

**APLICAÇÕES DE LASERS EM SAÚDE: BASES FÍSICAS E APLICAÇÕES TERAPÊUTICAS**

**LASER APPLICATIONS IN HEALTH: PHYSICAL BASES AND THERAPEUTIC APPLICATIONS**

**APLICACIONES DEL LÁSER EN LA SALUD: FUNDAMENTOS FÍSICOS Y APLICACIONES TERAPÉUTICAS**



10.56238/sevened2026.002-030

**Ana Caroline da Silva Ferreira**

Instituição: Departamento de Biofísica e Biometria, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro  
Endereço: Rio de Janeiro, Brasil

**Thayssa Gomes Farias**

Instituição: Departamento de Biofísica e Biometria, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro  
Endereço: Rio de Janeiro, Brasil

**Marcelle Abreu da Silva**

Instituição: Departamento de Ciências Fisiológicas, Instituto Biomédico, Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro  
Endereço: Rio de Janeiro, Brasil

**Flávia de Paoli**

Instituição: Departamento de Morfologia, Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Juiz de Fora  
Endereço: Minas Gerais, Brasil

**Adenilson de Souza da Fonseca**

Instituição: Departamento de Biofísica e Biometria, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro  
Endereço: Rio de Janeiro, Brasil  
E-mail: adnfonseca@yahoo.com.br

---

**RESUMO**

As características das radiações emitidas por *laser*; monocromaticidade, coerência e colimação, permitem aplicações terapêuticas em diferentes áreas da saúde. Para tal, parâmetros físicos, como o comprimento de onda, que determina a afinidade com cromóforos (água, melanina, hemoglobina, por exemplo), potência do feixe, irradiância e fluência, são críticos para a reprodutibilidade e eficácia terapêutica. As interações *laser*-tecido são classificadas em processos fotoquímicos, fototérmicos e fotomecânicos. Destaca-se a fotobiomodulação, que se baseia em processos fotoquímicos e promove efeitos celulares benéficos sem indução de dano térmico. Em contraste, *lasers* de alta potência são

explorados pela capacidade de promover coagulação e ablação de tecidos biológicos. Neste capítulo são discutidas as aplicações dos *lasers* na área da saúde, fundamentando a sua eficácia na compreensão das bases físicas e nos mecanismos de interação com o meio biológico. São apresentadas aplicações em Odontologia (cicatrização e preparos cavitários), Medicina (epilação, *resurfacing*, fotocoagulação panretiniana e fragmentação de cálculos renais) e na Fisioterapia (redução da dor e reparação de tecidos musculoesqueléticos). A segurança é enfatizada como um requisito fundamental nos protocolos clínicos, bem como a dosimetria e a formação técnica contínua dos profissionais são indispensáveis para garantir a eficácia nas terapias baseadas em *lasers*.

**Palavras-chave:** Cromóforo. Dosimetria. Fotobiomodulação. Laser. Radiação.

### ABSTRACT

The characteristics of laser radiation—monochromaticity, coherence, and collimation—allow for therapeutic applications in different areas of health. For this purpose, physical parameters such as wavelength, which determines affinity with chromophores (water, melanin, hemoglobin, for example), beam power, irradiance, and fluence are critical for reproducibility and therapeutic efficacy. Laser-tissue interactions are classified into photochemical, photothermal, and photomechanical processes. Photobiomodulation stands out, as it is based on photochemical processes and promotes beneficial cellular effects without inducing thermal damage. In contrast, high-power lasers are explored for their ability to promote coagulation and ablation of biological tissues. This chapter discusses the applications of lasers in the health field, grounding their effectiveness in understanding the physical basis and mechanisms of interaction with the biological environment. Applications in Dentistry (cavity healing and preparation), Medicine (epilation, resurfacing, panretinal photocoagulation, and kidney stone fragmentation), and Physiotherapy (pain reduction and musculoskeletal tissue repair) are presented. Safety is emphasized as a fundamental requirement in clinical protocols, and dosimetry and continuous technical training of professionals are essential to ensure the effectiveness of laser-based therapies.

**Keywords:** Chromophore. Dosimetry. Photobiomodulation. Laser. Radiation.

### RESUMEN

Las características de la radiación láser —monocromaticidad, coherencia y colimación— permiten aplicaciones terapéuticas en diversas áreas de la salud. Para ello, parámetros físicos como la longitud de onda, que determina la afinidad con los cromóforos (agua, melanina, hemoglobina, por ejemplo), la potencia del haz, la irradiancia y la fluencia son cruciales para la reproducibilidad y la eficacia terapéutica. Las interacciones láser-tejido se clasifican en procesos fotoquímicos, fototérmicos y fotomecánicos. La fotobiomodulación destaca por basarse en procesos fotoquímicos y promover efectos celulares beneficiosos sin inducir daño térmico. Por otro lado, se exploran los láseres de alta potencia por su capacidad para promover la coagulación y la ablación de tejidos biológicos. Este capítulo analiza las aplicaciones de los láseres en el campo de la salud, fundamentando su eficacia en la comprensión de las bases físicas y los mecanismos de interacción con el entorno biológico. Se presentan aplicaciones en Odontología (cicatrización y preparación de caries), Medicina (depilación, rejuvenecimiento, fotocoagulación panretiniana y fragmentación de cálculos renales) y Fisioterapia (reducción del dolor y reparación de tejidos musculoesqueléticos). Se destaca la seguridad como requisito fundamental en los protocolos clínicos, y la dosimetría y la formación técnica continua de los profesionales son esenciales para garantizar la eficacia de las terapias láser.

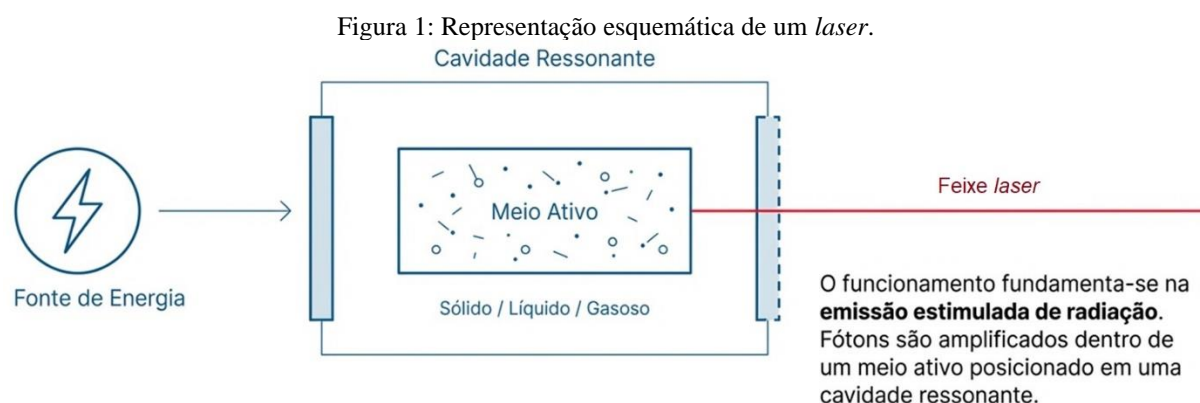
**Palabras clave:** Cromóforo. Dosimetría. Fotobiomodulación. Láser. Radiación.

