

Jak dnes optimálně realizovat endovenózní laserovou termoablaci insuficientních žil?

Hnátek L., Hnátková G.

Angiocor s.r.o., Zlín

ÚVOD

Chronické žilní onemocnění (CVD) svými projevy může významně ovlivnit kvalitu života. Tyto symptomy, jako je pocit bolesti, tíha, svědění, křeče a únava nohou, bývají přítomny již v počátečním stádiu CVD. Pro standardizovaný popis rozsahu postižení žilního systému dolních končetin využíváme různé klasifikační systémy. Základním popisným systémem je CEAP klasifikace (1). Ke stanovení kvality života je nejčastěji používán Aberdeenský dotazník pro křečové žíly (AVVQ) (2), Chronic Venous Insufficiency Quality of Life Questionnaire (CIVIQ) (3), specific quality of life and outcome response – venous (SQOR_V) (4) nebo dotazník Venous Insufficiency Epidemiological and Economic Studies (VEINES) (5).

Jakmile se u daného jedince objeví klinické nálezy odpovídající stádiu C4-6 dle CEAP klasifikace bývají již dané klinické změny, minimálně částečně, nevratné. Moderní terapeutické postupy se snaží zlepšit hemodynamické poměry v žilním systému, eliminovat symptomy CVD a předcházet komplikacím.

Potřeba méně invazivních, kosmeticky lepších léčebných metod vedla kolem roku 2000 k zavedení minimálně invazivních endovenózních technik. Hlavními výhodami těchto postupů je jejich provedení v lokální tumescenční anestézii. Není tedy nutná celková ani svodná anestezie. Míra jejich úspěšnosti i míra recidivy je srovnatelná s klasickou operací, ne-li příznivější (6). Tyto endovenózní techniky jsou obvykle založeny na působení tepelné energie na žilní stěnu. Radikálně tak změnily léčbu křečových žil. Endovenózní termální ablace (EVTA) založené na radiofrekvenci (RFA), laseru (EVLA) nebo páře (EVSA) se staly nejčastěji používaným typem léčby křečových žil. V průběhu poslední dekády byla EVTA vědeckými společnostmi i institucemi vyhodnocena jako výhodnější než klasická operace a efektivnější než pěnová skleroterapie. A to na základě důkazů z mnoha kazuistik a randomizovaných kontrolovaných studií (RCT), které ukazují, že EVTA vede k vysoké úspěšnosti a velmi malému počtu vedlejších účinků vyvolaných léčbou (7–9). V současné době můžeme tyto postupy, zvláště endovenózní laserovou ablaci

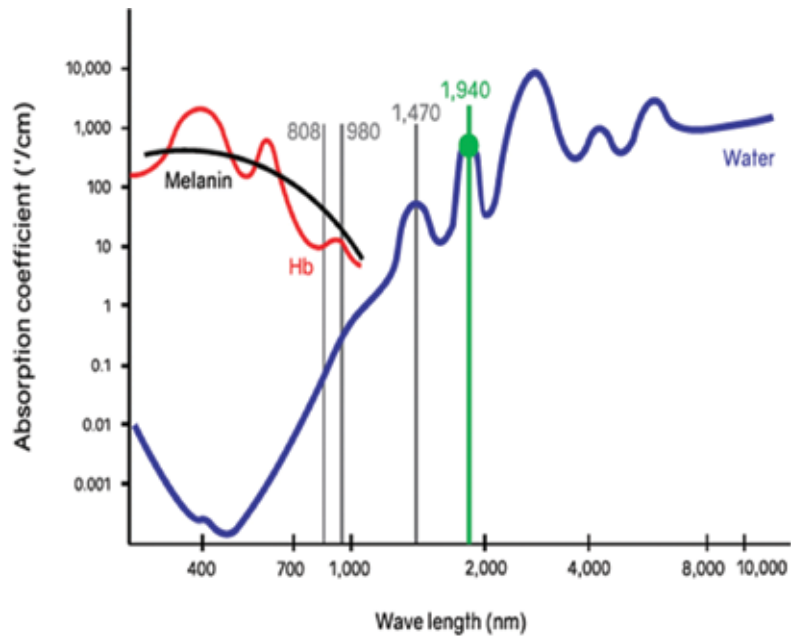
(EVLA) a endovenózní radiofrekvenční ablaci (RFA) považovat za metodu první volby.

