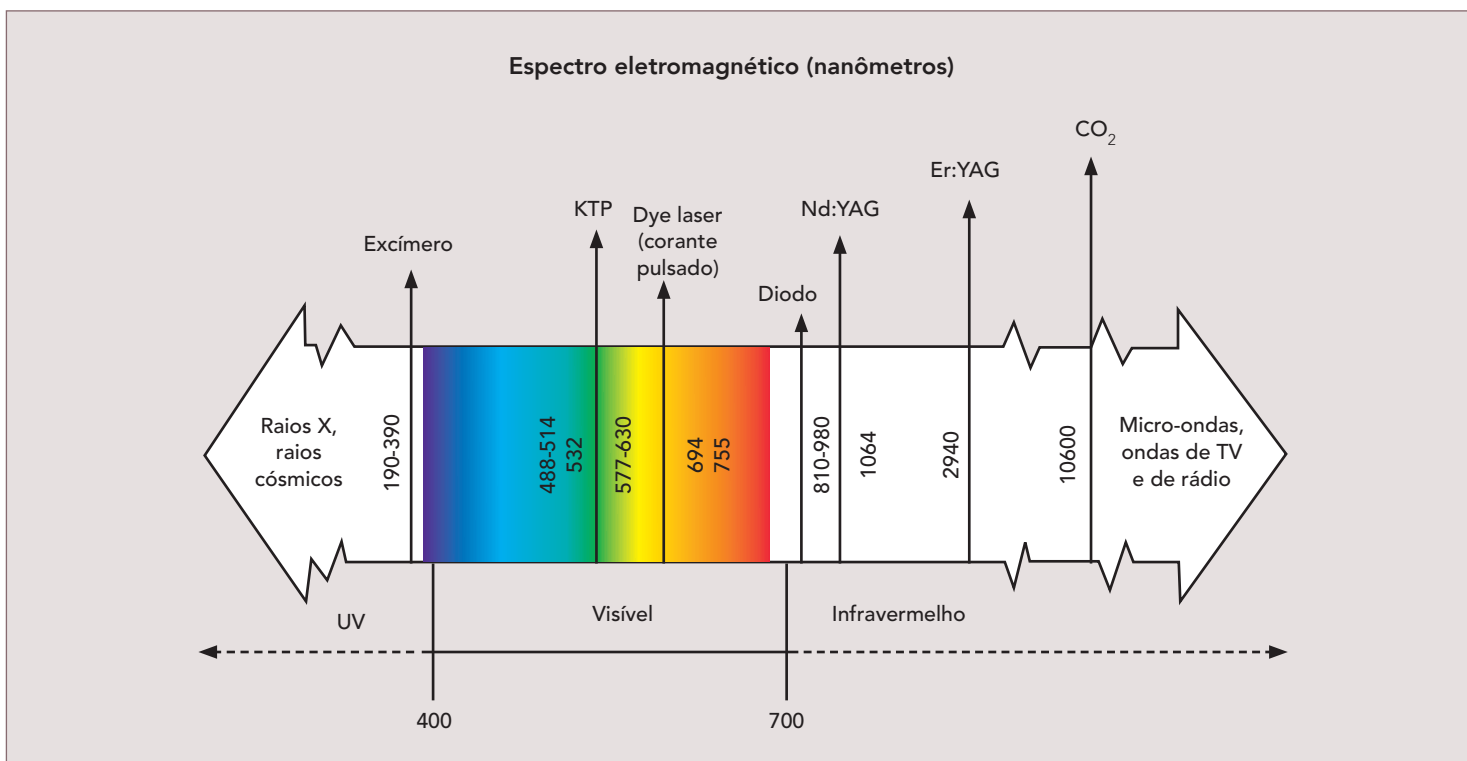


Figura 1.2 Espectro eletromagnético.

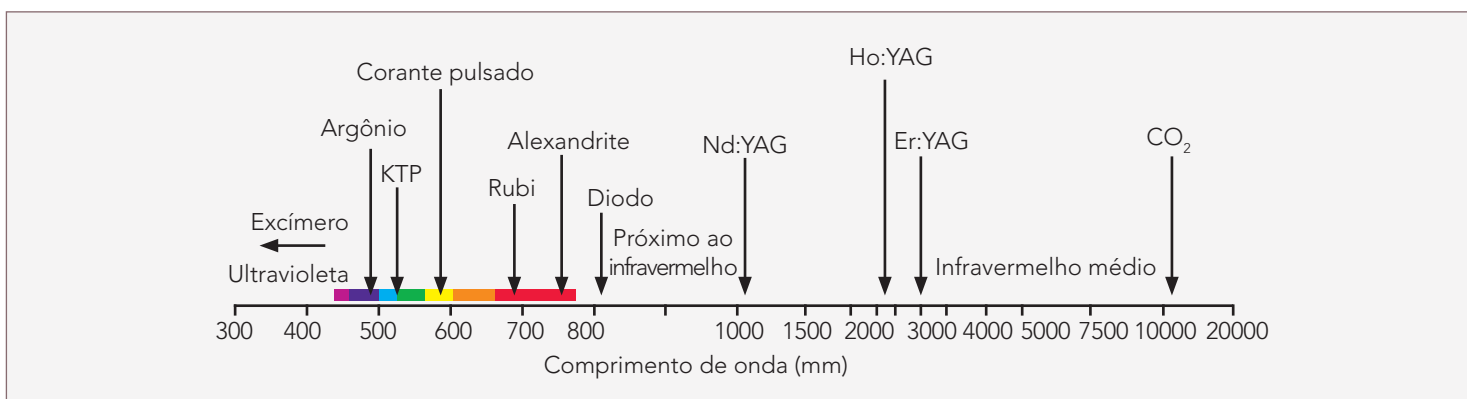


Figura 1.3 Diversos comprimentos de onda dos lasers.

## Emissão Espontânea e Emissão Estimulada

De acordo com o modelo atômico de Bohr, os elétrons ocupam determinadas órbitas fixas ao redor do núcleo. Ao saltarem de órbita, emitem ou absorvem energia e a quantificação dessa energia é descrita como  $\Delta E$ .<sup>1</sup>

$$\Delta E = h \cdot \nu$$

$h$  = constante de Plank ( $6,26617 \times 10^{-34}$ J.s).

$\nu$  = frequência da luz.

Quando um elétron estimulado salta para uma órbita de maior energia, ele fica no estado de excitação. Ao decair para a órbita de menor energia, ele emite um fóton (um pacote de energia). Os lasers utilizam uma fonte de energia (uma lâmpada flash, por exemplo, que emite pulsos de luz) para estimular elétrons em repouso, gerando fótons (Fig. 1.4).

