



Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

www.em-consulte.com



Théorie des lasers et des lampes

Theory of lasers and lamps

MOTS CLÉS

Lasers ;
Lampe pulsée filtrée ;
Longueur d'onde ;
Fluence ;
Chromophore ;
Temps de relaxation
thermique ;
Photothermolysé
sélective

KEYWORDS

Lasers;
Filtered flashlamp;
Wavelength;
Fluence;
Chromophore;
Thermal relaxation time;
Selective
photothermolysis

S. Mordon^{a,*}, T. Michaud^b

^aINSERM U 703, Pavillon Vancostenobel, CHRU de Lille, 59037 Lille cedex, France

^b5, rue du Werkhof, 68100 Muhlouse, France

Résumé

Les lasers émettent un faisceau lumineux cohérent et monochromatique, tandis que les lumières pulsées produisent une lumière polychromatique dont la bande passante est sélectionnée par des filtres appropriés. Les chromophores de la peau sont l'eau, l'hémoglobine et la mélanine, auxquels il faut rajouter les pigments exogènes des tatouages. Chaque chromophore possède son spectre d'absorption spécifique. Les mécanismes d'action principaux des lasers sont l'effet photothermique et l'effet photomécanique.

© 2009 Publié par Elsevier Masson SAS.

Summary

Lasers emit a coherent and monochromatic light beam, whereas pulsed lights produce a polychromatic light whose bandwidth is selected by adapted filters. The skin's chromophores are made up of water, hemoglobin, and melanin, to which must be added the exogenous pigments of tattoos. Each chromophore has its specific absorption spectrum. Lasers' main mechanisms of action are the photothermal effect and the photomechanical effect

© 2009 Published by Elsevier Masson SAS.

Depuis une quinzaine d'années, on assiste à un développement important des procédures par lasers en dermatologie, tant dans leurs indications médicales qu'esthétiques. Or, ces appareils de haute technologie n'échappent pas au risque de complications s'ils sont utilisés à mauvais escient ou avec des paramètres inadaptés. La multiplicité

des appareils disponibles sur le marché, leur complexité croissante rendent indispensable une bonne maîtrise des règles élémentaires de la théorie des lasers. Elle seule permettra à l'utilisateur d'adapter parfaitement et en toute sécurité son traitement au cas particulier de chacun de ses patients.

* Auteur correspondant.
Adresse e-mail : serge.mordon@inserm.fr (S. Mordon).

Qu'est ce qu'un laser ?

Le mot LASER est l'acronyme de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, c'est-à-dire « amplification de lumière par émission stimulée de rayonnement » [1]. Les lasers sont constitués de trois éléments fondamentaux (Fig. 1) :

Un milieu actif, qui peut être :

- solide : Nd-YAG, KTP, Alexandrite, Er-Glass, YSSG, Er-YAG... ;
- liquide : colorant organique (rhodamine) ;
- gazeux : excimère, argon, CO₂... ;
- semi-conducteur : diode ;
- fibre dopée Ytterbium ou Erbium.

Un dispositif d'excitation du milieu actif (lampe flash, décharge électrique, diode...)

Une cavité résonante qui permet d'augmenter la densité de lumière, le plus souvent grâce à des systèmes de miroirs.

Le dispositif d'excitation fait passer le milieu actif d'un état stable à un état excité, instable. La désexcitation naturelle de ce milieu aboutit à l'émission d'un photon d'énergie donnée et donc de longueur d'onde spécifique. Le faisceau est dit **monochromatique** (une seule longueur d'onde) et **cohérent** (une seule direction).

Les différentes longueurs d'onde propres à chaque milieu actif vont permettre une interaction avec des cibles spécifiques dans la peau : les **chromophores**.

Le faisceau laser est défini par différents paramètres physiques dont les plus importants à prendre en considération sont : la **longueur d'onde** (elle est déterminée par le choix de la cible), la **durée** du faisceau laser (elle détermine le type d'interaction laser-tissu pour la longueur d'onde choisie), le **diamètre** du spot, la **fluence** (qui correspond à l'énergie libérée pendant le tir sur la surface donnée, en joules/cm²).

