

### **3. Laser e IPL na medicina**

#### **3.1. Histórico sobre aplicação de radiações laser e IPL na medicina**

##### **3.1.1. Laser**

O laser foi pela primeira vez construído em 1960 pelo físico americano Theodore H. Maiman. A primeira aplicação do laser na medicina ocorreu na área de oftalmologia, na década de 1960 [22; 23; 24]. Em 1963, Goldman propôs a remoção de tatuagens utilizando laser de rubi e de argônio e, em 1967, foi publicado o seu primeiro trabalho sobre remoção, bem-sucedida, usando lasers de rubi e Nd:YAG ( $\lambda = 1064 \text{ nm}$ ) [25].

A primeira aplicação de laser de rubi na odontologia clínica foi realizada por Goldman em 1965 [26]. Em 1988, o *United States Food and Drug Administration* (FDA) aprovou a utilização do laser para as cirurgias de tecidos moles da cavidade bucal. No início dos anos 90, foi desenvolvido um laser de CO<sub>2</sub> de alta potência (*Heart Laser, PLC Medical Systems Inc.*, Franklin, MA - USA), o que possibilitou a aplicação em corações pulsando, dispensando o uso da circulação extra corpórea [26, 27].

##### **3.1.2. Luz intensa pulsada**

No início da década de 90 Goldman e Eckhouse iniciaram o desenvolvimento de lâmpadas pulsadas de alta intensidade, para o tratamento de anomalias vasculares da pele [28]. Nesta mesma década, a primeira lâmpada pulsada foi liberada pelo FDA para uso em tratamentos de lesões vasculares, quando um estudo mostrou que ocorria perda de pêlo, como efeito colateral do tratamento [29]. Em 1994 foi lançado o primeiro equipamento IPL no mercado, o Photo Derm VL (*Lumenis Ltd, Yorkneman, de Israel*) [21], e a aprovação do FDA, para remoção de pêlos, ocorreu em 2000 [12, 30, 31].

### 3.1.3 Características do laser e do IPL

O *Laser Safety Program* da *Charles Sturt University* (2001) [33] indica que a distinção entre a radiação do laser e outras radiações é a colimação do seu feixe.

De acordo com publicações de 2005 do Departamento de Dermatologia da Faculdade de Medicina Santo Amaro, alguns casos de hemangiomas podem ser tratados com laser e/ou com IPL [32], o que pode ocorrer em outros tratamentos vasculares e dermatológicos.

O quadro 1 mostra as diferentes características do laser e do IPL.

Quadro 1 – Características que diferenciam laser e IPL

Laser	IPL
Monocromático (em geral)	Policromático
Várias aplicações na medicina	Aplicações em dermatologia e angiologia
Coerente e colimado	Não coerente e não colimado
Pode atingir maior potência que o IPL	Atinge menor potência que o laser
Área de ação menor que a área de ação do IPL	Área de ação maior que a área de ação do laser
Temperatura superior a do IPL	Temperatura inferior a do laser

A Figura 4 [10] ilustra o espectro de uma fonte de luz IPL, luz policromática que, como indica o nome, é composta de diversas cores, vários comprimentos de onda. Ilustra, também, um único comprimento de onda, indicando o espectro do laser, que é, em geral, monocromático.



Figura 4 – Espectro luminoso do IPL e do laser [10]

### 3.2. Interação Tecidual

Quando exposto a uma determinada radiação, um sistema biológico pode sofrer efeitos danosos se tiver a capacidade de absorvê-la. A absorção ocorre em nível atômico ou molecular, e é o comprimento de onda emitido que determina qual tecido exposto à radiação absorverá a radiação [34]. As moléculas do tecido capazes de absorver radiação luminosa são denominadas cromóforos [1,37].

A Lei de Grotthus-Draper diz que a luz deve ser absorvida pelo tecido para que seja possível ocorrer um efeito clínico [31]. Quando ocorre, a densidade de energia absorvida é medida em Joules por centímetro quadrado ( $J/cm^2$ ), e é chamada de fluência nos manuais dos equipamentos eletromédicos a laser ou IPL [1].

Em 1983, os pesquisadores Anderson e Parrish [36] afirmaram ser possível confinar de maneira seletiva os efeitos de um laser num foco específico do tecido irradiado [1]. Esta teoria é conhecida como *fototermólise seletiva* e ocorre quando há uma lesão térmica em tecido biológico específico, provocada por pulsos de radiação que são absorvidos de maneira seletiva pelo cromóforo-alvo [1]. A teoria da *fototermólise seletiva* considera que, no tratamento de um tecido alvo, os seguintes parâmetros do laser são importantes: 1) comprimento de onda adequado para promover absorção seletiva; 2) potência do laser; 3) duração do pulso do laser; e 4) densidade de energia (fluência) [1, 25, 38]. No quadro 2 estão indicados os parâmetros essenciais para o sucesso da fototermólise seletiva e está indicado também que, para a radiação IPL, é necessário que um filtro seja

utilizado para limitar o comprimento de onda, com a finalidade de provocar o efeito a desejado no tecido biológico.

Quadro 2: Parâmetros necessários para o sucesso da fototermólise seletiva

Laser	IPL
$\lambda$	Filtro
Densidade de Energia	Densidade de Energia
Potência de Saída	Potência de Saída
Duração do Pulso do laser	Duração do Pulso do IPL

Segundo Clark (1998) a fototermólise seletiva auxiliou no desenvolvimento da maneira certa de transferência de energia para o tecido alvo, levando em conta o Tempo de Confinamento Térmico (TCT), o Tempo de Relaxamento Térmico (TRT), o tamanho geométrico e o formato do tecido [39]. O TCT é o tempo que o pulso de radiação permanece confinado ao tecido irradiado [39], e TRT é o tempo que o tecido leva para perder 50% do calor que lhe foi cedido pela energia [1]. Clark afirma também que o TRT pode ser calculado com base na forma e dimensão do tecido alvo e, de acordo com Nasrullah (2001), o sucesso da fototermólise é diretamente associado às propriedades ópticas dos tecidos irradiados [40]. O coeficiente de absorção dos tecidos é uma consideração importante para a fototermólise seletiva porque, se o tecido alvo e o tecido adjacente forem idênticos, a seletividade termocinética pode ter influência decisiva no processo da fototermólise seletiva, segundo afirmações de Eberhart e Orr (1995) [36, 41].

De acordo com Barcaui [42], para que ocorra o dano seletivo, o comprimento de onda deve ser o mais absorvido pelo cromóforo-alvo, a quantidade de energia deve ser tal que provoque alterações térmicas ao tecido, e o tempo de exposição deve ser menor que o TRT do alvo.

Há riscos de ocorrer algum efeito indesejado ao paciente se houver seleção indevida do comprimento de onda, pois a escolha do comprimento de onda do laser está associada ao objetivo terapêutico; quanto maior for o comprimento de onda, mais profunda é a penetração e vice-versa [31]. Da mesma forma, a transferência indevida e inadvertida de energia em forma de calor pode provocar danos ao tecido alvo e aos tecidos adjacentes. A densidade de energia e potência

selecionadas devem ser exatamente as mesmas que aquelas medidas na saída do equipamento. Os eventos decorrentes do uso do laser podem ser graves, porém, a ocorrência destes eventos pode ser evitada com a observância e aplicação correta das normas e recomendações de segurança [43].

O laser destrói aquecendo. Cada vez que a radiação do laser atinge o cromóforo, faz com que esse vibre. De 60 °C a 85 °C ocorre a coagulação, e acima de 85 °C ocorre a carbonização, o que provoca o cheiro de queimado.