## 1 INTRODUÇÃO

A evolução da tecnologia em saúde está intrinsecamente ligada ao desenvolvimento de tecnologias que permitem intervenções com precisão micrométrica, seletividade tecidual e efeitos biológicos controlados. Entre essas tecnologias, o *laser* (acrônimo para *light amplification by stimulated emission of radiation*) destaca-se como uma ferramenta versátil, cujas aplicações abrangem desde a fotobiomodulação em processos de cicatrização de feridas até a ablação de tecidos duros e a fragmentação de cálculos renais (NIEMZ, 2007). A compreensão profunda dos mecanismos de interação entre a luz coerente e o meio biológico é fundamental para o estabelecimento de protocolos seguros e eficazes, fundamentados em parâmetros físicos rigorosos.

## 2 BASES FÍSICAS E PARÂMETROS FUNDAMENTAIS

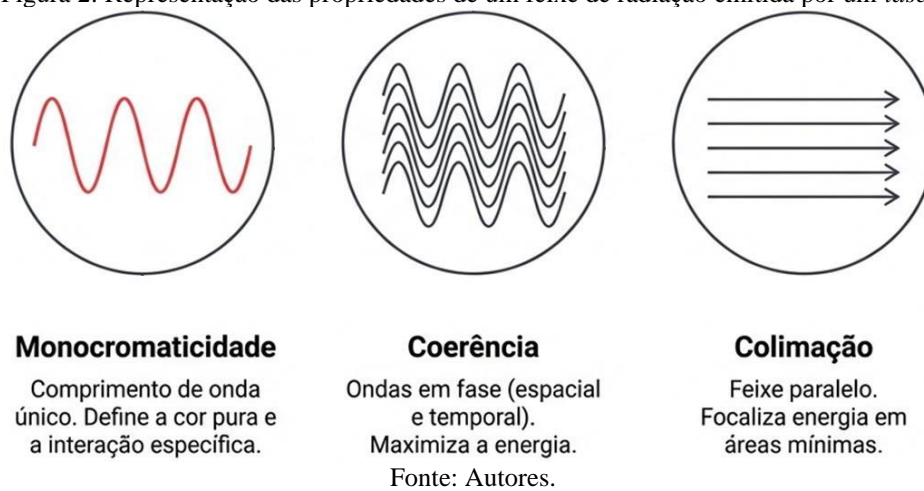
O funcionamento de qualquer sistema *laser* baseia-se na emissão estimulada de radiação, processo pelo qual fótons são emitidos por um meio ativo, que pode ser gasoso, sólido, semiconductor ou líquido, e amplificados em uma cavidade ressonante (VO-DINH, 2002). A Figura 1 é uma representação esquemática de um *laser*.



Fonte: Autores.

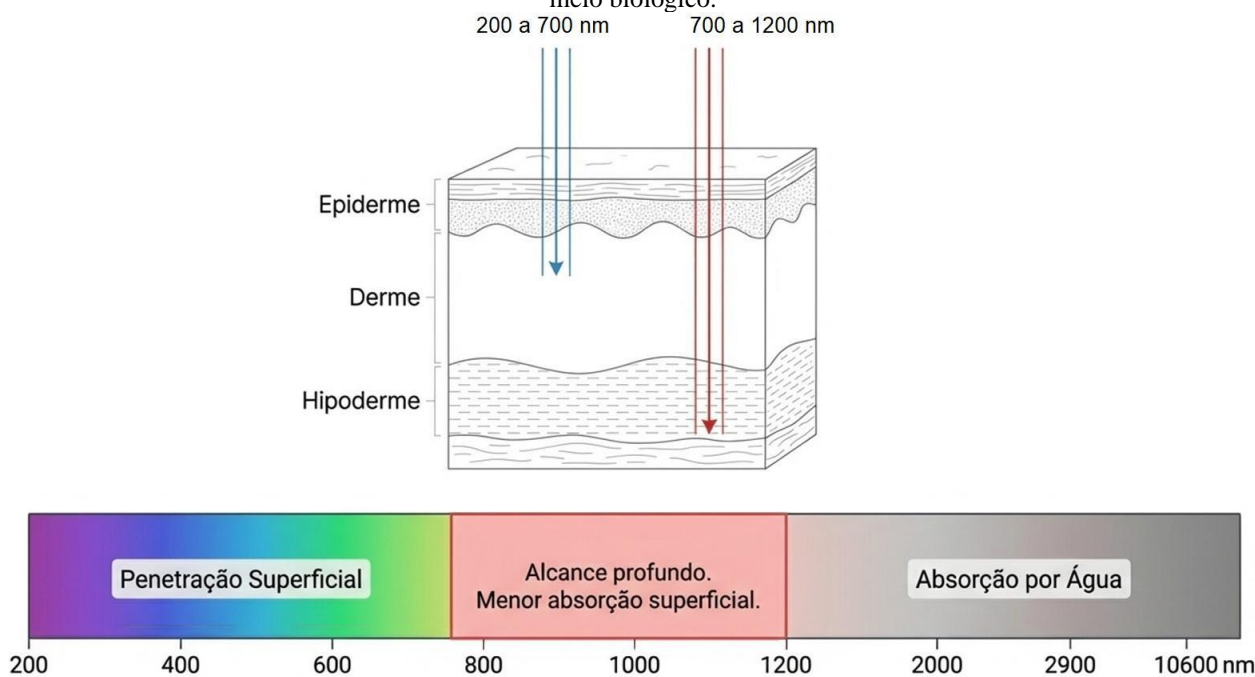
As propriedades distintivas da luz emitida por um *laser*, como a monocromaticidade, a coerência e a colimação, permitem que grandes quantidades de energia sejam focalizadas em pequenas áreas, resultando em densidades de potência elevadas que não são possíveis com fontes convencionais de luz (DA FONSECA, 2019). A Figura 2 é uma representação das propriedades de um feixe de radiação emitido por um *laser*.

Figura 2: Representação das propriedades de um feixe de radiação emitida por um *laser*.



A eficácia de um tratamento baseado em um *laser* depende de uma série de parâmetros físicos que devem ser ajustados pelo profissional terapeuta. O comprimento de onda ( $\lambda$ ), medido em nanômetros (nm), é o fator primordial que determina a profundidade de penetração e a afinidade por cromóforos específicos, como a água, a hemoglobina, a melanina e a hidroxiapatita (NIEMZ, 2007, SHURRAB, 2025). Comprimentos de onda na faixa de 200 a 600 nm tendem a ter penetração superficial, enquanto a "janela terapêutica" entre 650 e 1200 nm permite o alcance de tecidos mais profundos devido à menor absorção pelos cromóforos presentes nos tecidos superficiais (SHURRAB, 2025). A Figura 3 é uma representação da relação entre o comprimento de onda da radiação emitida por um *laser* e a penetração no meio biológico.

Figura 3: Representação da relação entre o comprimento de onda da radiação emitida por um *laser* e a penetração no meio biológico.



Fonte: Autores.

