



dr n. med. Witold Woźniak

I Katedra i Klinika Chirurgii Ogólnej i Naczyniowej II Wydziału Lekarskiego WUM
Kierownik: prof. dr hab. med. Piotr Ciostek

Zastosowanie termicznej obliteracji wewnątrzżylniej jako małoinwazyjnej metody leczenia żylaków kończyn dolnych

Choroby żył są jednymi najczęściej spotykanymi współczesnymi schorzeniami. Pierwsze wzmianki na ich temat pojawiają się już w czasach starożytnych; do najbardziej znanych relacji z tego okresu należy opis w egipskim papirusie z roku 1550 p.n.e., który dotyczy żylaków kończyn dolnych, określanymi mianem „węzowatych zakoli”. Z kolei najstarsza ilustracja przedstawiająca żylaki kończyny dolnej pochodzi z IV wieku p.n.e. i została zamieszczona na dziękczynnej płaskorzeźbie, znajdującej się w Świątyni Asklepiosa w Atenach^[1].

Wzrastająca zapadalność na schorzenia żył skutkuje stale rosnącymi kosztami społecznymi, stanowiącymi trudne wyzwanie dla systemów zdrowotnych. Obecnie w krajach Europy Zachodniej wydatki na leczenie chorych z przewlekłą chorobą żylną sięgają 2% budżetu^[2]. Powikłania chorób żył, do których zalicza się owrzodzenia goleni, zatory płucne, nadciśnienie płucne czy zespół pozakrzepowy, są częstą przyczyną przedłużającej się niezdolności chorych do pracy czy wręcz kalectwa, skutkującego rentą inwalidzką. Dla przykładu w USA obciążenia z tytułu leczenia owrzodzeń żylnych osiągnęły 3 miliardów USD na rok, a liczba dni chorobowych z tego powodu wyniosła 2 mln rocznie^[3]. Choroby żył to obecnie jeden z najbardziej aktualnych problemów

współczesnej medycyny i to zarówno w zakresie ich profilaktyki, wczesnego wykrywania, jak i późniejszego leczenia. Pomimo dużego postępu, jaki dokonał się w zakresie flebologii, nadal problematyczne jest dokładne wyznaczenie momentu, w którym powinno się zakończyć działania profilaktyczne, a rozpocząć leczenie. Czy drobne zmiany skórne pod postacią teleangiektazji kończyn dolnych są już wskazaniem do leczenia, czy tylko problemem kosmetycznym? Z drugiej strony rozpoczynanie leczenia w zaawansowanych stadiach chorób żył jest często mało skuteczne, gdyż zmiany, jakie dokonały się chociażby w mikrokrążeniu są już nieodwracalne.

Niestety zdecydowana większość lekarzy wiąże leczenie przewlekłych chorób żył z ko-

niecznością hospitalizacji i wykonywania stosunkowo dużych operacji, co zniechęca niejednokrotnie zarówno chorego, jak i chirurga. Do tej pory jedynym zabiegiem, który był finansowany ze środków publicznych był *stripping* pni żylnych sposobem Babcocka, uzupełniony o wycięcie bocznic żyłakowych. Metoda została opisana ponad 110 lat temu i zrewolucjonizowała chirurgię żył, stając się podstawową metodą leczenia na długi okres. Jednak pod koniec XX wieku zaczęły intensywnie rozwijać się metody wewnątrzżylne, spośród których najbardziej znane to termiczne obliteracje pni żylnych. Podstawowymi zaletami tego rodzaju operacji są: możliwość jej wykonania w warunkach ambulatoryjnych, znieczulenie miejscowe oraz natychmiastowa mobilność chorego po zabiegu. Mimo wszystkich tych atutów nadal powszechnie uważa się, że metody te przeznaczone są do terapii jedynie początkowych stadiów choroby. W związku z czym termiczne obliteracje stały się domeną lecznic prywatnych i do chwili obecnej nie są dostępne w pakietach finansowanych z pieniędzy Narodowego Funduszu Zdrowia.

Rozwój obliteracji żyłaków kończyn dolnych

Współczesne metody leczenia żyłaków kończyn dolnych można podzielić na dwie grupy. Pierwsza z nich obejmuje wszelkie metody związane z wycinaniem pni żylnych oraz żyłaków bocznicowych (flebektomia), do drugiej grupy zaliczamy za to metody związane z unieczynnieniem żyłaków poprzez ich zatykanie (obliteracja). Obliteracja, czyli zarastanie jam ciała, naczyń krwionośnych lub przewodów tkanką łączną w następstwie przewlekłych procesów zapalnych stała się podstawą teoretyczną leczenia m. in. żyłaków kończyn dolnych. Już Hipokrates opisał obliterację żył kończyn dolnych spowodowaną wielokrotnymi nakłuciami^[4]. W 1667 roku Jo-

hann Sigismund Elsholtz (1623-1688) jako pierwszy wstrzyknął do światła żyły położonej ponad owrzodzeniem goleni napar z liści babki lancetowatej. Miało to na celu oczyszczenie owrzodzenia, niestety autor nie podał, czy po tym zabiegu uległo ono wygojeniu. Doświadczenie to miało fundamentalne znaczenie dla rozwoju leczenia dożylnego, jak i obliteracji chemicznej (w tym skleroterapii)^[4].

