Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

Phlébologie ANNALES VASCULAIRES 2016, 69, 2, p. 28-34

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHLEBOLOGIE

Le laser vasculaire cutané à double longueur d'onde : quels potentiels ?

What are the potential of dual wavelength lasers for cutaneous vascular lesions?

Chardonneau J.M.

Résumé

Depuis plusieurs années, le traitement des télangiectasies bénéficie de l'apport de la thérapeutique laser.

Selon la longueur d'onde utilisée la cible est différente.

Le fait de pouvoir utiliser au sein d'un même laser de 2 longueurs différentes : 1064 et 532 nm, permet de prendre en charge les télangiectasies fines et superficielles et les télangiectasies plus larges et plus profondes.

Les effets secondaires potentiels du laser et notamment le risque de brûlure est prévenu par le système de refroidissement intégré dans la pièce à main.

Même si la microsclérothérapie reste toujours le traitement de première intention, le laser à double longueur d'onde augmente sensiblement son champ d'action.

Les indications de ce type de laser sont variées pour un cabinet de phlébologie : télangiectasies, angiomes, pigmentations, couperose.

Mots-clés : *télangiectasies, laser double longueur d'onde.*

Summary

For many years, treatment of telangiectasia may enjoy the benefits of laser therapy.

According to the wavelength used the target is different.

Being able to use within a single laser 2 different lengths: 1064 and 532 nm, allows to support thin and superficial telangiectasias and wider and deeper telangiectasia.

Potential side effects of laser including the risk of burning is prevented by the integrated cooling system in the handpiece.

Although microsclerotherapy remains the first-line treatment, the dual wavelength laser substantially increases its scope.

The indications of this type of laser are varied for phlebology office: telangiectasias, hemangiomas, pigmentation, rosacea.

Keywords: telangiectasia, dual wavelength laser.

Introduction

La photothérapie et notamment la photothérapie laser font partie du quotidien de l'arsenal thérapeutique du phlébologue. On retient principalement 2 domaines d'intervention : les télangiectasies et les varices, auxquels on peut ajouter le traitement des hyperpigmentations.

La complémentarité du laser avec la microsclérothérapie, traitement de recommandation de grade 1C, permet d'aller plus loin dans la pertinence de nos résultats sur les télangiectasies.

La nature de la lumière

La physique quantique permet de mieux comprendre comment la lumière est émise par la matière.

Cette émission s'explique par le saut qu'effectue un électron d'une orbite **(Figure 1)** à une autre.

Pendant ce saut [1] vers l'orbite moins énergétique (une orbite plus intérieure), l'électron va céder une partie de son énergie sous forme d'un photon émis vers l'extérieur.

Inversement, l'électron d'un atome **(Figure 2)** pourra absorber un photon d'énergie donnée et ainsi sauter d'une orbite peu énergétique à une orbite plus énergétique. Il sera ainsi **excité** car sur une orbite plus énergétique que la normale. C'est en se désexcitant qu'il pourra réémettre un photon.

La lumière [2] est considérée par les physiciens comme une onde corpusculaire.

C'est une onde électromagnétique **(Figure 3)** composée de particules appelées photons, se propageant dans le vide à la vitesse c.

Jean-Marc Chardonneau, phlébologue.
E-mail : jeanmarcchardonneau@yahoo.fr

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

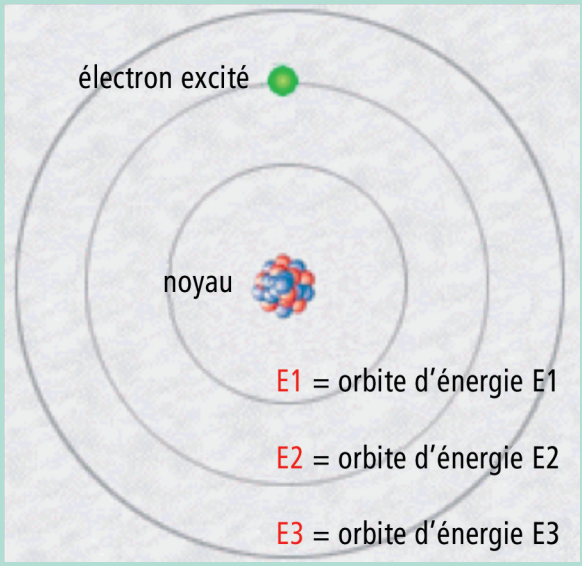

FIGURE 1 : Les orbites d'un atome.