Se em um determinado procedimento que utiliza EEM a laser ou IPL o tempo de exposição for baixo, pode não ocorrer o efeito desejado no tecido alvo. Porém, se a densidade de energia (fluência) e o tempo de exposição forem elevados, pode ocorrer queima do tecido alvo e dos tecidos adjacentes. Isto se deve ao fato de que o calor que circula no alvo é limitado durante o tempo de duração do pulso, o que faz com que a duração de pulso ideal tenha que ser menor ou igual ao TRT do tecido alvo. Desta forma, pulsos com duração maior que o tempo de relaxamento térmico do tecido alvo provocam uma difusão de calor nos tecidos adjacentes, o que pode causar efeitos não desejados. Os intervalos entre os pulsos podem variar e provocar um atraso, que é o responsável pelo resfriamento das células da epiderme e dos pequenos vasos [1; 21; 38; 44; 45].

A interação do laser com o tecido biológico, nas diversas áreas da medicina, ocorre através da destruição celular ou de substâncias orgânicas, provocando fotocoagulação, queimadura, liquefação ou vaporização.

Os cromóforos cutâneos são: água, melanina, hemoglobina e a oxihemoglobina. A hemoglobina e a oxihemoglobina estão contidas no sangue. Quando um cromóforo absorve radiação luminosa, ocorre geração de calor, destruindo o tecido que a absorveu. A luz absorvida é convertida em calor no alvo e rapidamente se dissipa, através de condução e irradiação nos tecidos adjacentes.

Alguns cromóforos absorvem melhor determinados comprimentos de onda, como exemplificado na Figura 5, constituída de um gráfico que indica a absorção de radiação (luz) de alguns dos cromóforos cutâneos (melanina, hemoglobina e oxihemoglobina) com relação ao comprimento de onda [46]. A melanina (encontrada na epiderme, no pêlo e no folículo piloso) tem um espectro de absorção largo, como mostrado na Figura 5. Na faixa do espectro apresentado na Figura 5 (300 nm a 700 nm), a água absorve muito pouca energia luminosa e, por isso, não está caracterizada no gráfico.

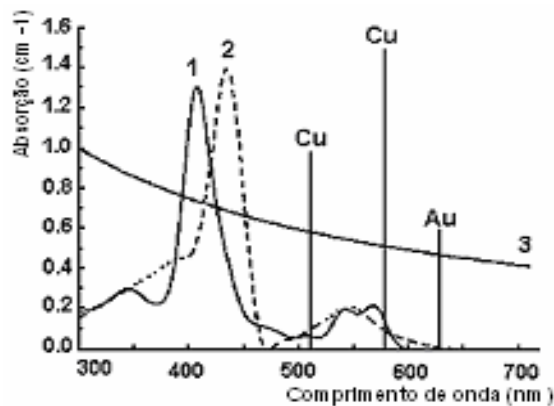


Figura 5 – Absorção de cromóforos cutâneos como a hemoglobina (1), oxihemoglobina (2) e melanina (3) [46].

Como cada cromóforo absorve os diversos comprimentos de onda de maneira diferente de outros cromóforos, o comprimento de onda é selecionado em função da patologia a ser tratada. Determinados comprimentos de onda podem não ser utilizados em certos tipos de tratamentos. Como exemplo, comprimentos de onda inferiores a  $\lambda = 400$  nm não devem ser empregados para terapias vasculares e dermatológicas, pois essa é uma região que se aproxima dos raios ultra-violetas (UV) e há risco de provocar câncer [46]. Os comprimentos de onda abaixo de 525 nm não são indicados para alguns tratamentos dermatológicos por serem comprimentos de onda curtos, pois têm curta penetração e são principalmente absorvidos pelas camadas mais superficiais da epiderme, podendo causar pigmentações indesejadas [36].

A porção UV do espectro é mais fortemente absorvida pela melanina e menos pela água. O amarelo e o verde também são bem absorvidos pela melanina e muito pouco pela água. Alguns comprimentos de onda dentro do espectro do verde e do amarelo são fortemente absorvidos pela hemoglobina e pela oxihemoglobina. A oxihemoglobina é o principal cromóforo dos vasos sanguíneos. A luz infra-vermelha (IV) é absorvida pela água, o que não acontece com a hemoglobina e com a melanina. A energia de laser de corante pulsado (“*flash-lamp pumped Dye laser* – FPDL,  $\lambda=585\text{nm}$ ) é absorvida pela hemoglobina e o mesmo ocorre com a energia do laser Neodimium-YAG (Nd:YAG) [1, 22, 24, 47].

A tabela 1 apresenta alguns tipos de laser utilizados em medicina e seus principais comprimentos de onda [16].

Tabela 1 – Principais comprimento de onda de alguns tipos de lasers utilizados na medicina [16]

TIPO DE LASER	COMPRIMENTO DE ONDA (nm)
<b>Rubi</b>	694,3
<b>Hélio-Neônio</b> He-Ne	632,8
<b>Dióxido de Carbono</b> CO2	10600
<b>Argônio</b> Ar	458 488 514
<b>Neodymium: YAG</b> Nd:YAG	1064
<b>Érbio-Yag</b> Er:YAG	2940
<b>Hólmio YAG</b> Ho:YAG	2100
<b>Excimer</b> ArF	193

Equipamentos a laser são utilizados para tratamento e diagnóstico em ciências biomédicas, permitindo, sobretudo em neurocirurgia, um avanço nessa especialidade. Alguns dos equipamentos oftalmológicos têm a finalidade de avaliar as possíveis alterações na camada de fibras nervosas da retina [60]. Em odontologia, equipamentos são utilizados para fins de diagnóstico e tratamento de cáries, clareamento etc. Na dermatologia, equipamentos a laser podem ser utilizados para uma série de tratamentos, incluindo rejuvenescimento, remoção de pêlos, de manchas, etc [49].

### 3.2.1. Laser e IPL na Dermatologia e Angiologia

#### A pele

A pele, que é o maior órgão do corpo humano, está disposta em camadas: epiderme, derme e hipoderme. A epiderme protege o corpo do meio exterior e é responsável pela impermeabilização e permite a regulação térmica. Nessa camada, se originam unhas e pêlos. A derme está associada à resistência e elasticidade, contendo fibras colágenas e elásticas, vasos sanguíneos e linfáticos, terminações nervosas, glândulas sudoríparas e sebáceas [37, 50].

A pele humana é classificada de acordo com o tipo [37, 51]; há diferenças significativas em termos de pigmentação (melanina). O quadro 3 apresenta uma classificação da pele humana de acordo com os tipos I a VI, segundo Fitzpatrick [37, 51, 52].

Quadro 3 – Classificação dos Tipos de Pele (Tradução exata das palavras escritas por Fitzpatrick para classificar os tipos de pele) [52]

CLASSIFICAÇÃO DA PELE	DESCRIÇÃO
TIPO I	Sempre queima, nunca bronzeia
TIPO II	Freqüentemente queima, bronzeia menos que a média (com dificuldade)
TIPO III	Às vezes leve queimadura, bronzeia na média
TIPO IV	Raramente queima, bronzeia mais do que a média (com facilidade)
TIPO V	Muito raramente queima e bronzeia com facilidade e profusamente
TIPO VI	Nunca queima e bronzeia Profusamente (pele não exposta é negra)

O folículo pilosebáceo, composto por pêlo e glândula sebácea, é um dos anexos da epiderme. O folículo piloso (Figura 6) possui uma estrutura muscular responsável pela ereção do pêlo [37]. Uma das partes do pêlo humano é o bulbo, situado na base do folículo piloso, onde se encontram os centros germinativos que produzem o pêlo. A redução permanente dos pêlos envolve a destruição das estruturas dos centros germinativos. Estudos indicam que duas regiões são responsáveis pela destruição dos centros germinativos: a papila (contém os nervos e o suprimento sanguíneo que nutre o pêlo) e a saliência (células especializadas capazes de regenerar todo o folículo) próxima ao músculo ereto do pêlo [53].