Obecnie wyróżniamy trzy rodzaje obliteracji żyłaków kończyn dolnych:

- termiczną,
- chemiczną,
- mechaniczno-chemiczną.

Obliteracja termiczna żyłaków kończyn dolnych

Jednym z pierwszych lekarzy stosujących tego rodzaju techniki był Mieczysław Polittowski (1920-1984), który na początku lat 60. wprowadził do leczenia obliterację termiczną wykorzystującą do tego celu elektrokoagulację. Niestety powikłania, takie jak oparzenia skóry, zakażenia ran czy zatorowość płucna spowodowały zarzucenie tej metody^[5]. Współcześnie obliteracja termiczna przeprowadzana jest za pomocą laserów, prądu częstotliwości radiowej i pary wodnej. Pierwsze termiczne obliteracje wewnątrzżylne przy pomocy lasera (EVLA) przeprowadzono w 1998 w USA wykorzystując laser 810 nm i włókna osiowe 600 μm ^[6]. W tym samym roku w Europie przeprowadzono także pierwszą termiczną obliterację prądem częstotliwości radiowej (RFA) niewydolnej żyły odpiszczelowej. W 2008 roku Rene Milleret wykonał pierwsze termiczne obliteracje przy pomocy pary wodnej (SVS), a w sierpniu 2010 rozpoczęto badania nad zastosowaniem tej metody w leczeniu niewydolności pni żylnych w I Katedrze i Klinice Chirurgii Ogólnej i Naczyniowej II Wydziału Lekarskiego WUM^[7].

Termiczna obliteracja wewnątrzżylna laserem (EVLA)

Współczesne urządzenia do EVLA wykorzystują zasadniczo dwa rodzaje laserów: neodymowo-yagowy (ND:YAG) i diodowe, różniące się między sobą długością generowanej fali promieniowania. Laser ND:YAG opiera się na fali o długości 1320 nm, która jest głównie pochłaniana przez wodę. Lasery diodowe wykorzystują fale o długości 810 nm, 940 nm, 980 nm, 1470 nm i 1500 nm. Trzy pierwsze z nich są pochłaniane głównie przez hemoglobinę, a lasery o długości fali 1470 nm i 1500 nm przez wodę. Leczenie polega na wprowadzeniu włókna światłowodowego średnicy 400-600 μm do światła żyły i dostarczeniu energii do jej ściany. Fala elektromagnetyczna przenoszona przez promieniowanie lasera o danej długości jest pochłaniana przez hemoglobinę i/lub wodę powodując powstanie energii cieplnej, czego efektem jest destrukcja śródbłonna i głębszych warstw ściany żyły. W bezpośrednim sąsiedztwie końcówki włókna laserowego powstają pęcherzyki pary wodnej, które odpowiadają za koagulację krwi i denaturację tkanki łącznej naczynia. Duży wpływ na żyłę ma także temperatura powstająca na końcu włókna, sięgająca nawet 1200°C. Efektem działania lasera wewnątrzżylnego są ogniskowe zwęglenia i perforacje ściany naczynia oraz jego włóknienie i zamknięcie. Pierwsze włókna

światłowodowe dostarczały energię do ściany naczynia poprzez emisję osiową oraz były zakończone prostymi i odkrytymi końcówkami (ang. *bare fibres*). Pojawiły się wtedy zarzuty, że sposób dostarczania energii przez tego rodzaju włókna jest nierównomierny oraz może skutkować licznymi perforacjami ściany żyły i potencjalnym uszkodzeniem tkanek otaczających^[9]. W ostatnich latach rozwój technologiczny spowodował wprowadzenie na rynek medyczny nowych typów włókien światłowodowych, do których zaliczamy włókno *Nevertheless*, włókno *Radial* i włókno *Tulip*^[9]. Ideą wprowadzenia tych nowych włókien było zwiększenie pola aplikacji energii, przy równoczesnym zmniejszeniu gęstości energii, a także zmniejszenie bezpośredniego kontaktu końcówki włókna ze ścianą naczynia. Równocześnie nad badaniami nad nowymi włóknami przebiegają badania dotyczące długości fali światła lasera. Zastosowanie fal o długości 1470 nm i większej daje mniejsze dolegliwości bólowe, mniejszą ilość powikłań miejscowych, przy podobnej skuteczności obliteracji^[10]. Wiąże się to bezpośrednio z niższymi dawkami energii, aplikowanej przez lasery o dłuższych falach. Skuteczność działania lasera jest związana z ilością dostarczonej energii do ściany obliterowanego naczynia. Większa jej ilość z pewnością zwiększa skuteczność obliteracji, ale wiąże się także ze zwiększonym bólem pooperacyjnym i wzrostem liczby powikłań. Ce-



