

## 4 APLICAÇÃO DE LASERS NA MEDICINA

### 4.1. PRINCÍPIOS FÍSICOS DO FUNCIONAMENTO DOS LASERS

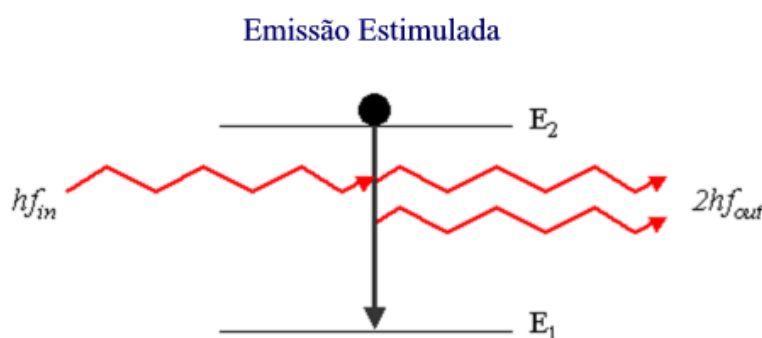
Como se sabe, a sigla LASER é composta das iniciais de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* e que corresponde, como o próprio nome indica, à emissão de luz muito intensa devido à emissão de radiação estimulada.

Como é do conhecimento geral, os modelos atômicos e moleculares actualmente em vigor, consideram estados quantizados de energia que correspondem a energias bem definidas, sendo os estados de menor energia primeiramente preenchidos. Assim, numa população molecular, a maioria das moléculas encontram-se no estado fundamental, enquanto que apenas uma pequena percentagem se encontra em estados excitados devido à agitação térmica.

De facto, na construção de um laser, é necessário haver uma inversão de população, ou seja, tem que existir um mecanismo que *bombeie* electrões que se encontram no estado fundamental para um estado excitado, fornecendo-lhes energia. As duas formas de fornecimento de energia são a óptica e através de descargas ou correntes eléctricas (alguns lasers utilizam formas de fornecimento de energia química ou nuclear, mas estes não são utilizados em medicina).

Como se sabe, a passagem de um nível de energia menor para um nível de energia mais elevada, ocorre através de absorção de energia, enquanto que o contrário ocorre com libertação de energia.

É, no entanto, de referir que existem dois mecanismos de passagem de um nível de energia mais alta para um nível de energia mais baixa: por emissão espontânea (quando o processo ocorre sem interferência exterior) ou por emissão estimulada (quando o processo ocorre devido à passagem de um fóton de energia igual à diferença de energias entre os níveis - ver figura 4.1). Este último caso apresenta a particularidade de o fóton libertado possuir exactamente a mesma frequência e fase do fóton responsável pelo estímulo, o que significa que ambos são coerentes e a sua soma amplifica a intensidade da luz. Sabendo que os lasers utilizam este mecanismo de libertação de luz, facilmente se compreende de que forma a luz laser é tão monocromática e pode ser tão intensa.



*Fig. 4.1* – Esquema que representa o mecanismo de emissão estimulada;  $hf_{in}$  é a energia do fóton que estimula a emissão, enquanto que  $2hf_{out}$  é a energia dos dois fótons resultantes (o que estimula a emissão e o resultante da emissão).

Adapt. de: [http://www.jyi.org/volumes/volume3/issue3/images/peterson\\_laser2.gif](http://www.jyi.org/volumes/volume3/issue3/images/peterson_laser2.gif) (em Dezembro de 2006).

O fenómeno da emissão estimulada é tanto mais eficiente quanto mais povoado estiver o nível de energia mais elevado. É por este motivo que nos lasers é criado um mecanismo através do qual existe inversão da população, ou seja, o nível de energia mais elevado fica mais povoado do que o estado fundamental. A forma mais simples de o fazer é fornecer energia às moléculas de modo a colocá-las num nível de energia elevado.

