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 2013, 66, 2, p. 28-33

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHLÉBOLOGIE

Mode d'action des lasers endoveineux et impact des différentes longueurs d'onde.

How endovenous lasers work and the effect of different wavelengths.

Desnos P.

Résumé

Depuis la mise sur le marché des lasers endoveineux, leurs caractéristiques physiques n'ont cessé d'évoluer. Cette évolution est due à une recherche permanente d'amélioration de leur efficacité, mais aussi à des critères technologiques et économiques. En effet, historiquement, la mise en œuvre d'appareils d'un coût économiquement supportable fut fortement liée à la technologie. Les premiers lasers étaient chers à fabriquer et le choix de leur longueur d'onde dépendait du savoir-faire des industriels. Ainsi les premiers utilisateurs ont dû composer avec la longueur d'onde plutôt que la choisir.

L'énergie d'un faisceau laser s'exprime quand elle rencontre une cible capable de l'absorber. Les caractéristiques de cette cible sont variables en fonction de la longueur d'onde de l'émetteur. Si ces propriétés sont capitales dans le cadre des lasers dermatologiques dont le faisceau doit traverser des structures sans les affecter, elles le sont moins en endoveineux car on apporte l'énergie directement là où elle doit être utilisée.

Chaque évolution technologique a généré l'apparition de nouveaux lasers dont la longueur d'onde était différente. Parallèlement, les médecins utilisateurs ont pu affiner les paramètres d'application de l'énergie, et ont notamment mis en évidence que la tumescence était un temps indispensable dans cette procédure.

Finalement, l'analyse des résultats publiés montre que plus que la longueur d'onde, c'est la façon dont on dispense l'énergie qui est primordiale pour avoir de très bons résultats.

Mots-clés : *laser endoveineux, longueur d'onde, quantité d'énergie, évolution technologique, tumescence.*

Summary

Ever since endovenous lasers entered the market, their physical characteristics have undergone constant improvement. This is due to ongoing research to improve their efficacy, as well as the technological and economic criteria for their use. In fact, historically, the use of more affordable devices has been strongly linked to the technology. The first laser devices were expensive to manufacture and their choice of wavelength depended on the know-how of the manufacturers. The early users that had to regulate the equipment using the wavelength they were given rather than choosing it for themselves.

The energy of a laser beam is expressed when it encounters a target capable of absorbing it. The characteristics of this target vary depending on the wavelength transmitted. While these properties are crucial in the context of dermatological lasers in which the beams must pass through structures without affecting them, this is less important in the case of endovenous treatments since the energy is applied directly to the site at which it is to be used.

Each technological development has generated the introduction of new laser devices using different wavelengths. At the same time, the doctors using the devices have been able to regulate the energy settings required, and have shown, in particular, that tumescence represented an essential time to be taken during the procedure.

Finally, an analysis of the published results shows that the way in which the energy is expended is even more important than the wavelength for achieving good results.

Keywords: endovenous laser, wavelength, amount of energy, technological development, tumescence.

Philippe Desnos, 2, avenue de Bagatelle, F-14000 Caen.
E-mail : philippe.desnos@wanadoo.fr
Remis à la rédaction le 13 mars 2013.
Accepté le 21 mai 2013

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

Introduction

Selon la littérature internationale, la thermoablation par laser ou radiofréquence est devenue en quelques années le traitement de première ligne de l'insuffisance des veines saphènes [1].

- C'est en 1989 que ***Puglisi*** [2] fait la première communication sur le traitement des varices avec un laser Nd-Yag (1064 nm).
- En 1999, ***Boné*** [3] présente la première communication sur l'utilisation d'un laser diode (810 nm), mais ce n'est qu'après la première publication référencée de l'étude de ***Navarro*** et de ***Min*** en 2001 (810 nm) [4, 5] que la technique a été plus largement utilisée.
- En 2002, deux études réalisées avec des lasers de longueurs d'onde différentes ont été publiées par ***Gérard*** utilisant un laser de 980 nm [6] et par ***Proebstle*** utilisant un laser de 940 nm [7].

On remarquera que les débuts de cette technique sont marqués par une hétérogénéité des longueurs d'onde, fruit de la recherche, mais aussi et surtout de l'évolution technologique des lasers en général.