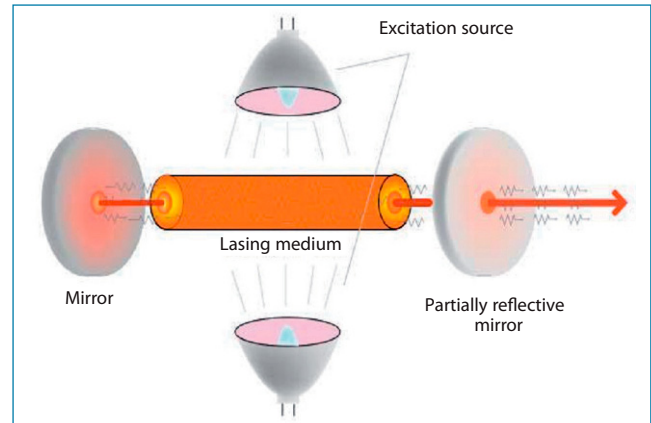


Figure 1. Schéma de principe d'un laser.

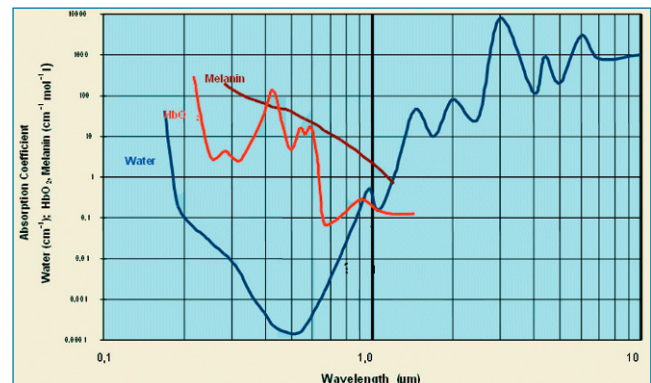


Figure 2. Spectres d'absorption des chromophores principaux des tissus biologiques.

Les cibles des lasers : les chromophores

L'absorption de la lumière dans la peau est liée à la présence de trois chromophores principaux : l'hémoglobine, la mélanine et l'eau. Cette absorption varie en fonction de la longueur d'onde (Fig. 2).

Les cibles vasculaires

L'**oxyhémoglobine** présente un pic d'absorption vers 490-595 nm.

La **désoxyhémoglobine** possède un pic d'absorption vers 770 nm.

La **méthémoglobine**, qui apparaît lors du chauffage sanguin, présente une absorption préférentielle à 1000 nm.

Les cibles pigmentaires

La **mélanine** possède une absorption qui diminue lentement de l'UV vers l'infrarouge. La fenêtre utilisée est voisine de 530 nm.

L'eau

L'absorption par l'**eau** est prédominante pour des longueurs d'onde supérieures à 1,8 µm.

La fenêtre optique : un compromis !

La fenêtre optique choisie pour son action tissulaire est en fait toujours un compromis : il n'y a pas de longueur d'onde qui permette d'atteindre un chromophore de façon complètement spécifique. Il s'agit en fait, pour être le plus sélectif possible, de choisir une longueur d'onde qui soit bien absorbée par la cible et le moins possible par les autres chromophores.

C'est pourquoi la plupart des lasers sont équipés de **systèmes de refroidissement** (Fig. 3), qui permettent, en refroidissant l'épiderme et le derme superficiel avant, pendant et/ou après le tir laser, de renforcer la sélectivité de l'action thermique au niveau de la cible. Leur intérêt est triple : moindre échauffement de la mélanine, recours à des énergies plus importantes, réduction de la douleur liée au tir laser. Les systèmes de refroidissement sont nombreux : jet d'air froid, émission d'un spray cryogénique, refroidissement par contact.

Mécanismes d'action des lasers

La pénétration de la lumière du tir laser dans la peau

Elle dépend de différents facteurs dont les principaux sont :

- la **longueur d'onde** (Fig. 4) : les longueurs d'onde les plus pénétrantes se situent entre 800 et 1100 nm.
- le **diamètre du spot** : l'augmentation du diamètre du spot s'accompagne d'une augmentation de la profondeur d'action du faisceau, mais cet effet est cependant limité. À partir d'un seuil, variable selon les lasers, l'augmentation même considérable du diamètre du spot ne permet pas une action en profondeur plus importante.