Figura 6 – Anatomia do Folículo Piloso [53]



## Efeito da Radiação Luminosa em Dermatologia e Angiologia

O laser na dermatologia constitui uma alternativa de tratamento para diversas patologias. As principais indicações do uso do laser para terapia em dermatologia são: lesões pigmentadas, lesões vasculares, cirurgia dermatológica (retirada de tumores benignos da pele), cicatrizes, quelóides, epilação (remoção de pêlos), "resurfacing" ("peeling" a laser), remoção de pigmentos exógenos (tatuagem), entre outros [54]. De acordo com manuais de operação de EEM a laser para fins dermatológicos, estes equipamentos não podem ser utilizados para aplicações invasivas.

Equipamentos dermatológicos a laser permitem o tratamento de pacientes com lesões vasculares, como as apresentadas na Figura 7 e na Figura 8, que mostram as situações antes e depois de seu emprego (utilizando a fototermólise seletiva) [44].

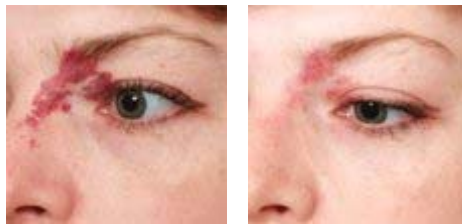


Figura 7 – Lesão vascular fotografada antes (a) e depois (b) de uma sessão de terapia com laser [44].



Figura 8 – Lesão vascular apresentada em dois tempos: antes (a) e depois (b) de uma sessão de terapia com laser [44].

A Figura 9 ilustra a idéia da radiação luminosa atingindo o tecido-alvo (epiderme e pêlo). O feixe de radiação luminosa é emitido ao tecido-alvo, que o absorve.

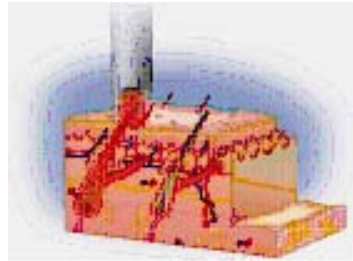


Figura 9 – Radiação luminosa atingindo o tecido alvo (epiderme e pêlo) [50]

As tatuagens são definitivas e produzidas por pigmentos exógenos introduzidos na pele [43], porém, a tinta de tatuagem pode ser destruída seletivamente (fototermólise seletiva). É necessária a escolha do comprimento de onda ideal, visando a absorção seletiva em cada cor de tinta.

Para a depilação definitiva, os lasers de pouca penetração - como o Rubi, o Alexandrite e o diodo - utilizam o pêlo como “para raio” para conduzir a energia até o folículo. A energia do laser atinge a superfície da pele e é transmitida através do pêlo às células germinativas (células que dão origem aos pêlos). O objetivo do tratamento não é queimar os pêlos e sim usá-los como "guia" (ou “para-raios”), para possibilitar o alcance às células germinativas [55]. Neste caso, o veículo (cromóforo) principal é a melanina, que “carrega” a energia até o bulbo capilar. O folículo piloso absorve mais luz que os tecidos adjacentes, provocando um aumento de temperatura (até atingir a coagulação), que danifica o folículo piloso e impede ou retarda o seu crescimento [55, 56]. O laser Nd: YAG tem penetração de até 5 mm e, nesse caso, o pêlo também pode servir de “para raio”, inclusive se a melanina do pêlo for atingida dentro da derme. A depilação ocorre, portanto, por condução da energia, utilizando a melanina e a hemoglobina como cromóforos [55, 56]. O resultado definitivo não é obtido em uma única sessão de depilação a laser. Nem todos os pêlos que recebem a energia conseguem transmiti-la às células germinativas. Assim, mesmo que a aplicação seja feita em toda a área, cerca de 25% desses pêlos desaparecerão definitivamente em uma sessão [55].

Patel inventou o laser de CO<sub>2</sub> em 1964 que, devido às suas propriedades de forte absorção pela água dos tecidos biológicos, é usado por dermatologistas e

cirurgias como bisturi laser ou no processo de fotoevaporação de lesões dérmicas [57]. O laser de CO<sub>2</sub> opera na porção invisível ao olho humano do espectro eletromagnético ( $\lambda=10600\text{nm}$ ) e, ao incidir na pele, provoca uma rápida vaporização da epiderme (100 °C) [1].

O colágeno (substância encontrada na pele) é encolhido entre as temperaturas de 60 °C e 70 °C [1]; através deste efeito se obtém o rejuvenescimento da pele. O *resurfacing* é uma técnica que consiste em vaporizar com o laser de CO<sub>2</sub> a camada mais superficial da pele, removendo rugas e as manchas. Ocorre, portanto, o rejuvenescimento da pele. A técnica também é utilizada no tratamento de cicatrizes causadas por acne [57].

Tanto o laser de CO<sub>2</sub> como o laser Erbium:YAG são usados para cortes de alta precisão [58]. No bisturi a laser, o feixe luminoso é dirigido para o tecido alvo e, devido ao calor, cauteriza imediatamente o corte, evitando hemorragia e infecção. O feixe laser é introduzido em um braço com vários dobramentos que permitem rodá-los em vários sentidos diferentes. Em cada um desses desdobramentos há um prisma que provoca o desvio do feixe do laser, para conduzi-lo à direção desejada. Esse tipo de bisturi (a laser) possui empunhadura com um sistema óptico que concentra a radiação do laser de maneira que aumenta sua intensidade e possibilita cortes extremamente finos [57].

As propriedades da radiação IPL permitem a seleção de parâmetros de tratamento (densidade de energia, comprimento de onda etc), nos diferentes tipos de pele. O IPL, por possuir vários comprimentos de onda, trata diversas patologias [46].

A Figura 10 ilustra etapas do tratamento de lesões pigmentadas na pele utilizando um EEM IPL. A radiação é emitida ao tecido biológico e absorvida pelo cromóforo. Na seqüência da Figura 10 é mostrado que, em pouco tempo, muitas vezes imediatamente após o tratamento, já houve diminuição da lesão. A Figura 11 mostra as etapas do tratamento de lesões vasculares através da utilização de um EEM IPL [12]. A radiação é emitida ao tecido biológico, no caso um vaso sanguíneo, e absorvida pelo cromóforo (hemoglobina). Na seqüência da Figura 11 é mostrado que, em pouco tempo, muitas vezes imediatamente após o tratamento, o resultado desejado foi obtido, devido à diminuição da lesão.

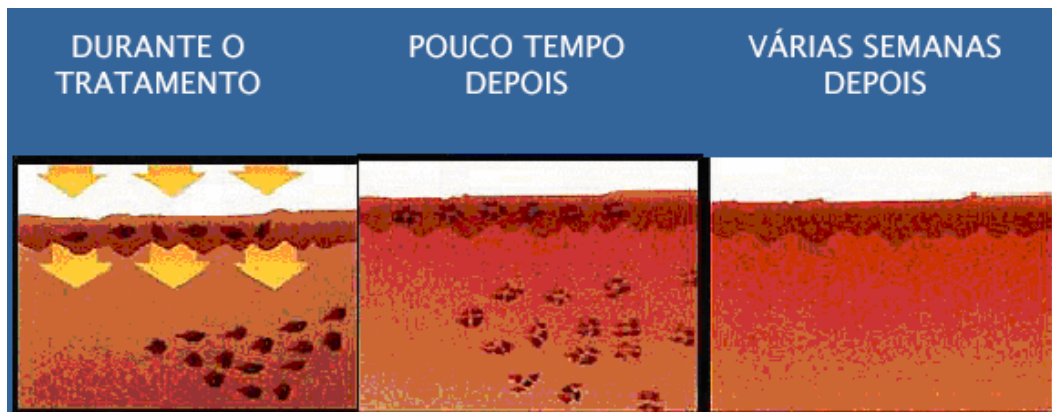


Figura 10 – Etapas do tratamento de lesões pigmentadas com IPL [12].