En France, cette diversité a quelque peu freiné la reconnaissance du laser auprès des autorités de santé par rapport à la radiofréquence.

C'est pourquoi une analyse des modes d'action des lasers endoveineux et de l'impact des longueurs d'onde sur les résultats nous paraît justifiée.

Évolution technologique des lasers

Le terme « LASER » est l'acronyme anglais de « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation » (en français, « amplification de la lumière par émission stimulée de rayonnement »).

C'est donc un amplificateur de lumière. Tous les lasers sont constitués de quatre composants de base :

– un substrat excitable, amplificateur de lumière, qui peut être solide, liquide ou gazeux ;
– une source d'énergie extérieure qui permet d'exciter le milieu actif ;
– un résonateur ou cavité optique ;
– un système de recueil de la lumière émise.

La lumière émise est :

- **Monodirectionnelle et presque parallèle** (cohérence spatiale) contrairement, par exemple, à la lumière divergente d'une ampoule électrique qui éclaire dans toutes les directions.
- **Monochromatique** (cohérence temporelle) avec une seule couleur, contrairement par exemple à la lumière du soleil composée d'un nombre infini de couleurs.
- **En phase (cohérence de phase)**. Les lasers émettent des rayonnements de longueur d'onde identique, tous en phase et qui le demeurent sur toute leur trajectoire.

En résumé, la lumière émise est unidirectionnelle, d'une seule couleur et amplifiée.

Parmi ces différentes caractéristiques, l'amplification est pour nous la plus importante, car c'est elle qui nous permettra d'apporter en un point donné suffisamment d'énergie pour effectuer la thermoablation.

Pour donner un ordre de grandeur, l'énergie d'un laser de 0,001 watt (1 milliwatt) perçue à 2 mètres est 40 fois plus importante que celle d'une ampoule électrique de 100 watts.

À l'origine, les lasers étaient des machines complexes formées de différents éléments juxtaposés qui mariaient l'électronique, la physique des gaz, l'optique, etc.

Ceci en faisait des machines fragiles, coûteuses à fabriquer et à entretenir.

Puis, vint la révolution des **lasers à semi-conducteurs** difficiles à industrialiser, mais robustes, peu onéreux à fabriquer et à entretenir.

Historique de l'évolution des lasers en endoveineux

- En 1989, ***Puglisi*** utilise un laser de type solide, Nd-Yag, qui est utilisé en médecine vasculaire pour le traitement **percutané** de lésions mineures comme les télangiectasies.
  Il lui revient l'idée de traiter *in situ* les gros troncs veineux en utilisant le mode **transcutané**. Le Nd-Yag (acronyme du nom anglais : *neodymium-doped yttrium aluminium garnet*) est un cristal utilisé comme milieu amplificateur.
  Ce type de laser est onéreux à fabriquer et fragile, sa longueur d'onde est de 1064 nm.
- Les années 90 voient l'apparition sur le marché d'un nouveau type de laser, les lasers à semi-conducteurs, improprement appelés **lasers diode**.
  Les premiers lasers à semi-conducteurs médicaux mis sur le marché avaient une longueur d'onde de 810 nm.
  Ainsi ***Boné***, ***Navarro*** et ***Min*** utilisent des lasers à semi-conducteurs d'une longueur d'onde de 810 nm.
- Au cours des années 2000, de nouveaux lasers à semi-conducteurs apparaissent sur le marché avec des longueurs d'onde différentes, la technologie évolue et les prix de production baissent.

Cette diversité des longueurs d'onde apporte-t-elle de réels avantages ?

La guerre des ondes

Avant leur utilisation en endoveineux, les lasers ont été utilisés comme laser de surface par les dermatologues.

La peau se comportant comme un filtre pour la lumière des lasers et les différences d'absorption entre les longueurs d'onde ont mis en avant les notions de cibles et de mode de transfert de chaleur.