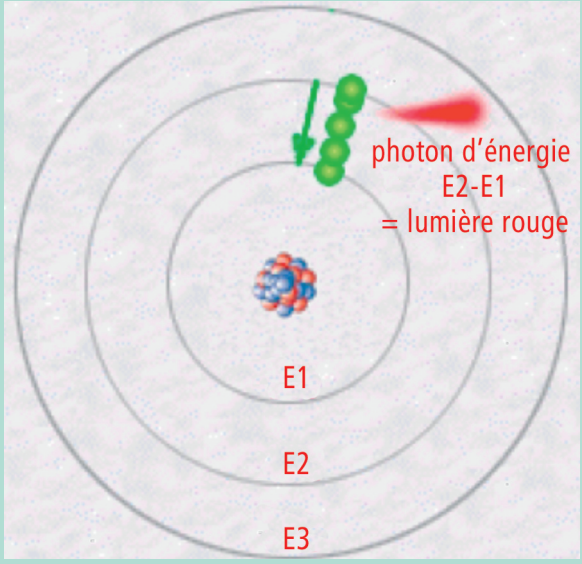

FIGURE 2 : Émission d'un photon.

Un photon de longueur d'onde λ transporte l'énergie E avec l'équation :

$E = hc/\lambda$

E = quantum d'énergie du photon.

h = constante de Planck (6,625 × 10 -27 ergs/sec)

Toujours est-il que la lumière est caractérisée par sa **fréquence** ou sa **longueur d'onde**.

La lumière n'est donc qu'une fenêtre étroite de l'ensemble des ondes électromagnétiques **(Figure 4)** (qui comprennent aussi les rayons gamma, X, ultraviolets, infrarouges, les ondes radios...).

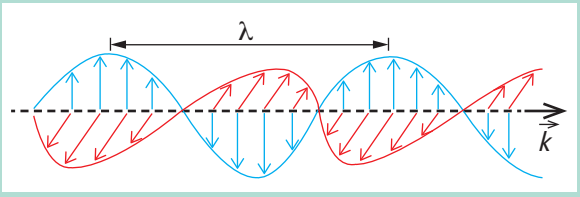

FIGURE 3 : Onde électromagnétique.

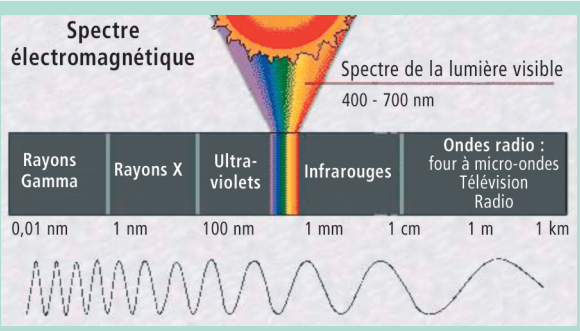

FIGURE 4 : Spectre des ondes électromagnétiques.

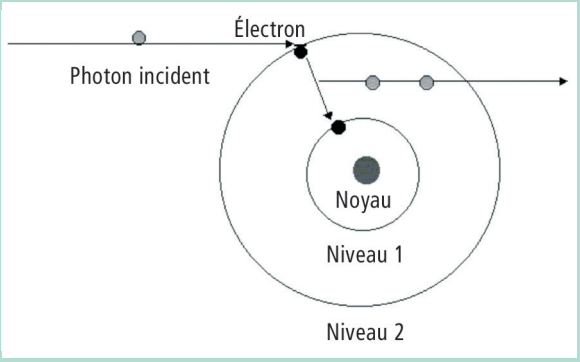

FIGURE 5 : Action du laser sur un atome.