A frequência de uma onda eletromagnética é inversamente proporcional ao comprimento de onda, sendo que no vácuo esta proporcionalidade é dada pela velocidade de propagação da onda eletromagnética, conforme a relação a seguir.

$$f(\text{Hz}) = \frac{c(\text{m/s})}{\lambda(\text{m})}$$

Onde:

$f$  é a frequência da onda,  $c$  é a velocidade da luz no vácuo e  $\lambda$  é o comprimento de onda. O período de uma onda é o inverso da frequência, conforme a relação a seguir:

$$T(\text{s}) = \frac{1}{f(\text{Hz})}$$

Onde:

$T$  é o período da onda e  $f$  é a frequência da onda. Desta relação, temos que a unidade de frequência é o inverso da unidade do período, ou seja:

$$1 \text{ Hz} = \frac{1}{\text{s}}$$

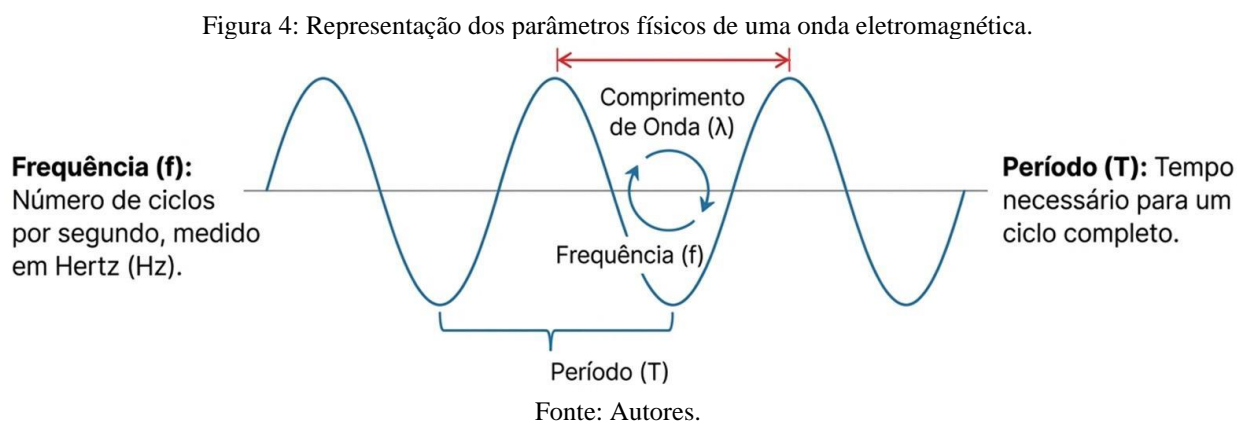
Por fim, a velocidade de propagação de uma onda é o parâmetro que afere a rapidez com que a onda se propaga num meio. No vácuo, uma onda eletromagnética se propaga com velocidade de aproximadamente 299792458 m/s. A relação entre velocidade, comprimento de onda e o período de uma onda é dada pela relação a seguir:

$$v(\text{m/s}) = \frac{\lambda(\text{m})}{T(\text{s})}$$

Onde:

$v$  é a velocidade de propagação da onda,  $\lambda$  é o comprimento de onda e  $T$  é o período da onda.

A Figura 4 é uma representação dos parâmetros físicos de uma onda eletromagnética.



Na Tabela 1 estão apresentados os parâmetros fundamentais de uma onda eletromagnética e as respectivas unidades e definições.

Tabela 1: Parâmetros físicos fundamentais de uma onda, unidades e definições.

Parâmetro	Unidade	Definição
Comprimento de onda	nm	Distância física entre dois pontos consecutivos equivalentes em uma onda, como duas cristas ou dois vales consecutivos, representando um ciclo completo, geralmente aferido em nanômetros (nm).
Frequência	Hz	Número de ciclos ou oscilações completas que uma onda realiza por unidade de tempo, geralmente aferido em Hertz (Hz).
Período	s	Intervalo de tempo necessário para que um ciclo completo de oscilação ocorra, geralmente aferido em segundos (s).
Velocidade	m/s	Distância percorrida por uma onda por unidade de tempo, geralmente aferida em metros por segundo.

Fonte: Autores.

### 3 PARÂMETROS DE DOSE

Têm sido utilizados diferentes parâmetros de dose para a radiação emitida por um *laser*, sendo utilizados a energia do feixe de luz, a fluência e a densidade de potência do *laser* (DA FONSECA, 2019). Entretanto, ainda não há consenso sobre qual parâmetro é o mais adequado.

A quantificação da energia entregue ao tecido é essencial para a reprodutibilidade dos resultados. A potência ( $P$ ), medida em Watts ( $W$ ), representa a taxa de entrega de energia e é calculada pela relação:

$$P(W) = \frac{E(J)}{t(s)}$$

Onde:

E é a energia em Joule (J) e t é o tempo de irradiação em segundos.

A irradiância (I), ou densidade de potência, é a potência distribuída por unidade de área ( $W/cm^2$ ), influenciando diretamente a velocidade de aquecimento tecidual e a profundidade de deposição de fótons. A irradiância é calculada pela relação:

$$I(W/cm^2) = \frac{P(W)}{A(cm^2)}$$

Onde:

P é a potência do *laser* em Watt (W) e A é área em centímetros quadrados ( $cm^2$ ).

A fluência (F), ou densidade de energia ( $J/cm^2$ ), é o parâmetro mais comumente usado como parâmetro de "dose" em terapias baseadas em *lasers*. A fluência é calculada pela relação:

$$F(J/cm^2) = \frac{E(J)}{A(cm^2)}$$

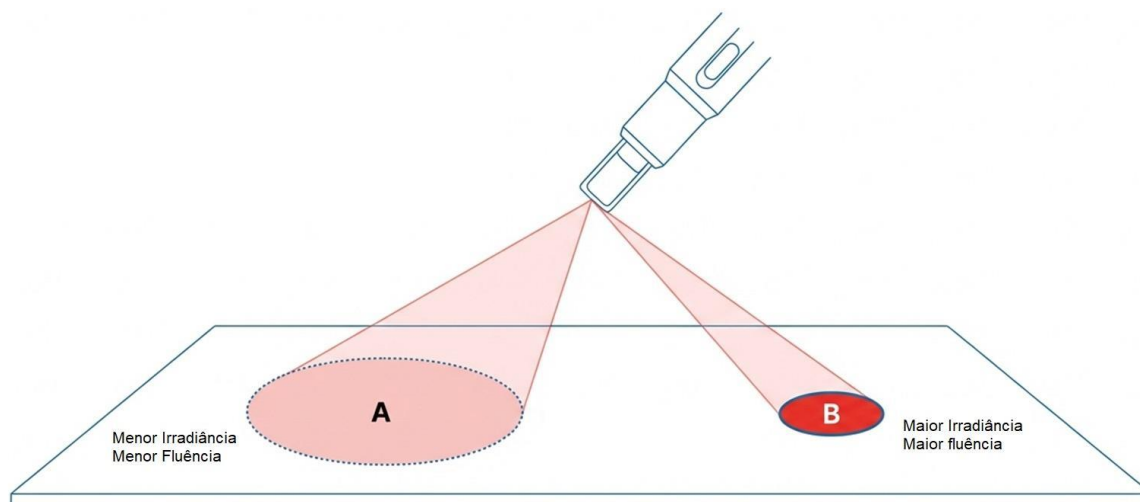
Onde:

E é a energia em Joule (J) e A é a área em área centímetros quadrados ( $cm^2$ ).

Além da fluência, o modo de emissão, contínuo ou pulsado, pode alterar significativamente a resposta biológica. *Lasers* pulsados permitem que o tecido esfrie entre os disparos, evitando o acúmulo de energia térmica excessiva nas áreas circundantes, um conceito fundamental conhecido como tempo de relaxamento térmico, particularmente importante para os *lasers* de alta potência (SHURRAB, 2025).

A Figura 5 é uma representação esquemática da relação entre a irradiância e a fluência de um feixe *laser* e a área irradiada.

Figura 5: Representação esquemática da relação entre a irradiância e a fluência de um feixe *laser* e a área irradiada.



Fonte: Autores.

Como a área A é maior que a área B, a irradiância e a fluência do feixe *laser* em A são menores do que em B.

Na Tabela 2 estão apresentados parâmetros de irradiação *laser*, as suas respectivas unidades e o significado clínico.

Tabela 2: Parâmetros de dose, unidades e definições.