Na verdade, os meios de que os lasers são constituídos podem apresentar vários níveis de energia. Observe-se, por exemplo, os dois sistemas representados na figura 4.2. No primeiro existem três níveis de energia: um nível de energia mais baixo ( $E_0$ ), onde a maioria das moléculas se encontram, um nível de energia mais elevado ( $E_2$ ), com um tempo de vida médio curto, e um nível de energia intermédio ( $E_1$ ), com um tempo de vida longo (meta-estável). Fornecendo energia ao meio (usando uma lâmpada forte ou uma descarga eléctrica, quando o meio activo é gasoso) transfere-se as moléculas do estado  $E_0$  para o estado  $E_2$ , estas, rapidamente se transferem para o estado  $E_1$ , decaindo, por fim, mais lentamente para o estado  $E_0$ . É nesta última transição que se estará interessado. Assim, são os fotões libertados nesta última transição que vão ser responsáveis pela emissão estimulada de outros fotões. No caso do sistema de 4 níveis, temos dois estados intermédios em que o  $E_2$  é o estado considerado meta-estável e, por este motivo, é deste para o nível imediatamente abaixo que provêm os fotões que interessam para a luz laser.

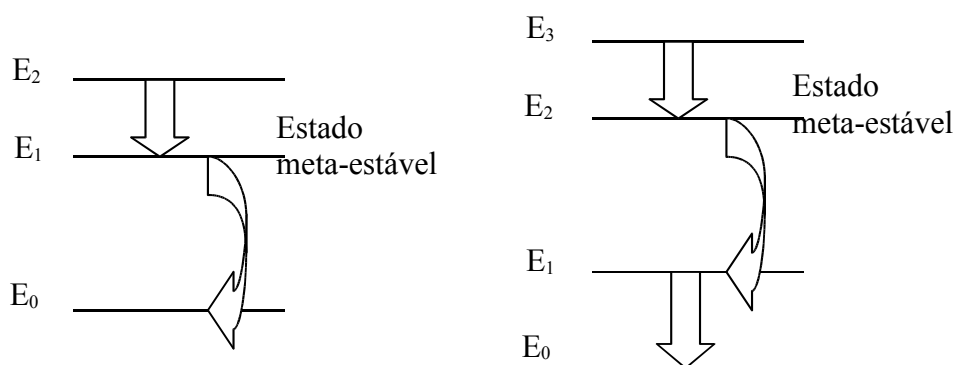


Fig. 4.2 – Esquema que representa a existência de estados metaestáveis responsáveis pela inversão da população a qual permite a existência de emissão estimulada.

Falta referir um ponto importante que corresponde ao modo como a energia da radiação é escolhida e amplificada (repare-se que no interior do meio existem várias transições e há que escolher aquela que se pretende otimizar). Para tanto, constrói-se uma cavidade de ressonância de modo a atenuar os fotões de energia diferente da pretendida. Ou seja, a cavidade é composta por um cilindro com dois espelhos em cada uma das bases, um deles deverá ser totalmente reflector, enquanto que o outro será apenas semi-transparente para que apenas uma pequena percentagem do feixe saia da cavidade (ver figura 4.3). Além disso, o comprimento do cilindro é escolhido de modo a ser um número inteiro de metades de comprimentos de onda, de modo a que a onda reflectida é somada à onda incidente.

Devido à quantidade de vezes que o feixe é reflectido nos espelhos, o laser tem também uma direcção muito bem determinada, uma vez que vai ficando colimado com os espelhos (é como se a fonte original estivesse cada vez mais distante e, portanto, os raios tornam-se cada vez mais paralelos entre si).

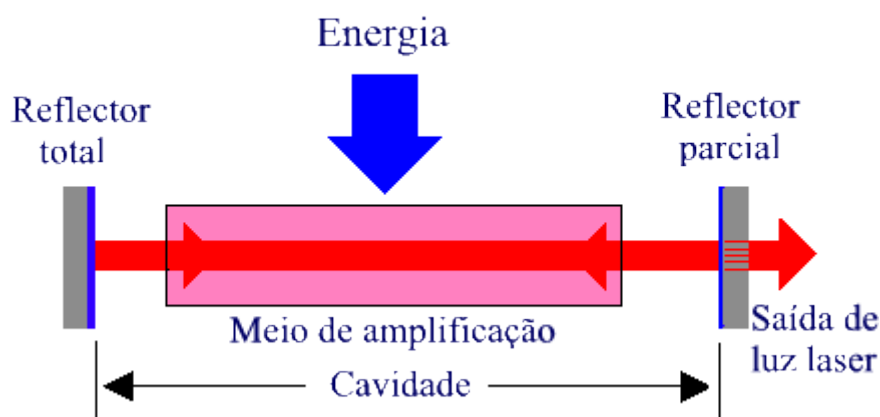


Fig. 4.3 – Esquema de uma cavidade de ressonância de um laser. Adapt. de: <http://www.acs.ryerson.ca/~kantorek/ELE884/laser.gif> em Dezembro de 2006.