Parametry ovlivňující efekt a bezpečnost endovenózního termálního zákroku

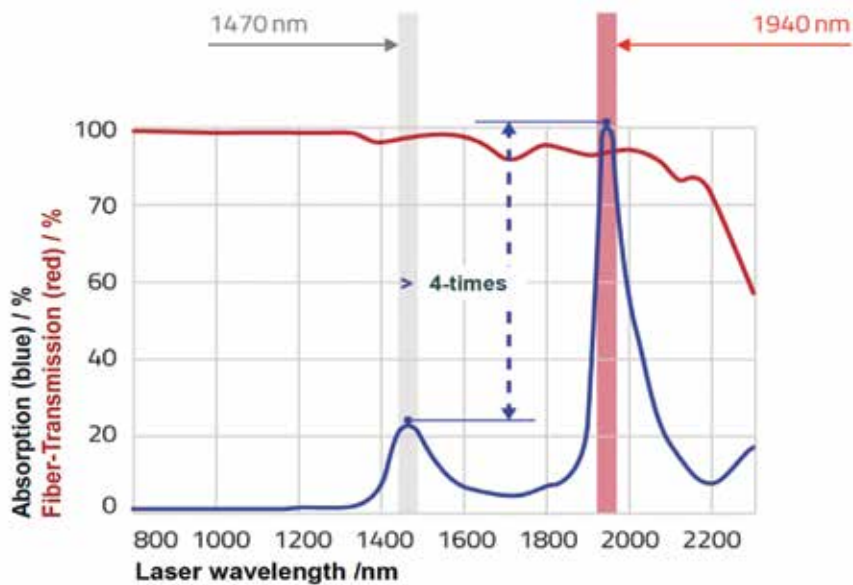
Nejdůležitějším, ne-li rozhodujícím faktorem při endotermické ablaci insuficientních žil je dodání dostatečných dávek energie do stěny žíly, aby bylo dosaženo spolehlivé a trvalé okluze ošetřované žíly. Bylo prokázáno, že koncept lineární endovenózní hustoty energie (LEED: dodaná energie v joulech na cm délky žíly) a tzv. endovenous fluence equivalent (EFE: dodaná energie v joulech na cm² vnitřního povrchu žilní stěny, tedy hustotu energie) koreluje s okluzí a časným znovuošetřením léčených žil (10). Byla doporučena spodní hranice 25 J/cm² pro EFE (11) spolu s LEED 80 J/cm nebo více (12). V případě radiofrekvence jsou tyto hodnoty ještě vyšší – LEED v rozmezí 71,4 až 143,3 J/cm nebo EFE 38 až 192 J/cm² (13).

Zatímco LEED je zodpovědný za úspěšnost endovenózní ablace, zdá se, že hustota aplikované energie souvisí s vedlejšími účinky endotermální ablace. Jako příklad uvedme bare fibre vlákno u laseru, kde je energie dodávána přes kolmo zarovnaný konec vlákna o průměru menším než 0,5mm² a při radiofrekvenční segmentální termální ablaci (RSTA) je energie dodávána přes katetr o ploše několika centimetrů čtverečních. Větší povrch jednoduše znamená, že stejná dávka energie by mohla být dodána s mnohem menší hustotou energie. Opačně pokud jde přes bare fibre vlákno energie překračující hranici 1 kW/cm², což může vést k propálení žilní stěny, je při RSTA dodávána na žilní stěnu energie o hustotě menší než 10 W/cm². Moderní sofistikovaná laserová vlákna s radiální distribucí energie se tímto snaží napodobit chování jako u RSTA. Svou konstrukcí zvětšují aplikační plochu laserové energie aplikované na stěnu žíly a tím snižují hustotu dané energie. Zdá se, že konstrukce hrotu vlákna pro laserovou endovenózní ablaci, její efektivitu a nekomplikovaný průběh zákroku je důležitější než volba určité vlnové délky laseru (14).

Moderní laserové systémy pracují s vlnovými délkami vyššími než 1000 nm, což znamená, že daná ener-



Graf 1: Závislost vlnové délky laseru a místu absorpce energie (15,16).