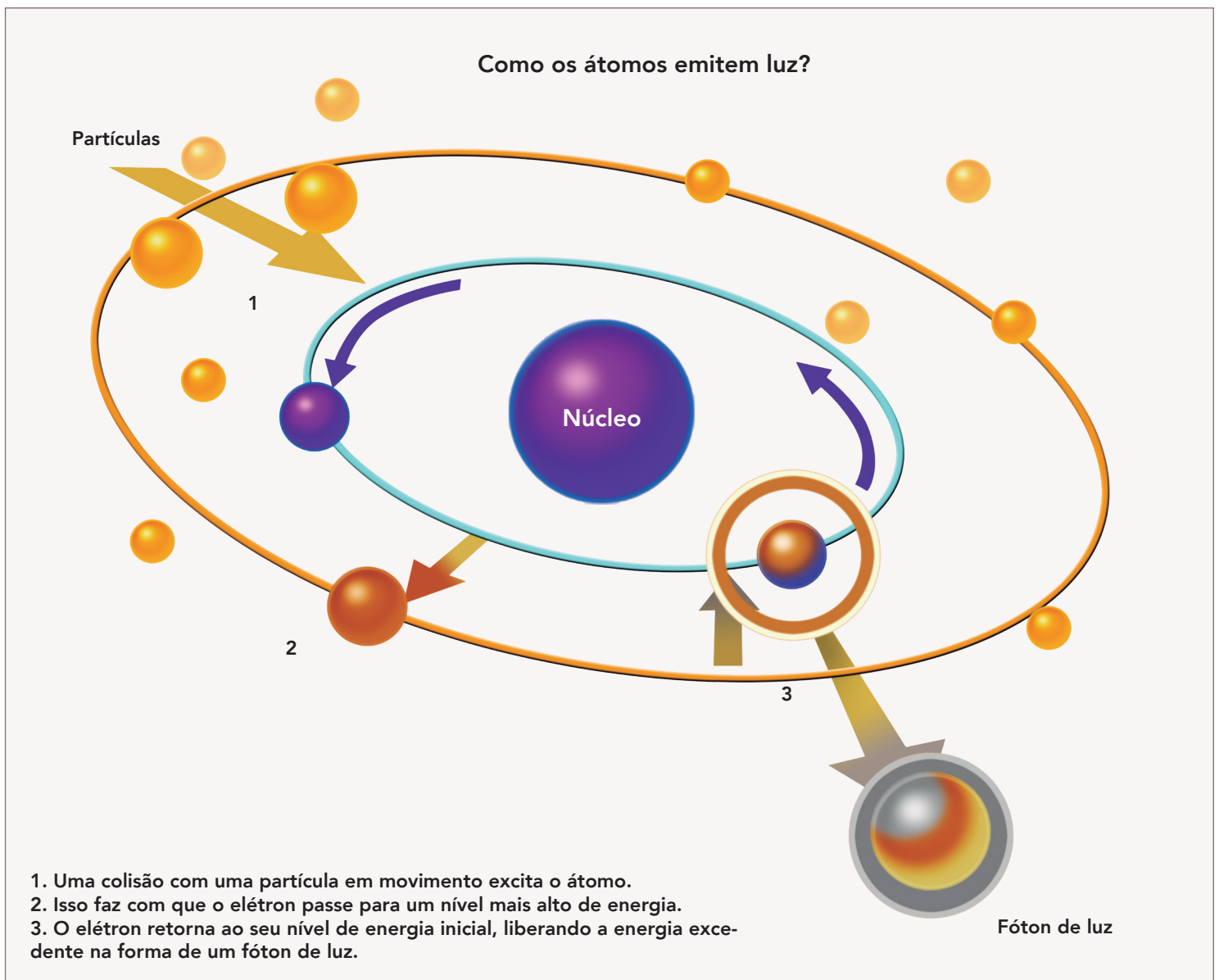


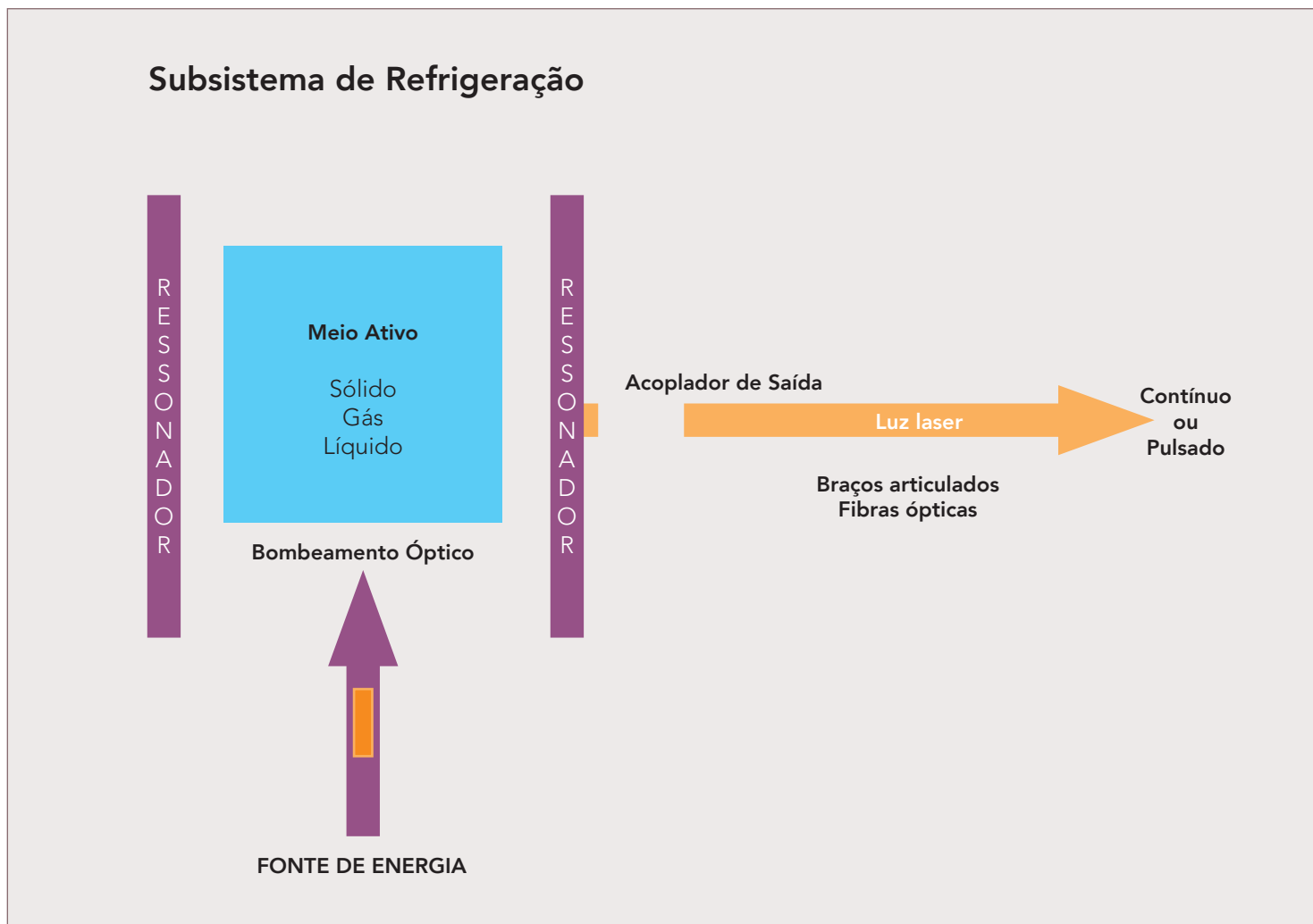
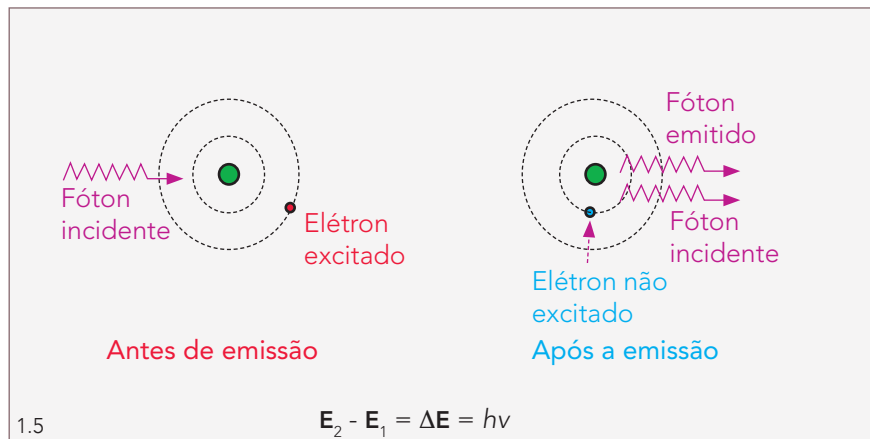
Figura 1.4 Átomo emitindo um fóton.