Parâmetro	Unidade*	Definição
Energia	J	Capacidade de realizar trabalho transportada por uma onda no espaço, sem mover matéria permanentemente.
Potência Média	W	Taxa média de entrega de energia.
Potência de Pico	W	Máxima potência alcançada em um pulso; importante parâmetro para efeitos mecânicos.
Fluência ou densidade de energia	J/cm <sup>2</sup>	Energia total depositada na superfície do tecido por unidade de área; comumente usada como unidade de dose.
Irradiância ou densidade de potência	W/cm <sup>2</sup>	Potência total depositada na superfície do tecido por unidade de área.
Duração do pulso	ms, μs, ns	Tempo de emissão por pulso.

J: Joule, W: Watt, ms: milissegundo, μs: microsegundo, ns: nanosegundo.

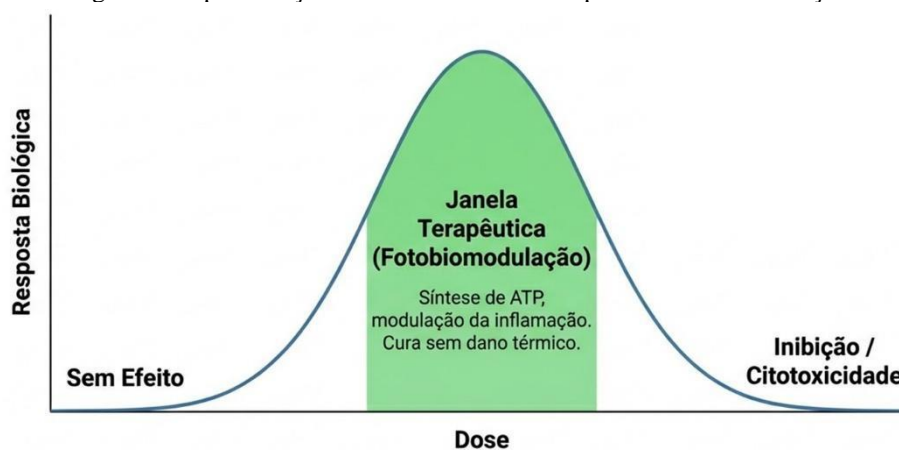
Fonte: Autores.

#### 4 MECANISMOS DE AÇÃO E A RESPOSTA BIFÁSICA (LEI DE ARNDT-SCHULZ)

A interação *laser*-tecido pode ocorrer por três processos: fototérmico, fotomecânico e fotoquímico (NIEMZ, 2007). Este último, ocorre pela absorção da luz por fotoceptores, que alteram sua estrutura molecular e geram reações químicas em cadeia (HUANG et al., 2009). Na fotobiomodulação, a luz interage por processo fotoquímico, que pode causar processos biológicos

benéficos, como a síntese de ATP, proteínas e ácidos nucleicos, o que leva a efeitos em nível celular e estes, por sua vez, a efeitos em nível sistêmico, como a modulação da inflamação, sem causar danos térmicos (DA SILVA et al., 2023). A lei de Arndt-Schulz descreve que existe uma “janela” ideal de parâmetros de irradiação para promover um efeito de estimulação de um processo biológico, tal que doses muito baixas não produzem efeito, doses moderadas são estimuladoras e doses excessivas podem ser inibitórias ou citotóxicas (ZUNGU et al., 2017; CRONSHAW et al., 2019). A Figura 6 é uma representação da lei de Arndt-Schulz para a fotobiomodulação induzida por *lasers* de baixa potência.

Figura 6: Representação da lei de Arndt-Schulz para a fotobiomodulação.



Fonte: Autores.

Em contraste, *lasers* de alta potência causam seus efeitos biológicos através de interação fototérmica, onde a energia do feixe *laser* é convertida em calor para causar coagulação (temperaturas de 60 a 100 °C) ou vaporização e ablação (temperaturas maiores que 100 °C) (VO-DINH, 2002). A fototermólise seletiva é o princípio que permite destruir um alvo específico (como um pigmento de tatuagem ou um folículo piloso) sem danificar o tecido adjacente, desde que a duração do pulso seja inferior ao chamado tempo de relaxamento térmico desse alvo. *Lasers* de alta potência também interagem por processo fotomecânico, no qual a energia do feixe *laser* é convertida em energia mecânica para promover a quebra de pequenas estruturas (ANDERSON & PARRISH, 1983). Através deste processo é realizada a fragmentação de pigmentos utilizados em tatuagens por onda de choque, o chamado efeito fotoacústico (ANDERSON et al., 1989).

## 5 APLICAÇÕES DOS LASERS EM SAÚDE

### 5.1 APLICAÇÕES EM ODONTOLOGIA

A odontologia moderna integra *lasers* em praticamente todas as suas especialidades, desde a odontopediatria até a cirurgia bucomaxilofacial, dividindo-os entre *lasers* de baixa e alta potência (NAZEMISALMAN et al., 2015).

*Lasers* de baixa potência são utilizados em protocolos terapêuticos baseados na fotobiomodulação para tratamento de doenças na mucosa oral, para o alívio da dor, para a redução do edema e para a aceleração da cicatrização de feridas (DA SILVA et al., 2023). No tratamento de aftas bucais recidivantes utiliza-se *laser* vermelho (LIZARELLI, 2018). Para xerostomia e mucosite oral, *laser* vermelho também tem sido indicado por estimular a função das glândulas salivares e a reparação da mucosa (DAHLLOF et al., 1997). A terapia fotodinâmica é outra aplicação relevante, em que um *laser* vermelho (660 nm, por exemplo) de baixa potência é associado a um fotossensibilizante (azul de metileno, por exemplo) para produzir oxigênio singlete, que é capaz de inativar bactérias de forma seletiva em canais radiculares e bolsas periodontais (ALJAMHAN et al., 2021; DOS REIS PIO et al., 2022)

Os *lasers* de alta potência, como o Er:YAG (acrônimo para *erbium-doped yttrium aluminium garnet*), Nd:YAG (acrônimo para *neodymium-doped yttrium aluminium garnet*) e CO<sub>2</sub> (gás carbônico), transformaram a experiência cirúrgica odontológica ao oferecerem procedimentos com menos sangramento, menor necessidade de anestesia e pós-operatórios mais confortáveis (LIMA et al., 2021).

- **Laser de Er:YAG (2940 nm):** É o *laser* preferencial para o tecido ósseo devido à sua altíssima absorção pela água e pela hidroxiapatita (COLUCCI et al., 2009). Este *laser* é usado para remoção de cáries e preparo cavitário através de mecanismo de ablação termomecânica por microexplosões de moléculas de água, o que pode minimizar o dano térmico à polpa dental (LI et al., 2019).
- **Laser de CO<sub>2</sub> (10600 nm):** Excelente para cirurgias de tecidos moles, como frenectomias, gengivectomias e remoção de lesões benignas (ROLEK & PŁAWECKI, 2024). Sua radiação é fortemente absorvida pela água tecidual, permitindo cortes precisos com coagulação simultânea de vasos sanguíneos de até 0,5 mm (MAGID & STRAUSS, 2007).
- **Laser de Nd:YAG (1064 nm):** Possui alta afinidade por pigmentos e tecidos vasculares, sendo utilizado na descontaminação de bolsas periodontais e de canais radiculares (SAYDJARI et al., 2016). Sua penetração profunda permite atingir bactérias alojadas nos túbulos dentinários (FIEGLER-RUDOL et al., 2025).

Na Tabela 3 estão listados alguns tipos de *laser* utilizados em Odontologia, os comprimentos de onda das radiações emitidas, tecidos biológicos nos quais são aplicados e exemplos de aplicação.

