

---

# Suppression de la grande veine saphène par laser endoveineux

# 28

D. Creton

---

## Introduction

Depuis les résultats des premiers travaux de Navarro, Min et Bone [1] dans les années 2000, utilisant pour la première fois le laser endoveineux (LEV) à diode 810 nm, de nombreux types de LEV ont été mis au point. Aujourd'hui, plus de dix ans après, le LEV s'est imposé incontestablement comme technique de remplacement du stripping. Il existe actuellement de nombreux types de diodes, de générateurs, de paramètres, de modes d'utilisation. Ce manque de standardisation rend difficile l'interprétation des nombreuses études et surtout ne permet pas toujours d'établir des règles consensuelles.

---

## Mécanisme d'action

Le laser (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) est un rayon monochromatique (longueur d'onde unique), cohérent (en phase) concentré et amplifié par un générateur diode pour créer un rayonnement de haute énergie, envoyé ensuite dans une fibre optique en silice purifiée. Le rayon chemine par réflexion sur un revêtement entourant la fibre puis sort à l'extrémité de la fibre nue.

Lorsqu'il traverse le sang, ce rayonnement est capté par un chromophore spécifique (hémoglobine ou eau) selon sa longueur d'onde ; son énergie est libérée puis absorbée dans

le milieu correspondant et se transforme immédiatement en chaleur dans la zone de pénétration optique. Sans absorption, il n'y a aucun transfert d'énergie au tissu. Par ailleurs, la dispersion de la lumière se produit dans tous les tissus, réduisant la pénétration de celle-ci. La meilleure longueur d'onde doit avoir un coefficient d'absorption élevé et un coefficient de diffusion réduit.

À l'extrémité de la fibre, la température atteint plus de 1 000 °C, ce qui explique que le contact de l'extrémité de la fibre avec la paroi veineuse entraîne des perforations et des fissurations lors de son déplacement. La température intravasculaire décroît rapidement à quelques millimètres de l'extrémité du fait de l'absorption par le sang.

L'énergie ( $E$ ) (exprimée en joule), reçue par l'élément récepteur, est le produit de la puissance ( $P$ ) (exprimée en watt) délivrée par le générateur et du temps d'émission ( $t$ ) choisi par l'opérateur selon la formule :  $E = P \times t$ .

L'énergie délivrée ( $E'$ ) par le générateur est définie par l'opérateur en choisissant l'intensité du tir ( $I$ ) et le temps d'émission ( $t$ ) selon la formule :  $E' = I \times t$ .

La dose d'énergie fournie est mesurée de deux façons : soit par le calcul de la densité d'énergie par longueur de veine traitée, *Linear Endovenous Energy Density* (LEED), qui est l'énergie délivrée par longueur de veine mesurée en cm, soit plus précisément par le calcul de la fluence ou énergie appliquée à la surface ; c'est l'énergie rapportée à la surface du cylindre veineux en cm<sup>2</sup>. Cette surface est proportionnelle à la longueur ( $L$ ) de veine traitée et au diamètre ( $D$ ) de la veine selon la formule :  $S = L \times D \times \pi$ . La mesure du diamètre du tronc traité est donc essentielle à connaître.

Dans les consignes de paramétrage « constructeur », il existe toujours une correction en fonction du diamètre. Le tronçonnage (*TS*) n'étant pas un cylindre parfait et l'application de l'énergie n'étant pas rigoureusement perpendiculaire à la surface traitée, une approximation de calcul a été définie par Proebstle [2] et nommée *Endovenous Fluence Equivalent* (EFE) ; elle est le quotient de l'énergie appliquée à la surface veineuse traitée ( $L \times D \times \pi$ ).

Le LEV ne possédant pas de système de mesure de la température endoveineuse, il est très difficile de quantifier l'énergie réellement transmise à la paroi veineuse.

Le transfert de chaleur par conduction due à l'ébullition du sang provoque des lésions irréversibles de la paroi veineuse. Ces lésions histologiques ont été bien étudiées [3, 4]. Elles associent coagulation nécrosante de l'endothélium, de l'intima et de la couche interne de la média. Ces lésions aboutissent à une fibrose et une oblitération du TS.

## Matériel

### Type de diode laser du générateur

Il existe deux groupes de générateurs laser disponibles : le groupe des lasers absorbés par l'hémoglobine ayant une longueur d'onde de 810, 940 ou 980 nm et le groupe des nouvelles générations de laser WSLW (*Water-Specific Laser Wavelengths*) absorbés par l'eau ayant une longueur d'onde plus élevée de 1 320, 1 470 et 1 500 nm (fig. 1).

### Lasers à longueurs d'ondes absorbées par le rouge

Ce sont les plus anciens ; les longueurs d'ondes absorbées par le rouge (810, 940 ou 980  $\mu\text{m}$ ) ont bénéficié de nombreuses études. L'énergie du laser 940 nm est totalement absorbée par le sang ; elle s'accompagne d'une vaporisation des hématies qui produit une brûlure circulaire de la veine.

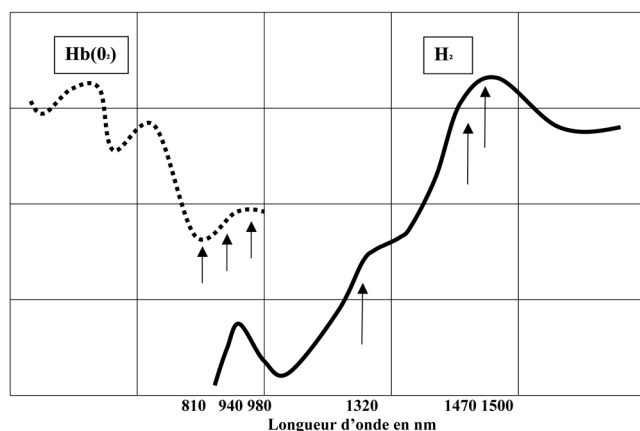


Fig. 1 – Coefficient d'absorption dans l'eau (H<sub>2</sub>O) et dans l'hémoglobine (Hb(O<sub>2</sub>)) en fonction de la longueur d'onde (de 810 à 1 500 nm).