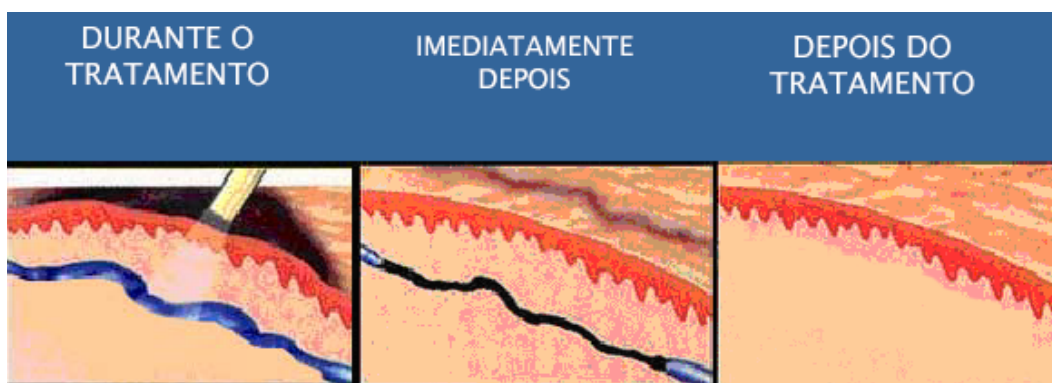


Figura 11 – Etapas do tratamento de lesões vasculares com IPL [12].

Como cada equipamento eletromédico tem suas próprias características com relação à programação; há diversas programações possíveis e as combinações englobam todos os tipos de pele e pêlo (pigmentação - melanina). A tabela 2 mostra alguns tipos de programação possíveis para equipamentos IPL.

Tabela 2 – Tabela de Programação do EEM IPL [59; 60;61;62;63].

PROGRAMA	TIPO DE PELE	TIPO DE PELE	DENSIDADE DE ENERGIA (FLUÊNCIA) (J/cm <sup>2</sup> )
1	Muito Escura	IV	11
2	Escura	IV	12
3	Escura Média	III	13
4	Média	III	14
5	Clara Média	II	15
6	Clara	II	16
7	Clara	II	17
8	Clara	I	18
9	Muito Clara	I	19
10	Muito Clara	I	20

11	Muito Clara	I	21
12	Muito Clara (Alta Potência)	I	22

Um dos equipamentos IPL que pode ser utilizado para remover tatuagem, permite, através de filtros, a seleção de muitos comprimentos de onda (515 nm, 550 nm, 570 nm, 590 nm, 615 nm, 645 nm, 695 nm e 755 nm), o que viabiliza o tratamento de tatuagens multicoloridas. Desta forma um único equipamento é utilizado para o tratamento [42].

Alguns dos equipamentos IPL utilizam a hemoglobina e a melanina como cromóforos para realizar depilação, sendo a melanina o cromóforo principal (“para-raios”) para esse efeito. Nestes equipamentos IPL, os pêlos são utilizados como “para-raios” ou “guias”, como mencionado anteriormente, que conduzem a energia aos folículos pilosos, danificando-os, como ocorre com a radiação do laser. A Figura 12 mostra as fases do tratamento de depilação [12; 50]: os pêlos recebem a radiação IPL e o cromóforo absorve a radiação. Na seqüência da Figura 12 é mostrado que determinada quantidade de pêlo foi eliminada após o tratamento (cerca de 25% dos pêlos desaparecem).

Outros EEM IPL utilizam a melanina e a hemoglobina como cromóforos, porém, nesses equipamentos, a hemoglobina é o cromóforo principal. A irrigação (alimentação) do bulbo capilar é destruída e, por isso, não há os “para-raios”. Este efeito é exclusivo ao IPL, uma vez que não é colimado como o laser e possui potências mais baixas, se comparadas às do laser utilizado para esse fim. As potências mais baixas permitem penetração mais profunda da energia, sem provocar efeitos indesejados aos tecidos [18; 59; 55; 60; 61; 62; 63].



Figura 12 – Fases do tratamento com IPL (depilação) [12].

A tabela 3 mostra os lasers usados em dermatologia e as suas utilizações típicas [16].

Tabela 3 – Tipos de laser utilizados em dermatologia [16].

Laser	Comprimento de Onda (nm)	Utilização Típicos
Alexandrita	755	Pigmentação dérmica epidérmica, Nevu de Ota, tatuagem (branca, azul, verde), depilação
Argônio Corante	488-630	Vascular
CO <sub>2</sub>	10600	Vaporização, ablação de cicatrizes
Vapor de cobre	512	Vascular, pigmento epidérmico.
Diodo	800-1000	Vascular, depilação
Érbium: YAG	2940	Cicatrizes
Krypton	520-568	Pigmento, vascular
Nd:YAG (dobrado)	532	Pigmentação, epidérmica, tatuagem vermelha
Corante pulsado	1064	Nervo Ota, tatuagem negra, depilação
Corante Amarelo	577-600	Vascular crianças e adultos.
Corante pulsado	510	Pigmento epidérmico, tatuagem, vermelha e verde
Rubi	694	Pigmentação dérmica e epidérmica, Nervo Ota, tatuagem branca, azul, verde, depilação

**Nota:** OC, onda contínua; OCC, onda quase contínua (pulsos rápidos de baixa energia); pulsado, pulsos de alta Energia.

### Exemplos de EEM a Laser e IPL Utilizados em Dermatologia e em Angiologia

#### Equipamentos a Laser

As Figuras 13 a 15 mostram alguns equipamentos a laser de uso em dermatologia e angiologia, juntamente com seus acessórios e partes móveis.

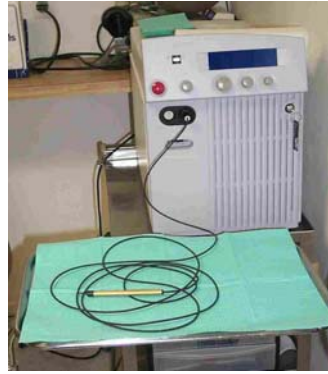


Figura 13 – Equipamentos a laser Nd:YAG utilizados em dermatologia [67]



Figura 14 – Equipamentos a laser Nd:YAG utilizados na medicina [61]



Figura 15 – Equipamento a laser Nd:YAG utilizado em dermatologia e angiologia [64].

Vários equipamentos possuem a fonte laser Nd:YAG, que emite um radiação infra-vermelha (IV) e uma fonte laser Hélio Neônio (HeNe), capaz de emitir uma radiação vermelha na porção visível do espectro [66]. O feixe de

radiação do HeNe é coaxial com o feixe de radiação emitido pelo Nd:YAG, e é utilizado como uma mira que define o ponto onde o laser Nd:YAG irá atuar. Esses equipamentos apresentam um painel de cristal líquido (Liquid Cristal Display - LCD), onde aparecem parâmetros (comprimento de onda, modo e duração do pulso, largura de pulso, densidade de energia (fluência), tempo entre pulsos etc.) que se associam a uma programação e são selecionados pelo médico. O painel LCD também transmite avisos de advertência para prevenir procedimentos incorretos. Os equipamentos têm sensores que tornam possível a detecção de falhas e, ao detectá-las, o sistema é imediatamente direcionado a um modo de segurança que consiste em fechar o obturador mecânico, desligar a fonte de energia do Nd:YAG e desativar o acionador de emissão do laser [65]. A unidade móvel (*handpiece*) desses EEM é conectada à unidade de controle através de cabos e contém lentes que não fazem contato físico com a pele, devido aos espaçadores e conectores [66]. As Figuras 16 e 17 apresentam uma unidade móvel (com conectores e espaçadores).