A monocromaticidade é garantida, não só porque os fótons são originados de uma transição bem determinada, como devido à geometria da cavidade (a qual foi já anteriormente referida).

A coerência é obtida devido à natureza dos fótons que constituem a luz laser e pode ser medida através de experiências de interferência.

É possível alcançar potências muito elevadas com lasers, uma vez que a luz é extraordinariamente ampliada pela forma como é obtida, mas também porque é possível concentrá-la numa área muito pequena. A título de exemplo pode-se observar que uma radiância de 1W numa área de  $10^{-6}\text{m}^2$  e um ângulo sólido de  $10^{-6}\text{sr}$  corresponde a uma potência de  $10^{12}\text{Wm}^{-2}\text{sr}^{-1}$ .

Alem disso, os lasers podem operar em modo contínuo ou pulsado. Ou seja, o espelho semi-transparente pode deixar passar a luz apenas em períodos de tempo muito pequenos (na ordem dos ns). Desta forma, a potência do feixe é ainda mais concentrada.

#### 4.2. INTERACÇÃO DA LUZ LASER COM OS TECIDOS

A radiação electromagnética proveniente dos lasers pode abranger a gama do espectro entre o infra-vermelho e o ultra-violeta, numa gama de frequências de, aproximadamente,  $10^{14}$  Hz a  $10^{16}$  Hz. Ora estas radiações, à excepção das de mais alta frequência, possuem energias que não são suficientes para quebrar as ligações químicas das moléculas. De forma que os seus principais efeitos são ao nível do aumento local da temperatura dos tecidos, verificando-se que estes efeitos são extremamente dependentes da forma como essa energia for depositada nos tecidos. Com o objectivo de dispor de grandezas que permitam avaliar estes dois factores: energia depositada e tempo durante o qual essa energia foi transferida, e analogamente ao que acontece em outras áreas (ver, por exemplo, as grandezas definidas no âmbito da radiação ionizante), são definidas duas grandezas - a densidade de **potência** e a **fluência**. A primeira tem a expressão:

$$I = \frac{P}{A}, \quad (4.1)$$

onde  $P$  é a potência do laser (energia emitida por unidade de tempo) e  $A$  a área da secção recta do feixe. E a segunda:

$$F = IT_E \quad (4.2)$$

onde  $T_E$  é o tempo de exposição.

Analisando as duas expressões anteriores, pode concluir-se que, para a mesma densidade de potência, quanto menor a fluência, mais rápido será o processo de deposição de energia.

Existem, pois, dois efeitos distintos associados a diferentes formas de deposição de energia térmica nos tecidos através de irradiação com luz laser: a **fotocoagulação** (quando as densidades de potência dos lasers são menores e, portanto a deposição da mesma quantidade de energia é mais lenta) e a **fotovaporização** (quando as densidade de potência são maiores).