Graf 2: Závislost vlnové délky a transmise energie optickým vláknem (16, 17)

gie je absorbována vodou. Jak ukazuje graf 1, nejlepší absorpci vykazuje vlnová délka 1470 nm a 1940 nm. Z grafu můžeme vyčíst ještě jeden vrchol, kde absorpce vodou je ještě vyšší než uvedené dvě vlnové délky. Avšak u vlnových délek nad 2000 nm narážíme na problém transmise toku fotonů optickým vláknem, která při daných hodnotách vlnových délek, exponenciálně klesá. Jak ukazuje graf 2.

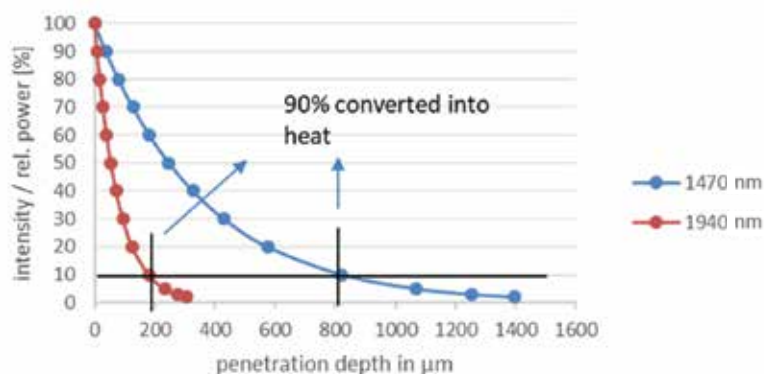
V rámci experimentálních studií se ukazuje, že vlnová délka 1940 nm by měla být bezpečnější z hlediska

penetrace energie do hloubky, což ukazuje graf 3a. Ale porovnáme-li obě vlnové délky s dříve používanou vlnovou délkou 980 nm, která je na hranici absorpce energie mezi hemoglobinem a vodou, je rozdíl v penetraci energie do hloubky okolní tkáně mezi 1470 nm a 1940 nm minimální a obě uvedené vlnové délky vykazují významný rozdíl oproti vlnové délce 980 nm, graf 3b (16, 17).

Z klinického pohledu najdeme v literatuře studie, které preferují vlnovou délku 1940nm oproti 1470nm jako

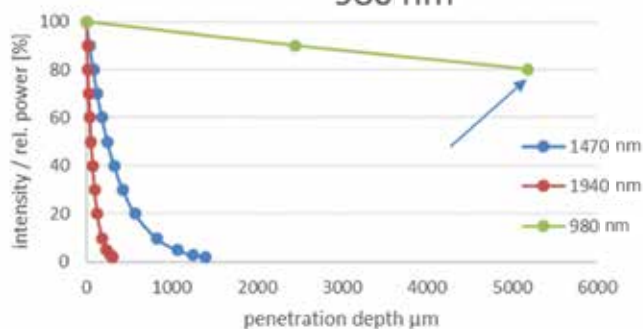
a)

penetration depth in water
comparision 1470 nm vs 1940 nm



b)

penetration depth in water
comparision 1470 nm vs 1940 nm and
980 nm



Graf 3: a) rozdíl v penetraci do hloubky mezi vlnovou délkou 1470 nm a 1940 nm. **b)** rozdíl v penetraci do hloubky mezi vlnovou délkou 1470 nm, 1940 nm a 980 nm.

výhodnější, protože je spojena s identickým efektem při nižší aplikované energii. Tento fakt lze považovat za bezpečnější moment zákroku (18, 16). Vedle toho jsou práce, které neshledávají v rámci klinických výsledků signifikantní rozdíl mezi oběma vlnovými délkami (19). Dle Kabnicka je nutno klást důraz na konstrukci zakončení laserového vlákna, která umožňuje zvětšení plochy pro aplikaci energie.