Le laser

Acronyme de « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ».

Les atomes ou molécules sont excités par un apport d'énergie **(Figure 5)** extérieure (électrique, lumineuse).

L'énergie stockée dans les centres luminescents **(Figure 6)** est émise par stimulation par un photon de même énergie (transistor optique).

Il en résulte une amplification du nombre de photons produits par le milieu.

L'effet laser est alors créé par des allers et retours de la lumière émise dans la cavité (fermée par des miroirs).

Au-delà d'une certaine puissance accumulée dans la cavité, le faisceau laser s'échappe du côté du miroir le moins réfléchissant.

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

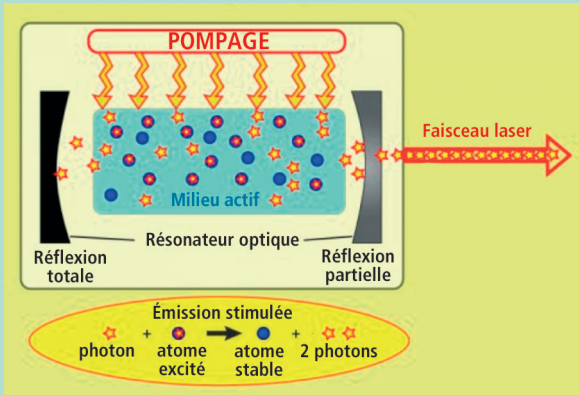

FIGURE 6 : Structure d'un laser.

Spécificités de la lumière laser

Le faisceau laser est défini par 4 caractéristiques :

- **Unidirectionnel**
- **Puissant**

  La lumière est très concentrée sur une toute petite surface (quelques millimètres carrés). À titre d'exemple, le soleil exerce au niveau de la terre une puissance de 1400 W/m², une lampe incandescente 8 W/m², un laser hélium néon 1100 W/m² et un laser Co2 4 × 10 puissance 6 W/m².

- **Monochromatique**

  Contrairement aux sources habituelles de lumière qui sont polychromatiques (constituée de plusieurs longueurs d'onde), la lumière produite par un laser est monochromatique ou quasi-monochromatique. Elle contient très peu de longueurs d'onde.

  Le laser argo a un $\Delta l = 0{,}002$ nm. À titre de comparaison, la lumière LED : $\Delta l \geq 100$ nm d'étendue spectrale et le spectre visible : $\Delta l = 350$ nm.

- **Cohérent**

  La lumière produite par un laser est ordonnée dans le temps et dans l'espace.

  Ainsi, chaque photon qui la compose oscille en même temps, de la même manière.

  La directivité de la lumière laser est d'ailleurs une conséquence de sa cohérence.

Interaction laser et tissu vivant

Le laser agit par effet thermique.

L'effet thermique du laser sur les tissus biologiques [3] est un processus complexe résultant de 3 phénomènes distincts : une conversion de lumière en chaleur, un transfert de chaleur et une réaction tissulaire liée à la température et la durée d'échauffement.

Cette interaction conduit à la dénaturation ou à la destruction d'un volume tissulaire.

La source de chaleur est induite par conversion de la lumière laser en chaleur.

La réflexion optique

Détermine quelle proportion du faisceau va effectivement pénétrer dans le tissu.

La connaissance précise de la réflectivité des tissus est importante car elle peut atteindre des valeurs élevées.

La diffusion optique

Est une interaction de la lumière avec la matière dans laquelle la direction du rayonnement incident est modifiée par des hétérogénéités (molécules ou petites particules présentes dans le milieu).