Ryc. 1a. Generator laserowy 980 nm Lasotronix Piaseczno (rok produkcji 2011).



Ryc. 1b. Generator laserowy 1470 nm Lasotronix Piaseczno (rok produkcji 2018).



Ryc. 2. Zestaw Venoseld, który jest wykorzystywany do termoobliteracji laserowej zarówno włóknami 400, jak i 600 μm .

lem leczenia jest dostarczenie jak najmniejszej, ale jednocześnie skutecznej ilości energii, która zamknie naczynie na stałe. Wprowadzono w związku z tym pojęcie LEED (ang. *linear endovenous energy density*), co odpowiada ilości energii w (J) dostarczonej na 1 cm obliterowanej żyły. Ryzyko rekanalizacji żyły po laserowej obliteracji pozostaje w korelacji z ilością zaaplikowanej energii, wyrażonej wskaźnikiem LEED^[11].

Termiczna obliteracja wewnętrzna energią fal częstotliwości radiowej (RFA)

Obecnie do obliteracji wewnętrznej wykorzystywanych jest kilka urządzeń generujących prąd częstotliwości radiowej, ale trzy z nich są najbardziej znane: system Venefit (poprzednia nazwa VNUS) firmy Covidien, RFIIT firmy Olympus Celon i EVRF firmy F-Care.

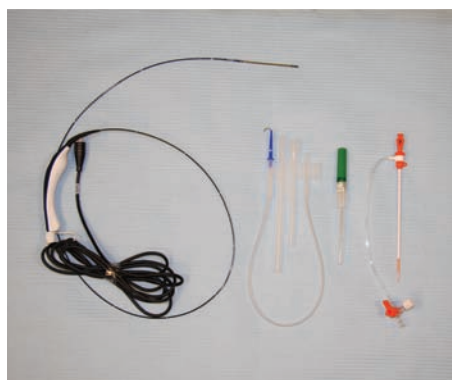
System Venefit

Bipolarny cewnik do termoobliteracji RFA pierwszej generacji tzw. Closure™ Plus wyglądem przypominał parasolkę, utworzoną z elektrod umieszczonych na jego końcu. Był produkowany w dwóch rozmiarach 6F i 8F, różniących się między sobą ilo-

ścią rzędów elektrod (mniejszy cewnik posiadał jeden rząd elektrod, a większy dwa). Pomiedzy elektrodami przepływał prąd, który wskutek oporu tkankowego był zamieniany na energię cieplną, która powodowała skrócenie oraz pogrubienie włókien kolagenowych i złuszczenie się śródbłonna, czego efektem było zwężenie i/lub zamknięcie naczynia. Cewnik Closure™ Plus osiągał temperaturę 85-90°C, a czujnik umieszczony na jego końcu przekazywał informacje do generatora na temat osiągniętej temperatury, zaś urządzenie samo dobierało przekazywaną moc^[12]. Zwykle stosowano moc 2-4 W, a cewnik wycofywano z prędkością 1 cm na 20 sekund. Przy tych parametrach wskaźnik LEED wahał się w przedziale 40-80 J/cm. W 2006 roku w celu usprawnienia (skrócenia czasu operacji) wprowadzono 7F cewnik (średnicy 2,1 mm) do termoobliteracji segmentalnej tzw. Closure™ Fast, którego końcówka robocza składa się z 7 cm cewki grzewczej, wyposażonej w czujnik temperatury. Wytworza ona temperaturę 120°C, a pojedynczy impuls trwa 20 sekund. Żyła jest zamykana w trakcie takiego impulsu na odcinku długości końcówki. Obliczono, że jeden impuls na pojedynczym odcinku dostarcza 68 J/cm, a podwójny impuls 116 J/cm^[13]. Wprowadzenie nowego cewnika znacznie



Ryc. 3. Generator systemu Venefit firmy Covidien.