Quando um elétron decai de camada após emitir um fóton, em direção aleatória, tem-se uma *emissão espontânea*.

Em óptica, a *emissão estimulada* é o processo pelo qual um átomo, quando perturbado por um fóton que incide sobre ele, emite um outro fóton. O fóton causador da perturbação não é destruído no processo, e o segundo fóton é criado com a mesma fase, frequência, polarização e direção do fóton original. Ou seja, a amplificação óptica da luz gerada por fótons coerentes é a base do funcionamento do *laser* (Fig. 1.5).<sup>6</sup>

Chama-se *inversão de população* quando o número de elétrons excitados excede o número de elétrons em repouso, sendo fundamental para emissão de um laser. Tudo isso acontece dentro de uma caixa de ressonância (cavidade óptica) com espelhos paralelos, sendo um deles parcialmente reflexível (Fig. 1.6).<sup>4</sup>



**Figura 1.5** Emissão estimulada. E1 = átomo no estado fundamental. E2 = átomo em estado de excitação.

**Figura 1.6** Física do laser.

## Características da Luz Laser

Ao contrário da luz solar e da luz incandescente, que emitem radiações em todas as direções e com vários comprimentos de onda, a luz *laser* tem três importantes características (Fig. 1.7):<sup>7</sup>

- **Coerente:** ondas em fase (juntas) no tempo e no espaço.
- **Monocromática:** todas as ondas com o mesmo comprimento de onda.
- **Colimada:** as ondas têm a mesma direção.

## Meio Estimulado

O componente amplificador do laser é o material do qual é feito, que pode ser sólido (p. ex., rubi, érbio), líquido (p. ex., corante) ou gasoso (p. ex., CO<sub>2</sub>, argônio) e dará nome ao laser. Para que se atinja a *inversão de população* com átomos excitados, pode-se utilizar lâmpadas do tipo *flash* (como nos lasers com meio sólido) e descargas elétricas ionizantes (lasers de meio gasoso como CO<sub>2</sub>).<sup>8</sup>

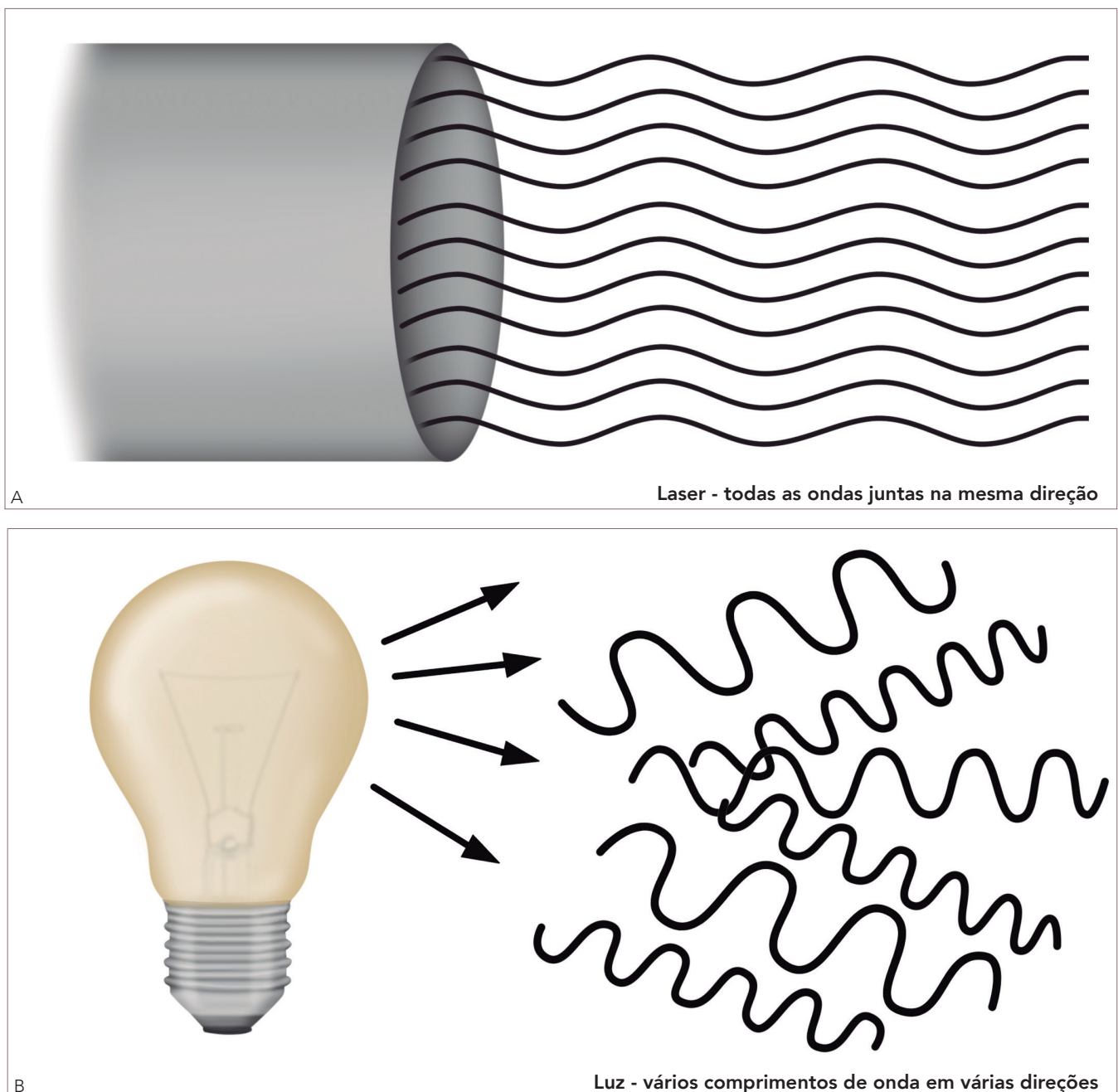


Figura 1.7 Diferença entre (A) laser e (B) luz.