La diffusion joue un rôle important dans la distribution spatiale de l'énergie absorbée.

Lorsque la lumière est peu absorbée (rouge et proche infrarouge), la pénétration en profondeur du faisceau serait importante, si elle ne décroissait pas rapidement à cause de la diffusion.

L'absorption

Est fonction du couple longueur d'onde-chromophore.

La plupart des molécules organiques ont une forte absorption dans les ondes très courtes du visible, notamment le violet.

Dans le visible (bleu, vert, jaune), l'absorption s'effectue principalement au niveau de l'hémoglobine et de la mélanine.

Le rouge et le proche infrarouge (0,6 à 1,2 µm) sont peu absorbés et pénètrent profondément dans les tissus (cette pénétration est cependant limitée par la diffusion optique).

Les chromophores

Un chromophore est un composant biologique spécifique qui va capter préférentiellement une couleur de lumière et donc une longueur d'onde.

En captant de manière sélective le rayon lumineux, le chromophore subit des réactions localisées, secondaire à la conversion du laser en chaleur suite à l'absorption de cette lumière par les différents chromophores.

L'absorption est fonction du couple longueur d'onde-chromophore.

La stratégie de la thérapeutique laser

Un certain nombre de paramètres [5] doivent être pris en considération avant le tir laser.

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

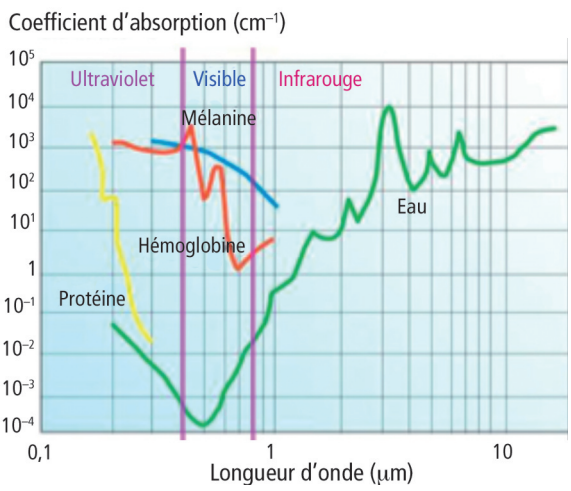

FIGURE 7 : Chromophores et longueurs d'onde.

La longueur d'onde

Pour le vasculaire, le chromophore **(Figure 7)** retenu est l'oxyhémoglobine. L'oxyhémoglobine [6] est le chromophore dominant au dessous de 600 nm. Entre 600 et 1200, la mélanine absorbe la plus grande partie de la lumière. Au-delà de 1200 nm, l'absorption lumineuse de l'eau devient importante.

D'autres éléments de réflexion interviennent suivant la cible choisie (vaisseau très superficiel ou plus profond dans le derme). On sait que plus la profondeur de pénétration du faisceau laser est liée à sa longueur d'onde. Plus les ondes sont courtes, moins elles descendent profondément.

En dessous de 600 nm, l'oxyhémoglobine va entrer en compétition avec les autres chromophores et notamment par la mélanine, très présente dans l'épiderme, avec un risque de brûlure.

À l'inverse, une longueur d'onde autour de 1000 nm, plus profonde **(Figure 8)**, sera peu absorbée par les couches superficielles

Point de collimation ou taille du spot

La taille du point de collimation [6, 7] fait référence au diamètre du faisceau laser ; il est généralement contrôlé au niveau de la pièce à main du laser. Dans cet algorithme, la sélection du point de collimation repose essentiellement sur la profondeur tissulaire du vaisseau à traiter et, dans une moindre mesure, sur la taille de la lésion traitée.

En général, les petits points de collimation sont mieux pour les vaisseaux superficiels de petit diamètre. Les points de collimation plus grands, de l'ordre de 7 à 10 mm, conduisent à une meilleure pénétration de la lumière et sont plus appropriés pour le traitement de vaisseaux profonds de grands diamètres.