A fotocoagulação é, em certa medida, uma espécie de cozedura. Na verdade, os efeitos sobre os tecidos são muito semelhantes ao que acontece, por exemplo, ao cozermos um naco de carne. O aumento de temperatura irá conduzir à desnaturação das proteínas, ou seja, à perda da sua estrutura terciária, tornando-as disfuncionais. Em termos de aspecto físico, e apelando à nossa experiência quotidiana sabemos, por exemplo que a carne vermelha cozida, perde a sua cor tornando-se castanho acinzentada. Este fenómeno deve-se, precisamente, à desnaturação da hemoglobina e da mioglobina (proteínas que são responsáveis pelo transporte do sangue nos vasos sanguíneos e nos músculos, respectivamente, e que conferem ao sangue a cor vermelha). Sabemos ainda que a carne depois de cozinhada se torna mais fácil de rasgar, devido à desnaturação do colagénio, proteína de estrutura de grande parte dos tecidos orgânicos. E, por fim, já todos tivemos a infeliz decepção de preparar uma refeição para várias pessoas e o naco de carne que cozinhámos, ter diminuído visivelmente, o seu volume. O que corresponde, precisamente, à evaporação (ainda que lenta) de uma parte significativa da água que o constituía. Tendo em conta estas considerações, é fácil compreender que a fotocoagulação pode ser utilizada para destruir tecidos, infligindo-lhes desnaturação das proteínas que os constituem. Embora se vá discutir adiante várias aplicações médicas, pode desde já adiantar-se que a fotocoagulação é utilizada, essencialmente, na destruição de tumores, em tratamentos da retina e como forma de evitar hemorragias (os vasos sanguíneos fotocoagulados são como que 'selados' e evitam a perda de sangue.

Apesar de a fotocoagulação envolver a deposição lenta de energia térmica nos tecidos, deve ter-se presente que esse processo não pode demorar demasiado tempo, caso contrário, corre-se o risco de o calor se transferir para os tecidos em redor e, por um lado, não ser eficiente relativamente aos efeitos pretendidos na região de acção, por outro, ir lesar tecidos adjacentes sobre os quais não se desejava agir. A este respeito, é pertinente introduzir-se um outro conceito que é o de tempo de relaxação térmico. É representado por  $T_R$  e é o tempo necessário para que o calor depositado numa determinada região seja conduzido para fora dessa região, de forma a que a temperatura aumentada no tecido exposto diminua para metade. Com base nesta definição, compreende-se que para que a acção do laser seja eficiente deve cumprir-se a condição:  $T_e \ll T_R$ .

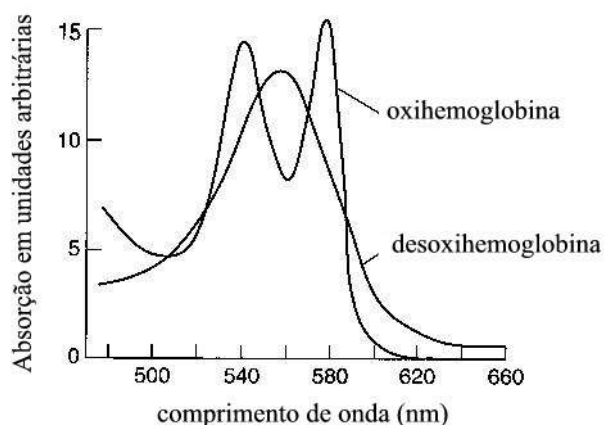
Além disso, observou-se que as densidades de potência associadas ao efeito de fotocoagulação estão na gama entre  $10 \text{ W/cm}^2$  e  $100 \text{ W/cm}^2$ , de modo que os lasers utilizados nestas aplicações possuem estas características.

Quando as densidades de potência dos lasers são superiores a  $100 \text{ W/cm}^2$  o efeito mais evidente é o de fotovaporização, ou seja, a temperatura de ebulição da água é rapidamente atingida e os tecidos são cortados. Por este motivo, estes lasers têm aplicações essencialmente ao nível cirúrgico, podendo funcionar como bisturi, ou como uma forma de remover tecidos extremamente precisa. Esta aplicação tem ainda a vantagem adicional de os tecidos adjacentes ao corte sofrerem fotocoagulação, evitando, desta forma, o surgimento de hemorragias.

Ainda no domínio dos lasers com densidades de potência elevadas, há a considerar aqueles cuja gama de frequências se situa no ultravioleta e cuja energia já interfere no nível das ligações químicas. Neste caso, a transferência de energia não implica aumento da temperatura, sendo o corte dos tecidos devido à quebra das ligações químicas. A este fenómeno dá-se o nome de fotoablação.

A discussão sobre a forma de interacção da luz com os tecidos só fica completa referindo o facto de a absorção da luz pelos tecidos ser selectiva. Ou seja, como se sabe, algumas substâncias absorvem especificamente num dado c.d.o., podendo essa especificidade ser utilizada em diferentes cenários.