Dentro do ressonador, a luz é refletida por dois espelhos, de forma que os fótons passem várias vezes pelo material do componente amplificador, fazendo crescer exponencialmente o número desses fótons. Dentro do ressonador, há um espelho totalmente reflexível e um parcialmente reflexível que permite a saída do feixe de luz laser. Os espelhos orientam a direção dos fótons para que caminhem na mesma direção, de forma colimada<sup>8</sup>, conforme a figura 1.6.

A radiação, ao ser absorvida, produz efeitos térmicos e não térmicos. Os efeitos térmicos incluem coagulação, vaporização, corte e carbonização tecidual (Fig. 1.8).

Os efeitos não térmicos podem ser fotoquímicos, fotoelétricos ou fotomecânicos. Em temperaturas acima de 100°C, a água intracelular excede o ponto de ebulição, promovendo a vaporização tecidual (ablação). O aquecimento além dessa temperatura provoca desidratação e carbonização (Tabela 1.1).<sup>9</sup>

A irradiação do laser perpendicular à pele, no modo contínuo, promove o corte dos tecidos, como uma lâmina de bisturi. Quando a irradiação do feixe se dá em varredura, ela promove o fenômeno de ablação tecidual pela vaporização da epiderme. Os lasers de CO<sub>2</sub> (10600 nm) e érbio (2940 nm) têm afinidade pela água, atingindo 100°C, vaporizando e sendo, portanto, lasers ablativos. A ablação promove a explosão celular e o tecido remanescente sofre aquecimento térmico e, acima de 65°C, coagulação.<sup>1</sup> Com o contato contínuo, forma-se tecido carbonizado e subsequente superaquecimento e dano térmico por condução.<sup>8</sup>

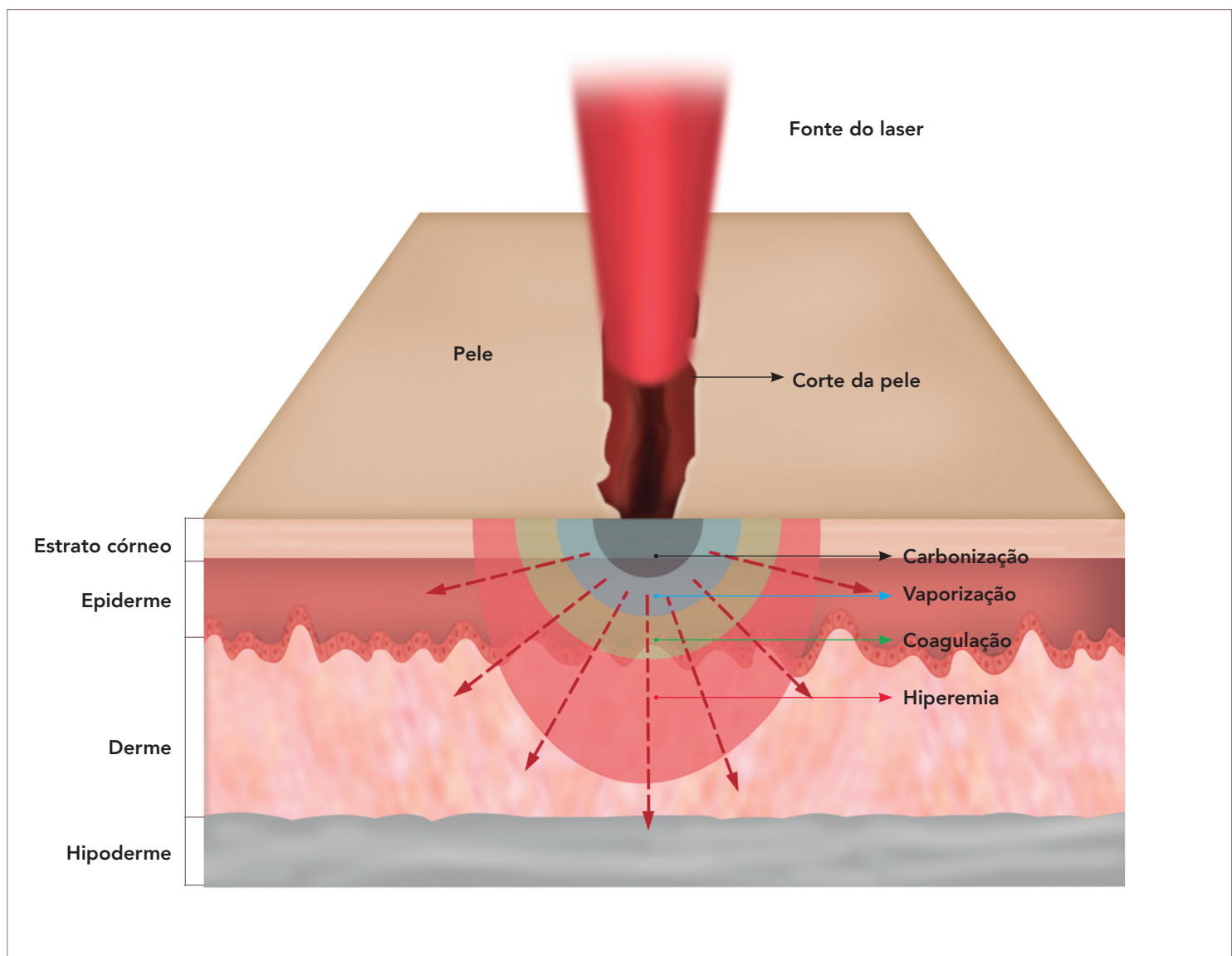


Figura 1.8 Efeitos do laser na pele.

**Tabela 1.1** Efeitos fototérmicos do laser.

Temperatura	Reação Tecidual
42-45°C	Hipertermia levando a alterações estruturais das proteínas e quebra das pontes de hidrogênio
45-50°C	Inativação de enzimas, alterações na permeabilidade de membrana, edema
50-60°C	Coagulação e desnaturação proteica
~80°C	Desnaturação do colágeno
80-100°C	Desidratação
>100°C	Vaporização
100-300°C	Ablação tecidual
>300°C	Carbonização

Fonte: adaptada de Peng, 2008.<sup>4</sup>

## Laser de CO<sub>2</sub>

O laser de CO<sub>2</sub> vem sendo utilizado há quase 50 anos, tendo aplicações em diversas especialidades, como dermatologia, otorrinolaringologia, oftalmologia, neurocirurgia, ginecologia, cirurgia plástica, dentre outras áreas da saúde. Alguns lasers têm descargas elétricas como fonte de excitação do gás, mas outros têm a radiofrequência promovendo a excitação dos elétrons, o que gera energia suficiente para conseguir ablação com um único pulso. Como o comprimento de onda do raio laser de CO<sub>2</sub> (10600 nm) é invisível, ele é acoplado a um raio visível de baixa energia como o laser de hélio-neônio (HeNe) vermelho, possibilitando o alinhamento do alvo. Os lasers ablativos, como o laser de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) e de érbio (Er:YAG – *erbium-doped yttrium aluminium garnet*), são absorvidos pela água, ficando na superfície da pele e penetrando pouco, mas têm diferentes potências, duração de pulso, energias e variações dentre os equipamentos existentes.<sup>8</sup>

A luz laser pode ser liberada de forma contínua, pseudocontínua ou pulsátil (superpulsada e ultrapulsada).<sup>9</sup> A onda contínua libera a energia sem interrupções e é usada para incisões, excisões (efeito coagulativo) e vaporização com maior dano térmico. A onda pulsada gera pulsos de alta energia, com consequente vaporização e menor dano térmico lateral. Os lasers ultrapulsados (potência de pico de 200 W), com forma retangular, liberam pulsos de alta energia, produzindo vaporização com menor efeito térmico e pouca necrose por coagulação.