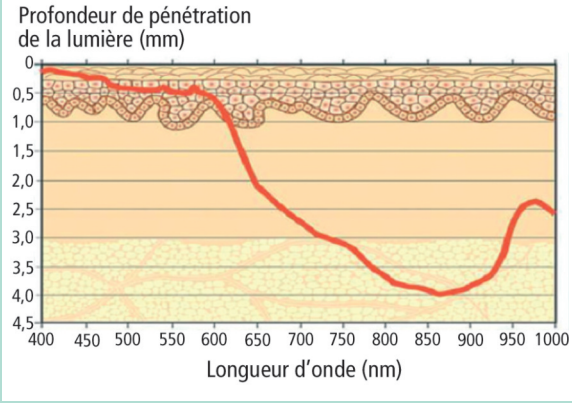

FIGURE 8 : Pénétration et longueur d'onde.

Les petits points de collimation induisent une plus grande dispersion de l'énergie laser et donc ne sont pas aussi efficaces pour la thermo-coagulation de vaisseaux grands ou profonds.

Les grands points de collimation dispersent peu la lumière et peuvent appliquer plus d'énergie à la cible souhaitée, produisant donc plus de photo-coagulation et de gonflement.

Il ne faut pas sous-estimer l'augmentation spectaculaire de l'énergie appliquée aux tissus lorsque l'on augmente la taille du point de collimation. En général, il varie de 1 à 5 mm, très rarement 7 mm.

Durée d'impulsion

C'est la durée du pulse [8, 9, 10]. Il conditionne la propagation de la chaleur en prolongeant l'effet thermique.

Si la durée d'impulsion est trop longue, une chaleur excessive peut diffuser au-delà de la cible et entraîner des effets indésirables (brûlure).

La durée d'impulsion fait référence à la durée d'émission de la lumière de l'impulsion laser.

La taille des vaisseaux à traiter constitue le principal critère de sélection de la durée d'impulsion.

Le volume des vaisseaux individuels dans une lésion vasculaire détermine ce paramètre.

Les impulsions courtes sont préférables pour les vaisseaux de petit diamètre, et les impulsions longues sont préférables pour les vaisseaux de grand diamètre.

L'opérateur laser doit garder à l'esprit le fait que les durées d'impulsion trop courtes induisent des risques de purpura résultant d'une mauvaise coagulation et de la lyse de vaisseaux.

À l'inverse, des durées d'impulsions trop longues peuvent causer des gonflements dus à l'accumulation de fluide interstitiel causée par une coagulation excessive.