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

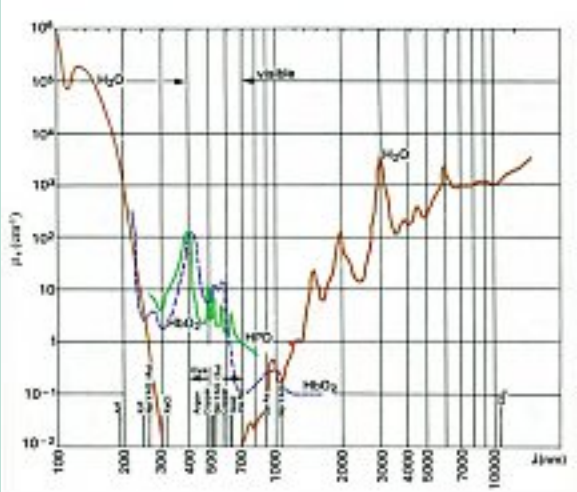

FIGURE 1 : Courbe d'absorption de l'énergie en fonction du chromophore et de la longueur d'onde.

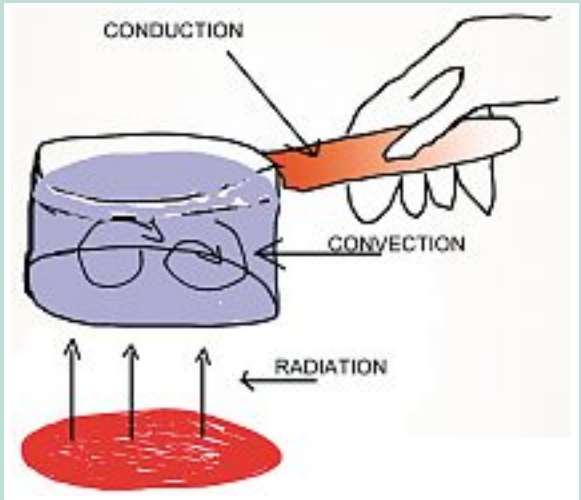

FIGURE 2 : Transmission de la chaleur, illustration CM2.

Les chromophores

Pour que la lumière soit absorbée et transformée en chaleur, il est nécessaire qu'elle corresponde à une cible, le chromophore, qui transformera l'énergie lumineuse du laser en énergie thermique.

Ainsi, un photon pourra traverser un tissu sans générer d'effet thermique jusqu'à ce qu'il rencontre un chromophore spécifique à sa longueur d'onde.

En endoveineux, les chromophores sont l'eau, l'oxyhémoglobine et l'hémoglobine.

La **Figure 1** montre que le coefficient d'absorption varie en fonction de la longueur d'onde et les différents chromophores cibles.

Cette notion aura dès lors une exploitation commerciale qui permettra aux différents fabricants de lasers de mettre en avant les effets spécifiques de telle ou telle longueur d'onde.

En effet, on comprend bien que si l'on a besoin de concentrer de l'énergie sur une cible et que le faisceau laser doit traverser différents milieux sans effets biophysiques comme on peut le faire en dermatologie ou en ophtalmologie, on pourra jouer sur la longueur d'onde. Cela permettra par exemple de détruire une structure sous-cutanée sans brûler la peau avec un laser de surface.

Une bonne cible

Mais qu'en est-il du laser endoveineux ?

Ici, on apporte l'énergie *in situ*, là où elle doit agir, on ne traverse aucun milieu sensible, le premier chromophore venu sera le bon.

En fonction du chromophore cible, il suffira de faire varier l'énergie émise pour moduler l'énergie transmise.

***A posteriori*, on s'est rendu compte qu'il valait mieux chauffer les structures tissulaires (constituées essentiellement d'eau) plutôt que le sang.**

Comme on peut le voir sur la courbe de la **Figure 1**, en ce qui concerne la lumière infrarouge, plus la longueur d'onde est importante, plus l'absorption par l'eau est élevée ; cette propriété est d'ailleurs utilisée par les chauffages électriques de type radiants, car ne l'oublions pas, nous parlons ici d'énergie lumineuse transportée par des photons, ce qui ne se réduit pas à celle des lasers.

Généralités sur les différents modes de transmission de la chaleur

Par radiation ou rayonnement

Le transfert se fait par rayonnement électromagnétique.

L'exemple caractéristique de ce dernier type de transfert est le rayonnement du soleil dans l'espace.