Les mécanismes d'action des lasers [2-5]

Ils sont fonction essentiellement de la durée d'émission du faisceau laser et de la quantité d'énergie libérée. Trois mécanismes d'action sont prépondérants :

- action photochimique : elle est obtenue pour des durées d'illumination allant de la dizaine de secondes à la dizaine de minutes, avec des énergies faibles. C'est le principe de la photothérapie dynamique qui ne sera pas détaillé ici ;
- action photothermique : elle est caractérisée par un changement significatif de température au niveau de la cible résultant de trois phénomènes successifs :
 - conversion de la lumière en chaleur : la cible absorbe l'énergie lumineuse du faisceau laser qui est ainsi convertie en chaleur ;
 - transfert de chaleur : le transfert de chaleur se fait par conduction en fonction des coefficients thermiques du tissu. Parmi celles-ci, le **temps de relaxation thermique (TRT)** est le temps nécessaire à la cible pour obtenir une diminution de 50 % de la chaleur maximale atteinte. Ce refroidissement de la cible s'accompagne d'une élévation de chaleur des tissus adjacents. Ainsi, si la durée d'émission du faisceau laser est beaucoup plus courte que le TRT, la chaleur générée par le tir laser n'a pas le temps de diffuser au-delà de la cible. Il y a accumulation de chaleur dans la cible et, si son volume reste constant, augmentation brutale de sa température conduisant à son explosion : c'est la **photothermolysé sélective**. Si la durée du spot laser est de l'ordre du TRT, la diffusion de chaleur se fait dans une zone deux à trois fois plus grande que la source de chaleur. Il y a un chauffage de la cible, avec un très faible transfert de chaleur aux structures avoisinantes : c'est la photocoagulation sélective. Si la durée d'émission est beaucoup plus longue que le TRT, le transfert de chaleur à distance est important, et toute sélectivité optique est perdue, avec un

risque de dégâts thermiques important et de cicatrices définitives (Figs. 5 et 6) ;

- **dommage tissulaire** : il est à l'origine de l'effet thérapeutique recherché et dépend de la nature de la cible et des paramètres optiques du laser. Il peut être réversible ou irréversible en fonction de son importance ;
- **action photomécanique** : elle est provoquée par l'utilisation de laser ayant des durées de spots très courtes (10 psec à 100 nsec) et des énergies très fortes. Cette action caractérise les lasers dits « déclenchés » (Q-switched) utilisés dans le détatouage et le traitement des lésions pigmentaires. La rupture des liaisons électriques entre les électrons et les noyaux dans la cible, provoquée par le tir laser, entraîne la création d'un plasma et d'une

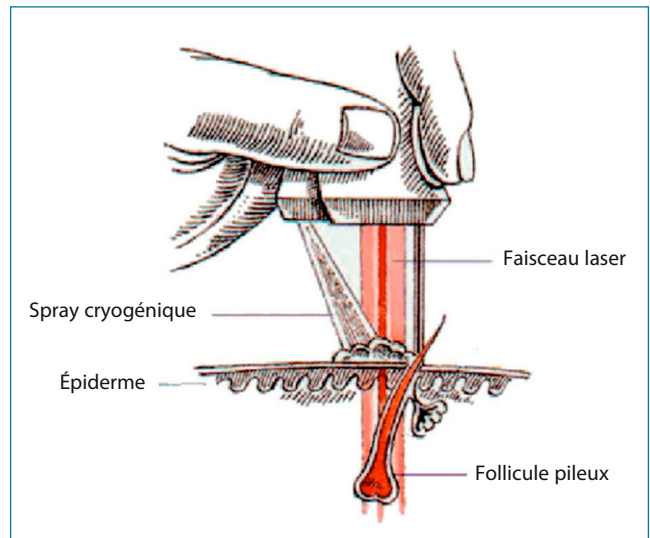


Figure 3. Exemple de refroidissement par spray cryogénique.