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

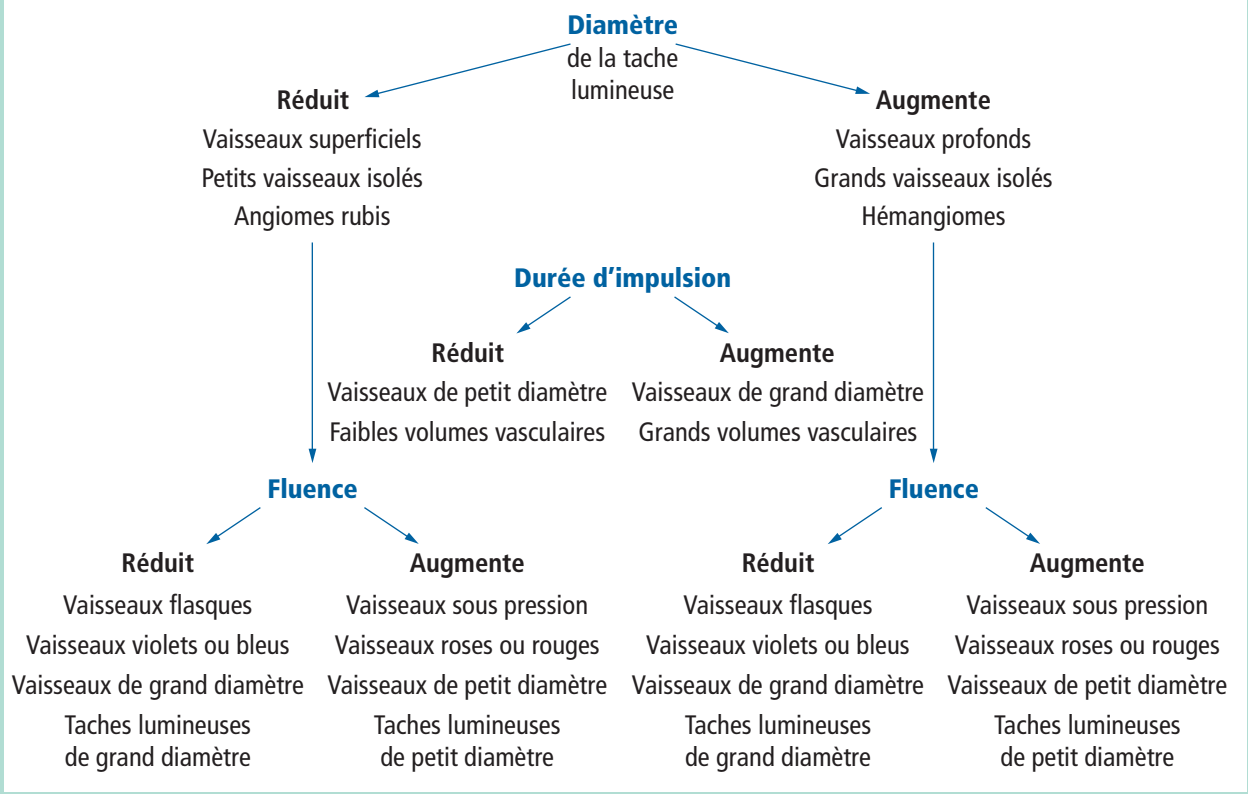

FIGURE 9 : Sélection des paramètres.

De même, l'accumulation d'impulsions, des applications rapides d'impulsions adjacentes et une haute intensité peuvent causer des dommages thermiques collatéraux au-delà du vaisseau.

Le temps de relaxation thermique

C'est le temps nécessaire à un tissu pour perdre la moitié de la température acquise immédiatement après le tir laser. Il est lié au volume de la cible et à ses propriétés.

La fluence

C'est la quantité de lumière ou d'énergie qui sort d'une surface d'1 cm^2.

Elle s'exprime en Joules/cm^2.

C'est la principale caractéristique [10, 11] d'une machine.

Pour obtenir une bonne qualité de traitement, un niveau minimum de fluence est indispensable.

Grâce à ce niveau de fluence, on pourra obtenir une élévation de température suffisante de la cible.

Bien entendu, l'énergie lumineuse doit être de qualité (bien filtrée, bien calibrée et bien précise).

Elle varie suivant la couleur de la veine. Pour les télangiectasies rouges, il faut augmenter la fluence et sur les bleus celle-ci est réduite.

De façon générale,

- trop élevée, il peut y avoir un échauffement des tissus voisins ;
- trop basse, elle est inefficace **(Figure 9)**.

Cooling ou refroidissement

Il est intégré dans la pièce à main.

Son utilisation permet de limiter les effets indésirables au niveau épidermique et d'améliorer le confort du patient.

On l'utilise avant et après la procédure.

Différentes températures sont possibles : 5° C, 10° C, 15° C, 20° C.

Les différents lasers vasculaires

Lasers à colorant pulsé (LPC)

Les lasers à colorant pulsé sont des lasers dont le milieu actif est un colorant organique : la rhodamine 6G.

Ils sont pompés par une lampe flash.

Leur spectre d'émission varie entre 585 et 595 nm ; il est de 595 nm pour les dernières générations d'appareils.