Par convection thermique

La convection est un mode de transfert qui implique un déplacement de matière dans le milieu, par opposition à la conduction thermique.

Un gaz ou un fluide devient moins dense quand il est chauffé.

Il a donc tendance à s'élever pour flotter au-dessus des régions froides plus denses.

Ceci explique l'apparition de boucles convectives.

Ce brassage permet de chauffer toute une pièce avec un seul radiateur ou tout un volume d'eau en ne chauffant que le bas de la casserole **(Figure 2)**.

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

Par conduction thermique

La conduction thermique est un transfert thermique spontané d'une région de température élevée vers une région de température plus basse, elle est décrite par la loi établie mathématiquement par ***Jean-Baptiste Biot*** en 1804 puis expérimentalement par ***Fourier*** en 1822 [8].

Elle peut s'interpréter comme la transmission de proche en proche de l'agitation thermique : un atome (ou une molécule) cède une partie de son énergie cinétique à l'atome voisin. Si je pose ma main sur une plaque électrique, je me brûle par conduction.

Ainsi, bien qu'alimenté par un courant de radiofréquence, le procédé Closure Fast avec son extrémité résistive se comporte plus comme un émetteur d'énergie thermique par effet joules que comme une source de radiofréquence.

Combinaison des modes de transfert

Le transfert d'énergie par chaleur se réalise généralement par une combinaison de plusieurs modes. Parfois, le transfert thermique s'accompagne d'un transfert de matière. Par exemple, dans le cas de l'ébullition d'un liquide, une partie du liquide subit un changement d'état physique et le gaz ainsi créé se sépare du liquide.

La conduction thermique à l'intérieur d'une veine

La chaleur (au-dessus de 60°) provoque une dénaturation des protéines, il existe une désorganisation de la structure spatiale, sans ruptures des liaisons covalentes (c'est en dénaturant du collagène que l'on fabrique la gélatine).

Dans les techniques endoveineuses, il existe un gradient de chaleur et l'on observe parallèlement un gradient de lésions.

La dénaturation du collagène provoque une rétraction du vaisseau, puis une fibrose par prolifération du tissu conjonctif.

L'énergie du laser est transmise à l'intérieur de la veine sous forme de lumière infrarouge par l'intermédiaire d'une fibre optique.

L'échauffement par la fibre laser à l'intérieur d'une veine remplie de sang met en jeu des phénomènes complexes pour la transmission de l'énergie qui sont une combinaison des modes radiation, convection et conduction.

En effet, les chromophores proches de l'émetteur vont absorber l'énergie photonique et cette chaleur devra ensuite se diffuser par différents mécanismes aux structures adjacentes. ***Weiss*** [9], ***Proebstle*** [7], ***Mordon*** [11] et ***Fan*** [12] ont particulièrement étudié ses phénomènes avec les fibres nues.

Ainsi, les phénomènes de carbonisation que l'on pouvait mettre en évidence avec les fibres nues trouvent leur explication lorsque l'on sait que, sous certaines conditions, la chaleur à l'extrémité de celle-ci peut atteindre 730° C [10].

L'apparition des fibres à émission radiales a permis en diffusant la chaleur d'une manière plus uniforme de remédier aux inconvénients essentiellement douloureux de la carbonisation.

Ces études mettent aussi en évidence le fait que le sang est un obstacle à un chauffage efficace et harmonieux de la structure veineuse que l'on veut détruire.

La tumescence

L'analyse critique des premières publications concernant le laser montre que l'anesthésie utilisée lors des procédures endoveineuses était calquée sur celles utilisées pour la phlébectomie.

La lidocaïne était injectée non diluée tout le long de la veine. La quantité de lidocaïne était alors de 30 à 60 cc pour une grande veine saphène [4, 5].

Ce n'est qu'au cours des années 2000 [13] qu'est apparue l'anesthésie par tumescence.

En 2004, ***Goldman*** [14] dépose un brevet aux États-Unis qui concerne, entre autres, l'anesthésie par tumescence appliquée aux procédures endoveineuses. Celle-ci utilise la lidocaïne fortement diluée dans du sérum physiologique [6, 15].

