



LA PHYSIQUE DES LASERS

Le terme LASER est un acronyme pour «Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation» ou «Amplification Lumineuse par une Emission de Rayonnement Stimulée». L'histoire des lasers médicaux commence en 1960, lorsque le premier laser – un laser rubis – est développé par le Dr. Maiman (le laser Nd:YAG sera également conçu en 1960 par le Dr. Johnson, puis le laser CO2 par le Dr. Patel en 1964). Dès lors, de nouveaux lasers seront développés.

Les électrons et les photons

Un atome est composé d'un noyau (neutrons et protons) et d'électrons qui flottent autour de ce noyau. Ces électrons sont habituellement dans un «état de repos». Lorsqu'un électron absorbe un photon, il est élevé à un état «excité». Une fois excité, l'électron peut soit émettre un photon d'énergie similaire à celui absorbé, retournant ainsi à son état de repos (émission spontanée de rayonnement), soit absorber un second photon. Si cette seconde absorption se fait, l'électron émet alors deux photons identiques afin de retourner à son état de repos (émission stimulée de rayonnement). Un rayonnement laser est généré par cette réaction qui se répète d'innombrables fois.

La lumière laser

La lumière laser a trois propriétés qui la rendent unique:

Elle est **monochromatique** : La largeur spectrale est extrêmement faible et s'approche d'une valeur unique (longueur d'onde spécifique). La longueur d'onde émise est fonction du milieu laser (voir ci-dessous).

Elle est **cohérente** : Les ondes lumineuses sont en phase (cohérence spatiale et cohérence temporelle).

Elle est **collimatée** : Les ondes lumineuses sont parallèles et ne divergent pas (conséquence de la propriété de cohérence). Ceci explique qu'un rayonnement laser puisse être propagé sur de longues distances tout en préservant sa puissance.



🚀 Les composantes d'un laser

Les composants lasers sont les suivants:

Le milieu laser

Le matériau que l'on stimule pour produire le rayonnement désiré. Il peut être un gaz (argon, CO₂, krypton), un liquide (colorants), ou un solide (cristal rubis ou alexandrite). Le milieu laser définit la longueur d'onde du rayonnement.

La cavité optique Consiste en deux miroirs parallèles, dont l'un n'est que partiellement réfléchissant (pour permettre au rayonnement laser de sortir). Cette cavité renferme le milieu laser qui est excité par une source d'énergie qu'on appelle la pompe.

La pompe

La source d'énergie nécessaire à la stimulation du milieu laser. Il existe différentes sources d'énergie dont l'électricité, la lumière flash, et d'autres lasers. La pompe définit la caractéristique temporelle du rayonnement laser (émission pulsée ou continue).

Le système de transmission

Est responsable de la transmission du rayonnement laser de la cavité optique jusqu'au patient. Ce système peut être un bras articulé ou une fibre optique.

🚀 Les paramètres

Les lasers sont définis selon six paramètres:

Longueur d'onde (nm, nanomètres)

La longueur d'onde dépend uniquement du milieu laser, et est choisie en fonction du chromophore (voir ci-dessous) ciblé. De nombreux lasers utilisés en dermatologie émettent dans le spectre visible (400–700 nm). Certains émettent dans l'infrarouge (1,000–11,000 nm). Les lasers qui émettent dans l'ultraviolet (150–350 nm, laser excimer) sont utilisés en dermatologie pour le traitement du psoriasis.

Durée d'impulsion (ns, µs, ms, c'est-à-dire nano-, micro-, ou millisecondes)

La durée de chaque impulsion émise par le laser (ne s'applique pas aux lasers à émission continue). Est fonction du temps de relaxation thermique (voir ci-dessous) de la cible.

Taille du spot (mm, millimètres)

Le diamètre du rayonnement laser émis. La taille du spot est importante dans la pénétration du faisceau lumineux au sein d'un tissu. En effet, à l'intérieur du tissu, la dispersion des photons diminue avec un spot plus large, permettant ainsi une pénétration plus profonde du rayonnement. En général, un spot de 7–10 mm est recommandé pour une pénétration maximale, à une longueur d'onde donnée.

Fluence (J/cm², Joules par centimètre carré)

Mesure l'énergie transmise par unité de surface. Lorsque la fluence est augmentée, le rayonnement laser devient plus destructeur. Selon le laser utilisé, la fluence varie entre 3–150 J/cm².