Ryc. 4. Cewnik Closure™ Fast i zestaw do jego wprowadzania do światła żyły.

skróciło operację, która trwa obecnie kilka minut. Cewnik Closure™ Fast służy do obliteracji pni żylnych, a do zamykania żył przeszzywających firma Covidien oferuje cewnik RFS tzw. sztylet, który zaopatrzony jest w ostrą końcówkę i dwie elektrody w kształcie pierścieni. Konstrukcja tego cewnika umożliwia bezpośrednie nakłucie żyły przeszzywającej i jej termoobliterację. Do żyłaków bocznych wykorzystywany jest z kolei cewnik ClosureFast™ 3cm.

System RFiTT

W 2006 r. wprowadzono w Niemczech metodę RFiTT, która wykorzystuje bipolarny prąd RF aplikowany za pomocą cewnika o średnicy 1,8 mm i długości aktywnej elektrody 15 mm. Cewnik współpracuje z generatorem, który wyzwala energię w przedziale 18-25 W. Elektroda elastycznego cewnika RFiTT wytwarza w środku naczynia temperaturę pomiędzy 60-100°C, co pozwala na skuteczną denaturację białka komórek śródbłonna, jak i kolagenu ściany żyły. Cewnik CelonPro-Curve 1200-S15 jest zwykle wycofywany z pnia żylnego z prędkością 5-10 mm/s, co pozwala dostarczyć do ściany naczynia 25-50 J/cm energii. W celu dostarczenia odpowiedniej ilości energii generator CelonLab PRECISION mierzy aktualny opór tkankowy, zabezpieczając w ten sposób przez przegraniem się tkanek.

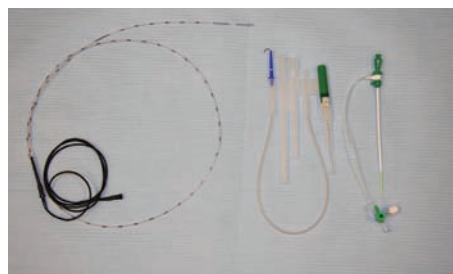


Ryc. 5. Generator EVRF firmy F-Care.

System EVRF

W 2009 r. wprowadzono system EVRF belgijskiej firmy FCare, który wykorzystuje prąd monopolarny. Jednostka centralna współpracuje m.in. z sondami CR45i i CR30i. Sonda CR30i służy do zamykania żyłaków bocznych i perforatorów średnicy 2-5 mm. Jest ona rozwijana z kołowego podajnika ręcznego i wprowadzana do światła naczynia przez igłę 20G. Maksymalna moc grzewcza takiej sondy to 15 W, z możliwością indywidualnego doboru w zależności od średnicy naczynia i odległości od powierzchni skóry. Sonda CR45i o długości 120 cm i średnicy 1,5 mm, wprowadzana przez koszulkę 6F do pnia żyły. Termoobliteracja odbywa się impulsem ciągłym o mocy 1-25 W, czas naświetlania odcinka o długości 5mm wynosi około 5 s. Elektroda czynna o długości 8 mm wytwarza we wnętrzu naczynia temperaturę pomiędzy 80-120°C, co pozwala na skuteczną denaturację komórek śródbłonna, jak i kolagenu ściany żyły, prowadząc do jej obkurczenia i zwłóknienia. Zalecany przez producenta LEED dla VSM waha się w zakresie 250-300 J/cm^[14].

W ostatnich latach wprowadzono trzy nowe systemy RFA wykorzystujące technikę segmentalną (analogiczną do systemu Venefit). Są to system VeinCLEAR firmy RF-Medical, system VENCLOSE firmy o tej nazwie oraz system HybridVBOX firmy Miravas. Ten ostatni



Ryc. 6. Cewnik CR45i i zestaw do jego wprowadzania do światła żyły.

oprócz metody RFA do termoobliteracji pni żylnych wykorzystuje także technikę zamykania naczyń przy pomocy pary wodnej.

Obliteracja termiczna wewnętrzna parą wodną (SVS)

Do termoobliteracji pni żylnych przy pomocy przegrzanej pary wodnej służy urządzenie VenoSteam firmy CERMA, które składa się z generatora, adaptera i kompresora. Para wodna jest podawana do wnętrza żyły poprzez specjalnie skonstruowany cewnik FlexiVein, który jest zbudowany z długiej na 60 cm, metalowej, tępo zakończony rurki, na końcu której znajdują dwa otwory boczne. Z zewnątrz metalowa rurka jest otoczona otuliną z tworzywa sztucznego z nadrukowaną centymetrową skalą. Średnica cewnika wynosi 1,2 mm, zaś jego kanał roboczy ma jedynie 100 nm. Rozgrzana do 150°C para wodna jest tłoczona poprzez ten wąski kanał pod ciśnieniem sięgających 600 atm. Po przejściu poprzez kanał cewnika para ulega schłodzeniu do 120°C i z taką temperaturą jest podawana do wnętrza naczynia. Do obliteracji żyłaków bocznicowych służy cewnik TribVein długości 12 cm i średnicy 0,8 mm. Pojedynczy impuls pary wodnej wytwarza LEED równe 60 J/cm. Energia cieplna wydzielenia z pary wodnej powoduje uszkodze-

