

Ocena właściwości tętnic jako wykładnik powikłań narządowych nadciśnienia tętniczego

Arterial vessels properties as an index of the hypertensive organ damage

Anna Szyndler, Robert Nowak, Krzysztof Czechowicz, Krzysztof Narkiewicz

Zakład Nadciśnienia Tętniczego Katedry Nadciśnienia Tętniczego i Diabetologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego

STRESZCZENIE

Nadciśnienie tętnicze jest najczęstszą chorobą występującą na świecie i jednym z głównych czynników ryzyka powikłań sercowo-naczyniowych. Według obowiązujących wytycznych konieczna jest ocena całkowitego ryzyka sercowo-naczyniowego wszystkich pacjentów, dlatego wymagane są sprawdzone metody oceny czynników ryzyka, w tym morfologii i funkcji naczyń tętniczych. Zalecanymi metodami oceny stanu naczyń są pomiary prędkości fali tętna (PWV) tętnicy głównej i wskaźnika kostka–ramię (ABI) oraz ocena grubości kompleksu błony środkowej (IMT) tętnicy szyjnej.

Pomiar PWV oraz IMT wymaga specjalistycznego sprzętu oraz odpowiednio wyszkolonej kadry. Wynik badania ultrasonograficznego zależy też w dużej mierze od obserwatora. Rozwój technik obrazowania umożliwił powstanie systemów automatycznego pomiaru zmian średnicy naczyń oraz IMT. Dane te pozwalają na dalsze analizy parametrów oceniających właściwości sprężyste tętnic, takie jak współczynnik rozszerzalności i podatności ściany. Dzięki znajomości lokalnych właściwości ściany naczyń możliwa staje się ocena zachowania blaszek miażdżycowych w tętnicy szyjnej wspólnej, a co za tym idzie — ryzyka ich pęknięcia.

Choroby Serca i Naczyń 2011, 8 (4), 171–178

Słowa kluczowe: prędkość fali tętna, wskaźnik kostka–ramię, rozszerzalność, kompleks błony środkowej, ultrasonografia, nadciśnienie tętnicze

ABSTRACT

Hypertension is the most prevalent disease around the world and one of the major risk factors for cardiovascular events. According to the current guidelines risk evaluation is crucial for all hypertensive patients, for that reason the reliable and noninvasive tools for risk assessment as well as vascular function and morphology are required. The recommended methods for artery function investigation are the pulse wave velocity (PWV), ankle-brachial index (ABI) and carotid intima-media thickness (IMT) measurement.

The PWV and IMT measurement are observer dependent and require training and experience. Progress in imaging techniques made possible the development of automatic methods of vessel diameter and IMT measurement — the ArtLab system. Stored data enables the assessment of vessels' elastic properties (distension and compliance coefficients) as well as IMT. Also due to the possibility of local arterial parameters evaluation the atherosclerotic plaque mechanical properties may be assessed to predict plaque rupture risk.

Choroby Serca i Naczyń 2011, 8 (4), 171–178

Key words: pulse wave velocity, ankle-brachial index, distensibility, intima-media thickness, ultrasonography, arterial hypertension

WPROWADZENIE

Choroby układu sercowo-naczyniowego stanowią najczęstszą przyczynę zgonu w krajach wysoko uprzemysłowionych [1]. Nadciśnienie tętnicze jest z kolei najczęstszą chorobą na świecie i jednym z głównych czynników ryzyka występowania powikłań sercowo-naczyniowych i zgonów [2, 3]. Skuteczne zapobieganie występowaniu oraz leczenie podwyższonego ciśnienia tętniczego i stanów współistniejących prowadzi do znacznego ograniczenia śmiertelności i chorobowości [4]. W obowiązujących wytycznych postępowania w nadciśnieniu tętniczym (*European Society of Hypertension/European Society of Cardiology* [ESH/ESC] i Polskiego Towarzystwa Nadciśnienia Tętniczego [PTNT]) podkreśla się konieczność oceny całkowitego ryzyka sercowo-naczyniowego wszystkich pacjentów [5, 6], a co za tym idzie — wskazuje na potrzebę rozwoju i wykorzystywania dostępnych wiarygodnych i nieinwazyjnych metod oceny czynników ryzyka.