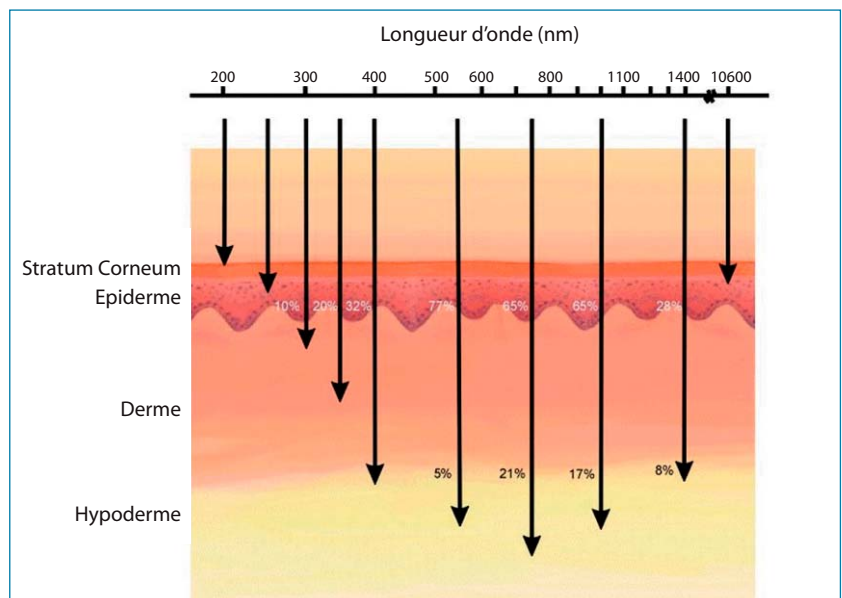


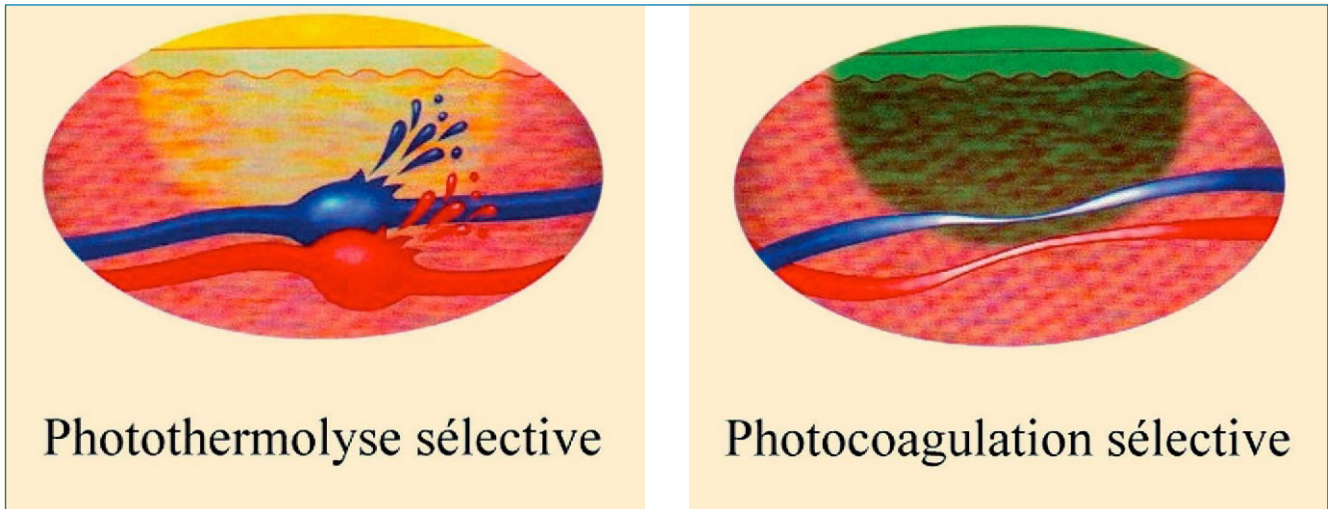
Figure 4. Profondeur de pénétration de la lumière en fonction de la longueur d'onde.

onde de choc. Cette onde de choc est à l'origine des ruptures mécaniques de la cible et des effets destructifs recherchés, avec une élimination transépidermique ou par phagocytose des débris obtenus.