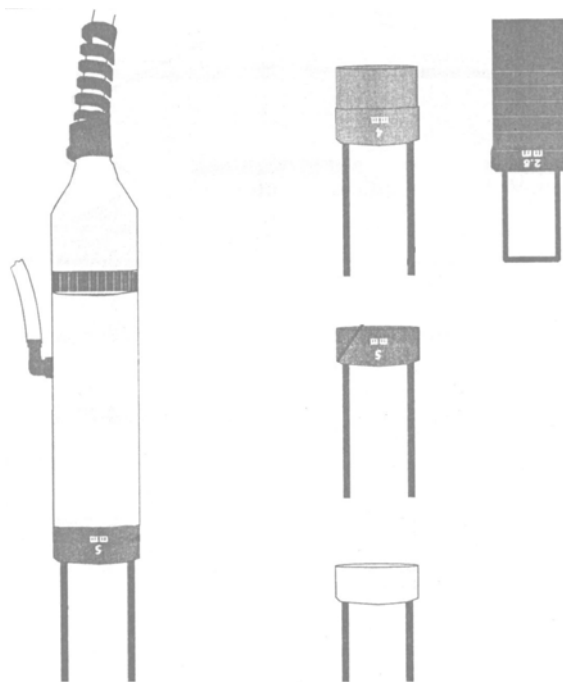


Figura 16 – Unidade móvel de um EEM a laser (*handpiece*) com os espaçadores [66].



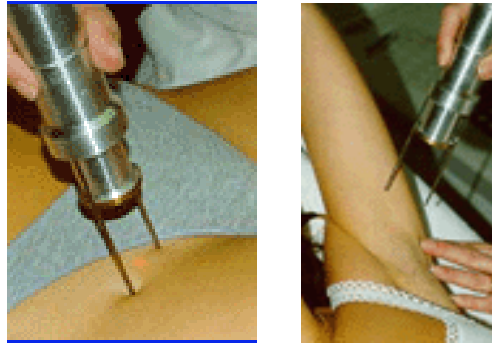


Figura 17 – Espaçadores de um equipamento a laser [53].

A duração do pulso, como mencionado em 3.2, é o tempo que o tecido fica exposto à radiação do laser e a duração ótima deste pulso depende do tipo de laser e do tecido alvo. A potência laser de saída selecionada é escolhida de acordo com tipo de pele do paciente, cuja classificação é apresentada na tabela 4 [1; 61; 66]. Antes de ser iniciado um procedimento com o equipamento laser, deve-se observar as condições de segurança que consistem em utilizar óculos adequados, estabelecer uma forma de informar que a entrada está proibida durante o procedimento, manter o ambiente indevassável, verificar as condições operacionais, executar procedimentos de manutenção preventiva, entre outras. É necessário certificar-se de que os óculos protetores sejam específicos para a faixa do espectro em que se encontra o comprimento de onda do laser utilizado [61; 66].

### Equipamentos IPL

Alguns equipamentos IPL utilizam pulsos discretos, que alcançam desde um único pulso até múltiplos pulsos (acima de cinco) e são separados por intervalos variáveis de tempo. Outros utilizam pulsos como trens de micropulsos para que o efeito biológico ocorra [50; 59; 60; 61; 62; 63].

Como mencionado no capítulo 2, o IPL é uma fonte de luz de alta intensidade que emite luz policromática, não coerente e inserida em um amplo espectro de comprimento de onda. O filamento da lâmpada de Xenônio se aquece devido à corrente elétrica que o atravessa – efeito Joule [2, 15]. As lâmpadas de Xenônio (*flashlamps*) dos equipamentos IPL são alimentadas por um banco de capacitores. A luz emitida se dirige à superfície da pele através de uma espécie de “guia de onda”, também chamado de “cristal”, confeccionado por tipos diferentes de materiais (quartz ou safira). Nos equipamentos IPL são encontrados filtros

entre a fonte luminosa e o cristal, que têm a finalidade de definir o espectro de emissão que atingirá o tecido. O bom desempenho do equipamento IPL está relacionado à qualidade da lâmpada (*flashlamp*) e, principalmente, à qualidade e tecnologia dos filtros utilizados [50; 59; 60; 61; 62; 63].

O espectro de emissão de radiação das fontes de IPL sem filtro alcança os limites de 300 nm a 1500 nm, aproximadamente. Para as aplicações na medicina, os filtros são utilizados com o intuito de limitar as porções espectrais, a fim de evitar os comprimentos de onda indesejados. Nos tratamentos que são utilizados EEM IPL, o comprimento de onda e a profundidade de penetração da energia são dados importantes para a obtenção do efeito desejado. Como mencionado anteriormente, a escolha do comprimento de onda, no caso de equipamentos a laser, está diretamente associada ao objetivo terapêutico. Da mesma forma, a escolha do filtro para os EEM IPL associa-se ao tratamento desejado; quanto maior for o comprimento de onda, mais profunda é a penetração e vice-versa [46].

Com o auxílio de filtros *cut-off*, que limitam a banda do espectro luminoso, apenas o comprimento de onda desejado irá atingir o tecido alvo. Radiações abaixo de 525 nm possuem comprimentos de onda pequenos e têm curta penetração, como mencionado anteriormente, assim, são principalmente absorvidos pelas camadas mais superficiais da epiderme, podendo causar pigmentações indesejadas, por isso essas radiações são ceifadas; o filtro é um dos fatores que diferenciam o equipamento a radiação IPL do equipamento a laser [36].

Equipamentos IPL podem ser fabricados com os filtros absorvedores (a energia no espectro bloqueado é convertida em calor), com filtros dielétricos (a energia no espectro bloqueado é simplesmente refletida), ou com filtros fluorescentes, cujo nome comercial é MBC (convertem os comprimentos de onda não utilizados ou nocivos em comprimentos de onda utilizáveis e não-nocivos). Muitos EEM IPL utilizam filtros dielétricos [59; 60; 61; 62; 63].

A tabela 4 mostra um exemplo das opções de filtros disponíveis utilizadas para um dos EEM IPL. Alguns tipos de equipamentos IPL apresentam apenas um filtro (*cut off*) limitando a banda do espectro luminoso; nestes equipamentos, a programação necessária ao tratamento é feita através da seleção da potência e da densidade de energia (fluência) [59; 60; 61; 62; 63].

A distribuição de intensidade de energia luminosa (relação entre intensidade luminosa e comprimento de onda) depende da densidade de corrente elétrica da lâmpada e a potência está relacionada à corrente elétrica [59; 60; 61; 62; 63].

$$P = RI^2 \quad (4)$$

ou

$$P = VI \quad (5)$$

onde:

P é a potência em Watt (W);

V é a tensão em Volt (V);

I é a corrente em Ampère (A)

Energia (J) = Potência de Pico (W) x Duração do Pulso (t)

Tabela 4 – Filtros utilizados em um EEM IPL [63].

<b>FILTRO</b> <i>Cut-off 640nm–1200nm</i>	<b>APLICAÇÃO</b>	<b>ESPECTRO</b>
390	ACNE	AZUL
520	MANCHAS DE PELE	AMARELO
590	VASOS SANGUÍNEOS	LARANJA
640	PÊLOS	VERMELHO

O gráfico da Figura 18 ilustra a relação entre a porcentagem de transmissão de radiação e comprimento de onda, quando é utilizado o filtro cut-off (640 nm – 1200 nm) [12].

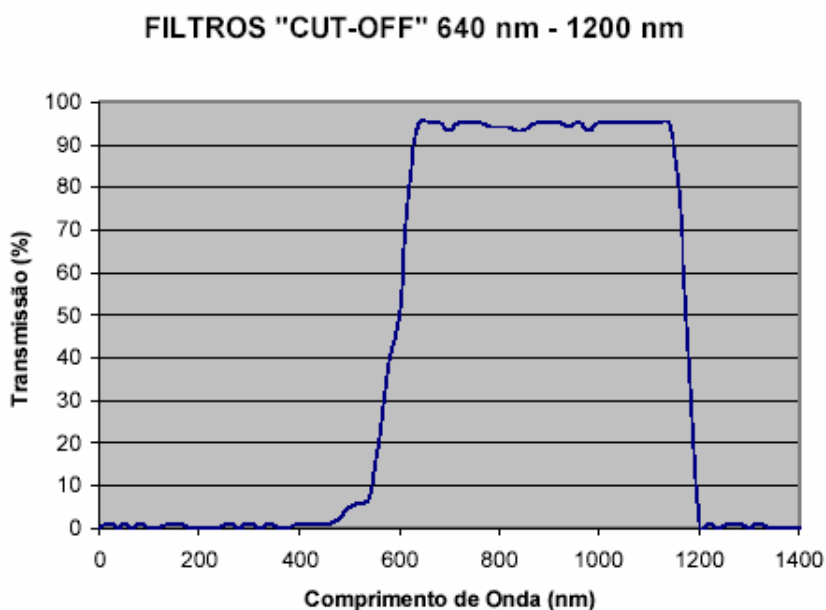


Figura 18 – Transmissão de radiação X Comprimento de onda. [12].