Według wytycznych ocena powikłań narządowych to integralna część postępowania z chorym z nadciśnieniem tętniczym. Jednym z elementów oceny ryzyka jest ocena stanu naczyń tętniczych. Wyrazem wczesnych powikłań naczyniowych w nadciśnieniu tętniczym jest zmiana właściwości ściany tętnic objawiająca się jako zwiększenie ich sztywności, pogrubienie kompleksu błony wewnętrznej czy powstawanie blaszek miażdżycowych w tętnicach szyjnych. Czynniki ryzyka, takie jak dyslipidemia, zaburzona gospodarka węglowodanowa czy otyłość, prowadzą do rozwoju miażdżycy, która może być uznana za kluczową przyczynę powikłań sercowo-naczyniowych.

OCENA STANU NACZYŃ TĘTNICZYCH

W zaleceniach ESH wskazano na trzy możliwości oceny funkcji i struktury naczyń omówionych poniżej.

Prędkość fali tętna

Pomiar prędkości rozchodzenia się (propagacji) fali tętna (PWV, *pulse wave velocity*) w tętnicy głównej oraz ocena centralnego ciśnienia tętniczego wykonywana techniką tonometrii aplanacyjnej jest metodą, której przydatność i powtarzalność wykazano w badaniach klinicznych [7, 8]. Z jej zastosowaniem możliwa jest ocena prędkości rozchodzenia się fali tętna dzięki analizie opóźnienia pojawienia się fali w tętnicy szyjnej i tętnicy udowej w odniesieniu do szczytu załamka R odpowiedniego cyklu serca. Do dokładnego pomiaru PWV konieczna jest znajomość odległości między punktami, w których wykonywany jest pomiar na tętnicach szyjnej i udowej.

Prędkość rozchodzenia się w fali w ośrodku zależy głównie od jego gęstości — im gęstszy ośrodek, tym szybsze poruszanie się fali. Przekłada się to bezpośrednio na zjawiska w układzie tętniczym — im sztywniejsza tętnica główna, tym szybsze rozchodzenie się fali tętna.

Niestety, badanie PWV wymaga specjalistycznego sprzętu, jest dość czasochłonne, a jego wynik zależy w dużej mierze od doświadczenia i stopnia wyszkolenia wykonującego badanie. Dlatego ocena PWV w aorcie nie jest rutynową metodą oceny stanu naczyń. Wartość PWV powyżej 12 m/s ESH uznaje za czynnik ryzyka występowania takich powikłań narządowych, jak udary mózgu czy zawały serca [9].

Dzięki wykonaniu analizy uzyskanego wykresu fali tętna możliwa staje się ocena ciśnienia centralnego

oraz współczynnika wzmocnienia. W grupie chorych ze zwiększoną sztywnością naczyń PWV wzrasta, fala tętna odbita od rozgałęzień drzewa naczyniowego powraca wcześniej w cyklu serca i, nakładając się na szczyt fali napływu (skurczowej), podwyższa wartość centralnego skurczowego ciśnienia tętniczego (SBP, *systolic blood pressure*). Na tej podstawie przypuszcza się, że centralne SBP szybciej reaguje na zmiany właściwości głównych naczyń tętniczych niż ciśnienie tętnicze obwodowe [10]. Obecnie ciśnienie centralne przyjmuje się za jeden z możliwych elementów różnicy skuteczności poszczególnych grup leków hipotensyjnych w zapobieganiu, na przykład, udarom mózgu (badanie *Conduit Artery Function Evaluation* [CAFE]) [11].