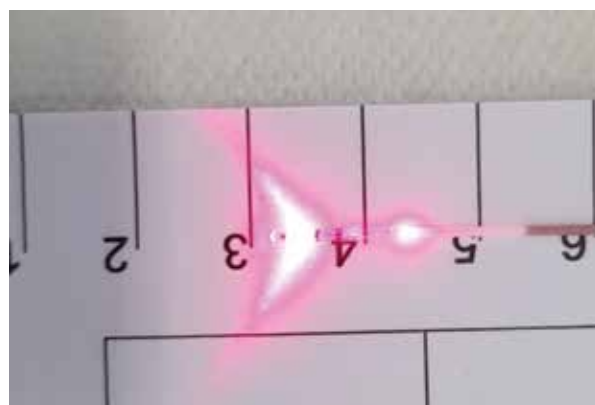
Moderní konstrukce laserových vláken

Nejprve výrobci opustili dopředné šíření energie a byly zkonstruována vlákna s radiální distribucí energie v jednom prstenci. Toho bylo dosaženo umístěním jehlanu na konci vlákna, který světelný paprsek rozptyluje do jednoho prstence. Světlo je vyzařováno pod určitým úhlem, který zasahuje do roviny před vlastním koncem aplikačního vlákna (obr. 1).

Následovala technologie prezentovaná firmou BioLitec a jednalo se o vlákno ELVeS Radial 2ring fibre. U toho vlákna byla již konstrukce komplikovanější a světelný paprsek je rozptýlen do dvou prstenců. Světlo z obou prstenců vystupuje z vlákna pod různým úhlem a oba

se střetávají v rovině před vlastním hrotem aplikátoru (obr. 2).

Daný výrobce v rámci dalšího rozvoje uvedl novou konstrukci vlákna, označenou jako ELVeS Radial Swift Fiber. Mohlo by se zdát, že nejde o zásadní inovaci. Ale jedinečnost této konstrukce spočívá v rozptýlení energie do jednoho prstence, která vychází z vlákna



Obr. 1

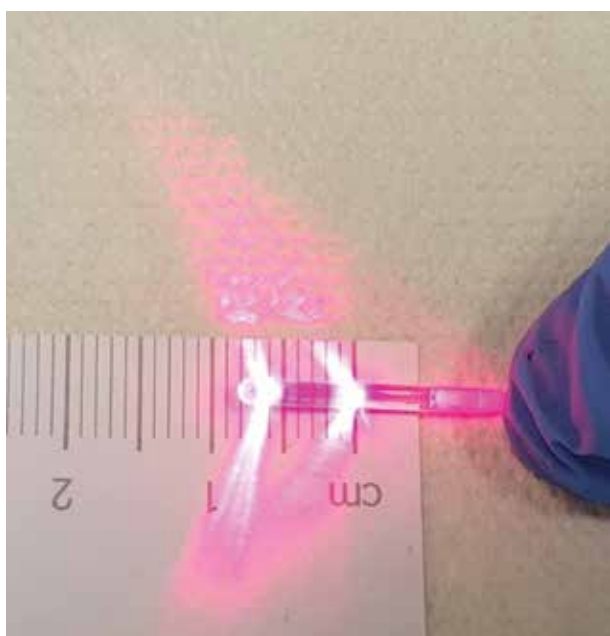
na samém konci jeho hrotu a je vyzařována téměř kolmo na dlouhou osu vlákna. Tímto je dosaženo emise energie v rovině vlastního hrotu aplikačního vlákna (obr. 3).

Mnozí lékaři si tento nástroj velmi oblíbili pro realizaci tzv. endovenózních crosssectomií. Je to z toho důvodu, že emise energie je v přesné korelaci s viditelným koncem vlákna, což činí zákrok bezpečnější.