Os EEM IPL possuem programações que estão relacionadas ao tipo de pele do paciente e ao tratamento indicado.

A Figura 19 ilustra o procedimento de depilação utilizando um equipamento à radiação IPL [50].



Figura 19 – Procedimento de depilação com IPL [50].

O funcionamento de um dos equipamentos IPL, consiste no acionamento de um pedal ou manípulo que ativa o equipamento IPL a cada intervalo de tempo de 3s a 4s. Deve ser feita a programação adequada ao tratamento e ao tipo de pele do paciente. Um eletrodo manual é encostado na pele e a luz pulsada é emitida pressionando e mantendo pressionado um pedal, ou o manípulo, que aciona o IPL, dando início à transmissão de radiação luminosa do equipamento ao tecido. O pedal ou manípulo é então aliviado e o eletrodo posicionado em outra região do tecido, para dar continuidade ao tratamento [59; 60; 61; 62]. A Figura 20 mostra um exemplo de equipamento IPL.



Figura 20 – Exemplo de Equipamento IPL [59].

Em alguns equipamentos IPL, há a necessidade de se utilizar um gel (Carbopol – carboxi metil celulose) aplicado sobre a superfície da pele com a finalidade de resfriar e umedecer a pele durante os pulsos, evitando danos térmicos e proporcionando melhor contato entre a pele e o guia de onda (ou Cristal) IPL. Em outros tipos de equipamentos IPL não existe necessidade do gel,

porém é necessário a utilização de gelo ou qualquer outro meio que resfrie a pele [59; 60; 61; 62; 63]. É importante observar que as peles escuras não devem sofrer ação de pulsos sobrepostos, podendo causar superaquecimento da superfície da pele e, conseqüentemente, queimadura. Em qualquer tipo de pele, não devem ser administrados pulsos repetidos na mesma região sem que haja intervalos de tempo adequados; é necessário também, respeitar intervalos entre tratamentos. Os resultados do tratamento dependem do tipo de pele, de sua sensibilidade e fisiologia, da idade, do sexo, das condições de saúde e outros elementos característicos de cada indivíduo, bem como dos parâmetros do equipamento (potência, fluência, filtro, duração de pulso, intervalo entre pulsos etc), como mencionado anteriormente [59].

É necessário haver um pré-tratamento na pele e manter cuidados determinados; é obrigatório o uso de óculos de proteção adequados, tanto pelo paciente como pelo operador. Diferentemente dos óculos de proteção para equipamentos laser, há apenas um tipo de óculos protetores para equipamentos IPL, uma vez que se trata de uma banda de comprimentos de onda, e não um único comprimento de onda.

### **3.2. 2. Laser na Oftalmologia**

#### **O Olho Humano**

A córnea, o cristalino, a retina, a pupila etc, fazem parte da estrutura do olho humano. A córnea é a parte frontal do olho, onde se pode observar o “branco do olho” e a íris. A córnea é transparente e esférica (condição normal). O cristalino é uma lente que focaliza a luz que entra no olho, formando imagens na retina [68]. Em geral, as imagens dos objetos que são olhados diretamente formam-se na retina, na linha que passa pela pupila e pelo centro do cristalino, que é o eixo do globo ocular. [69].

Os defeitos mais comuns da visão humana são: a miopia, a hipermetropia e o astigmatismo. A miopia faz com que não seja possível ver objetos distantes com nitidez; a hipermetropia não permite ver objetos próximos com nitidez; e no astigmatismo, as imagens na retina ficam fora de foco em uma determinada direção [68].

## Efeitos da Radiação Luminosa em Oftalmologia

O corpo humano contém 80% de água, assim os tecidos absorvem instantaneamente a radiação do laser de CO<sub>2</sub>, o que acarreta menor dano aos tecidos adjacentes. A radiação do laser de CO<sub>2</sub> necessita apenas de 0,03 mm de água para absorver aproximadamente 90% de sua radiação. O feixe de luz do laser de CO<sub>2</sub> é absorvido numa proporção direta ao conteúdo de água no tecido, independente da coloração do tecido [27].

O laser de CO<sub>2</sub> provoca o efeito da vaporização, que é obtido através da transferência de energia do feixe luminoso para a água dos tecidos. A temperatura eleva-se acima de seu ponto de ebulição, o que provoca a destruição das proteínas celulares, o aumento da pressão intracelular e a explosão das células. Ocorre liberação de vapor d'água e de detritos, que são carbonizados devido à ação contínua do laser. A vaporização pode ser usada para o corte cirúrgico. A água no tecido adjacente, ao impacto do laser de CO<sub>2</sub>, age como isolante da lesão [27].

A evaporação dos tecidos durante o ato cirúrgico irá depender dos diferentes tipos de laser. O tecido biológico pode responder à ação da radiação do laser através de reflexão, transmissão, difusão e absorção. O efeito da luz do laser sobre o tecido ocorre através da absorção e conversão da radiação em calor. O aquecimento pode resultar em coagulação, carbonização ou vaporização [27]. Um dos riscos a ser considerado em oftalmologia é a queimadura e cegueira, que o laser de Nd:YAG pode provocar ao penetrar no olho. Já o laser de Argônio e o laser de CO<sub>2</sub>, que são absorvidos pela água dos tecidos, podem provocar lesão na córnea [43].

Em cirurgias oftalmológicas, vários comprimentos de onda de laser são utilizados (dependendo do tratamento), pois cada tipo de célula (diferentes cromóforos) absorve um determinado comprimento de onda. Nas cirurgias oculares do deslocamento de retina, o laser de Rubi - cujo feixe dirige-se para o interior do olho, passando através da pupila sem comprometer e danificar a íris - é utilizado na fotocoagulação dos vasos sangüíneos para tratar tumores, cataratas, glaucomas e úlceras na córnea. As cirurgias feitas com o laser de Argônio, laser de Criptônio e laser Nd:YAG são realizadas através de microscópio; o feixe laser é levado através de fibras ópticas para o microscópio. Costuma-se incluir um filtro no microscópio, com a finalidade de proteger o médico contra qualquer

reflexão do feixe laser, proveniente dos próprios olhos do paciente. Os EEM a laser, destinados a cirurgias oculares, têm uma proteção contra riscos que faz com que o laser se desligue automaticamente se ocorrerem variações de intensidade luminosa não especificada pelo médico [57].

As técnicas PRK (*Photorefractive Keratectomy*) e LASIK (*Laser In Situ Keratomileusis*) são exemplos de tratamentos que utilizam o laser excimer, criado em 1970, quando ainda não era utilizado na área da saúde e sim na informática e na indústria alimentícia. O excimer laser não produz calor e, quando utilizado em oftalmologia, vaporiza a córnea permitindo o tratamento [70].

A cirurgia que utiliza a técnica PRK (técnica utilizada antes do LASIK) caracteriza-se por realizar um aplanamento da região central da córnea, removendo precisamente as camadas dessa região (epitélio), como mostra a Figura 21. Esse procedimento tem duração de, aproximadamente, 20 s a 50 s e é indolor. O epitélio é removido da área de tratamento e a radiação do laser é irradiada ao tecido-alvo. Após o tratamento, o epitélio corneano cresce novamente sobre a área onde o laser foi aplicado e a córnea, com a nova curvatura, é capaz de focar a imagem na retina. Nessa técnica há aplicação direta da radiação do laser sobre o tecido corneano superficial. PRK é a abreviação do termo inglês “photorefractive keratectomy” [70].