Des études concernant le laser 810 nm réalisées *ex vivo* sur des prélèvements de saphène remplie de sang ont permis de mieux comprendre la réaction complexe qui conduit à la destruction tissulaire [5]. La lumière laser est absorbée par le sang, convertie en chaleur qui conduit à la coagulation du sang puis à sa transformation en vapeur (vaporisation) et à sa carbonisation (300 °C). Cette carbonisation inclut des bulles de vapeur réalisant une couche isolante qui brûle à l'extrémité de la fibre. Cette couche de carbone absorbe l'énergie et génère des températures ponctuelles de 1 000 à 2 000 °C. Ceci explique le rôle très important de la présence de sang pendant la procédure.

Après quelques secondes, la température décroît rapidement pour descendre à 30 °C. Des températures de plus de 1 334 °C ont ainsi été mesurées sur la veine jugulaire de chèvre [4]. Afin d'évaluer la diffusion thermique à l'extérieur de la veine, des mesures de température ont été faites sur la paroi externe de la veine de l'oreille de porc pendant des tirs laser [6]. Avec différentes puissances utilisées (de 8 à 15 watts), la température variait de 34,5 °C à 39,4 °C avec une tumescence. Le maximum de température enregistré à 3, 5 et 10 mm de la paroi veineuse était de 43,3 °C, 34,5 °C et 33,7 °C chez l'homme pendant un traitement laser 810 nm [7].

En comparaison de ce fort coefficient d'absorption dans l'hémoglobine, ce même laser a un coefficient d'absorption dans l'eau de 1 % seulement, ce qui n'a aucun effet thermique sur l'eau [8].

Des études ont montré que le volume de vapeur produite par ébullition du sang était proportionnel à l'énergie laser développée, que ce soit pour le 810 nm, le 940 nm ou le 980 nm [3]. Les auteurs concluent que, pour ces longueurs d'ondes, l'absorption de l'énergie laser par le sang entraîne une occlusion thrombotique de la veine par ébullition du sang [9].

### Lasers à longueurs d'ondes absorbées par l'eau

Les diodes laser avec un fort coefficient d'absorption dans l'eau (1 320, 1 470 et 1 500 nm) ont pour cible l'eau intracellulaire de la paroi veineuse (fig. 1). Par leur impact directement cellulaire, elles ont une efficacité supérieure aux lasers précédents pour une moindre énergie [10].

### Contrôle du générateur

Des emplois répétés du générateur peuvent conduire à des différences entre la puissance affichée par le générateur et celle effectivement émise à l'extrémité de la fibre. Cela nécessite d'effectuer, en fonction des recommandations du fabricant, des contrôles réguliers avec vérification et éventuellement un nouveau paramétrage de l'énergie émise.

## Caractéristiques de la fibre optique

La fibre de 600 microns à extrémité nue est la plus souvent utilisée. Il existe de nombreux fournisseurs de fibres de qualité différente. Il est très important qu'elle soit à usage unique en silice purifiée, non recoupée, afin que toute l'énergie soit transmise sans risque de carbonnage à son extrémité. Pendant la procédure, la carbonisation de l'extrémité de la fibre peut engendrer des températures extrêmement hautes. Des fibres de mauvaise qualité peuvent être endommagées par l'aiguille utilisée pour les injections de tumescence.

L'extrémité de la fibre à tir frontal (dans l'axe de la fibre) est agressive pour la paroi veineuse (fig. 2). Pour cette raison, elle doit être mise en place dans le tronc saphène à l'intérieur d'une sonde droite 5 Fr et les manœuvres de déplacement de son extrémité doivent être limitées au niveau de la jonction saphéno-fémorale (JSF). Du fait de son extrémité tranchante, des perforations de la sonde droite 5 Fr ont été décrites avec passage de la fibre en dehors de la sonde [11]. En revanche, l'extrémité de la fibre à tir radial est en mousse ce qui facilite son introduction et son déplacement jusqu'à la JSF (fig. 3). Elle peut être montée directement dans le TS. Sa lumière est émise circulairement, donc directement sur la surface de la veine.

Des nouvelles fibres laser sont actuellement proposées comportant des systèmes qui maintiennent l'extrémité de la fibre au centre de la veine pour éviter les perforations dues au contact direct : tulipe de centrage – « Tulip-Tip fiber » (Tobrix, Waalre, Pays-Bas) – (fig. 4) [12], « Gold-

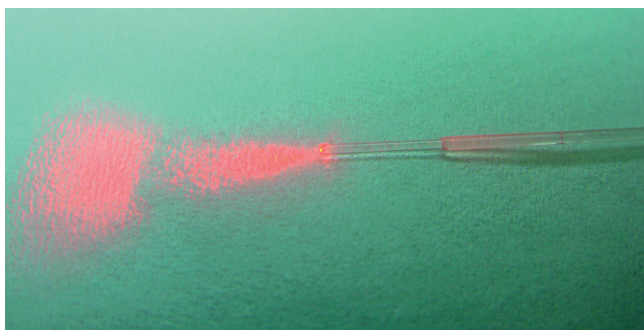


Fig. 2 – Fibre laser à tir frontal (extrémité tranchante).