Ce nouveau type d'anesthésie présente de nombreux avantages :

- L'introduction d'un volume important de liquide à l'intérieur de l'espace saphénien permet de comprimer la veine et ainsi de réduire physiquement son diamètre.
- La pression exercée sur la veine induit un spasme qui contribue lui aussi au rétrécissement de la lumière veineuse, à chasser le sang de la veine et permettre un contact intime de la sonde avec l'endothélium.
- Le liquide de tumescence introduit entre la veine et le plan cutané permet de décoller les veines trop superficielles et de les éloigner de la peau. Cet artifice est très utile puisqu'il permet de traiter des veines qui trop proches de la peau auraient pu occasionner des brûlures par conduction thermique. Il en est de même pour des nerfs trop proches de la structure veineuse.

En dehors des intérêts purement mécaniques de la tumescence, cette technique présente aussi un avantage considérable qui consiste en une économie importante de produit anesthésiant.

En effet, plus que l'effet pharmacologique de la lidocaïne, c'est le volume de liquide autour de la veine qui va absorber par conduction et diffusion l'énergie excédentaire délivrée par la source de chaleur [16, 17, 18].

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 résultats des études cliniques comparatives

Plusieurs études ont comparé les différentes longueurs d'onde (810 nm *vs* 980 nm [19] ; 940 nm *vs* 1320 nm [20] ; 980 nm et 1500 nm [21]) et ont montré une efficacité similaire.

Ce n'est que sur les effets secondaires tels que douleurs et ecchymoses que les résultats sont légèrement différents.

Cependant, le faible échantillonnage de la population, ou l'absence de randomisation, ne permet pas de conclure à une réelle différence entre les longueurs d'onde même sur les effets secondaires [22].

Discussion

L'analyse chronologique de l'évolution des longueurs d'onde montre que celle-ci est fortement dépendante de l'évolution technologique des lasers en termes de faisabilité, mais aussi en termes économiques.

En effets, les premiers lasers dont la longueur d'onde était de 1064 nm étaient onéreux.

Dès que la technologie l'a permis, ils ont été remplacés par des lasers à semi-conducteurs beaucoup plus abordables sur le plan financier, mais dont la longueur d'onde d'émission était différente pour des raisons technologiques.

Les premiers lasers diodes avaient en effet une longueur d'onde de 810 nm puis vinrent les 940 et 980 nm, etc.

À cette époque les différents constructeurs surent utiliser les courbes d'absorption pour vanter les mérites de leurs longueurs d'onde respectives.

En même temps, les utilisateurs ont compris à la lumière de leurs résultats qu'aucun type de laser n'était parfait et que plus que la longueur d'onde, c'est la façon dont on dispense l'énergie qui est primordiale pour avoir de bons résultats.

Conclusion

La thermoablation endoveineuse doit délivrer suffisamment d'énergie calorique à l'intérieur de la veine pour induire sa destruction par le biais de phénomènes biologiques irréversibles.

Contrairement aux situations où l'on doit utiliser les propriétés physiques des lasers en jouant habilement sur les longueurs d'onde, en endoveineux, c'est plus sur la manière dont on délivre l'énergie que l'efficacité sera attendue.

Ainsi, une analyse *a posteriori*, nous permet de souligner des éléments essentiels qui contribuent au succès des procédures endoveineuses que ce soit d'ailleurs laser ou radiofréquence : la quantité d'énergie doit être délivrée de façon nécessaire et suffisante dans une veine collabée et vide de sang grâce à une interface adaptée à la diffusion de l'énergie à l'intérieur de la veine.

En cela, pour les lasers, la longueur d'onde a peu d'importance et la tumescence est un temps essentiel dans ce type de procédure.