Wskaźnik kostka–ramię

Kolejną metodą oceny stopnia zaawansowania uszkodzeń naczyniowych jest pomiar wskaźnika kostka–ramię (ABI, *ankle-brachial index*), który umożliwia rozpoznanie miażdżycy tętnic obwodowych. Pomiaru ABI dokonuje się, mierząc SBP w tętnicy grzbietowej stopy lub piszczelowej tylnej oraz tętnicy ramiennej. Jeśli stosunek wartości SBP na stopie do wartości SBP na ramieniu wynosi mniej niż 0,9 lub ponad 1,4, to uznaje się go za nieprawidłowy. Obniżenie ABI poniżej wartości 0,9 wynika z obecności choroby obwodowych naczyń tętniczych i ponad 50-procentowego zwężenia tętnic kończyn dolnych. Za podwyższenie wskaźnika ponad 1,4 odpowiada zwiększona sztywność naczyń (zwapnień ściany) uniemożliwiająca pełną okluzję naczyń w czasie wykonywania badania.

W prowadzonych badaniach wykazano, że obniżenie wartości ABI poniżej 0,9 jest związane ze zwiększonym

ryzykiem występowania zakończonych i niezakończonych zgonem incydentów sercowo-naczyniowych, również wysoki ABI — ponad 1,4 — wiąże się z wyższą śmiertelnością [12–14].

Pomiar ABI jest zalecany u wszystkich dorosłych bez objawów cechujących się pośrednim ryzykiem sercowo-naczyniowym, gdyż wartość predykcyjna ABI wykracza poza ocenę ryzyka za pomocą równania ryzyka Framingham.

Zaletą pomiarów ABI jest prostota wykonania oraz dostępność aparatury, jak również duża niezależność od doświadczenia wykonującego badanie.

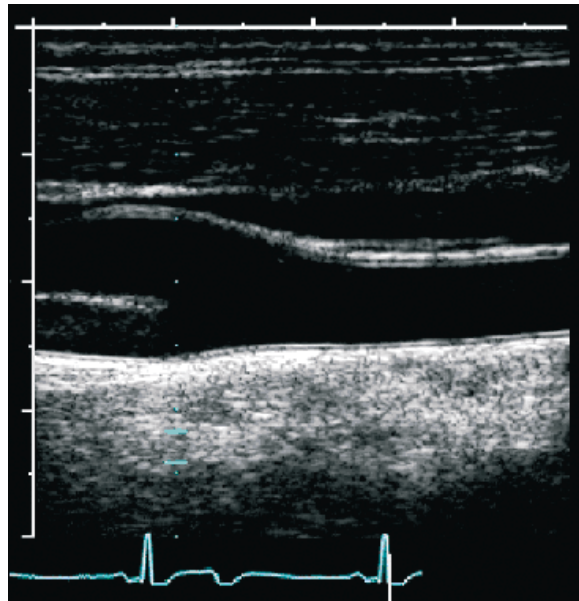
Badanie ultrasonograficzne

— ocena IMT

Ostatnią zalecaną metodą oceny stanu naczyń jest ocena grubości kompleksu błony środkowej (IMT, *intima-media thickness*) oraz występowania blaszek miażdżycowych w tętnicy szyjnej wewnętrznej za pomocą badania ultrasonograficznego (USG).

Lata niemych zmian w ścianach tętnic poprzedzają jawne klinicznie incydenty naczyniowe, które są konsekwencją zaawansowanej choroby miażdżycowej. Pierwsze morfologiczne anomalie ścian tętnic mogą zostać wykryte poprzez zastosowanie trybu *B-mode* USG (ryc. 1). Ta wysokiej rozdzielczości, nieinwazyjna technika jest jedną z najlepszych metod wykrywania wczesnych stadiów miażdżycy, ponieważ jej zastosowanie jest szybkie, łatwo dostępne i ukazuje struktury ściany w zdecydowanie lepszej rozdzielczości niż jakkolwiek inna podobna technika (np. rezonans magnetyczny) [15].

Pomiar IMT jest pośrednią oceną występowania wczesnych powikłań nadciśnienia tętniczego, jak również niezależnym czynnikiem ryzyka wy-



Rycina 1. Obraz tętnicy szyjnej wspólnej z początkowym odcinkiem tętnicy szyjnej wewnętrznej i zewnętrznej w trybie *B-mode*

stępowania powikłań sercowo-naczyniowych [16, 17].