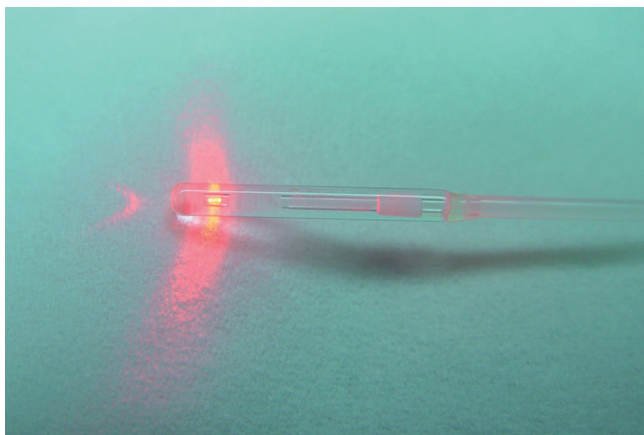


Fig. 3 – Fibre à tir radial (extrémité mousse).



Fig. 4 – Tulip-Tip fiber, dispositif appliqué à l'extrémité de la fibre à tir frontal permettant d'éviter le contact de l'extrémité avec la paroi.

Tip fiber » NeverTouch® et fibre à tir radial (ELVeS® Radial Fibre, Ceralas E, Biolitec AG, Allemagne) ; elles dispensent leur énergie circulairement sur 360° [13] (fig. 5). Une étude comparative, utilisant le laser 1 470 nm fibre nue et le laser 1 470 nm fibre à tir radial, a rapporté moins de douleurs, moins d'ecchymoses dans le groupe fibre à tir radial [14]. Dans ce groupe, l'énergie significativement plus basse (57,4 J/cm *versus* 79,4 J/cm) et l'absence de perforations ont permis d'expliquer la diminution des effets secondaires. Les études expérimentales sur la chèvre ont montré que la tulipe de recentrage située à l'extrémité de la fibre, proposée par Vuylsteke [12], n'entraînait aucune perforation, aucune ulcération ou destruction périveineuse tissulaire. Elle avait également une meilleure efficacité sur la nécrose pariétale qui intéressait 80 % de la circonférence de la veine alors que la nécrose transmurale n'était que de 64 % avec la fibre nue.

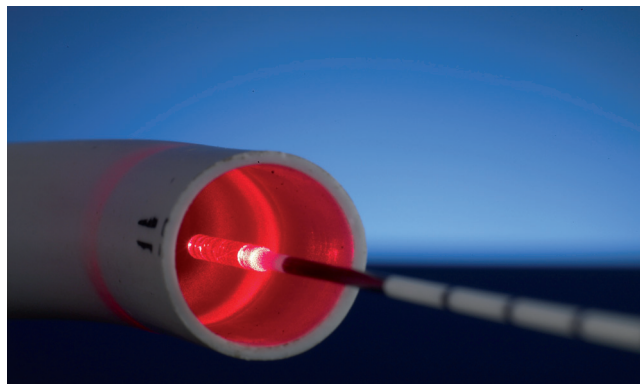


Fig. 5 – Fibre à tir radial (la lumière est émise de façon circulaire).

## Paramétrage de l'énergie à délivrer

Le paramétrage de l'énergie a toujours été le point le plus complexe et le plus controversé de la procédure. Il existe autant de paramétrages possibles que de matériels et d'opérateurs. Globalement, il faut délivrer par cm longueur une certaine énergie, située entre un minimum en deçà duquel la procédure n'est pas efficace et un maximum au-delà duquel les réactions inflammatoires sont délétères, tout en appliquant un correctif pour le diamètre. L'énergie délivrée est le produit de la puissance émise par le temps d'exposition sur le TS.

## Mesure du diamètre

La mesure du diamètre est un point essentiel.

Le diamètre est habituellement mesuré en position debout avant la procédure en différents points du TS afin de transformer par approximation le TS en un cylindre dont le diamètre décroît de haut en bas. Cette façon de procéder admet qu'en décubitus, même avec la diminution du diamètre d'environ 30 % majoré encore par la tumescence et le spasme du cathétérisme, la surface de la paroi du cylindre veineux est toujours la même. Cette surface anatomique, même plissée ou recroquevillée, servira au calcul de la EFE.

## Temps d'exposition

Le temps d'exposition se mesure différemment selon que le tir est réalisé en mode continu ou discontinu.

### Tir en mode discontinu

Les études *in vitro* de Mordon [15] ont montré que trois tirs discontinus de 15 watts et 2 s par cm (soit un tir tous les 3 mm environ) provoquaient un échauffement pariétal parfaitement homogène, régulier et linéaire avec une quantité d'énergie inférieure à celle d'une procédure en mode continu. Dans ce cas, la même quantité d'énergie est délivrée à des distances égales. Le tir en mode discontinu a l'avantage d'être parfaitement reproductible. En revanche, il serait responsable, en partie, des perforations induites par le contact pariétal de l'extrémité de la fibre pendant les tirs (fig. 6) [4]. Il a été beaucoup utilisé dans les premières études du LEV. Selon des études récentes, le tir en mode continu est plus souvent utilisé, probablement parce que ce mode de fonctionnement est en général plus rapide.

### Tir en mode continu

Il aurait l'avantage d'éviter les perforations provoquées par le contact de l'extrémité de la fibre avec la paroi [4, 16] (fig. 7). La vitesse de traction est calculée pour que l'énergie appliquée corresponde à celle prévue en J/cm (LEED) ou en J/cm<sup>2</sup> (EFE). Il est impératif d'effectuer une traction parfaitement régulière habituellement entre 1 et 3 mm/s. Des mesures électroniques de vitesses réelles lors de la traction manuelle de la fibre ont montré qu'il y avait une très grande disparité de vitesse malgré une parfaite sensation manuelle de régularité [17] et que ces variations de vitesse pouvaient induire des variations d'énergie de plus de 40 %. Afin d'optimiser cette régularité de traction, il existe des systèmes de guidage sonore (métronome) ou visuel (règle lumineuse de guidage Osypilot®) (fig. 8) ou des moteurs permettant de tracter la fibre à vitesse constante – Automatic Pull-back System (Volcano, Therapeutics Inc., Laguna Hills, CA, États-Unis).