Références

1. Gloviczki P., Comerota A.J., Dalsing M.C., et al. The care of patients with varicose veins and associated chronic venous diseases: Clinical practice guidelines of the Society for Vascular Surgery and the American Venous Forum. J. Vasc. Surg. 2011 ; 53 : 2S-48S.
2. Puglisi B., Tacconi A., San Filippo F. L'application du laser ND-Yag dans le traitement du syndrome variqueux. Phlébologie 1989 ; 839-42.
3. Boné C. Tratamiento endoluminal de las varices con laser. Estudio preliminar. Rev. Pathol. Vasc. 1999 ; V : 35-46.
4. Navarro L., Min R.J., Boné C. Endovenous laser: a new minimally invasive method of treatment for varicose veins – preliminary observations using an 810 nm diode laser. Dermatol. Surg. 2001 Feb ; 27(2) : 117-22.
5. Min R.J., Zimmet S.E., Isaacs M.N., Forrestal M.D. Endovenous laser treatment of the incompetent greater saphenous vein. J. Vasc. Interv. Radiol. 2001 Oct ; 12 (10) : 1167-71.
6. Gerard J.L., Desgranges P., Becquemin J.P., Desse H., Melliere D. Feasibility of ambulatory endovenous laser for the treatment of greater saphenous varicose veins: one-month outcome in a series of 20 outpatients. J. Mal. Vasc. 2002 Oct ; 27(4) : 222-5.
7. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A., Espinola-Klein, Rother W., Bethge S., Knop J. Endovenous treatment of the greater saphenous vein with a 940-nm diode laser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles. J. Vasc. Surg. 2002 Apr ; 35(4) : 729-36.
8. Pérez J.Ph., Romulus A.M. Thermodynamique. Fondements et applications. Paris : Masson ; 1993.
9. Weiss R.A. Comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model. Dermatol. Surg. 2002 Jan ; 28(1) : 56-61.
10. Randeberg L.L., Bonesrønning J.H., Dalaker M., Nelson J.S., Svaasand L.O. Methemoglobin formation during laser induced photothermolysis of vascular skin lesions. Lasers Surg. Med. 2004 ; 34(5) : 414-9.
11. Mordon S., Wassmer B., Zemmouri J. Mathematical modeling of endovenous laser treatment (ELT). BioMedical Engineering On Line 2006 ; 5 : 26.

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

12. Fan C.M., Anderson R.R. Endovenous laser ablation: mechanism of action. Phlebology 2008 ; 23 : 206-13.
13. Garde C. L'anesthésie locale en chirurgie veineuse superficielle. Phlébologie 2000 ; 1 : 63-7.
14. Goldman M.P., Weiss R.A., Zikorus A.W., Chandler J.G. Method and apparatus for applying energy to biological tissue including the use of tumescent tissue compression. Brevet US 7396355B2, 8 juillet 2008.
15. Min R.J., Khilnani N., Zimmet S.E. Endovenous laser treatment of saphenous vein reflux: long term results. J. Vasc. Interv. Radiol. 2003 ; 14 : 991-6.
16. Zimmet S.E., Min R.J. Temperature changes in perivenous tissue during endovenous laser treatment in a swine model. J. Vasc. Interv. Radiol. 2003 Jul ; 14(7) : 911-5.
17. Disselhoff B.C.V., Rem A.I., Vedaasdonk R.M., Der Kinderen D.J., Moll F.L. Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action. Phlebology 2008 ; 23 : 69-76.
18. Beale R.J., Mavor A.I.D., Gough M.J. Heat dissipation during endovenous laser treatment of varicose veins – is there a risk of nerve injury? Phlebology 2006 ; 21 : 32-5.
19. Kabnick L.S. Outcome of different endovenous laser wavelengths for great saphenous vein ablation. J. Vasc. Surg. 2006 Jan ; 43(1) : 88-93.
20. Proebstle T.M., Moehler T., Gül D., Herdemann S. Endovenous treatment of the great saphenous vein using a 1,320 nm Nd:YAG laser causes fewer side effects than using a 940 nm diode laser. Dermatol. Surg. 2005 Dec ; 31(12) : 1678-83 ; discussion : 1683-4.
21. Vuylsteke M.E., Vandekerckhove P.J., De Bo T., Moons P., Mordon S. Use of a New Endovenous Laser Device: Results of the 1,500 nm Laser. Ann. Vasc. Surg. 2009 Sep ; 10.
22. Pichot O., Gérard J.-L., Hamel-Desnos C. Les traitements endoveineux thermiques. In : Traité de médecine vasculaire. Paris : Elsevier Masson ; 2010.

www.revue-phlebologie.org