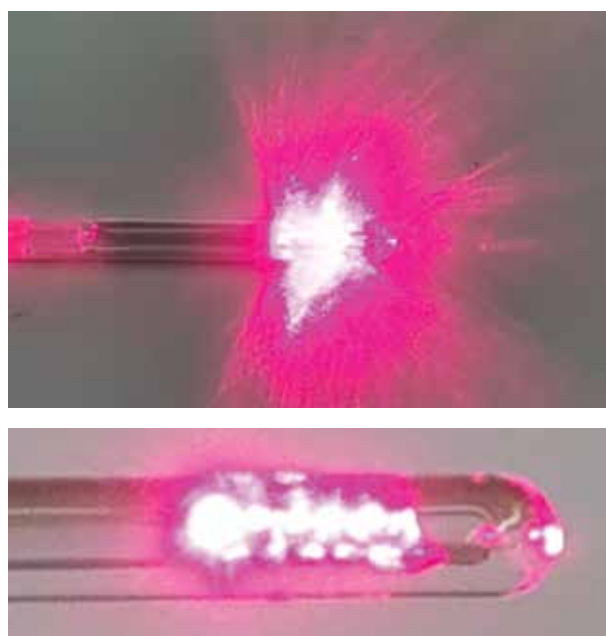
Avšak absolutní změna přišla v roce 2021. Kdy firma iMS, výrobce a autor první diodové technologie 1940 nm laseru, přišla s vláknem označovaným jako iMS Diffuse Emission Fibre. Světelný paprsek je zde vyřazován radiálně v segmentu. Toho je dosaženo tím, že v zakončení je místo jehlanu použita spirála (obr. 4).

U tohoto vlákna můžeme tedy hovořit o segmentální laserové ablací. Touto konstrukcí dosahujeme největší bezpečnosti v rámci laserového zákroku, protože potřebná energie je aplikována vždy o nižší koncentraci oproti jakémukoliv vlákně s vyzařováním paprsku v podobě prstence. Vzhledem k tomu, že tento výrobce kombinuje tato vlákna s 1940nm technologií, je zde použita energie, resp. nastavený výkon generátoru, vždy nižší než u jakéhokoliv systému s vlnovou délkou 1470 nm. Ve srovnání s ostatními radiálními vlákny ve spojení generátorem o vlnové délce 1940nm je hodnota výkonu nastavovaná na generátoru vyšší. Tato kombinace nám dává předpoklad asi dosud nejbezpečnějšího aplikátoru laserové energie.

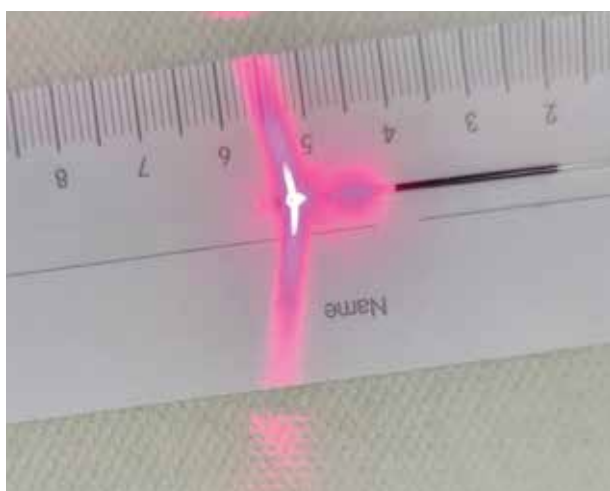
Kromě výše uvedených faktů, nabízí dnes výrobci daná vlákna s jádrem větší či menší tloušťky. Většinou se jedná o průměr 600 μm nebo 400 μm . Mezi těmito



Obr. 2



Obr. 4



Obr. 3



Obr. 5

rozměry volíme podle konkrétní řešené žíly, tedy dle typu, lokality a průsvitu dané žíly. Vždy však musíme mít na paměti, že vyšší koncentrace energie je spojena s vyšším rizikem komplikací, které mohou způsobit perforaci žíly nebo termické poškození okolní tkáně. Obzvláště pozorní musíme být v případě řešení subdermálně uložených žil, protože můžeme způsobit i kožní lézi, jak ukazuje obrázek 5.

ZÁVĚR

V dnešní době renomovaní výrobci endovaskulárních laserových systémů nabízí pestré spektrum aplikačních vláken. Zákrok provádějící lékař si tak může volit mezi jednotlivými typy a naplánovat zákrok „šitý na míru“ pro konkrétního pacienta. V současnosti se při endovenózních postupech neomezujeme jen na primární insuficienci kmenové žíly, jako je velká či malá saféna. Je též možné eliminovat reflux v rámci insuficientních perforátorů, řešit recidivy varikozit i pahýly po špatně provedených crosssectomiích či sanovat epifasciálně uložené žíly. Ačkoliv se za posledních deset let seznam indikací pro endovenózní zákroky výrazně rozšířil, přesto zůstávají situace, kdy je nutno sáhnout po konvenčním chirurgickém zákroku.