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

Les LPC répondent au principe de la photo-thermolyse sélective, mais les appareils de dernière génération, grâce à la possibilité d'allongement de la durée d'impulsion dont ils disposent, peuvent émettre des pulses dont le mode d'action est celui de la photo-coagulation sélective.

Le traitement en photo-thermolyse sélective s'accompagne d'un purpura transitoire d'une semaine environ.

Le Diode 980 nm

Sa durée d'impulsion est supérieure au temps de relaxation thermique, ce qui évite l'éclatement des vaisseaux et donc le purpura.

Lasers Nd:YAG à impulsions longues (LP)

Ils émettent à 1064 nm et offrent une bonne profondeur de pénétration cutanée, même s'ils sont moins bien absorbés que les précédents par la mélanine et l'hémoglobine.

Ils sont donc particulièrement indiqués dans la prise en charge des varicosités des membres inférieurs, surtout bleutées.

Lasers bi-longueur d'onde

Ils associent un LPC et un laser Nd:YAG-LP dont les tirs sont délivrés successivement.

L'impact du LPC entraîne par chauffage sanguin une conversion de l'hémoglobine en méthémoglobine, qui absorbe 5 à 7 fois mieux que l'hémoglobine l'énergie du tir à 1064 nm par le laser Nd:YAG-LP.

La plate-forme EXCEL V associant les 2 longueurs d'onde, 534 et 1068 nm

- **Lasers Nd:YAG-KTP**

Les lasers Nd:YAG-KTP [13, 14] sont des lasers à milieu actif solide, constitué d'un barreau d'yttrium aluminium garnet (YAG) dopé par des ions néodyme (Nd^{3+}).

Ce barreau émet à 1064 nm et le faisceau est doublé en fréquence par l'interposition d'un cristal KTP (potassium titanyl phosphate).

Les lasers Nd:YAG-KTP émettent donc à 532 nm. Nous utilisons l'Excel V.

Ils fonctionnent selon le principe de la photo-coagulation sélective.

Ils ont le potentiel pour traiter toutes les dilatations veineuses superficielles dermiques : des télangiectasies rouges < 0,1 mm jusqu'aux veines réticulaires de 2 mm.

Le 534 nm permet de traiter les fines télangiectasies, la couperose , les points rubis , les pigmentations.

Le 1064 nm autorise l'éradication des télangiectasies > 1 mm et les veines réticulaires de 2 mm.

FIGURE 10 : Laser Excel V.

Pour ces veines réticulaires, il faut ouvrir le point de collimation à 5 mm (voire 7 mm), une fluence moyenne de l'ordre de 140 J et une durée d'impulsion de 20 ms en moyenne.

- **Les autres indications phlébologiques de la plate-forme Excel V (Figure 10)**

La couperose est une indication qui correspond à une demande très importante.

L'association des 2 longueurs d'onde se révèle pertinente en cas de présence associée de vaisseaux bleus plus dilatés, ce qui est assez fréquent.

Quelques résultats (Figure 11 et Figure 12)

Conclusion

La thérapeutique laser est une arme incontournable en phlébologie [15].

L'association au sein d'une même plate-forme de 2 longueurs d'onde, 534 et 1068 nm, permet de traiter une grande majorité des veines intradermiques dilatées.

Le refroidissement intégré à la pièce à main permet d'éviter les risques de brûlure et d'améliorer le confort du patient.

La photothérapie laser a un potentiel très important qu'il nous appartient de bien définir.

L'action du laser ne se résume pas, dans le domaine phlébologique, à une atteinte exclusivement intravasculaire ; une réflexion sur les télangiectasies [16], notamment isolées, peut nous laisser croire à l'intérêt d'une stimulation collagénique du tissu périvasculaire.

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

FIGURE 11 : Traitement des télangiectasies de la face gonale médiale.
Paramètres utilisés 1064 nm Nd:YAG – 130 J/cm² – 30 ms – 5 mm – 2 traitements.