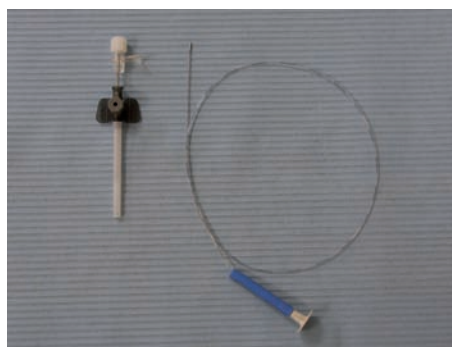
nie śródbłonka oraz skraca włókna kolagenowe znajdujące w ścianie żyły. W 2016 roku wprowadzono na rynek medyczny nowy zestaw HybridVBOX firmy Miravas do termoobliteracji żył parą wodną, w którym para wodna jest tłoczona jedynie pod ciśnieniem 2 atm i osiąga temperaturę 110°C, jednak do chwili obecnej brak jest jakichkolwiek doniesień na ten temat. Jak już wcześniej wspomniano system ten umożliwia obliterację naczyń metodą RFA, jak i SVS.

Wybrane aspekty wykonania termicznej obliteracji wewnętrznej.

Warunkiem koniecznym do przeprowadzenia jakiegokolwiek zabiegu obliteracji jest wykonanie szczegółowego badania ultrasonograficznego całego układu żylnego kończyn dolnych. Termiczną obliterację wewnątrzżylną przeprowadza zwykle się na sali operacyjnej lub specjalnie do tego celu zaadaptowanej sali zabiegowej. Pod kontrolą USG w znieczuleniu miejscowym wykonuje się nakłucie pnia żyły w najniższym niewydolnym jej punkcie w odwróconej pozycji Trendelenburga. Położenie końcówki roboczej, odpowiedniej dla każdej metody, ustala się w oparciu o ultrasonografię, starając się aby jej koniec był ustawiony 2-3 cm od połączenia odpiszczelowo-udowego lub odstrzałkowo-podkolanowego. Po właściwym



Ryc. 7. Generator VenoSteam firmy CERMA do termoobliteracji parą wodną.



Ryc. 8. Cewnik FlexiVein, który wprowadza się do światła żyły jedynie przy pomocy weflonu.



Ryc. 9. Pompa rolowa NOUVAG Dispenser DP20 firmy Goldach do znieczulenia tumescencyjnego wraz z zestawem do szybkiego podawania płynu.

ustawieniu końcówki roboczej, chorego układa się w pozycji Trendelenburga w odchyleniu o około 15-30° i wykonuje się znieczulenie tumescencyjne, wykorzystując zwykle płyn o następującym składzie: 440 ml 0,9% *Natrium chloratum*, 50ml 1% *Lignocainum hydrochloricum*, 8 ml 0,5% *Bupivacainum*, 6,5ml 8,4% *Natrium bicarbonicum* i 0,5 ml 0,1% *Adrenalinum*. Roztwór ten podaje się przezskórnym pod kontrolą ultrasonograficzną przy pomocy dużej strzykawki lub obecnie coraz częściej wykorzystuje się do tego celu specjalne pompy np. NOUVAG Dispenser DP20 firmy Goldach.

Żyłę należy starać się otoczyć dookoła płynem znieczulającym w ilości 5-10 ml/cm naczynia. Podczas właściwego procesu termoobliteracji końcówkę roboczą wycofuje się ręcznie, stosując w przypadku EVLA impulsową lub ciągłą podaż energii, a w metodach RFA i SVA zasadniczo energia podawana jest w postaci impulsów. Po przeprowadzeniu termoobliteracji wykonuje się zwykle dodatkowo skleroterapię lub miniflebektomię żyłaków bocznicowych. Po krótkiej obserwacji, w trakcie której chorzy zazwyczaj ze względu na wykonaną dodatkowo skleroterapię spacerują około 30 minut, są wy-



Ryc. 10. Chory z objawowymi żyłakami kończyny dolnej prawej.