LITERATURA:

1. Lucie et al. The 2020 update of the CEAP classification system and reporting standards. *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders*. Volume 8, Number 3.
2. Smith JJ, Garratt AM, Guest M, et al. Evaluating and improving health-related quality of life in patients with varicose veins. *J Vasc Surg*, 1999;30:710–9.
3. Launois R, Reboul-Marty J, Henry B. Construction and validation of a quality of life questionnaire in chronic lower limb venous insufficiency (CIVIQ). *Qual Life Res* 1996;5:539–54.
4. Guex JJ, Zimmet SE, Boussetta S, et al. Construction and validation of a patient-reported outcome dedicated to chronic venous disorders: SQOR-V (specific quality of life and outcome response - venous). *J Mal Vasc*. 2007;32:135–47.
5. Lamping DL, Schroter S, Kurz X, et al. Evaluation of outcomes in chronic venous disorders of the leg: development of a scientifically rigorous, patient-reported measure of symptoms and quality of life. *J Vasc Surg*, 2003;37:410–9.
6. van den Bos R, Arends L, Kockaert M, et al. Endovenous therapies of lower extremity varicosities: a meta-analysis. *J Vasc Surg* 2009;49:230–9.
7. Endovascular Thermal Ablation Technologies for Treatment of Varicose Veins: A Review of Clinical Effectiveness, Safety, Cost- Effectiveness and Guidelines – An Update [Internet]. Source Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; 2014 Aug.
8. Gloviczki P, Comerota AJ, Dalsing MC, 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. Society for Vascular Surgery; American Venous Forum. *J Vasc Surg*. 2011;53:2S-48S.
9. Wittens C, Davies AH, Bækgaard N, et al. Editor's Choice - Management of Chronic Venous Disease: Clinical Practice Guidelines of the European Society for Vascular Surgery (ESVS). *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2015;49:678–737.
10. Elias S, Raines JK. Mechanochemical tumescentless endovenous ablation: final results of the initial clinical trial. *Phlebology*. 2012;27:67–72.
11. Proebstle TM, Moehler T, Herdemann S. 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* 2006;44:834–9.
12. Timperman PE, Sichlau M, Ryu RK. Greater energy delivery improves treatment success of endovenous laser treatment of incompetent saphenous veins. *J Vasc Interv Radiol*. 2004; 15:1061–3.
13. Proebstle TM, Vago B, Alm J, et al. Treatment of the incompetent great saphenous vein by endovenous radiofrequency powered segmental ablation: first clinical experience. *J Vasc Surg* 2008;47:151–6.
14. Kabnick LS, Sadek M. Fiber type as compared to wavelength may contribute more to improving postoperative recovery following endovenous laser ablation. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord*. 2016;4:286–92.
15. Yu DY, Chen HC, Chang SY, et al. Comparing the effectiveness of 1064 vs. 810nm wavelength endovascular laser for chronic venous insufficiency (varicose veins). *Laser Ther* 2013; 22: 247–253.
16. C.-G. Schmedt, S. Dikic, A. Beisswenger, A. Setia, F. Comsa R. Sroka, T. Schmitz-Rixen. LEVEL 2 Trial -Endovenous Laser Therapy (EVLT) with long wavelength (1940nm) and reduced energy density 8th Munich Vascular Conference 2018, 06-08 December 2018, Klinikum rechts der Isar, Munich.
17. Schubert M. iMS GmbH, Riedstr. 63A 82327 Tutzing, Germany – Confidential Information.
18. Walter J B A, Jorge R F T, Luiz R K, and Cleber R V C. Comparison of the effects of endovenous laser ablation at 1470nm versus 1940nm and different energy densities. *Phlebology* 0(0) 1–9, 2018, DOI: 10.1177/0268355518778488
19. Whiteley M S, Cross A C, Whiteley V C. No significant difference between 1940 and 1470 nm in endovenous laser ablation using an in vitro porcine liver model. Received: 16 May 2021 / Accepted: 18 October 2021. <https://doi.org/10.1007/s10103-021-03449-0>.