Fig. 6 – Perforations après un tir en mode discontinu sur une veine saphène.

Bien que le tir en mode continu soit moins fiable quand il est réalisé à la main, il semble qu'il soit plus efficace que le tir en mode discontinu. En effet, d'après les études de Disselhoff [5], le mode continu apporte plus de carbonisation et des températures intravasculaires plus hautes (128 °C vs 75 °C) et plus durables (1,2 s vs 0,1 s).

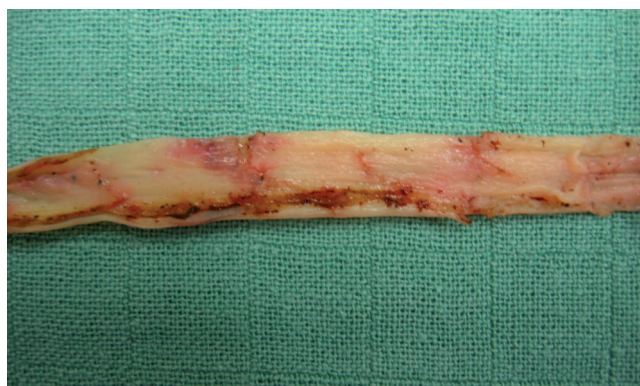


Fig. 7 – Aspect d'un tronc saphène après un tir en mode continu.



Fig. 8 – Système d'assistance à diodes lumineuses pour la traction en mode continu : Osypilot.

## Énergie délivrée et générateurs laser utilisés

### Lasers absorbés par l'hémoglobine (810, 940 et 980 nm)

De nombreuses études ont montré que l'oblitération était obtenue sans trop d'effets secondaires avec une énergie d'environ 60 J/cm<sup>2</sup>, (40 J pour les TS de petit diamètre et 80 J pour les TS de gros diamètre). Proebstle a mis en évidence que, parmi les différents paramètres de tir, seule la fluence basse inférieure à 10 J/cm<sup>2</sup> était corrélée à une mauvaise oblitération à 3 mois [18]. Plus récemment, afin d'objectiver la relation dosage de l'énergie du TS, donc de l'EFE, une étude comparative menée sur 114 TS a montré que deux groupes traités avec une EFE à 12,8 J/cm<sup>2</sup> et 35,1 J/cm<sup>2</sup> avaient respectivement à 12 mois un pourcentage d'occlusion de 82,7 et 97 % [2]. Les auteurs en ont conclu qu'il existait un seuil d'efficacité de l'EFE à 20 J/cm<sup>2</sup> au-delà duquel l'occlusion était durable après 1 an et que 6,3 J/cm était nécessaires pour chaque mm de diamètre de TS afin d'obtenir une occlusion. Ceci permet, par un calcul simple, de dire que, pour un diamètre de 10 mm, l'énergie délivrée doit être de 63 J/cm.

Il existe dans la littérature une grande variété de protocoles utilisés avec une grande disparité dans la quantité d'énergie employée [19-23].

Il est probable qu'il y ait encore beaucoup d'inconnus dans le fonctionnement du LEV et surtout dans la transposition à l'homme des études expérimentales.

En général, les constructeurs présentent des tableaux complets et précis permettant de paramétrer les tirs en mode continu ou discontinu en fonction du diamètre du TS et de sa profondeur.

### Lasers absorbés par l'eau (1 320, 1 470 et 1 500 nm)

Dès les premières études utilisant le Nd : YAG 1 320 nm, il a été constaté de très bons résultats avec des puissances plus faibles (5 watts) et moins d'effets secondaires [24]. La même quantité d'énergie que celle produite par le laser 980 nm (62 J/cm et 33 J/cm<sup>2</sup>) permettait d'obtenir 100 % d'oblitération mais avec significativement moins d'ecchymoses et de douleurs postopératoires [25].

Le laser 1 470 nm à fibre nue employé sur 134 TS a permis d'obtenir 100 % d'oblitération avec une LEED moyenne de 100 J/cm [26]. Dans cette étude, une énergie de 100 J/cm semble être une limite au-delà de laquelle le risque de paresthésie est significativement plus élevé (15,5 % vs 2,3 %). Une étude plus récente utilisant le laser 1 470 nm et une fibre à tir radial (ELVeS® Radial Fibre, Ceralas E, Biolitec AG, Allemagne) confirme l'efficacité avec 100 % d'oblitération à six mois et une LEED moyenne de 90,8 J/cm. Les auteurs conseillent d'utiliser une formule simple pour définir la LEED en fonction du diamètre : la LEED en J/cm est égale au diamètre du TS en mm multiplié par 10

(un diamètre de 6 mm nécessitera une LEED de 60 J/cm). L'intérêt de la fibre à tir radial était représenté surtout par le peu d'effets secondaires ; en effet, 44 % des patients n'avaient ressenti aucune douleur le lendemain de l'opération et 80 % n'avaient aucune ecchymose le lendemain et dix jours plus tard [13].

Le laser 1 500 nm est encore très peu utilisé. Sur 147 membres revus à six mois, l'oblitération a été obtenue dans 93 % des cas avec une LEED à 53,4 J/cm et un EFE à 32,2 J/cm<sup>2</sup> [27] ; les effets secondaires ont été minimes, mais il semble que le processus de fibrose soit plus long avec ce laser. Cependant, certains TS imparfaitement oblitérés à 6 mois se sont finalement fermés à 9 mois.