Tabela 3: Tipos de *laser*, comprimentos de onda, tecidos-alvo e exemplos de aplicação.

Laser	Comprimento de onda	Tecido-alvo	Exemplo de aplicação
Er:YAG	2940 nm	Duro	Remoção de cárie e apicoectomia.
Nd:YAG	1064 nm	Mole	Descontaminação de canal.
CO <sub>2</sub>	10600 nm	Mole	Frenectomia e biópsia.

Fonte: Autores.

## 5.2 APLICAÇÕES EM MEDICINA

Os *lasers* adquiriram ampla aplicação na dermatologia devido à demanda por tratamentos mais precisos e menos invasivos (EL ARABI et al., 2022). A dermatologia é a especialidade médica que talvez mais utilize *lasers* e as aplicações são fundamentadas na segmentação de cromóforos específicos para tratar uma variedade de condições cutâneas. A epilação a *laser* se baseia no dano térmico seletivo ao folículo piloso rico em melanina (HERNÁNDEZ-BULE et al., 2024). A escolha do *laser* depende diretamente do fototipo de Fitzpatrick do paciente e das características do pelo (MANJALY et al., 2023).

- **Alexandrita (755 nm):** ideal para fototipos claros (I-III) com pelos escuros, devido à sua alta afinidade pela melanina (WANNER, 2005).
- **Diodo (800-810 nm):** considerado um *laser* versátil para diversos fototipos. Protocolos para fototipos V-VI são baseados em fluências menores do que aquelas utilizadas em protocolos para fototipos claros (CAMPOS et al., 2005). Alguns sistemas utilizam baixa fluência com alta frequência e múltiplas passagens para maior conforto (CAMPOS et al., 2005).
- **Nd:YAG de pulso longo (1064 nm):** é o *laser* de escolha para peles negras (fototipo V-VI), pois sua radiação infravermelha de maior comprimento de onda é menos absorvida pela melanina epidérmica, reduzindo o risco de queimaduras, mas penetra o suficiente para atingir o bulbo capilar (BADAWI et al., 2011).

A remoção de tatuagens requer a fragmentação mecânica do pigmento sem causar cicatrizes. Isso é alcançado através de *lasers* Q-Switched, que entregam potências gigantescas em pulsos de nanossegundos (MODENA et al., 2021). O pigmento absorve a energia tão rapidamente que sofre uma expansão térmica súbita, resultando em fragmentação por efeito fotoacústico (HERNANDEZ et al., 2022). Para pigmentos pretos e azuis-escuros, o Nd:YAG (1064 nm) é o padrão (NAGA & ALSTER, 2017); para pigmentos vermelhos *lasers* Q-Switched podem causar processos alérgicos (KAUR et al., 2009). O *laser* de Alexandrita (755 nm) é eficaz para pigmentos verdes e pretos (MAHONEY et al., 2017). Um desafio comum é o fenômeno do "branqueamento" (*whitening*) que ocorre após o disparo, impedindo a penetração de pulsos subsequentes (HERNANDEZ et al., 2022).

O *resurfacing* ablativo utiliza *lasers* como o *laser* de CO<sub>2</sub> ou o *laser* Er:YAG para remover camadas superficiais da pele e estimular a produção de colágeno (ALTEMIR & BOIXEDA, 2022). A tecnologia fracionada revolucionou este campo ao criar colunas microscópicas de tratamento (microzonas térmicas) cercadas por tecido intacto, o que reduz drasticamente o tempo de recuperação e os riscos de complicações.

A oftalmologia utiliza *lasers* para modificar a curvatura corneana e tratar patologias do fundo do olho, exigindo tecnologias com estabilidade e precisão extremas. O *laser* de Excimer (Argônio-Flúor, 193 nm) é utilizado para remodelar a córnea por meio da fotoablação ultravioleta (HATCH KM & TALAMO, 2010). Cada pulso de Excimer tem energia suficiente para quebrar as ligações moleculares das proteínas corneanas sem gerar calor, um processo conhecido como "corte a frio" (PIDRO et al., 2019). O *laser* de femtossegundo complementa o processo na técnica LASIK, substituindo as lâminas mecânicas na criação do *flap* corneano por meio da fotodisrupção infravermelha, criando bolhas de gás que separam os tecidos com precisão submicrométrica (PIDRO et al., 2019). A fotocoagulação panretiniana é o tratamento padrão para prevenir a cegueira na retinopatia diabética proliferativa (ARRUDA et al., 2024). Utilizam-se tradicionalmente *lasers* de Argônio (514 nm verde) ou *lasers* de diodo verde (532 nm) (HATCH KM & TALAMO, 2010). O objetivo é promover queimaduras controladas na periferia da retina para reduzir a demanda metabólica e a produção de fatores de crescimento vascular (EVERETT & PAULUS, 2021).

Os parâmetros convencionais envolvem *spots* de 200 a 500 µm, potências entre 100 e 750 mW e tempos de exposição de 100 a 200 ms (GHANI & ZUNAINA, 2021). Inovações como o sistema PASCAL (*Pattern Scanning Laser*) permitem a aplicação de múltiplos *spots* (até 56 pulsos em menos de 1 segundo) com durações de pulso muito mais curtas (10 a 30 ms), o que reduz significativamente a dor do paciente e a difusão de calor para tecidos vizinhos (ALLEN et al., 2022). Na tabela 4 estão apresentados alguns tipos de *laser* utilizados em Medicina, exemplos de procedimentos e de valores de parâmetros de irradiação.

Tabela 4: Exemplos de procedimentos, tipos de *laser* e parâmetros de irradiação.

Laser	Comprimento de onda	Procedimento
Excimer	193 nm	LASIK (remodelamento)
Femtosegundo	1030 e 1064 nm	LASIK ( <i>flap</i> )
Argônio	514 e 532 nm	PRP (retina)
Nd:YAG	1064 nm	Capsulotomia

Fonte: Autores.

A capacidade de transmitir a energia de feixes *laser* através de fibras ópticas finas e flexíveis abriu caminho para a cirurgia endoscópica minimamente invasiva, particularmente na urologia e gastroenterologia (SANDHU et al., 2007). O *laser* de Holmium:YAG (Ho:YAG, 2100 nm) tem sido o padrão-ouro para a fragmentação de cálculos renais (SANDHU et al., 2007). Este *laser* pulsado gera um efeito termomecânico que quebra cálculos de qualquer composição (KHUDHAIR et al., 2020). Como exemplos de configuração de *lasers* para diferentes objetivos clínicos (VENTIMIGLIA et al., 2021):

- **Fragmentação:** alta energia e baixa frequência para fragmentar cálculos renais em pedaços maiores.
- **Dusting:** baixa energia e alta frequência para pulverizar cálculos renais de pequeno tamanho.
- **Popcorning:** alta energia e média frequência para agitar e quebrar múltiplos fragmentos em cálices renais.

O *laser* de Fibra de Túlio (1940 nm) é uma inovação recente que supera o Ho:YAG em eficiência de pulverização (*dusting*). Devido à sua maior absorção pela água, este *laser* permite frequências de até 2000 Hz e o uso de fibras ópticas ultrafinas (50  $\mu\text{m}$ ), resultando em tempos cirúrgicos reduzidos e fragmentos microscópicos (VENTIMIGLIA et al., 2021).

Em cirurgias de tecidos moles, o *laser* de Ho:YAG e o *laser* de Nd:YAG são utilizados para incisão e hemostasia simultâneas, sendo especialmente úteis em tecidos altamente vascularizados, como a próstata (TARATKIN et al., 2022). O *laser* de CO<sub>2</sub> é um instrumento para incisões precisas em otorrinolaringologia e ginecologia devido ao seu selamento linfático e vascular imediato (WIENEKE & GERHARD, 2018).