Séquencement d'impulsions

Son objectif est d'améliorer la sélectivité du traitement laser (Tableau 1).

Le fractionnement de l'énergie en plusieurs spots successifs d'énergie moindre permet de limiter le surdosage et le risque d'altération des structures avoisinantes. Le principe de ce mode de traitement repose sur l'augmentation de l'absorption de la cible après chauffage, très supérieure à celle du tissu environnant. Avec cette technique, l'énergie appliquée au tissu est bien plus élevée que celle d'une impulsion unique. L'accumulation progressive de la température de la cible est maîtrisée par le délai entre les impulsions et l'énergie délivrée par



Figures 5 et 6. Transferts de chaleur (cible vasculaire).

Tableau 1. Classification des principaux lasers

Laser	Longueur d'onde	Indications
CO ₂ continu	10 600 nm	Destruction tissulaire
CO ₂ impulsionnel	10 600 nm	Relissage, fractionnel
Erbium YAG impulsionnel	2940 nm	Relissage
Yttrium Scandium Gallium Garnet	2790 nm	Relissage, remodelage
Erbium Glass	1540 nm	Remodelage, fractionnel, acné
Diode	1450 nm, 1440 nm, 810 nm, 805 nm	Remodelage, acné, fractionnel, épilation
Nd:YAG déclenché	1064 nm	Dépigmentation, détatouage
Nd:YAG long pulse	1064 nm	Épilation, vasculaire
Alexandrite déclenché	755 nm	Dépigmentation, détatouage
Alexandrite long pulse	755 nm	Épilation
Colorant pulsé	595 - 585 nm	Vasculaire, remodelage, dépigmentation, psoriasis
Nd:YAG doublé impulsionnel	532 nm	Dépigmentation, détatouage
Nd:YAG doublé milliseconde (KTP)	532 nm	Vasculaire, dépigmentation
Excimer	308 nm	Psoriasis, vitiligo

chacune d'entre elles (Fig. 7). Ces impulsions peuvent être de durée fixe ou variable. Ce principe est très utilisé dans les lampes pulsées filtrées.

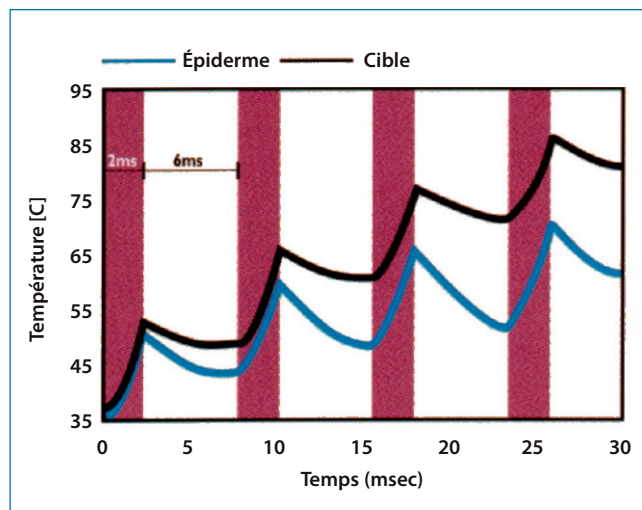


Figure 7. Séquencement d'impulsions.

Et les lampes pulsées filtrées ?

Ces systèmes émettent une lumière polychromatique sur un spectre large, allant de 300 à 1200 nm. Il faut avoir recours à un filtre pour sélectionner la partie du spectre lumineux dont on veut se servir pour l'application thérapeutique recherchée.

On sélectionne ainsi une bande passante. Celle-ci s'étend généralement de 540 à 1000 ou 1200 nm pour une cible vasculaire, afin d'éliminer la partie du spectre fortement absorbée par la mélanine. Pour l'épilation, on choisit une bande passante s'étendant de 650 à 1000 nm, pour éliminer l'absorption de la lumière par les éléments vasculaires (Figs. 8 et 9).