Au vu de ces études, l'ensemble des effets secondaires (douleur, ecchymoses, indurations, paresthésies) est moins important avec l'utilisation du tir en mode continu et surtout avec l'utilisation des diodes laser à longueurs d'ondes élevées avec un fort coefficient d'absorption dans l'eau (1 470 nm). Mais c'est probablement aussi parce que ces lasers ont la même efficacité pour des LEED et des EFE plus basses.

## Procédure

### Écho-Doppler préopératoire

Comme pour toute intervention de varices, l'écho-Doppler préopératoire en position debout est un temps essentiel de la procédure. Il permet le marquage des varices qui représentent toujours une partie non négligeable de l'opération, le marquage du trajet saphène incontinent à oblitérer et la partie basse de l'incontinence, souvent connectée à une veine superficielle qui sera le point d'entrée du cathéter et le point d'arrêt inférieur du traitement laser. Elle est souvent située en dessous de l'interligne articulaire du genou. Mais ce point de départ peut siéger au niveau de la cuisse, de la jambe ou à la cheville. La partie haute de l'incontinence s'arrête en général au niveau de la JSF sous la valve préterminale ou parfois au niveau d'une perforante de cuisse ou de la connexion avec la veine de Giacomini. L'examen écho-Doppler apprécie également la profondeur exacte de la veine par rapport à la peau, doit repérer la partie sous-fasciale du TS et sa partie susfasciale sous-cutanée, dont le traitement laser doit être prudent en raison de la proximité de la peau (une veine située à moins de 5 mm de la peau ne doit pas faire plus de 3 mm de diamètre afin de ne pas dépasser 8 watts de puissance). Elle doit être éloignée de la peau à l'aide d'une large tumescence. L'écho-Doppler est aussi nécessaire pour définir la stratégie d'introduction du matériel (ponction directe ou ponction par l'intermédiaire d'une tributaire). L'examen est enfin nécessaire pour mesurer le diamètre à différents endroits du TS qui permet de définir la LEED ou l'EFE.

## Technique

La technique s'effectue dans une salle dédiée ; la législation impose d'avoir sur la porte d'entrée un avis d'utilisation de laser et pour tout le personnel et le patient le port de lunettes de protection.

La tumescence est indispensable dans tous les traitements thermiques pour protéger les tissus environnants et notamment pour éviter les paresthésies postopératoires. Elle consiste en une infiltration dans le compartiment saphène d'une solution anesthésiante. L'intervention et les phlébotomies peuvent être effectuées sous anesthésie locale tumescente sans prémédication et sans sédation si le patient le souhaite. Cela permet de réaliser l'opération dans des conditions ambulatoires idéales avec un séjour très court. Mais tous les autres types d'anesthésies sont utilisables. Plusieurs sortes de liquides de tumescence sont utilisables. Le liquide de Klein [28] a été longtemps employé. Il mélange dans un litre de chlorure de sodium, 1 g de lidocaïne, 0,5 mg d'épinéphrine, 60 mL de bicarbonate à 1,4 %. Pour avoir une action plus puissante et immédiate, nous utilisons comme excipient du bicarbonate à 1,4 % dans lequel sont ajoutés 14 mL de lidocaïne adrénalinée à 1 % par litre de bicarbonate à 1,4 %. Le liquide est injecté sous contrôle échographique le long du TS de haut en bas dans le compartiment fascial. Il a pour but de réaliser l'anesthésie locale et de comprimer le TS afin de faciliter l'efficacité du laser. Les injections sont faites à la seringue ou plus facilement à la pompe à galet d'injection.

La procédure s'effectue par retrait de l'ensemble sonde droite/fibre laser sur un mode à tir discontinu ou continu. Il est nécessaire « de monter » la fibre à extrémité nue, pointue et tranchante, dans un cathéter d'angiographie (sonde droite) 5 Fr pour éviter les traumatismes veineux. L'ensemble fibre et sonde droite doit être préparé avant l'introduction afin que, une fois en place, l'extrémité de la fibre dépasse l'extrémité de la sonde de 1,5 cm. Il faut en effet éviter la brûlure de l'extrémité du cathéter porteur pendant la procédure.

L'introduction et le positionnement de l'ensemble sonde et fibre doit être fait avant l'anesthésie car la tumescence gêne considérablement voire interdit la vision échographique. La mise en place de la fibre s'effectue selon les principes des techniques endovasculaires : ponction du TS ou de la tributaire d'accès à l'aide d'un cathéter intraveineux 20 G, passage d'un guide droit ou J dont le positionnement correct est immédiatement vérifié à l'échographie, mise en place d'un introducteur 5 Fr, puis de la sonde droite 5 Fr et introduction de la fibre dans la sonde droite. L'extrémité de la fibre doit être située à 2 cm de la valve terminale, idéalement juste avant la veine épigastrique. Il faut éviter les mouvements aller-retour de la fibre qui est traumatisante pour la JSF. La montée de la fibre 1 470 nm à tir radial s'effectue directement dans un introducteur 6 Fr car son extrémité mousse est atraumatique. La lumière laser de visée permet de vérifier approximativement la position de la fibre.

Une double compression élastique classe II (2 fois 20 mmHg) est mise en place pendant 1 ou 2 jours suivie d'une simple compression classe II durant une semaine. La prescription d'HBPM à dose préventive pour une semaine est une recommandation des sociétés savantes [29]. De la même façon, un examen écho-Doppler précoce est habituellement réalisé à la recherche d'une extension thrombotique. Des anti-inflammatoires sont parfois prescrits par certains opérateurs afin de réduire le syndrome inflammatoire postopératoire.

## Résultats

Peu d'études présentent des résultats à long terme, mais s'agissant d'études de morbidité et d'efficacité, des résultats à un an sont en général suffisants.