Ryc. 11. Chory z dobrym efektem klinicznym i kosmetycznym 3 miesiące po EVLA pnia żyły odpiszczelowej prawej i skleroterapii żyłaków bocznicowych.

pisywani do domu. Większość autorów zaleca stosowanie w okresie pooperacyjnym kompresjoterapii w postaci pończoch przeciwżylakowych II stopnia ucisku przez 4-6 tygodni. Bezpośrednio po wykonanym zabiegu (do 6 godzin) nie zaleca się prowadzenia pojazdów mechanicznych. Po zabiegu można wykonywać wszelkie czynności związane z codziennymi obowiązkami, a spacer i aktywność ruchowa są zalecane. Niektórzy chorzy wymagają w okresie pooperacyjnym stosowania leków przeciwbólowych i przeciwzapalnych w typowych dawkach. Największe dolegliwości bólowe dotyczą zwykle dolnej części uda i można je znacznie łagodzić poprzez zimne okłady tej okolicy. Kontrolę kliniczną i ultrasonograficzną po zabiegu przeprowadza się przeważnie po tygodniu, a następnie po 6 tygodniach od przeprowadzonej operacji. Biorąc pod uwagę skłonność do nawrotów żylaków kończyn dolnych wskazane jest przeprowadzanie okresowych kontroli raz do roku.

Wyniki leczenia termicznej obliteracji wewnątrzżylnej

Obecnie już wiadomo, że termoobliteracja wewnątrzżylna laserem, falami radiowymi czy parą wodną skutecznie znosi refluks w układzie żył powierzchownych. Wyniki dużych randomizowanych badań prezentują odsetek trwałego zamknięcia niewydolnych pni żylnych w okresie kilkuletnim na poziomie 90-100%^[15-17].

Powikłania termicznej obliteracji wewnątrzżylnej

Odsetek powikłań po termicznej obliteracji wewnątrzżylnej jest niski. Najgroźniejsze powikłania w postaci żylnych choroby zakrzepowo-zatorowej czy zatorowości płucnej zdarzają się incydentalnie i są opisywane jako pojedyncze przypadki^[15,18]. W literaturze problem zakrzepicy żył głę-

bokich jest często łączony ze zjawiskiem przedłużonej skrzepliny z żyły powierzchownej, wpuklającej się do połączenia z żyłą głęboką. Zjawisko EHIT (ang. *endothermal heat-induced thrombosis*) przeważnie przebiega łagodnie, wymaga kontroli i podawania heparyny drobnocząsteczkowej. Wśród powikłań termicznej obliteracji wewnątrzżylnej dominują dolegliwości miejscowe, do których należą: hiperpigmentacja skóry, neuropatie obwodowe czy oparzenie skóry.

Hiperpigmentacja skóry na przebiegu obliterowanej żyły występuje u kilku procent chorych, poddanych termoobliteracji wewnątrzżylnej i zazwyczaj ma tendencję do samoistnego, aczkolwiek powolnego ustępowania^[19]. Głównymi przyczynami tego zjawiska po termicznej obliteracji wydaje się być powierzchowny – bliski pod skórą, przebieg naczynia (zwykle w odcinku pozbawionym powięzi). Z naszych obserwacji wynika, że duży wpływ na ograniczenie tego powikłania ma zwiększenie „płaszczki wodnego” – znieczulenia tumescencyjnego w rejonach, gdzie żyła przebiega wyjątkowo powierzchownie (1/3 dolna uda i 1/3 górna goleni).

Neuropatia nerwu udowo-goleniowego po termicznej obliteracji wewnątrzżylnej dotyczy kilku procent chorych i związana jest zazwyczaj z wprowadzaniem końcówki roboczej przy kostce przyśrodkowej^[20]. W związku z tym zdecydowanie zaleca się przeprowadzanie tego zabiegu od poziomu 1/3 górnej goleni, bowiem zjawisko to wówczas niemal nie występuje.

Oparzenie skóry jest potencjalnym powikłaniem typowym dla termoobliteracji, a związanym z działaniem wysokich temperatur. Częstość jego występowania jest na szczęście bardzo mała, a w literaturze opisywane są pojedyncze takie incydenty^[21]. Przyczyną bywa zwykle wadliwie wykonane znieczulenie tumescencyjne.

Niepowodzenia termicznej obliteracji wewnątrzżylnej

Do głównych niepowodzeń termicznej obliteracji wewnątrzżylnej należą rekanalizacja i żylaki nawrotowe.