Antes de mais, relembremo-nos que o espectro de absorção das moléculas é muito mais complexo do que o dos átomos, parecendo contínuos. O que significa que, embora absorvam preferencialmente em determinadas frequências o seu espectro não apresenta picos bem definidos como no caso dos átomos. No que respeita à constituição dos tecidos, pode dizer-se estes são formados por cerca de 70% de água e 30% de moléculas biológicas. Enquanto que a primeira é transparente na gama do visível, mas absorve no infravermelho e no ultravioleta, as segundas absorvem em diversas frequências na gama do espectro electromagnético que nos interessa, desde o infravermelho ao ultravioleta. Embora as proteínas absorvam, preferencialmente, no UV, há excepções como a hemoglobina, que absorve na gama entre, aproximadamente, 510 nm e 600 nm. Chame-se, porém, a atenção para o facto de a oxihemoglobina e a desoxihemoglobina absorverem em c.d.o. diferentes: a primeira absorve mais na gama do azul e menos do vermelho do que a segunda (ver figura 4.4), embora ambas reflectam prioritariamente na região do vermelho. Daí, apesar do sangue ser sempre vermelho, se associar à oxihemoglobina a cor vermelha e à desoxihemoglobina a cor azul.



*Fig. 4.4* – Representação dos espectros de absorção da oxihemoglobina e da desoxihemoglobina. Adapt. de: Susanne Amador Kane, *Introduction to Physics in Modern Medicine*, 2003, Taylor & Francis.

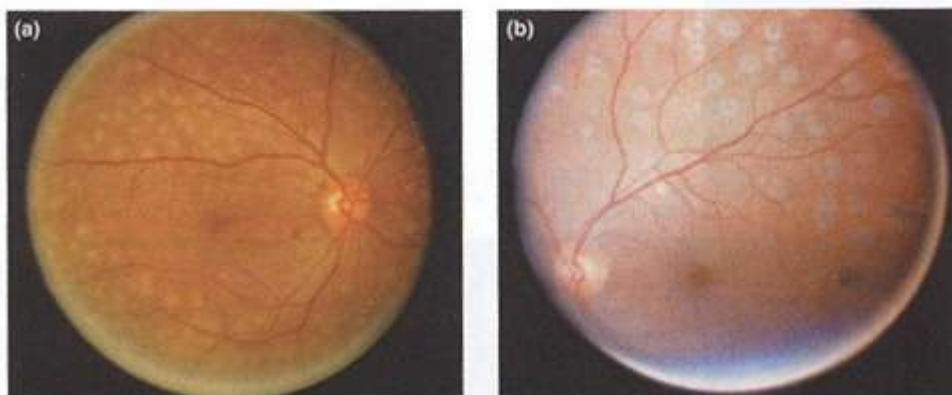
É claro que, tendo em conta a selectividade da absorção, o comprimento de onda em que os lasers emitem, a par da sua potência, vai condicionar as suas aplicações. O laser de Nd:YAG, por exemplo, emite no infravermelho (1064 nm), e é, fundamentalmente, utilizado em fotovaporização. Embora não seja absorvido especificamente, pela água, pelo sangue ou pelos tecidos moles é muito potente, permitindo essa aplicação. Já o laser de dióxido de carbono emite no infravermelho (10600 nm) e, uma vez que é absorvido pela água, é utilizado em situações gerais em que não existam pigmentos coloridos. Existe ainda o laser de Er:YAG que emite no infravermelho (1540 nm) e que pode ter aplicações semelhantes ao de dióxido de carbono, com a vantagem de, uma vez que possui um c.d.o. menor, poder ser focalizado em áreas muito pequenas o que aumenta a sua densidade de potência e, portanto, permite que seja utilizado em odontologia e nos tecidos ósseos. Os lasers de árgon são selectivamente absorvidos pela hemoglobina, sendo, por isso, utilizados em cirurgia geral. Além disso, existem lasers, como o de kriptón vermelho e o de árgon que são absorvidos selectivamente em diferentes regiões da retina, o que pode ser utilizado para diferentes aplicações associadas à oftalmologia.