Les taux d'oblitération sont habituellement très satisfaisants pour les lasers de 810 à 980 nm : 91 % d'oblitération à 9 mois [20], 95 % à 6 mois [30], 100 % à 18,5 mois [19], 93 % à 1 an [31], 88,1 % à 2,2 ans [32].

Les taux d'oblitération concernant les lasers de hautes longueurs d'onde (type 1 470 nm) paraissent encore meilleurs. La première étude de résultats utilisant une diode laser de 1 470 nm a rapporté un taux d'occlusion de 100 % sur 105 TS à 1 an [26]. D'autres études ont rapporté des taux d'oblitération similaires : 100 % à 6 mois (13), 98,6 % à 1 an (33) :1835-40), 100 % à 3 mois [14]. Les fermetures ou les recanalisation partielles peuvent être facilement gérées par sclérose à la mousse.

## Complications

### Ecchymoses et syndrome inflammatoire

La plupart des études font état de douleurs inflammatoires, d'ecchymoses et d'induration apparaissant plusieurs jours après l'intervention avec une fréquence et une intensité significativement plus élevées pour les longueurs d'onde absorbées par le rouge et pour le tir en mode discontinu [25, 34, 35, 10, 14]. Ce syndrome inflammatoire peut laisser des hyperpigmentations résiduelles définitives [36].

### Complications thromboemboliques

Les complications thromboemboliques caractéristiques du LEV sont des extensions thrombotiques vers la veine fémorale issue de la JSF ou vers la veine poplitée issue de la jonction saphéno-poplitée.

Une revue de la littérature a permis de chiffrer le risque thromboembolique à environ 2 % [34].

Dans de nombreuses séries, l'écho-Doppler postopératoire systématique n'a pas mis en évidence de complications thromboemboliques. Quelques séries ont rapporté des extensions thrombotiques. Celle de Proebstle [30] a rapporté, sur 37 PVS traitées, une thrombose poplitée. Dans cette série, l'âge moyen des patients était de 60 ans et 73 % d'entre eux présentaient des atteintes veineuses classées 4 en classification CEAP et 36 % classées 5 et 6. Dans la série de Mozes [37], 3 cas d'extensions thrombotiques sur 39 patients traités et revus en écho-Doppler sont mentionnés. Les patients étaient âgés respectivement de 51, 60 et 75 ans. Tous avaient été opérés sous anesthésie générale ou péridurale. Celle de Puggioni [38], concernant 77 patients traités (dont 70 % avaient eu un examen écho-Doppler postopératoire), témoigne de trois extensions thrombotiques. Chez l'ensemble de ces patients, la distance entre le thrombus de la JFS et la veine fémorale était de 9,5 mm. Cette distance était significativement plus petite chez les sujets âgés ( $P = 0,006$ ). Le risque d'extension thrombotique reste très faible mais il semble plus important chez les sujets âgés, chez les patients de classe CEAP élevée (C4, C5, C6) et pour les traitements de la PVS. Ces constatations justifient la prescription d'héparines de bas poids moléculaire et un contrôle écho-Doppler précoce dans ces populations.

### Lésions neurologiques

Comme pour le stripping, les lésions neurologiques (paresthésies) sont plus fréquentes dans le traitement laser du tronc saphène de la GVS au niveau de la jambe ou de la PVS à la partie basse de la jambe. Ces paresthésies régressent ; dans certaines études, leur fréquence est relativement élevée, notée à 9,5 % [26] et 6 % (13) à six mois. Ce taux est corrélé à l'énergie utilisée (100 J/cm dans cette étude). On retrouve aussi un risque de paresthésie plus important avec les lasers de type 980 nm qu'avec les lasers de haute longueur d'onde (4,6 % vs 0 %) [27].

### Brûlures cutanées

Les brûlures cutanées peuvent être évitées par le respect des procédures. Elles n'ont été décrites que dans des petites études [39-41] et font certainement partie de la courbe d'apprentissage. Elles sont dues à des excès d'énergie développée trop près de la peau.

### Fistules artérioveineuses

Des fistules artérioveineuses multiples, issues de branches artérielles musculaires de l'artère fémorale aboutissant à

une recanalisation du tronc saphène, ont été décrites après traitement laser [42]. Une fistule artérioveineuse nécessitant un traitement par embolisation a été décrite au niveau de la fosse poplitée entre la PVS et l'artère surale [43]. Ces accidents dus à des perforations sont le fait des fibres nues utilisant des longueurs d'onde absorbées par le rouge. Ces risques sont en théorie considérablement réduits par l'usage du Tulip-Tip fiber et du Gold-Tip fiber NeverTouch®, voire inexistantes avec la fibre à tir radial 1 470-nm. D'autres fistules situées sur le tronc de la GVS à distance d'artérioles, dont certaines se sont fermées spontanément, ont pu être attribuées au traumatisme causé par l'aiguille des injections de tumescence [44].

### Infections

Des complications infectieuses sévères à type de thrombose septique de toute la GVS ont été rapportées comme celle décrite par Dunst [45] qui a nécessité l'évacuation et le drainage de l'abcès sur tout le membre.

### Ruptures du matériel

La fibre laser est fragile. Une rupture de la fibre lors de mouvements de flexion a été décrite ; celle-ci a dû être retirée chirurgicalement [46]. Une rupture du cathéter a aussi été rapportée. Le diagnostic avait été fait devant la présence à l'échographie d'un corps étranger perforant le ventricule droit. Cette rupture du cathéter est possible lorsque l'extrémité de la fibre est située à l'intérieur de la sonde droite pendant les tirs et non 2 cm au-delà. Le tir laser fait alors fondre le cathéter et son extrémité est libérée dans la circulation [46]. Le traumatisme direct de la fibre laser par l'aiguille d'injection de tumescence a été décrit et bien étudié *in vitro* [47]. Cette piqûre de la fibre aboutit à sa rupture et, après plusieurs minutes, à la rupture du cathéter dont l'extrémité peut rester dans le TS à la fin de la procédure. Ce sont des complications exceptionnelles qui justifient de toujours bien étudier le cathéter et la fibre à leur retrait en fin de procédure. Ces auteurs conseillent de réaliser la tumescence avant l'introduction de la fibre dans la sonde droite.