Os lasers superpulsados (potência de pico de 400 W), forma de ogiva, geram também pulsos de alta energia, porém baixa densidade, sendo necessários vários pulsos para promover ablação da pele (Fig. 1.9).<sup>10,11</sup>

O laser de CO<sub>2</sub> utiliza, em seu meio ativo, uma mistura dentro do tubo vedado dos gases dióxido de carbono (1 a 9%), nitrogênio (13 a 45%) e hélio (60 a 85%). O N<sub>2</sub> e o He são responsáveis pelo aumento da sua eficiência. O gás hélio auxilia no resfriamento do CO<sub>2</sub> e mantém uma alta concentração de elétrons na área de descarga.<sup>5</sup> Este laser foi inicialmente desenvolvido por Patel, em 1964. A excitação dos lasers a gás ocorre dentro de um tubo de descarga elétrica preenchido com o meio laser ativo por onde passa uma corrente que pode variar de 0,1 A/cm<sup>2</sup> até mais que 10 A/cm<sup>2</sup>, dependendo, dentre outros fatores, da pressão do gás. Devido ao seu comprimento de onda, a transmissão deste laser é realizada, em geral, através de um sistema de espelhos presentes em um braço articulado.<sup>1,8</sup>

Dentre os sistemas de entrega do laser, as fibras ópticas (fibra de vidro) são vantajosas, devido à sua flexibilidade.<sup>8</sup> Recentemente, foi desenvolvido um sistema de transmissão utilizando um cabo oco espelhado e calibroso, denominado *hollow fiber* (tubo metálico maleável com camada refletora de prata), o que permite uma maior mobilidade para acesso ao local de aplicação. Fibras ópticas cristalinas com transmissão neste comprimento de onda são muito frágeis, além de apresentarem

custo elevado. A emissão em 10,6 microns (10600 nm) apresenta alta absorção pela água, sendo pouco absorvida por tecidos pigmentados. Quando seu feixe é focalizado em uma região pequena, pode realizar incisões precisas. Ao desfocalizar o laser, faz-se a remoção tecidual através da vaporização, além de promover a coagulação de vasos sanguíneos (hemostasia).<sup>9</sup>

Quando o laser atinge a pele, a epiderme é rapidamente vaporizada e o colágeno contido na derme sofre encolhimento de suas estruturas fibrilares em torno de 60 a 70°C. A ablação por pulso no CO<sub>2</sub> fica entre 50 e 100 micras (1 micra = 0,001 mm). O laser de érbio penetra menos, devido à sua maior afinidade pela água, causando uma ablação de 10 a 20 micras por pulso e menor efeito térmico.<sup>8</sup>

## Cromóforos e Fototermólise Seletiva

Em 1983, Anderson e Parrish descreveram a teoria de fototermólise seletiva pela radiação estimulada.<sup>13</sup> Esta teoria se refere à absorção da energia do laser por um alvo sem que ocorra dano aos tecidos vizinhos. Além disso, a duração do pulso da emissão deve ser inferior ao tempo de relaxamento térmico.

Os componentes teciduais que absorvem a luz são denominados cromóforos. Os principais cromóforos usados como alvos são a melanina, a hemoglobina e a água, bem como os pigmentos de tatuagens (Fig. 1.10).<sup>14,15</sup>

Chama-se TRT (tempo de relaxamento térmico) o tempo que uma estrutura demora para perder 50% de seu calor.<sup>5,15</sup> Pode-se comparar a condução do calor do laser à colocação de um dedo em um ferro quente. Se o dedo for retirado rapidamente, haverá calor sem queimadura, mas esta ocorrerá na dependência do tempo do contato. Além disso, cada estrutura tem um tempo específico para perder calor e isso é fundamental para que se adeque o tempo entre os disparos (Tabela 1.2).<sup>4</sup>

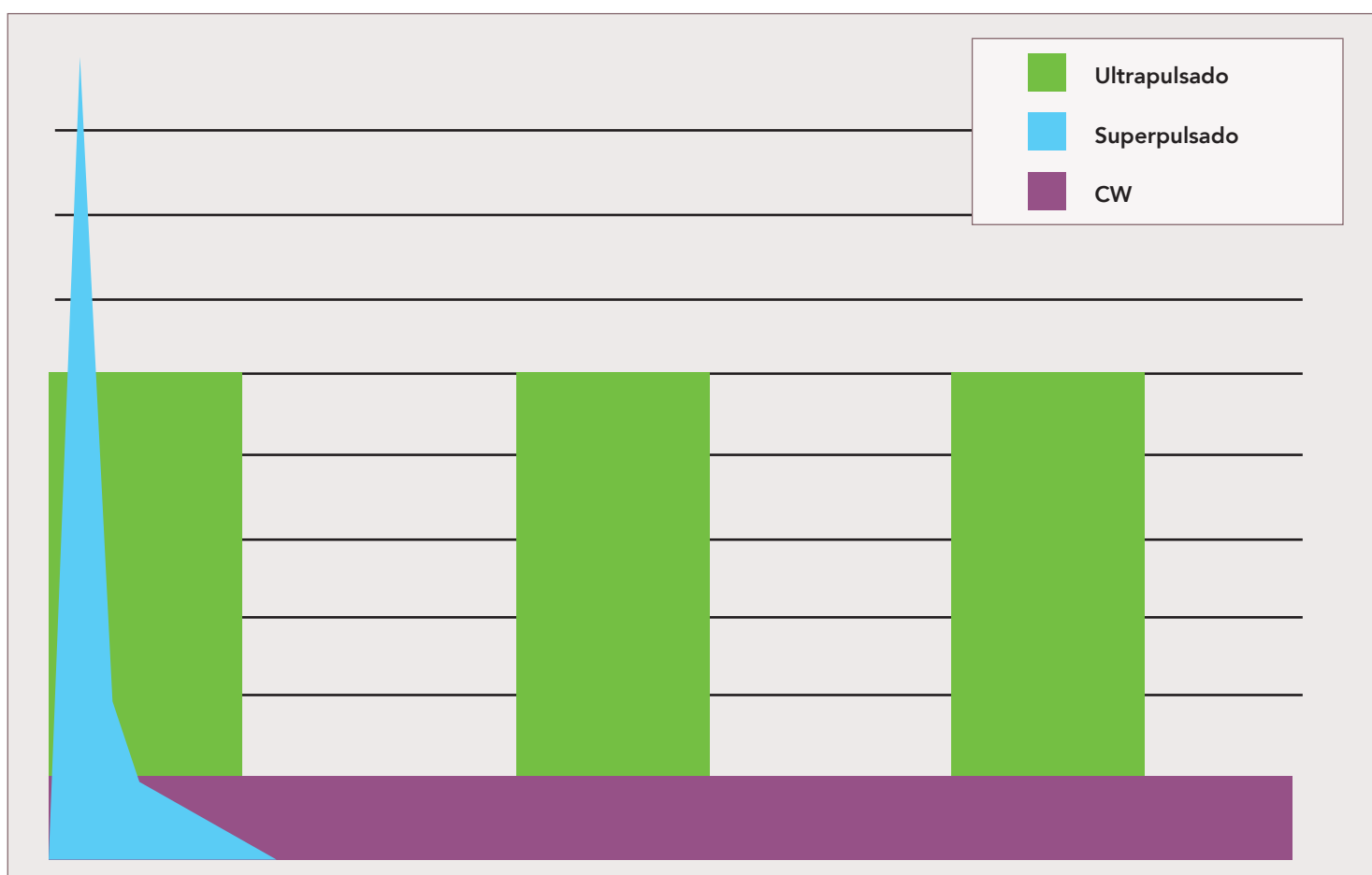


Figura 1.9 Tipos de pulso de laser com relação ao tempo de exposição.