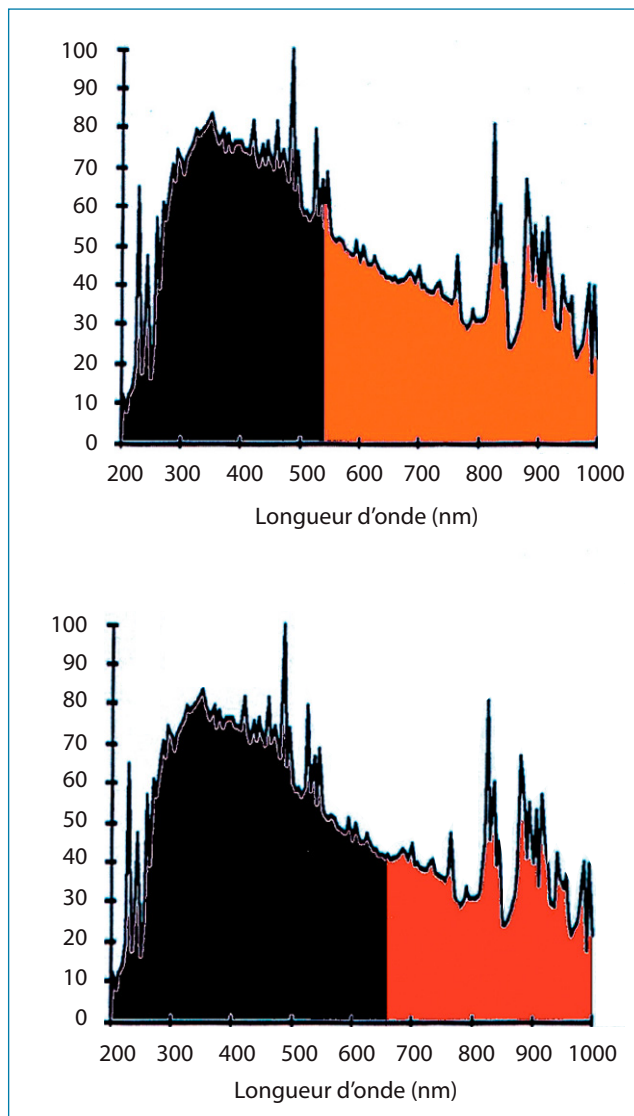
Il faut néanmoins souligner que les lampes pulsées sont très différentes des lasers. Leur spectre d'émission est très variable d'une machine à l'autre, voire sur le même appareil en fonction de son usure. La modélisation des interactions avec la peau est donc très difficile, et il y a très peu d'études sur leur mécanisme d'action.

Ces systèmes se sont développés depuis une dizaine d'années et revendiquent de nombreuses indications dermatologiques : lésions vasculaires, épilation, photoréjuvenation.

Il existe un grand nombre d'appareils sur le marché, et la réglementation moins contraignante, malgré leurs risques certains, en favorise le développement pour des usages non médicaux.

Conflits d'intérêts

Les auteurs de cet article n'ont déclaré aucun conflit d'intérêts.



Figures 8 et 9. Lumières intenses pulsées pour les lésions vasculaires et l'épilation.

Références

- [1] Altshuler GB, Anderson RR, Manstein D, Zenzie HH, Smirnov MZ. Extended theory of selective photothermolysis. *Lasers Surg Med* 2001;29:416-32.
- [2] Mordon S. Physiques des lasers. *Les lasers en dermatologie*, S. Dahan et Th. Michaud, Ed. Arnette, 2006;pp. 3-40.
- [3] Reinisch L. Scatter-limited phototherapy: a model for laser treatment of skin. *Lasers Surg Med* 2002;30:381-8.
- [4] Van Gemert MJ, Lucassen GW, Welch AJ. Time constants in thermal laser medicine: II. Distributions of time constants and thermal relaxation of tissue. *Phys Med Biol* 1996;41:1381-99.
- [5] Welch AJ, Pearce JA, Diller KR, Yoon G, Cheong WF. Heat generation in laser irradiated tissue. *J Biomech Eng* 1989;111:62-8.