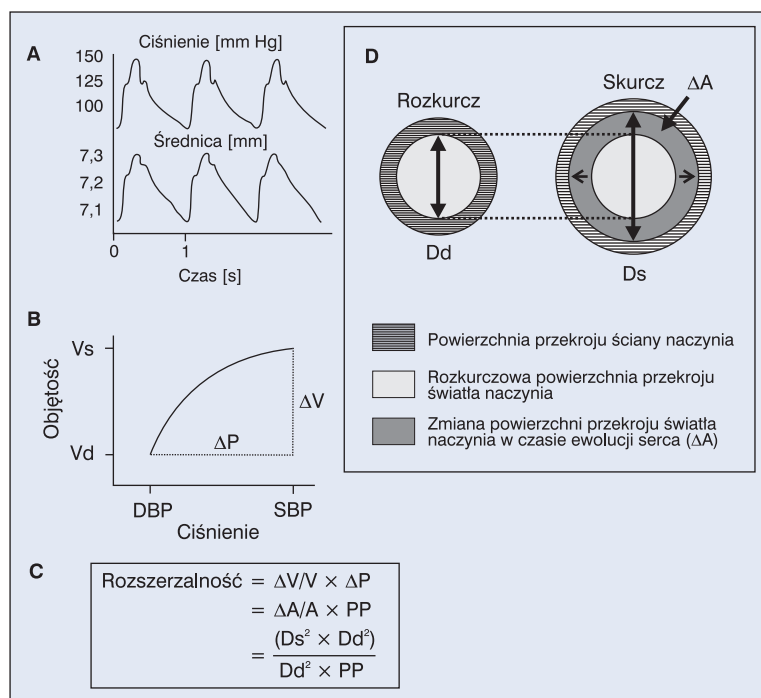
Dzięki względnie dużemu kalibrowi naczyń szyjnych i ich powierzchniowemu położeniu w osi długiej szyi badanie USG sondą liniową o dużej częstotliwości (5–10 MHz) sprawia, że ocena tętnic szyjnych jest łatwo dostępna, nieinwazyjna i o stosunkowo dużej powtarzalności. Należy jednak pamiętać, że, podobnie jak wszystkie badania USG, również badanie tętnic szyjnych jest wysoce zależne od obserwatora.

Na rycinie 2 przedstawiono obraz tętnicy szyjnej wspólnej w przekroju poprzecznym. Czarne pole w środku obrazu odpowiada światłu tętnicy, ograniczonemu z góry i z dołu ścianą bliższą i dalszą naczynia od głowicy aparatu. W prezentacji *B-mode* w przekroju poprzecznym przydanka jest jasną linią ograniczającą światło naczynia (A), ciemnoszara warstwa odpowiada błonie środkowej (M). Z reguły warstwa błony wewnętrznej jest niemożliwa do odróżnienia od błony środkowej. Grubość IMT mierzy się jako odległość między granicą świa-

tło-błona wewnętrzna i błona wewnętrzna-przydanka.

Dokładność pomiaru IMT zależy w dużej mierze od jakości aparatu USG, na którym wykonywane jest badanie, od warunków fizycznych pacjenta, jednak w największym stopniu — od doświadczenia operatora i ścisłego przestrzegania protokołu badania. *American Society of Echocardiography*, w swoich opublikowanych w 2008 wytycznych, zaleca pomiar grubości IMT w części dalszej tętnicy szyjnej wspólnej, około 1 centymetra poniżej opuszki tętnicy szyjnej [15]. Zaleca również podawanie uśrednionych wyników uzyskanych z pomiarów na ścianie dalszej z prawej i lewej tętnicy szyjnej.

Według wytycznych ESH [5] grubość IMT przekraczająca 0,9 mm jest czynnikiem ryzyka powikłań sercowo-naczyniowych. W opublikowanych zaleceniach dotyczących oceny grubości IMT [19] zaleca się wykonywanie pomiarów IMT u chorych bez objawów, u których występują czynniki ryzyka powikłań sercowo-naczyniowych, w celu bardziej precyzyjnej