FIGURE 12 : Traitement par laser de la couperose.
Paramètres utilisés 532 nm KTP – 6,6 J/cm² – 15 ms – 10 mm – 3 traitements.

Références

1. Société Française de Physique et la Société Française d'Optique - brochure sur « La lumière et ses applications » 2015. http://www.sfoptique.org
2. Cammarata M., Bertoni R., Lorenc M., Cailleau H., Di Matteo S., Mauriac C., Létard, J.F., et al. Sequential Activation of Molecular Breathing and Bending during Spin-Crossover Photo switching Revealed by Fem to second Optical and X-Ray Absorption Spectroscopy. Physical Review Letters 2014.
3. Brunetaud J.M. Les quatre mécanismes d'interaction laser-tissus vivants.
4. Dahan S., Toubel G. Les lasers en dermatologie. Medical 2011.
5. Chardonneau J.M. Le phlébologue et l'esthétique. Phlébologie 2003 ; 56 : 383-8.
6. Blanchemaison Ph. Le choix des paramètres dans le traitement par laser KTP et Nd-Yag des varicosités. Phlébologie 2004 ; 57 : 383-90.
7. Lee J.H., Na S.Y., Choi M., Park SH., Cho S. Long-pulsed Nd: YAG laser: does it give clinical benefit on the treatment of resistant telangiectasia? JEADV 2011.
8. Moser C.M., Hamsch C. Successful treatment of cutaneous venous malformations in a patient with blue rubber bleb naevus syndrome by Nd:YAG laser. Br. J. Dermatol. 2012 ; 166(5) : 1143-5.
9. Radmanesh M., Kiani A. Bioactivity enhancement of titanium induced by Nd: Yag laser pulses. J. Appl. Biomater Funct. Mater 2015 Dec. 4:0. doi: 10.5301/jabfm.5000258. [Epub ahead of print]
10. de Quintana-Sancho A., Díaz-Ramón J.L., Acebo-Mariñas E., Cánovas-Fernández A. Treatment of the Mucocutaneous Manifestations of Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia Using the Nd:YAG Laser (1064nm). Actas Dermosifiliogr. 2015 Oct.
11. Parlar B., Blazek C., Cazzaniga S., Naldi L., Kloetgen H.W., Borradori L., Buettiker U. Treatment of lower extremity telangiectasias in women by foam sclerotherapy *vs*. Nd:YAG laser: a prospective, comparative, randomized, open-label trial. J. Eur. Acad. Dermatol. Venereol. 2015 Mar ; 29(3) : 549-54.
12. Becher G.L., Cameron H., Moseley H. Treatment of superficial vascular lesions with the KTP 532-nm laser: experience with 647 patients. Lasers Med. Sci. 2014 Jan ; 29.
13. Meesters A.A., Pitassi L.H., Campos V., Wolkerstorfer A., Dierickx C.C. Transcutaneous laser treatment of leg veins. Lasers Med. Sci. 2014 Mar ; 29(2) : 481-92. doi: 10.1007/s10103-013-1483-2. Epub 2013 Nov 13.
14. Bernstein E.F., Noyaner-Turley A., Renton B. Treatment of spider veins of the lower extremity with a novel 532 nm KTP laser. Lasers Surg. Med. 2014 ; 46,2 : ed Sci. 2014 Mar ; 29(2) : 481-92.
15. Moreno-Moraga J., Smarandache A., Pascu M.L., Royo J., Trelles M.A. 1064 nm Nd:YAG long pulse laser after polidocanol microfoam injection dramatically improves the result of leg vein treatment: a randomized controlled trial on 517 legs with a three-year follow-up. Phlebology 2014 Dec ; 29(10) : 658-66.
16. Chanvallon G., de Montpreville T., Kowarsky S., Parot A. Aspects physiopathologiques et anatomopathologiques des varicosités. Phlébologie 2001 ; 54 : 373-6.