#### 4.3. APLICAÇÃO DOS LASERS A DIFERENTES ÁREAS MÉDICAS

Como já se introduziu na secção anterior, as aplicações dos lasers na Medicina são imensas. A cirurgia em geral, a dermatologia, a oftalmologia e a oncologia, são algumas das áreas em que a popularidade dos lasers tem aumentado todos os anos. Em dermatologia, por exemplo, contam-se, por exemplo, as seguintes aplicações: 1) Remoção de cancros da pele. O laser de dióxido de carbono é muito utilizado para este efeito, actuando ao nível da remoção dos tecidos. 2) Na cirurgia estética. O mesmo tipo de laser pode ser utilizado para retirar camadas de pele muito finas, permitindo o rejuvenescimento de tecidos que tenham sido, por exemplo, queimados do sol. 3) Na cosmética. O laser de Er: YAG, por exemplo, é muito utilizado em depilação dita definitiva. 4) Ainda em cosmética, os lasers podem ser utilizados para remoção de manchas pigmentadas. Os lasers de corantes com c.d.o. no amarelo têm sido utilizados para destruir os vasos sanguíneos responsáveis pelas manchas tipo vinho do porto. E o laser de Nd:YAG e de rubi são utilizados na remoção de tatuagens. A este respeito é de referir que quando a cor das tatuagens coincide com a da hemoglobina e da melanina o tratamento é mais difícil, uma vez que implica também a destruição de tecidos saudáveis e sem tatuagem...

Também em oftalmologia a utilização dos lasers é muito vulgar. Aliás, note-se que o simples facto de a lente e o cristalino serem transparentes à luz visível permite o fácil acesso destas radiações a áreas como a retina que, de outra forma só poderem ser acedidas por métodos invasivos. Podem enumerar-se as seguintes aplicações a esta área: 1) No tratamento do glaucoma, cuja origem é o aumento excessivo da pressão ocular, são realizados pequenos orifícios, com o laser de árgon, que facilitam a drenagem do humor aquoso. 2) No tratamento de diversas lesões que tenham causado lenhos ou orifícios ao nível da retina, os lasers são utilizados para fotocoagular a região em volta, de forma a evitar o seu crescimento. 3) Na retinopatia diabética, onde é formada uma rede de vasos sanguíneos que dificultam a visão, os lasers de árgon são utilizados para realizar pequenas queimaduras nas regiões à volta dos vasos sanguíneos, prevenindo a formação de novos (ver figura 4.5.). 4) Em doentes com cataratas, ou seja, em quem ocorre opacidade da lente. Nestas situações, a lente é destruída através de ultrassons e colocada uma nova lente de material plástico. Porém, em alguns casos as cataratas desenvolvem-se novamente e, nessa altura, podem ser

removidas através da aplicação laser. 5) Na correção da miopia, tem sido muito usual a utilização de lasers de excimeros para realizar cortes que permitem corrigir o raio de curvatura da córnea.



*Fig. 4.5 – Fotografia da retina a) logo após tratamento contra a retinopatia diabética com fotocoagulação e b) algum tempo depois. Em ambas as imagens são visíveis as lesões causadas pelo tratamento e que evitam o crescimento dos vasos sanguíneos, os quais são responsáveis pela perda de visão nestes doentes. Retirado de: Susanne Amador Kane, Introduction to Physics in Modern Medicine, 2003, Taylor & Francis.*

Os lasers têm também sido aplicados com sucesso em odontologia. Neste âmbito, contam-se 1) a remoção de tumores e de tecidos em excesso e 2) a remoção de placa bacteriana.

Uma última aplicação que nos parece digna de nota é a de remoção de tumores, não através de cirurgia, mas utilizando-se a técnica de terapia fotodinâmica. Nesta técnica, o indivíduo é injectado com uma substância com afinidade às células cancerosas. Essa substância é formada por moléculas fotosensíveis que, uma vez expostas a luz com determinado c.d.o. sofrem alterações tais que destroem as células a que estão ligadas. Este processo de destruição de células cancerosas é, quanto a nós, muito interessante, sendo necessário ter-se em atenção que o indivíduo deve permanecer às escuras até a substância injectada ter-se fixado na região do tumor, caso contrário, corre-se o risco de serem destruídas células sãs.