### 5.3 APLICAÇÕES EM FISIOTERAPIA

Em Fisioterapia, *lasers* de diodos são utilizados de forma não invasiva para modular a dor e acelerar a reparação de tecidos musculoesqueléticos. Estas aplicações terapêuticas são baseadas na fotobiomodulação, que utiliza *lasers* terapêuticos de baixa potência e pertence às classes IIIB (5 a 500 mW) ou IV (acima de 500 mW), operando predominantemente na faixa do vermelho ao infravermelho próximo (600 a 1100 nm), a chamada janela terapêutica dos *lasers* de baixa potência (DA FONSECA, 2019).

Para tratamento de condições musculoesqueléticas, a dose efetiva depende da profundidade do tecido-alvo e da condição a ser tratada (LIU et al., 2025). Enquanto feridas superficiais respondem bem a baixas fluências, lesões em articulações e músculos profundos podem exigir fluências maiores (ZEIN et al., 2018). Em geral, *lasers* vermelhos são utilizados para tratamento de doenças e condições clínicas superficiais, como feridas na pele e *lasers* infravermelhos para aquelas que afetam tecidos e estruturas mais profundas, como músculos, tendões e articulações.

A escolha da irradiância também é crítica: exposição a baixas irradiâncias tende a estimular a cura, enquanto exposições em altas irradiâncias podem causar inibição do efeito terapêutico desejado (ZUNGU et al., 2017; CRONSHAW et al., 2019). Na Tabela 5 estão apresentados exemplos de tipos de *laser* utilizados em Fisioterapia, os comprimentos de onda, doenças e condições clínicas.

Tabela 5: Exemplos de tipos de *laser*, comprimento de onda, doenças e condição clínica.

<i>Laser</i>	Doença/condição clínica	Comprimento de onda
AlGaAs	Analgesia	808 e 830 nm
AlGaAlP	Alopécia	658 e 660 nm
GaAs	Artrite	904 nm
AlGaInP	Cicatrização	658 e 660 nm
AlGaAs	Escara	808 e 830 nm
GaAs	Fascite plantar	904 nm
AlGaAs e GaAs	Lesão muscular	808 e 904 nm

Fonte: Autores.

## 6 CONTRAINDICAÇÕES NO USO DOS *LASERS* EM SAÚDE

O uso de tecnologias *laser* consolidou-se na prática clínica devido à sua precisão e capacidade de promover a regeneração tecidual com mínima invasividade (KHALKHAL et al., 2019). No entanto, a literatura científica enfatiza que a eficácia terapêutica e a segurança do paciente dependem da compreensão rigorosa das interações biofísicas, da dosimetria precisa e da observância estrita às contraindicações (WOO, 2025). A radiação emitida por um *laser* é classificada como não ionizante, mas sua alta densidade energética pode induzir danos térmicos, fotoquímicos e mecânicos se os protocolos de proteção forem negligenciados (SMALLEY, 2011).

### 6.1 FUNDAMENTOS DE SEGURANÇA E RISCOS BIOLÓGICOS

A segurança operacional em ambientes de saúde baseia-se na classificação de risco dos equipamentos, que varia de acordo com o potencial de dano biológico. *Lasers* de Classe 3B e 4 são identificados como os mais perigosos, capazes de causar lesões imediatas aos olhos e à pele, além de representarem risco de incêndio (SMALLEY, 2011; WOO, 2025).

O olho humano é particularmente vulnerável devido à sua capacidade do cristalino de focar o feixe colimado na retina, aumentando a densidade de potência em milhares de vezes. Lesões oculares, como queimaduras retinianas, defeitos epiteliais na córnea e ulcerações estromais, são os incidentes mais relatados (WOO, 2025). Protocolos científicos recomendam:

- Equipamento de proteção individual (EPI): O uso de óculos de proteção específicos para o comprimento de onda e densidade óptica do *laser* em uso é obrigatório para todos os presentes na sala (SMALLEY, 2011).

Os óculos de proteção contra radiações emitidas por *lasers* são filtros ópticos projetados especificamente para bloquear radiações de comprimentos de onda específicos, mantendo a visibilidade para o restante do espectro. O principal parâmetro de referência para estes filtros é a densidade óptica (OD), que afere a capacidade do filtro de reduzir a potência do *laser*. A relação que define essa proteção é:

$$OD = \log_{10} \frac{I_i}{I_t}$$

Onde:

$I_i$  é a intensidade da luz incidente e  $I_t$  é a intensidade da luz transmitida através do filtro. Por exemplo, óculos com OD 5 reduzem a intensidade do *laser* em 100.000 vezes.

São sugeridas regras de conduta para as aplicações dos *lasers* em procedimentos terapêuticos:

- Identificação da porta: toda sala onde um *laser* está em operação deve ter sinalização externa indicando o tipo de *laser* e a necessidade de proteção.
- Superfícies não reflexivas: paredes e móveis devem ter acabamento fosco para evitar que ocorra reflexão do feixe *laser* e atinja alguém acidentalmente.
- **Proteção do paciente:** além do profissional, o paciente deve usar óculos específicos ou anteparos metálicos (comuns em oftalmologia e dermatologia facial).
- Área de risco ocular nominal: Deve-se delimitar o espaço onde a exposição excede os limites permitidos. O acesso a essa zona deve ser controlado por sinalização de advertência e barreiras que impeçam a saída do feixe por janelas ou portas (SMALLEY, 2011; WOO, 2025).
- Proteção do paciente: Além de óculos apropriados, em tratamentos faciais ou periorbitais, recomenda-se o uso de protetores oculares metálicos ou compressas úmidas para evitar danos acidentais (WOO, 2025).

A segurança estende-se além do feixe direto e os riscos secundários críticos:

- Riscos de Incêndio: *Lasers* de alta potência podem inflamar materiais secos, plásticos e soluções à base de álcool. Em cirurgias de vias aéreas, o uso de tubos endotraqueais de cloreto de polivinila é contraindicado por sua alta inflamabilidade; tubos metálicos ou resistentes ao laser são preferíveis (WOO, 2025).
- Pluma Cirúrgica: A vaporização de tecidos produz fumaça contendo detritos celulares, gases tóxicos e partículas virais aerossolizadas, como o vírus papiloma humano HPV. É obrigatória a utilização de aspiradores de fumaça de alta eficiência com filtros ULPA/HEPA (*High Efficiency Particulate Air/Ultra-Low Penetration Air*), posicionados a menos de 5 cm do local de aplicação (SMALLEY, 2011; WOO, 2025).

## 7 CONTRAINDICAÇÕES CLÍNICAS NA LASERTERAPIA

A triagem clínica, baseada em evidências científicas, classifica as contraindicações em absolutas e relativas. O sucesso da terapia de baixa potência mostra-se dependente do comprimento de onda, potência, dose e tempo aplicados (ANDRADE; CLARK; FERREIRA, 2014).

### 7.1 CONTRAINDICAÇÕES ABSOLUTAS

Neoplasias malignas: É proibida a aplicação de *laser* sobre áreas com suspeita ou diagnóstico de câncer de pele (ANDRADE; CLARK; FERREIRA, 2014). Estudos indicam que a energia luminosa pode estimular a proliferação de células tumorais ou aumentar a vascularização local por meio da neoangiogênese (HENRIQUES; CAZAL; CASTRO, 2010).