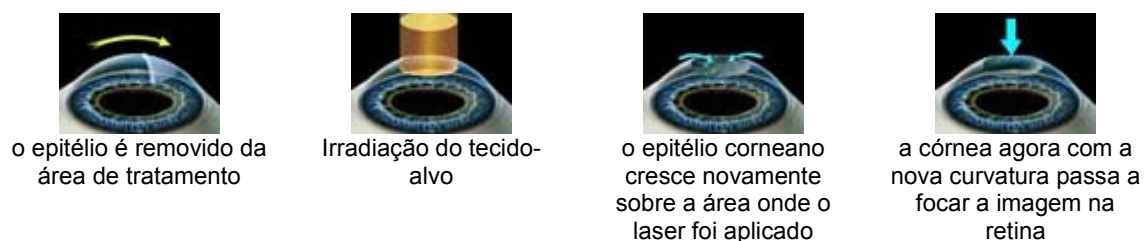


Figura 21 – Procedimento oftalmológico com PRK [71].

A técnica do LASIK, mostrada na Figura 22 consiste no uso de um instrumento de corte (microcerátomo), utilizado para cortar as camadas (mais anteriores) da córnea. A camada cortada assemelha-se a uma “fatia” (“lamela” ou “flap”) que é quase totalmente removida, sendo apenas um dos lados desta “fatia” preso à córnea. O excimer laser é aplicado remodelando a forma da córnea e, na seqüência, a “lamela” (ou “fatia”) é recolocada de volta ao lugar [70].

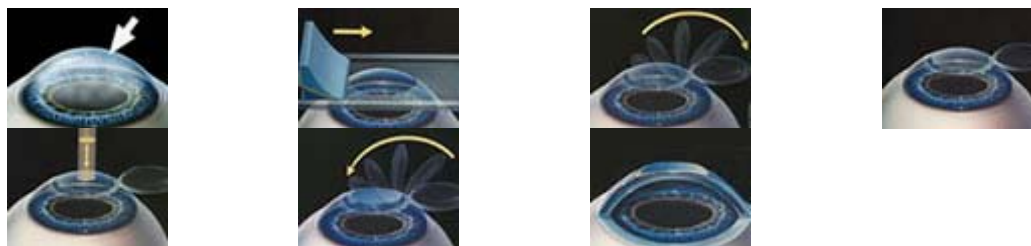


Figura 22 – Procedimento oftalmológico com LASIK [71].

Os tipos de laser utilizados em oftalmologia são: gás argônio (luz azul – verde); gás criptônio [72].

O laser é utilizado de duas maneiras para tratar as doenças oculares: laser térmico e laser fotodisruptivo.

1) laser térmico: a luz é convertida em calor ao chegar ao olho; o calor serve para selar os vasos sanguíneos, destruir o tecido anormal e fazer a “ligação” entre a retina e o fundo do olho [72];

2) laser fotodisruptivo: a radiação do laser “corta” o tecido; o feixe de luz serve para cortar membranas finas dentro do olho que obstruem a visão e para mudar a forma da superfície do olho [73].

A tabela 5 mostra os tipos de laser utilizados em oftalmologia e suas aplicações.

Tabela 5 – Tipos de laser utilizados em oftalmologia [73].

Laser	Comprimento de Onda (nm)	Utilizações Típicas
Argônio, Corante	488 -630	Retinopatia
CO <sub>2</sub>	10600	Glaucoma
Érbium: YAG	2940	Ablação das lentes
Nd: YAG	532	Glaucoma refratário Ciclotocoagulação
Excimer	193 248 308	Trata miopia e astigmatismo mudando a curvatura da superfície da córnea. Ablação das lentes
Rubi	694	Cirurgias oculares do deslocamento de retina. Utilizado na fotocoagulação dos vasos sanguíneos para tratar tumores, cataratas, glaucomas e úlceras na córnea.
Diodo	620 a 1500	Glaucoma refratário Ciclotocoagulação
Exímero ArF	193	Trata miopia e astigmatismo mudando a curvatura da superfície da córnea. Ablação das lentes



## Exemplos de Equipamentos de Uso Oftalmológico

Os EEM a laser destinados para uso oftalmológico (laser de Rubi, Nd:YAG, Argônio e Criptônio) necessitam de um guia luminoso que seja capaz de fornecer indicação do tecido alvo. Os equipamentos eletromédicos para uso oftalmológico utilizando laser de Argônio ou laser de Criptônio possuem filtros atenuadores para que o próprio feixe laser sirva de guia [57]. Nesses EEM a laser (uso oftalmológico) a duração, a potência e o tamanho do feixe de luz podem ser selecionados pelo operador, dependendo do tratamento e da região do olho a ser tratada [74].

Um exemplo de equipamento eletromédico a laser excimer (*excited dimer*), utilizado em oftalmologia é mostrado na Figura 23 [75].



Figura 23 – EEM a laser excimer utilizado no tratamento de miopia, astigmatismo e hipermetropia [75].

O laser Nd:YAG de frequência dobrada e o laser de argônio são utilizados para realizarem fotocoagulação quando suas radiações são direcionadas à retina. A energia luminosa é transformada em energia térmica e adota a função de coagulação. A Figura 24 ilustra o procedimento com o laser Nd:YAG de frequência dobrada no tratamento da retina [75]: um feixe de radiação do laser é direcionado à retina e absorvido, pois a retina é um tecido pigmentado capaz de absorver melhor a radiação do laser Nd:YAG de frequência dobrada que os tecidos adjacentes (Figura 24) [75].



Figura 24 – Utilização do laser de Nd:YAG e do laser de argônio em oftalmologia [75].

O laser Nd:YAG é utilizado em oftalmologia em pacientes portadores de catarata secundária que já tenham sido operados de catarata primária, e em pacientes portadores de glaucoma [75].

### 3.2.3.

#### Laser na Cardiologia

##### O Coração Humano

O coração é um músculo. O sangue transporta nutrientes e oxigênio para todo o corpo e retira os resíduos do corpo. Esse sangue é bombeado pelo coração e vai primeiramente para os pulmões, onde recebe oxigênio e elimina o gás carbônico, e, na seqüência, volta para o coração. O sangue entra no coração pelo átrio esquerdo, desce para o ventrículo esquerdo e caminha para o cérebro (e todos os outros órgãos) através da aorta.

As artérias levam o sangue que sai do coração; as veias trazem o sangue de volta para o coração. Quando o sangue retorna, entra no átrio direito, passa pela válvula tricúspide e vai em direção ao ventrículo direito, que o bombeia para os pulmões (onde recebe oxigênio) [76].

##### Efeito da Radiação Luminosa em Cardiologia

O mecanismo de ação do Excimer laser sobre uma placa aterosclerótica é a vaporização, que provoca intenso aquecimento no tecido alvo. A energia é conduzida por um catéter com múltiplas fibras ópticas (de 12 a 300) [77]. O Excimer laser é empregado na desobstrução de vasos sanguíneos, no interior do coração, através de fibras ópticas; a fibra é acoplada a um monitor de TV, para ser visualizado o tecido alvo [57].

A tabela 6 mostra os tipos de laser utilizados em cardiologia e suas aplicações.

Tabela 6 – Tipos de laser utilizados em cardiologia [57].

Laser	Comprimento de Onda (nm)	Utilizações Típicas
Excimer	193 248 308	Angioplastia
CO <sub>2</sub>	10600	Doença coronária aterosclerótica

## **Exemplo de Equipamentos de Uso em Cardiologia**

Em cardiologia os EEM a laser (Excimer) podem ser utilizados para realização da angioplastia em pacientes com uma ou mais artérias coronárias estreitadas pela presença de placa aterosclerótica.

Equipamentos a laser de CO<sub>2</sub> de alta potência (850 watts) são utilizados para formar “túneis” transmiocárdicos [78]. A Revascularização Transmiocárdica a Laser (RTML) de CO<sub>2</sub> para tratamento de pacientes com angina intensa utiliza a potência equivalente a 800 W e a energia de pulso varia de 20 J a 30 J [79].