Irradiance (W/cm², Watts par centimètre carré)

Mesure le taux d'énergie transmis par unité de surface. L'irradiance décrit donc l'intensité de l'énergie qui atteint le tissu. Une irradiance élevée induit un échauffement rapide du chromophore. Les lasers Q-switchés possèdent les irradiances les plus élevées (mega- et gigawatts).

Fréquence (Hz, Hertz)

Mesure le nombre d'impulsions par seconde émises par le laser. Les fréquences élevées permettent des traitements plus rapides.

➤ Types de lasers

Lasers continus

Ces lasers, par exemple les lasers CO₂ et krypton, émettent un rayonnement continu. Les lasers quasi-continus émettent des impulsions si rapprochées que leur effet sur le tissu est identique à celui des lasers continus. Ces lasers peuvent être utilisés pour la coagulation d'un tissu, par exemple lors du traitement d'un grain de beauté en relief ou d'une verrue.

Lasers pulsés

Ils émettent de brèves impulsions avec des intervalles de temps qui varient en général entre 0.1-1 seconde. Les lasers pulsés sont plus sélectifs dans leur effet destructeur que les lasers continus et sont utilisés dans la photothermolyse sélective.

Lasers Q-switchés

Un laser Q-switché est un laser dont l'énergie est stockée dans la cavité optique avant d'être relâchée en une impulsion unique, très courte, et extrêmement puissante (mega- ou gigawatts). Cette propriété, utilisée entre autres dans l'effacement de tatouages, permet une destruction mécanique (et non thermique) de la cible.

➤ Interactions lasers-tissus

Il existe plusieurs types d'interactions entre le rayonnement laser et le tissu atteint. Celles-ci comprennent:

La réflexion : Le rayonnement est réfléchi en dehors du tissu, sans effet thérapeutique.

La transmission : Le rayonnement est transmis à travers le tissu, sans effet thérapeutique.

La dispersion : Les molécules intradermiques (par exemple le collagène) induisent une dispersion des photons, réduisant ainsi l'efficacité de leur progression jusqu'à la cible.

L'absorption : Les photons du rayonnement sont absorbés par le chromophore. Une fois absorbée, l'énergie lumineuse est transformée en énergie thermique ou mécanique. Selon la loi de Grothus-Draper qui gouverne les interactions entre le rayonnement laser et le tissu, l'absorption d'énergie lumineuse est nécessaire afin d'atteindre un résultat thérapeutique. La plupart des traitements lasers en dermatologie sont basés sur une action thermique, plus rarement mécanique. Celle-ci est responsable



de la destruction de la cible contenant le chromophore. La vitesse à laquelle le tissu est chauffé a aussi certaines implications thérapeutiques:

- Echauffement lent: le tissu est coagulé (destruction thermique).
- Echauffement rapide: le tissu est évaporé (destruction thermique).
- Echauffement extrêmement rapide (atteint par les lasers Q-switchés): le tissu explose (destruction mécanique).

La vitesse d'échauffement sera choisie en fonction de la lésion à traiter et du besoin de protéger les tissus contigus. Le choix de la température extrême est également important dans l'obtention des meilleurs résultats thérapeutiques possibles.

🚩 Les chromophores

Ce sont les molécules responsables de la couleur d'une masse. Ces molécules absorbent l'énergie d'une longueur d'onde spécifique. Les chromophores les plus souvent ciblés en dermatologie sont l'hémoglobine, la mélanine, les particules d'encre (tatouages), et l'eau.

🚩 Photothermolyse sélective

La théorie de la photothermolyse sélective fut développée par le Dr. Rox Anderson, au Wellman Laboratory du Massachusetts General Hospital en 1983 (Anderson, 1983). Cette théorie révolutionna l'utilisation des lasers en dermatologie, établissant qu'un rayonnement laser d'une longueur d'onde donnée peut détruire une cible contenant le chromophore adéquat sans abîmer les tissus contigus.

Cette théorie est basée sur le concept du temps de relaxation thermique. Le temps de relaxation thermique d'une masse est le temps nécessaire à l'atteinte de la température ambiante après un échauffement (pour la plupart des cibles, ce temps dépend de leur taille et de leur géométrie, allant de 10 nanosecondes pour une particule d'encre à 100 millisecondes pour un follicule pileux).

La photothermolyse sélective suggère que si une masse est chauffée sur une période de temps plus courte que son temps de relaxation thermique, la chaleur ne peut diffuser dans les tissus contigus. Donc, si une masse est chauffée sur une période plus courte que son temps de relaxation thermique, la destruction (nécessaire afin d'atteindre un résultat thérapeutique) est confinée à la cible, et les tissus contigus ne sont pas abîmés.