- Infecções ativas no local: A presença de infecções fúngicas, bacterianas ou virais (como herpes simplex ativo) contraindica o procedimento, pois o calor e a energia podem disseminar patógenos (ANDRADE; CLARK; FERREIRA, 2014).
- Hipersensibilidade à luz: Pacientes com doenças fotossensíveis ou que utilizam medicamentos que aumentam a fotossensibilidade sistêmica podem sofrer queimaduras severas e eritema persistente (HERNÁNDEZ-BULE et al., 2024).

### 7.2 CONTRAINDICAÇÕES RELATIVAS E PRECAUÇÕES

- Gravidez: Embora não existam evidências de dano fetal direto por radiações não ionizantes, recomenda-se evitar a aplicação sobre o abdome gravídico devido à falta de estudos controlados de segurança nesse grupo (ANDRADE; CLARK; FERREIRA, 2014; OTSUKA et al., 2023).

- Histórico de queloides: Pacientes com predisposição a cicatrizes hipertróficas exigem cautela extrema em lasers ablativos devido ao risco de cicatrização anômala (LIU et al., 2011).
- Exposição solar recente: O bronzamento aumenta a concentração de melanina epidérmica, que compete pela absorção da energia do *laser*, elevando drasticamente o risco de queimaduras superficiais e hiperpigmentação pós-inflamatória (VERONA; VAZ, 2024).

## 8 RISCOS ESPECÍFICOS POR TECNOLOGIA

Diferentes sistemas *laser* apresentam perfis de risco distintos baseados na sua interação com os tecidos:

- *Lasers* ablativos (CO<sub>2</sub> e Erbium:YAG): Atuam removendo camadas da pele e possuem maior potencial de complicações, incluindo infecções e tempo de recuperação prolongado. Exigem proteção solar absoluta no pós-operatório (VERONA; VAZ, 2024).
- *Lasers* não ablativos e fracionados: São considerados de segurança superior por preservarem a barreira epidérmica, reduzindo o risco de danos superficiais severos (VERONA; VAZ, 2024).
- Laserterapia de baixa intensidade: Embora seja uma técnica atérmica, doses excessivas (acima de 10 J/cm<sup>2</sup>) podem estar associadas a efeitos inibitórios ou deletérios em vez de bioestimulantes (ANDRADE; CLARK; FERREIRA, 2014).

A implementação de um programa de segurança, supervisionado por um profissional capacitado e fundamentado na avaliação de riscos constantes, é essencial para mitigar os perigos intrínsecos do *laser*. A educação continuada da equipe técnica sobre os mecanismos de interação luz-tecido e o cumprimento rigoroso dos protocolos de biossegurança são as garantias fundamentais para a proteção da integridade física de pacientes e profissionais envolvidos.

## 9 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS

A integração dos *lasers* na prática em saúde transcendeu a fase experimental para se tornar uma necessidade clínica em muitas especialidades. A precisão oferecida por sistemas de femtossegundos em oftalmologia, a eficiência do *laser* de fibra de Túlio na Medicina, do *laser* Ndr:YAG na Odontologia e dos *lasers* diodos na Fisioterapia exemplificam o nível de sofisticação atual. Entretanto, a variabilidade nos protocolos, como as discrepâncias discutidas na literatura sobre o uso da fluência versus a energia total, ressalta a importância de uma educação técnica rigorosa para os profissionais terapeutas.

O futuro da tecnologia *laser* em saúde reside na personalização da dosimetria, o que garantirá que cada paciente receba a dose exata para o estímulo biológico ou a remoção tecidual necessária, minimizando efeitos colaterais e maximizando a segurança dos protocolos terapêuticos. A transição para sistemas mais compactos e energeticamente eficientes, como os *lasers* de alta e de baixa potência,

continuará a democratizar o acesso a esses tratamentos avançados em ambientes ambulatoriais e hospitalares. Entretanto, há necessidade de capacitação do profissional em saúde para correta avaliação da condição clínica do paciente e execução de protocolos terapêuticos baseados em *lasers* para eficácia terapêutica e observância das contraindicações para o paciente, bem como, a segurança para o profissional e para o paciente.

## REFERÊNCIAS

1. ALJAMHAN, A. S. et al. Push out bond strength of glass fiber post to radicular dentin irrigated with Nisin and MTAD compared to methylene blue photodynamic therapy. **Photodiagnosis Photodynamic Therapy**, v. 34, 102304, 2021.
2. ALTEMIR, A.; BOIXEDA, P. Laser Treatment of Burn Scars. **Actas Dermo-Sifiliográficas**, v. 113, n. 10, p. 938-944, 2022.
3. ANDERSON, R. R. et al. Selective photothermolysis of cutaneous pigmentation by Q-switched Nd:YAG laser pulses at 1064, 532, and 355 nm. **Journal of Investigative Dermatology**, v. 93, n. 1, p. 28–32, 1989.
4. ANDERSON, R. R.; PARRISH, J. A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. **Science**, v. 220, n. 4596, p. 524–527, 1983.
5. ANDRADE, F. S. S. D.; CLARK, R. M. O.; FERREIRA, M. L. Efeitos da laserterapia de baixa potência na cicatrização de feridas cutâneas. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 41, n. 2, p. 129-133, 2014.
6. ARRUDA, M. P. et al. A Comprehensive Meta-Analysis on the Role of Analgesics and Anti-Inflammatories in Pan-Retinal Photocoagulation. **American Journal of Ophthalmology**, v. 267, p. 112-121, 2024.
7. BADAWI, A. et al. Retrospective analysis of non-ablative scar treatment in dark skin types using the sub-millisecond Nd:YAG 1,064 nm laser. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 43, n. 2, p. 130-6, 2011.
8. CAMPOS, V. B. et al. Hair removal with an 800-nm pulsed diode laser. **Journal of the American Academy of Dermatology**, v. 43, p. 442–447, 2000.
9. COLUCCI, V. et al. Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: effects on dental tissues. **Lasers in Medical Science**, v. 24, n. 5, p. 811-8, 2009.
10. CRONSHAW, M.; PARKER, S.; ARANY, P. Feeling the Heat: Evolutionary and Microbial Basis for the Analgesic Mechanisms of Photobiomodulation Therapy. **Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery**, v. 37, n. 9, p. 517-526, 2019.
11. DA FONSECA, A. S. Is there a measure for low power laser dose? **Lasers in Medical Science**, v. 34, n. 1, p. 223-234, 2019.
12. DA SILVA, T. G. et al. Photobiomodulation at molecular, cellular, and systemic levels. **Lasers in Medical Science**, v. 38, n. 1, 136, 2023.
13. DAHLLOF, G. et al. Risk factors for salivary dysfunction in children 1 year after bone marrow transplantation. **Oral Oncology**, v. 33, n. 5, p. 327-31, 1997.
14. DOS REIS PIO, L. R. et al. Effect of Treatment with Selective Caries Removal Associated to Antimicrobial Photodynamic Therapy on Children's Oral Health-Related Quality of Life: A Non-Randomized Clinical Study. **Journal of Clinical Pediatric Dentistry**, v. 46, n. 4, p. 287-292, 2022.
15. EL ARABI, Y.; HALI, F.; CHIHEB, S. Laser Management and Safety in Dermatology. **Cureus**, v. 14, n. 6, e25991, 2022.