### Perte du guide-wire dans la circulation

La perte du guide dans la circulation systémique est un accident décrit [46, 48]. Pour l'éviter, il est indispensable de toujours contrôler l'extrémité extérieure du guide pendant toute la procédure.

Si les complications bénignes sont fréquentes les complications graves sont exceptionnelles.

## Indications, contre-indications

Aujourd'hui, le LEV remplace idéalement le stripping de la GVS ou de la PVS en toute circonstance sauf quand le tronç devient sus-fascial après avoir traversé l'aponévrose. Quand le TS est sous-cutané à moins de 5 mm de la peau, seuls les troncs de moins de 3 mm peuvent être traités avec peu de puissance (8 watts) et avec une large tumescence qui éloigne le tronç de la peau. Compte tenu du risque cutané, ce ne sont pas de bonnes indications.

Bien que le LEV ait été utilisé sur des TS de diamètre de plus de 15 mm, il semble qu'au-delà d'un diamètre de 12 mm la quantité d'énergie nécessaire entraîne des effets secondaires importants.

## Conclusion

Dans l'avenir, les recherches concernant le laser ne porteront pas sur l'efficacité qui semble acquise pour tous les types de longueurs d'onde et de procédures. En revanche, les travaux concernant la diminution des complications liées aux perforations et aux réactions inflammatoires périveineuses sont très attendus. C'est en fait le seul inconvénient du LEV, souvent mal vécu par les patients qui choisissent justement une technique endovasculaire pour optimiser leur reprise d'activité. À ce titre, il semble qu'aujourd'hui les lasers de hautes longueurs d'onde (1 470 nm) associé à une fibre à tir radial en mode continu s'approchent de cet objectif.

## Références

1. Navarro L, Min RJ, Bone C (2001) Endovenous laser: a new minimally invasive method of treatment of varicose veins-preliminary observations using an 810 nm diode laser. *Dermatol Surg* 27: 117-22
2. Proebstle TM, Moehler T, Herdemann S (2006) Reduced recanalization rates of the great saphenous vein after endovenous laser treatment with increased energy dosing: definition of a threshold for the endovenous fluence equivalent. *J Vasc Surg* 44: 834-9
3. Proebstle TM, Sandhofer M, Kargl A *et al.* (2002) Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood. *Dermatol Surg* 28: 596-600
4. Weiss RA (2002) Comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model. *Dermatol Surg* 28: 56-61
5. Disselhoff BC, Rem AI, Verdaasdonk RM *et al.* (2008) Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action. *Phlebology* 23: 69-76
6. Zimmet SE, Min RJ (2003) Temperature changes in perivenous tissue during endovenous laser treatment in a swine model. *J Vasc Interv Radiol* 14: 911-5
7. Beale RJ, Mavor AID, Gough MJ (2006) Heat dissipation during endovenous laser treatment of varicose veins – is there a risk of nerve injury? *Phlebology* 21: 32-5
8. Roggan A, Friebel M, Döerschel K *et al.* (1999) Optical properties of circulating human blood in the Wavelength range 400-2500-nm *J Biomed Opt* 4 : 36-46
9. Proebstle TM, Lehr HA, Kargl A *et al.* (2002) 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* 35: 729-36
10. Almeida J, Mackay E, Javier J *et al.* (2009) Saphenous laser ablation at 1470 nm targets the vein wall, not blood. *Vasc Endovascular Surg* 43: 467-72
11. van den Bos RR, Neumann M, Nijsten T (2011) Laser fibre stabs the catheter: a serious complication of endovenous laser ablation. *Phlebology* 26 : 119-20
12. Vuylsteke M, Van Dorpe J, Roelens J *et al.* (2010) Intraluminal fibre-tip centring can improve endovenous laser ablation: a histological study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 40: 110-6
13. Pannier F, Rabe E, Rits J *et al.* (2011) Endovenous laser ablation of great saphenous veins using a 1470 nm diode laser and the radial fibre - follow-up after six months. *Phlebology* 26: 35-9
14. Schwarz T, von Hodenberg E, Furtwängler C *et al.* (2010) Endovenous laser ablation of varicose veins with the 1470-nm diode laser. *J Vasc Surg* 51: 1474-8
15. Mordon SR, Wassmer B, Zemmouri J (2006) Mathematical modeling of endovenous laser treatment (ELT). *Biomed Eng Online* 5: 26
16. Proebstle TM (2002) Comment on R. A. Weiss: « comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model ». *Dermatol Surg* 28: 648
17. Göckeritz O, Wentzel C (2005) Computer assisted control of the retreat speed during the endoluminal laser coagulation by continuous control of the energy delivery. *UIP 15<sup>th</sup> World Congress, Rio de Janeiro, Brésil, 2-7 octobre*
18. Proebstle TM, Krummenauer F, Gül D, Knop J (2004) Nonocclusion and early reopening of the great saphenous vein after endovenous laser treatment is fluence dependent. *Dermatol Surg* 30: 174-8
19. Kim HS, Nwankwo IJ, Hong K, Mc Elgunn PS (2006) Lower energy endovenous laser ablation of the great saphenous vein with 980 nm diode laser in continuous mode. *Cardiovasc Intervent Radiol* 29: 64-9
20. Timperman PE (2005) Prospective evaluation of higher energy great saphenous vein endovenous laser treatment. *J Vasc Interv Radiol* 16: 791-4
21. Theivacumar NS, Dellagrammaticas D, Beale RJ, *et al.* (2008) Factors influencing the effectiveness of endovenous laser ablation (EVLA) in the treatment of great saphenous vein reflux. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 35: 119-23
22. Vuylsteke M, Liekens K, Moons P, Mordon S (2008) Endovenous laser treatment of saphenous vein reflux: how much energy do we need to prevent recanalizations? *Vasc Endovascular Surg* 42: 141-9
23. Kaspar S, Siller J, Cervinkova Z, Danek T (2007) Standardisation of parameters during endovenous laser therapy of truncal varicose veins--experimental ex-vivo study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 34: 224-8
24. Goldman MP, Mauricio M, Rao J (2004) Intravascular 1320-nm laser closure of the great saphenous vein: a 6- to 12-month follow-up study. *Dermatol Surg* 30: 1380-5
25. Proebstle TM, Moehler T, Gül D, Herdemann S (2005) 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* 31: 1678-83