Rekanalizacja pni żylnych występuje w naczyniach, zamkniętych pierwotnie w wyniku termicznej obliteracji wewnątrzżylnej, w których w różnym okresie po operacji pojawia się ponownie przepływ, widoczny w badaniu usg. Zjawisko to stwarza duży problem klasyfikacyjny, gdyż może pojawić się w obrębie różnych segmentów obliterowanego naczynia. Najbardziej znanym podziałem jest zaproponowany przez Merchanta, który podzielił to zjawisko na trzy zasadnicze grupy: CO (ang. *complete occlusion* – „całkowite zamknięcie naczynia”, czyli brak przepływu w obliterowanym segmencie naczynia), NCO (ang. *near complete occlusion* – „prawie całkowite zamknięcie” – mniejszy bądź równy 5 cm zachowany przepływ w obliterowanym segmencie naczynia) i RECAN (ang. *recanalization* – „rekanalizacja” – zachowany przepływ w segmencie dłuższym niż 5 cm obliterowanego naczynia)^[22]. Typ NCO, czyli rekanalizacja krótkoodcinkowa (do 5 cm) jest związany zwykle z uchodzącymi w czynnym odcinku naczynia bocznicami okolicy pachwinowej lub żyłami przesywającymi. Najwyraźniej zjawisko rekanalizacji krótkoodcinkowej nie ma znaczenia klinicznego oraz nie wiąże się z nawrotem choroby. Typ RECAN, czyli rekanalizacja długoodcinkowa obejmuje chorych, u których stwierdzono czynny przepływ na odcinku dłuższym niż 5 cm obliterowanej żyły. W większości przypadków dochodzi wtedy do nawrotu żylaków oraz progresji przewlekłej choroby żylniej.

Żylaki nawrotowe (ang. *recurrent varices after surgery*, REVAS) wiążą się zazwyczaj z wieloma przyczynami, które obecnie

klasyfikuje się do czterech grup. Zalicza się tutaj błąd taktyczny doboru metody terapeutycznej, błąd techniczny wykonania operacji czy zabiegu, zjawisko neowaskularyzacji oraz postęp choroby^[23]. O ile na dwa pierwsze można mieć jakikolwiek wpływ, to na dwie kolejne przyczyny wpływu takiego nie mamy. Odsetek nawrotu żylaków w obserwacji kilkuletniej wynosi około 10%, a różnice pomiędzy poszczególnymi metodami nie wydają się być istotne^[24]. Niewątpliwą korzyścią termoobliteracji wewnątrzżylnej jest brak cięcia w pachwinie lub dole podkolanowym, co w znacznym stopniu ogranicza lub praktycznie wyklucza neowaskularyzację jako przyczynę nawrotu żylaków po tego typu operacjach. Zjawisko neowaskularyzacji po termicznej obliteracji nie zostało dotychczas opisane i prawdopodobieństwo jego wystąpienia jest bardzo małe^[25]. Prawidłowo wykonana termoobliteracja przebiega wewnątrz naczynia znacznie ograniczając objawy zapalenia w tkankach dookoła żyły. Zachowany kikut VSM jest zwykle połączony z żyłą nabrzuszną powierzchowną, której pozostawienie umożliwi sprawny odpływ krwi z rejonu podbrzusza.

Podsumowanie

Niski odsetek powikłań pooperacyjnych, możliwość wykonania takiej operacji w znieczuleniu miejscowym (tumescencyjnym) i w warunkach ambulatoryjnych stwarza szanse leczenia chorych w podeszłym wieku, obciążonych chorobami współistniejącymi, którzy zazwyczaj nie kwalifikują się do znieczulenia ogólnego lub przewodowego. Podobne wyniki leczenia operacji klasycznej i termicznych obliteracji wewnątrzżylnej skłaniają do wniosku, że termoobliteracje wewnątrzżylne powinny być rekomendowane jako operacje pierwszego wyboru w leczeniu żylaków kończyn dolnych.

Piśmiennictwo:

1. Janbon C, Laborde JC, Quere I. [History of the treatment of varices]. *J Mal Vasc.* 1994;19(3):210-5.
2. Ruckley CV. Socioeconomic impact of chronic venous insufficiency and leg ulcers. *Angiology.* 1997;48(1):67-9.
3. McGuckin M, Waterman R, Brooks J, Cherry G, Porten L, Hurley S, et al. Validation of venous leg ulcer guidelines in the United States and United Kingdom. *Am J Surg.* 2002;183(2):132-7.
4. Hubner K. Sclerotherapy in practice. Essen: Viavital Verlag GmbH; 2007.
5. M. Poltowski SE, Marszałek Z. Treatment of varicose veins of the lower extremities with the aid of electrocoagulation. *Pol Przegl Chir* 1964;36: 7-14.
6. Navarro L, Min RJ, Bone C. Endovenous laser: a new minimally invasive method of treatment for varicose veins--preliminary observations using an 810 nm diode laser. *Dermatol Surg.* 2001;27(2):117-22.
7. Mlosek RK, Wozniak W, Gruszecki L, Stapa RZ. The use of a novel method of endovenous steam ablation in treatment of great saphenous vein insufficiency: own experiences. *Phlebology.* 2014;29(1):58-65.
8. Vuylsteke ME, Mordon SR. Endovenous laser ablation: a review of mechanisms of action. *Ann Vasc Surg.* 2012;26(3):424-33.
9. Stokbroekx T, de Boer A, Verdaasdonk RM, Vuylsteke ME, Mordon SR. Commonly used fiber tips in endovenous laser ablation (EVLA): an analysis of technical differences. *Lasers Med Sci.* 2014;29(2):501-7.
10. Mendes-Pinto D, Bastianetto P, Cavalcanti Braga Lyra L, Kikuchi R, Kabnick L. Endovenous laser ablation of the great saphenous vein comparing 1920-nm and 1470-nm diode laser. *Int Angiol.* 2016;35(6):599-604.
11. Vuylsteke M, Liekens K, Moons P, Mordon S. Endovenous laser treatment of saphenous vein reflux: how much energy do we need to prevent recanalizations? *Vasc Endovascular Surg.* 2008;42(2):141-9.
12. Dunn CW, Kabnick LS, Merchant RF, Owens R, Weiss RA. Endovascular radiofrequency obliteration using 90 degrees C for treatment of great saphenous vein. *Ann Vasc Surg.* 2006;20(5):625-9.
13. Proebstle TM, Vago B, Alm J, Gockeritz O, Lebard C, Pichot O. Treatment of the incompetent great saphenous vein by endovenous radiofrequency powered segmental thermal ablation: first clinical experience. *J Vasc Surg.* 2008;47(1):151-6.
14. Spiliopoulos S, Theodosiadou V, Sotiriadi A, Karnabatidis D. Endovenous ablation of incompetent truncal veins and their perforators with a new radiofrequency system. Mid-term outcomes. *Vascular.* 2015;23(6):592-8.
15. Desmyttere J, Grand C, Wassmer B, Mordon S. Endovenous 980-nm laser treatment of saphenous veins in a series of 500 patients. *J Vasc Surg.* 2007;46(6):1242-7.
16. Proebstle TM, Alm BJ, Gockeritz O, Wenzel C, Noppene T, Lebard C, et al. Five-year results from the prospective European multicentre cohort study on radiofrequency segmental thermal ablation for incompetent great saphenous veins. *Br J Surg.* 2015;102(3):212-8.
17. Mese B, Bozoglan O, Eroglu E, Erdem K, Acipayam M, Ekerbicer HC, et al. A Comparison of 1,470-nm Endovenous Laser Ablation and Radiofrequency Ablation in the Treatment of Great Saphenous Veins 10 mm or More in Size. *Ann Vasc Surg.* 2015;29(7):1368-72.
18. Ravi R, Traylor EA, Barrett DA, Diethrich EB. Endovenous thermal ablation of superficial venous insufficiency of the lower extremity: single-center experience with 3000 limbs treated in a 7-year period. *J Endovasc Ther.* 2009;16(4):500-5.
19. Jin HY, Ohe HJ, Hwang JK, Kim SD, Kim JY, Park SC, et al. Radiofrequency ablation of varicose veins improves venous clinical severity score despite failure of complete closure of the saphenous vein after 1 year. *Asian J Surg.* 2017;40(1):48-54.
20. Fernandez CF, Roizental M, Carvallo J. Combined endovenous laser therapy and microphlebectomy in the treatment of varicose veins: Efficacy and complications of a large single-center experience. *J Vasc Surg.* 2008;48(4):947-52.
21. Nicolini P. Varicose vein surgery: endovenous therapy, the new standard? In: Wittens C, editor. Minimally invasive venous surgery. Turyn: Edizioni Minerwa Medica; 2008. p. 7-13.
22. Merchant RF, DePalma RG, Kabnick LS. Endovascular obliteration of saphenous reflux: a multicenter study. *J Vasc Surg.* 2002;35(6):1190-6.
23. Perrin M. Recurrent varicose vein: etiologu and management. In: Gloviczki P, editor. Handbook of venous disorders. London: Hodder Arnold Publishers Ltd; 2009. p. 447-56.
24. Rasmussen L, Lawaetz M, Serup J, Bjoern L, Vennits B, Blemings A, et al. Randomized clinical trial comparing endovenous laser ablation, radiofrequency ablation, foam sclerotherapy, and surgical stripping for great saphenous varicose veins with 3-year follow-up. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2013;1(4):349-56.
25. Theivacumar NS, Darwood R, Gough MJ. Neovascularisation and recurrence 2 years after varicose vein treatment for sapheno-femoral and great saphenous vein reflux: a comparison of surgery and endovenous laser ablation. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2009;38(2):203-7.