É necessário certificar-se de que os óculos protetores sejam específicos para a faixa do espectro em que se encontra o comprimento de onda do laser ora utilizado pelo cardiologista [61; 66].

### **3.2.4.**

## **Laser na Otorrinolaringologia**

### **Garganta, Ouvido e Nariz**

A garganta é a parte do pescoço anterior à coluna vertebral. Ela é formada pela faringe (canal entre os aparelhos digestivo e respiratório, onde ocorre a deglutição) e laringe (órgão fibromuscular, situado entre a traquéia e a base da língua) [80; 81].

O ouvido humano é dividido em três partes: ouvido externo (orelha), ouvido médio e ouvido interno; a cavidade nasal contém os órgãos do sentido do olfato [80; 81].

### **Efeito da Radiação Luminosa em Otorrinolaringologia**

Na área de otorrinolaringologia são utilizados os lasers de Argônio, CO<sub>2</sub> e Nd:YAG. O comprimento de onda do CO<sub>2</sub> é bem absorvido pela água (esse laser encontra grande aplicação em tecido biológicos contendo cerca de 85% de água) e o laser de Argônio é melhor absorvido pelo vermelho (hemoglobina e melanina). Devido a essas características, o laser de CO<sub>2</sub> é usado na vaporização de tecidos. A radiação do laser vaporiza os tecidos em excesso na garganta, por exemplo, sem queimaduras, removendo camada por camada dos tecidos. O laser de

Argônio é utilizado como fotocoagulador; o laser Nd:YAG pode ser utilizado em variadas aplicações [83].

### Exemplo de Equipamentos de Uso em Otorrinolaringologia

Nos EEM a laser de CO<sub>2</sub> e laser de Argônio, destinados ao uso em otorrinolaringologia, as operações são realizadas com o auxílio de microscópios. O laser no campo de otorrinolaringologia é utilizado nas cordas vocais, onde é possível vaporizar tumores; em microcirurgias da laringe (laser de CO<sub>2</sub>); nas hemorragias internas; e através de um broncoscópio (instrumento para examinar o interior dos brônquios) que torna possível a operação de lesões nos pulmões, bem como desobstruir as vias respiratórias etc [57; 84; 85].

#### 3.2.5. Laser na Odontologia

##### O Dente Humano

Dente é uma estrutura dura, saliente e esbranquiçada conforme o esquema apresentado na Figura 25. No esquema do dente da Figura 25 são apresentados: 1- Esmalte, 2- Dentina, 3-Polpa, 4-Gengiva, 5-Cemento, 6-tecido ósseo, 7-vaso sanguíneo, 8-nervo. As principais doenças que acometem os dentes são a cárie (doença infecto-contagiosa), a periodontite e a fluorose [86, 87].

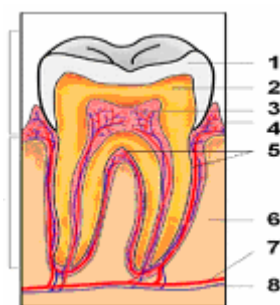


Figura 25 – Esquema do dente humano [86].

O esmalte é uma substância que em seu estado líquido pode ser aplicada a uma superfície e quando solidificada dá origem a uma camada dura e brilhante [86].

A dentina é uma camada situada logo abaixo do esmalte [85]. Gengiva é o tecido epitelial que reveste o osso alveolar (suporte ósseo dos dentes) constituindo

parte da mucosa bucal) [88]. A camada que cobre a raiz do dente, parte do dente que se encaixa no osso alveolar é o cimento [89].

### **Efeito da Radiação Luminosa nos Dentes**

A área da odontologia passou a utilizar equipamentos a laser em 1990. Em tecidos mineralizados e polidos, como o esmalte do dente, a reflexão da luz é muito forte e quanto menor o ângulo formado entre o raio incidente e a superfície irradiada, maior será a reflexão (é mínima quando o ângulo é de 90°). A luz do laser não absorvida é utilizada com fins diagnósticos (Rigau i Mas, 1998) [87].

O laser Er:YAG produz uma ablação com eliminação de tecido duro (esmalte e dentina) sem aquecer os tecidos adjacentes, pois a energia laser é aplicada com pulsos curtos, na ordem de milisegundos, e é absorvida pela água do tecido superficial, aquecendo-a até que ela alcance sua temperatura de vaporização. O vapor de água aumenta a pressão no sítio cirúrgico até ocorrer uma micro-explosão e, assim, uma pequena parte do tecido é ablacionado. Ocorre a eliminação de tecido duro sem aquecimento dos tecidos adjacentes, uma vez que não precisa atingir temperatura de fusão tecidual [90; 91].

Lasers de diodo de baixa potência (não cirúrgicos) com comprimento de onda na faixa de 635 nm a 850 nm são utilizados no tratamento clínico odontológico por ter ação analgésica, antiinflamatória e bioestimulante, o que contribui para a regeneração dos tecidos [92].

Lasers de alta potência, como o de hólmio, são capazes de tornar mais rápido o tratamento e a recuperação do paciente, com menos traumas e dores [93]. Se a radiação do laser for utilizada como uma broca, as perfurações nos dentes são tais que não ocorrem carbonização ou trincamento da dentina [93].

Devido aos fatores que determinam o efeito tecidual inicial da radiação do laser (comprimento de onda, a potência, e a forma de onda e propriedades ópticas do tecido), há a necessidade do estabelecimento de parâmetros próprios para a utilização da radiação do laser CO<sub>2</sub> na cirurgia parendodôntica, aproveitando suas propriedades seladoras de canalículos dentinários com o menor dano tecidual possível.

A radiação do laser de CO<sub>2</sub> promove uma volatilização e posterior fusão dos tecidos dentários, levando ao fechamento dos canalículos dentinários, além de

esterilizar a área que absorve a radiação, auxiliando a reparação apical por seus efeitos bioestimuladores [94]. Na utilização do laser CO<sub>2</sub> (10600 nm pulsado) em esterilização de dentina infectada, há a necessidade de utilização de brocas convencionais, para abertura inicial de uma cavidade. A ação do laser CO<sub>2</sub> promove esterilização e aumento da resistência da dentina, o que permite preservação da estrutura dental [87].

### **Exemplo de Equipamentos de Uso em Odontologia**

Equipamentos a laser de baixa potência são utilizados na área da odontologia para tratamento de aftas e herpes labiais, incisões ou remoções de tumores e lesões, vaporização de tecidos em tratamentos gengivais, além de auxiliarem em outros procedimentos, como tratamento de canal etc [85].

O equipamento a laser diodo com comprimento de onda igual a 655 nm, um dos equipamentos utilizados em odontologia (Figura 26), é utilizado para a detecção de cárie oclusal. Sua aplicação clínica permite que medidas preventivas possam ser iniciadas no tempo devido evitando a progressão da cárie e a conseqüente necessidade de métodos restauradores invasivos. Esse equipamento laser de uso odontológico (diagnóstico) mede a quantidade de luz fluorescente irradiada dos defeitos (desmineralização) do dente, como resultado da excitação por um laser diodo de 655 nm [87].

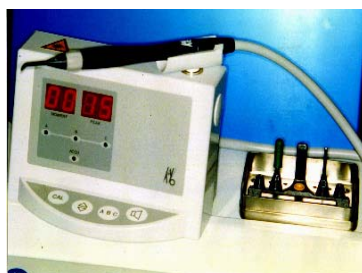


Figura 26 – Equipamento a laser diodo (655 nm) de uso odontológico [87].

Como mencionado anteriormente nesse capítulo, é necessário garantir que os óculos protetores sejam adequados à faixa do espectro em que se encontra o comprimento de onda do laser a ser utilizado [61; 66].

Conforme descrito mais adiante, no capítulo 4, os equipamentos eletromédicos, incluindo equipamentos a laser, utilizados na área da saúde, devem apresentar conformidade a normas nacionais para garantia de segurança tanto para o operador quanto para o paciente [66].