26. Pannier F, Rabe E, Maurins U (2009) First results with a new 1470-nm diode laser for endovenous ablation of incompetent saphenous veins. *Phlebology* 24: 26-30
27. Vuylsteke ME, Vandekerckhove PJ, De Bo T *et al.* (2010) Use of a new endovenous laser device: results of the 1,500 nm laser. *Ann Vasc Surg* 24: 205-11
28. Klein JA (1995) Tumescence technique chronicles. Local anesthesia, liposuction, and beyond. *Dermatol Surg* 21: 449-57
29. Moreau P, Nicolini P, Garbé JF et le Groupe ARCHIV (2010) Prévention de la thrombose veineuse profonde post-opératoire par une héparine de bas poids moléculaire (Hbpm) dans la chirurgie de l'insuffisance veineuse superficielle chronique, résultats d'une étude prospective multicentrique. Congrès de la Société française de chirurgie vasculaire, Nîmes, 15 juin
30. Proebstle TM, Gül D, Kargl A, Knop J (2003) Endovenous laser treatment of the lesser saphenous vein with a 940-nm diode laser: early results. *Dermatol Surg* 29: 357-61
31. Spreafico G, Kabnick L, Berland TL *et al.* (2011) Laser saphenous ablations in more than 1,000 limbs with long-term duplex examination follow-up. *Ann Vasc Surg* 25: 71-8
32. Pannier F, Rabe E (2008) Mid-term results following endovenous laser ablation (EVLA) of saphenous veins with a 980 nm diode laser. *Int Angiol* 27: 475-81
33. Rathod J, Taori K, Joshi M, *et al.* (2010) Outcomes using a 1470-nm laser for symptomatic varicose veins. *J Vasc Interv Radiol* 21: 1835-40
34. van den Bos RR, Kockaert MA, Neumann HA, Nijsten T (2008) Technical review of endovenous laser therapy for varicose veins. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 35: 88-95
35. Doganci S, Demirkilic U (2010) Comparison of 980 nm laser and bare-tip fibre with 1470 nm laser and radial fibre in the treatment of great saphenous vein varicosities: a prospective randomised clinical trial. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 40: 254-9
36. Mekako A, Chetter I (2007) Cutaneous hyperpigmentation after endovenous laser therapy: a case report and literature review. *Ann Vasc Surg* 21: 637-9
37. Mozes G, Kalra M, Carmo M *et al.* (2005) Extension of saphenous thrombus into the femoral vein: a potential complication of new endovenous ablation techniques. *J Vasc Surg* 41: 130-5
38. Puggioni A, Kalra M, Carmo M *et al.* (2005) Endovenous laser therapy and radiofrequency ablation of the great saphenous vein: analysis of early efficacy and complications. *J Vasc Surg* 42: 488-93
39. Huang Y, Jiang M, Li W *et al.* (2005) Endovenous laser treatment combined with a surgical strategy for treatment of venous insufficiency in lower extremity: a report of 208 cases. *J Vasc Surg* 42: 494-501
40. Sharif MA, Soong CV, Lau LL *et al.* (2006) Endovenous laser treatment for long saphenous vein incompetence. *Br J Surg* 93: 831-5
41. Sichlau MJ, Ryu RK (2004) Cutaneous thermal injury after endovenous laser ablation of the great saphenous vein. *J Vasc Interv Radiol* 15: 865-7
42. Yildirim E, Saba T, Ozulku M *et al.* (2009) Treatment of an unusual complication of endovenous laser therapy: multiple small arteriovenous fistulas causing complete recanalization. *Cardiovasc Intervent Radiol* 32: 166-8
43. Timperman PE (2004) Arteriovenous fistula after endovenous laser treatment of the short saphenous vein. *J Vasc Interv Radiol* 15: 625-7
44. Theivacumar NS, Gough MJ (2009) Arterio-venous fistula following endovenous laser ablation for varicose veins. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 38: 234-6
45. Dunst KM, Huemer GM, Wayand W, Shamiyeh A (2006) Diffuse phlegmonous phlebitis after endovenous laser treatment of the greater saphenous vein. *J Vasc Surg* 43: 1056-8
46. Van Den Bos RR, Neumann M, De Roos KP, Nijsten T (2009) Endovenous laser ablation-induced complications: review of the literature and new cases. *Dermatol Surg* 35: 1206-14
47. Holdstock JM, Marsh P, Whiteley MS, Price BA (2008) It is possible to cause damage to a laser fibre during delivery of tumescence anaesthesia for endovenous laser ablation (EVLA). *Eur J Vasc Endovasc Surg* 36: 473-6
48. Kichari JR, Salomonsz R, Postema RR (2008) Chronic pain due to a retained guidewire following endovascular laser therapy for varicose veins. *Ned Tijdschr Geneesk* 152:1387-90