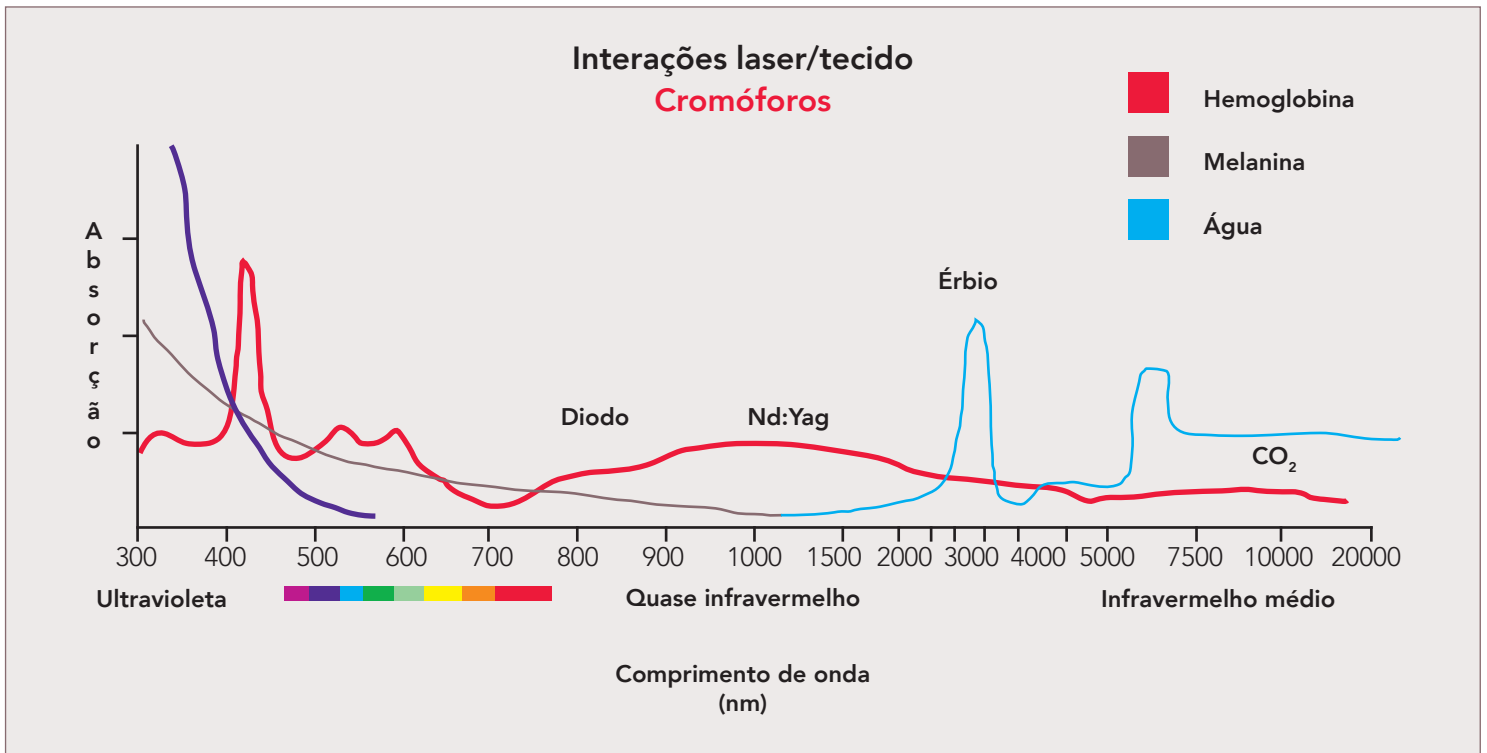


Figura 1.10 Principais cromóforos da pele e curvas de absorção.

Tabela 1.2 Tempo de relaxamento térmico de estruturas cutâneas.

Alvo	Tamanho	TRT (t)
Melanossoma	1 µm	1,7 µs
Eritrócito	10 µm	170 µs
Microvaso	100 µm	17 ms
Vaso	1 mm	1,7 s

Fonte: adaptada de Peng, 2008.<sup>4</sup>

O comprimento da onda determina a absorção por determinados cromóforos e a profundidade de penetração da luz. No entanto, acima de 1100 nm, a alta absorção da energia pela água nos tecidos diminui a penetração mais profunda.<sup>5</sup>

## Dosimetria da Luz Laser

A potência de um laser é uma função de energia, potência, fluência e irradiância. Energia e potência são a quantidade de luz emitida por um laser.

A Energia, quantidade de fótons, é medida em joules:  $E = h \cdot \nu$ .

Potência é a taxa na qual a energia é entregue por unidade de tempo (joules por segundo).

Duração de pulso é o tempo de exposição medido em segundos (s), milissegundos (ms), nanossegundos (ns) ou picossegundos (ps), na dependência do tipo de laser.<sup>8</sup>

Frequência ou taxa de repetição (Hertz) é o número de ciclos por segundo.

Irradiância ou Densidade de Potência mede a potência da radiação eletromagnética por unidade de área do feixe de laser.<sup>5</sup>

$$\text{Irradiância} = \frac{\text{Potência de saída do laser (W)}}{\text{Tamanho do spot (cm}^2\text{)}} \text{ W/cm}^2$$

Fluência ou densidade de energia é a energia fornecida por unidade de área em um determinado intervalo de tempo.

$$\text{Fluência} = \frac{\text{Potência de saída do laser (W)} \times \text{duração de pulso (s)}}{\text{Tamanho do spot (cm}^2\text{)}} \\ \text{J/cm}^2$$

É bem documentado que o laser de CO<sub>2</sub> gera uma zona de dano térmico além da área de ablação e que este calor estimula a síntese de colágeno. Esta propagação do calor está diretamente relacionada à energia do laser, à irradiância e à sua duração de pulso (*dwell time*) (Fig. 1.11).<sup>16</sup>

## Interação Laser-tecido

Existem quatro respostas teciduais ao laser: absorção, reflexão, dispersão e transmissão (Fig. 1.12). Na absorção, o fóton cede sua energia para o cromóforo ou estrutura-alvo. Os diferentes cromóforos apresentam faixas características de absorção correspondentes a certos comprimentos de onda<sup>8</sup>, mostrados na figura 1.10.