16. EVERETT, L. A.; PAULUS, Y. M. Laser Therapy in the Treatment of Diabetic Retinopathy and Diabetic Macular Edema. **Current Diabetes Reports**, v. 21, n. 9, 35, 2021.
17. FIEGLER-RUDOL, J.; SKABA, D.; WIENCH, R. Antimicrobial Efficacy of Nd:YAG Laser in Polymicrobial Root Canal Infections: A Systematic Review of In Vitro Studies. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 26, n. 12, 5631, 2025.
18. GHANI, S. I.; ZUNAINA, E. Effect of 532 nm argon laser pan retinal photocoagulation on corneal thickness and corneal endothelial cell parameters among proliferative diabetic retinopathy patients. **Journal of Diabetes & Metabolic Disorders**, v. 20, n. 1, p. 561-569, 2021.
19. HATCH, K. M.; TALAMO, J. H. Excimer Basics: An overview of excimer laser technology. **Cataract & Refractive Surgery Today Europe**, p. 69-70, 2010.
20. HENRIQUES, A. C. G. et al. Ação da laserterapia no processo de proliferação e diferenciação celular: revisão da literatura. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 37, n. 4, p. 295-302, 2010.
21. HERNANDEZ, L. et al. Laser tattoo removal: laser principles and an updated guide for clinicians. **Lasers in Medical Science**, v. 37, n. 6, p. 2581-2587, 2022.
22. HERNÁNDEZ-BULE, M. L. et al. Unlocking the Power of Light on the Skin: A Comprehensive Review on Photobiomodulation. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 25, n. 8, 4483, 2024.
23. KAUR, R. R.; KIRBY, W.; MAIBACH, H. Cutaneous allergic reactions to tattoo ink. **Journal of Cosmetic Dermatology**, v. 8, n. 4, p. 295-300, 2009.
24. KHALKHAL, E. et al. The Evaluation of Laser Application in Surgery: A Review Article. **Journal of Lasers in Medical Sciences**, v. 10, p. S104-S111, 2019. Suplemento 1.
25. KHUDHAIR, Q. S.; MAHMOOD, A. S.; MAHDI, H. Urinary Tract Lithotripsy Using Holmium: YAG (2100nm) Laser. **Iraqi Journal of Laser**, v. 19, n. 1, p. 13-18, 2020.
26. LI, T. et al. Er:YAG laser application in caries removal and cavity preparation in children: a meta-analysis. **Lasers in Medical Science**, v. 34, n. 2, p. 273-280, 2019.
27. LIMA, G. B. B. B. et al. The use of Er:YAG laser in Dentistry: integrative review. **Research, Society and Development**, v. 10, n. 3, e9310313063, 2021.
28. LIU, H. et al. Photobiomodulation therapy (PBMT) in skeletal muscle regeneration: A comprehensive review of mechanisms, clinical applications, and future directions. **Photodiagnosis Photodynamic Therapy**, v. 53, 104634, 2025.
29. LIU, X. J. et al. Laser and intense pulsed light therapy for the treatment of hypertrophic scars: A systematic review and meta-analysis. **British Journal of Dermatology**, v. 165, n. 5, p. 934-1002, 2011.
30. LIZARELLI, R. F. Z. Reabilitação Biofotônica Orofacial: fundamentos e protocolos clínicos. São Carlos, SP: Compacta Gráfica e Editora, 2018. p. 290-291.
31. MAGID, K. S.; STRAUSS, R. A. Laser use for esthetic soft tissue modification. **Dental Clinics of North America**, v. 51, n. 2, p. 525-45, 2007.

32. MAHONEY, A. M. et al. Laser treatment of pigmented lesions and tattoos. *In: Lasers and Lights: Procedures in Cosmetic Dermatology Series*. China: Elsevier Health Sciences, 2017. p. 23–37.
33. MANJALY, P. et al. Skin phototype of participants in laser and light treatments of cosmetic dermatologic conditions: A systematic review. **Journal of Cosmetic Dermatology**, v. 22, n. 9, p. 2434-2439, 2023.
34. MODENA, D. A. O. et al. High power Q-switched 1064 nm / 532 nm Nd:YAG Laser in tattoo removal: A systematic review. **Journal of Cosmetic and Laser Therapy**, v. 23, n. 3-4, p. 41-48, 2021.
35. NAGA, L. I.; ALSTER, T. S. Laser tattoo removal: an update. **American Journal of Clinical Dermatology**, v. 18, n. 1, p. 59–65, 2017.
36. NAZEMISALMAN, B.; FARSADEGHI, M.; SOKHANSANJ, M. Types of Lasers and Their Applications in Pediatric Dentistry. **Journal of Lasers in Medical Sciences**, v. 6, n. 3, p. 96-101, 2015.
37. NIEMZ, M. H. Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. 3. ed. ampl. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2007.
38. OLIVEIRA, K. G.; MACHADO, F. C. Tipos de lasers e suas aplicações na clínica geral odontológica e odontopediátrica: revisão de literatura. **Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences**, v. 5, n. 4, p. 2769-2788, 2023.
39. PIDRO, A. et al. Excimer Lasers in Refractive Surgery. **Acta Informatica Medica**, v. 27, n. 4, p. 278-283, 2019.
40. ROLEK, A.; PŁAWECKI, P. Advancements and applications of laser technology in modern dentistry. **Wiadomości Lekarskie**, v. 77, n. 9, p. 1789-1792, 2024.
41. SANDHU, A. S. et al. Holmium: YAG Laser for Intra Corporeal Lithotripsy. **Medical Journal Armed Forces India**, v. 63, n. 1, p. 48-51, 2007.
42. SAYDJARI, Y.; KUYPERS, T.; GUTKNECHT, N. Laser Application in Dentistry: Irradiation Effects of Nd:YAG 1064 nm and Diode 810 nm and 980 nm in Infected Root Canals-A Literature Overview. **Biomed Research International**, v. 2016, 8421656, 2016.
43. SHURRAB, K. Proposed Guidelines for Reporting Parameters and Procedures of High- and Low-Level Laser Therapy in Medical Research Articles. **Medical Devices (Auckland)**, v. 18, p. 495-505, 2025.
44. SMALLEY, P. J. Laser safety: Risks, hazards, and control measures. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 43, n. s23, p. 97, 2011.
45. TARATKIN, M. et al. Thulium fiber laser in urology: physics made simple. **Current Opinion in Urology**, v. 32, n. 2, p. 166-172, 2022.
46. VENTIMIGLIA, E. et al. Laser Lithotripsy: The Importance of Peak Power and Pulse Modulation. **European Urology Focus**, v. 7, n. 1, p. 22-25, 2021.

47. VERONA, M. M.; VAZ, L. Estudo comparativo de laser ablativo e não ablativo no rejuvenescimento facial: uma revisão narrativa da literatura. Belo Horizonte: Ânima Educação, 2024.
48. VO-DINH, T. Biomedical Photonics Handbook. Florida, EUA: CRC Press, 2002.
49. WANNER, M. Laser hair removal. **Dermatologic Therapy**, v. 18, n. 3, p. 209-16, 2005.
50. WIENEKE, S.; GERHARD, C. Basics of medical laser systems. *In: Lasers in Medical Diagnosis and Therapy - Basics, applications and future prospects*. Bristol: IOPscience, 2018.
51. WOO, S. H. Safe use of medical lasers: a clinical review of the hazards, safety, and medical implications. **Medical Lasers**, v. 14, n. 2, p. 97-100, 2025.
52. ZEIN, R.; SELTING, W.; HAMBLIN, M. R. Review of light parameters and photobiomodulation efficacy: dive into complexity. **Journal of Biomedical Optics**, v. 23, n. 12, p. 1-17, 2018.
53. ZUNGU, I. L.; EVANS, D.; ABRAHAMSE, H. Arndt-Schulz Law: weak stimuli excite physiological activity, moderate inhibits and strong stimuli retard physiological activity. *In: Photomedicine - Advances in Clinical Practice*. London: IntechOpen, 2017.