Quando a radiação é absorvida pelo tecido biológico, podem ocorrer vários efeitos:<sup>4</sup>

- **Efeito fototérmico – fotocoagulação:** alta energia do laser gera calor e coagulação.
- **Fotodisrupção:** onda de choque cuja vibração causa explosão e fragmentação do tecido-alvo (p. ex., laser de nanossegundos para retirar tatuagens) com mínimo dano térmico.
- **Fotoablação:** quebra das ligações moleculares e vaporização.
- **Efeito fotoquímico** como na terapia fotodinâmica (PDT).<sup>5</sup>

## Tecnologia Fracionada

O laser totalmente ablativo tradicional traz resultados excelentes, mas pode deixar áreas de eritema prolongado e hipopigmentação.<sup>14</sup>

O fracionamento do laser de CO<sub>2</sub> em colunas de ablação, em microfioses, como se fosse um chuveiro, permite que as áreas íntegras não atingidas recuperem a região de forma muito mais rápida, diminuindo os riscos de cicatrizes e complica-

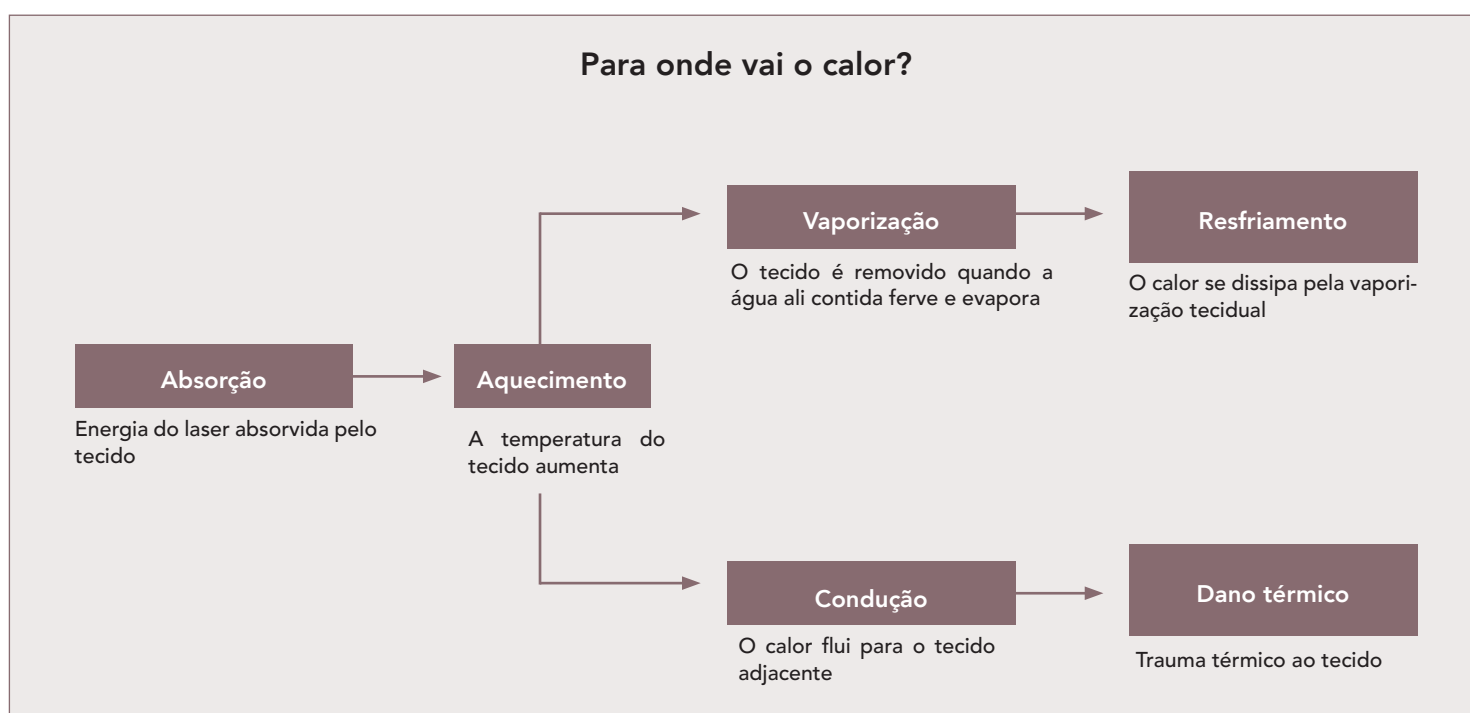
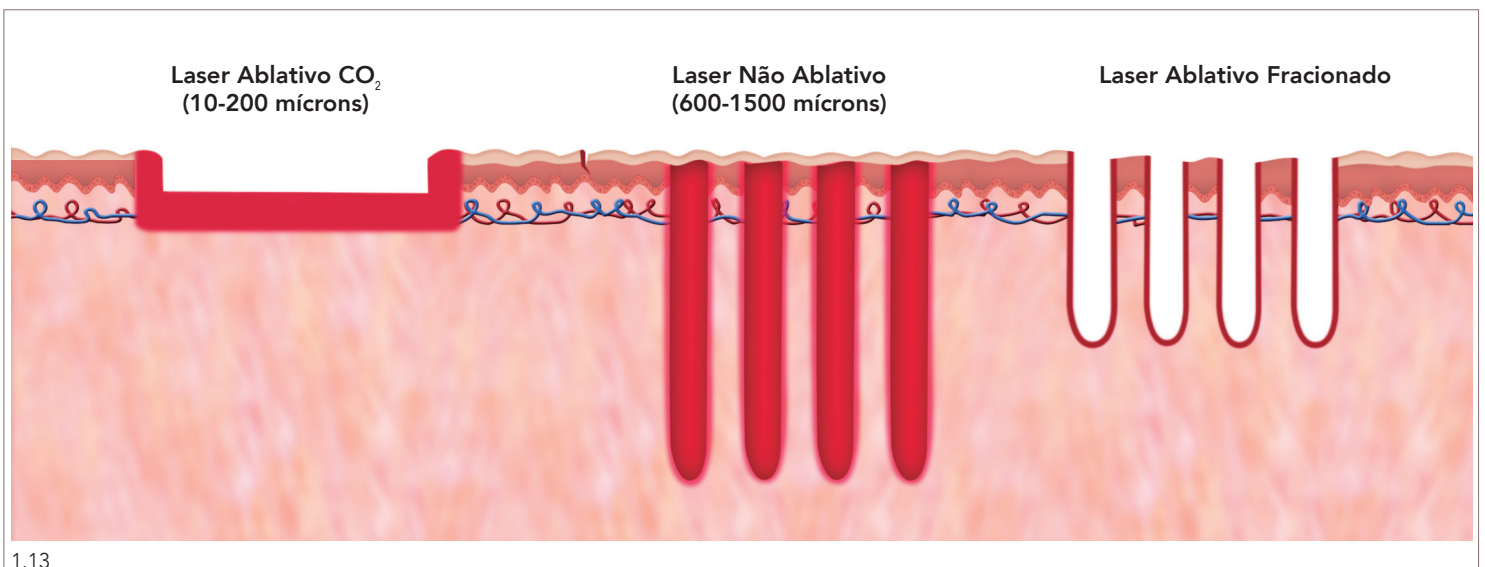
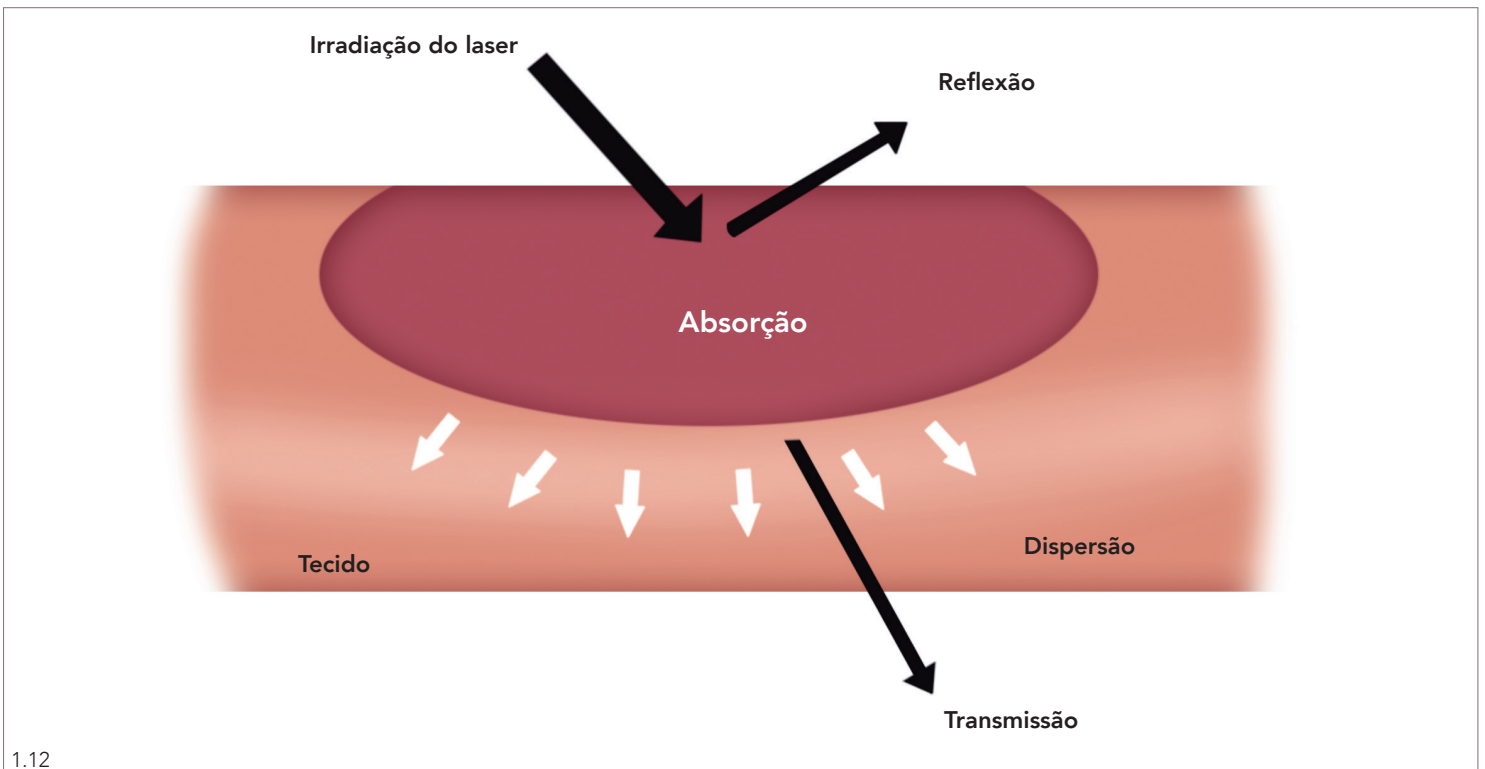


Figura 1.11 Fluxo do calor nos tecidos.

ções. A tecnologia para fracionar os lasers pode ser por *scanners*, espelhos ou microlentes. Os aparelhos permitem variar a profundidade do feixe de acordo com a potência, a duração de pulso, a distância entre um ponto e outro e a distância entre os pontos (também chamados *dots*).<sup>5</sup> O tempo de recuperação pós-procedimento é muito inferior ao da laserabrasão clássica (Figs. 1.13 e 1.14).

O tratamento com lasers ablativos pode ser usado para melhorar a qualidade da pele, para cortes e incisões, bem como tratamento de lesões cutâneas.

Conhecer os princípios básicos do laser e selecionar adequadamente os pacientes promoverá melhores resultados, menores riscos e maior grau de satisfação.



**Figura 1.12** Interação do laser com os tecidos.  
**Figura 1.13** Comparação entre laser totalmente ablativo e laser fracionado.





**Figura 1.14** Imagem pós-aplicação de laser fracionado, evidenciando a distância entre os pontos (microzonas térmicas).

## Referências Bibliográficas

1. Raulin C, Karsai S. Fundamentos da Física do Laser. In: Tecnologias Laser e LIP em Dermatologia e Medicina Estética. 1a ed. Brasil: Di Livros; 2011. p. 1-22.
2. Townes CH, Maiman TH. Maker of the first laser. *Nature*. 2007;(447):654.
3. Maiman TH. Stimulated optical radiation in Ruby. *Nature*. 1960;(187):493-4.
4. Peng Q, Juzeniene A, et al. Lasers in medicine. *Rep Prog Phys*. 2008;(71):1-28.
5. Catorze MG. Laser: fundamentos e indicações em Dermatologia. *Med Cutan Iber Lat Am*. 2009;37(1):5-27.
6. Svelto O. Principles of Lasers. 4th ed. [place unknown]: Springer; 1998.
7. Kaminsky S. Noções gerais em tecnologia. In: Guia Ilustrado – Laser e outras tecnologias em dermatologia. Rio de Janeiro: Di Livros; 2016. p. 1-22.
8. Maio M. Laser: princípios do laser. In: Tratado de Medicina Estética. 2a ed. Brasil: São Paulo: Roca; 2011. p. 701-719.
9. Badin AZD, Moraes LM, Roberts III TL. As bases da física do laser de dióxido de carbono e interação tecidual. In: Rejuvenescimento Facial a Laser. 1a ed. Brasil: Livraria e Editora Revinter; 1998. p. 1-28.
10. Fitzpatrick RE, Goldman MP, Ruiz-Espartz J. Clinical advantage of the CO2 super-pulsedmode: treatment of verruga vulgaris, seborrheic keratosis, lentigines and actinic cheilitis. *J Dermatol Surg Oncol*. 1994;20:449-456.
11. Remacle M, Lawson G, Nollevaux MC, Delos M. Current state of scanning micromanipulator applications with the carbon dioxide laser. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*. 2008;S101-S113. Available from: [www.ijps.org](http://www.ijps.org). Access on: 2021 Aug 26.
12. Patil UA, Dhami LD. Overview of lasers. *Indian J Plast Surg Supplement*. 2008;41:S101-S113. Available from: [www.ijps.org](http://www.ijps.org). Access on: 2021 Aug 19.
13. Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science*. 1983;220:524.
14. Ramsdell WM. Fractional carbon dioxide laser resurfacing. *Semin Plast Surg*. 2012;(26):125-130.
15. Carroll L, Humphrey T. Laser-tissue interactions. *Clinics in Dermatology*. 2006;(24):2-7.
16. Walsh JT, Anderson RR, Flotte TJ, Deutsch TF. Pulsed CO2 laser tissue ablation: effect of tissue type and pulse duration on thermal damage. *Lasers Surg Med*. 1988;8(2):108-118.