Rycina 2. Lokalna rozszerzalność: **A.** Symultaniczny zapis zmian skurczowo-rozkurczowej średnicy naczynia i zmian ciśnienia; **B.** Wykres zależności ciśnienie-średnica naczynia; **C.** Wyciążenie rozszerzalności; **D.** Schematyczne przedstawienie zmian skurczowo-rozkurczowych światła przekroju naczynia (źródło [18]); Vs — objętość w skurczu; Vd — objętość w rozkurczu; ΔP — lokalne ciśnienie tętna; ΔV — zmiana objętości; SBP (*systolic blood pressure*) — skurczowe ciśnienie tętnicze; DBP (*diastolic blood pressure*) — rozkurczowe ciśnienie tętnicze; V — objętość; ΔA — zmiana pola powierzchni przekroju naczynia; A — pole powierzchni przekroju naczynia; PP (*pulse pressure*) — ciśnienie tętna; Ds — średnica w skurczu; Dd — średnica w rozkurczu

oceny ryzyka, a co za tym idzie — skuteczniejszej terapii.

Dodatkowo w czasie badania USG konieczna jest ocena występowania i morfologii blaszek miażdżycowych, jak również oszacowanie wielkości potencjalnego zwężenia naczynia powodowanego przez zmiany w ścianach tętnic. Za blaszkę miażdżycową, zgodnie z opublikowanymi zaleceniami, przyjmuje się ogniskową strukturę, która wpukla się do światła tętnicy na co najmniej 0,5 mm bądź ma grubość o 50% większą niż wartości otaczającej IMT lub też jest to struktura o grubości ponad 1,5 mm mierzonej od powierzchni międzyfazowej błony zewnętrznej do powierzchni błony wewnętrznej. Taka definicja pozwala na sklasyfikowanie większości

zmian w tętnicach szyjnych obserwowanych w obrazie USG.

NOWE METODY OCENY WŁAŚCIWOŚCI ŚCIANY TĘTNIC

Mając na uwadze ograniczenia klasycznej oceny grubości IMT, w tym dużą zmienność między obserwatorami, jak również zmienność pomiarów dokonywanych przez tego samego badacza w większym odstępie czasu [20], istnieje potrzeba rozwijania metod automatycznych pomiaru grubości błony wewnętrznej.

Dzięki rozwojowi techniki obrazowania oraz opracowaniu skutecznych algorytmów możliwe stało się automatyczne rozpoznawanie poszczególnych warstw ściany naczyniowej, a co za tym idzie — prostszy pomiar grubości IMT oraz średnicy

naczynia. Badanie to można wykonywać aparatem do USG wyposażonym w klasyczną głowicę liniową oraz, dodatkowo, komputer osobisty. Czas potrzebny do wykonania badania jest znacznie skrócony, a dzięki uśrednieniu wielu pomiarów dokonanych na wcześniej ustalonym fragmencie naczynia pomiar ten jest wiarygodny. Systemy automatyczne mogą dostarczyć średnio do 150 wartości pomiarów przeprowadzonych na 10-milimetrowym odcinku tętnicy szyjnej wspólnej w bardzo krótkim czasie (< 0,1 s).

System ArtLab

Jednym ze stosowanych systemów automatycznego pomiaru grubości IMT oraz średnicy naczynia jest system ArtLab (ArtLab, Esaote, Italy). Jest on oparty na metodzie śledzenia odbicia (*echotracking*) o wysokiej rozdzielczości (*WallTrack system*). System ArtLab służy ocenie parametrów naczyniowych z bardzo dużą precyzją i powtarzalnością oraz pozwala na jednoczesową analizę całego fragmentu ściany naczynia. W czasie jednej akwizycji mierzone są następujące parametry ściany naczynia: grubość IMT, średnica rozkurczowa naczynia, jego rozszerzenie (różnica między skurczową i rozkurczową średnicą naczynia) [21]. Wysoką jakość danych zapewnia analiza danych źródłowych dla obrazu USG, zamiast samego obrazu. Pomija się w ten sposób wpływ kontrastu obrazu ustawionego pod kątem oka operatora.

W skład systemu ArtLab wchodzi aparat USG oraz komputer osobisty z odpowiednim oprogramowaniem. Dane zabrane przez aparat USG są przesyłane do komputera osobistego, gdzie zostają zapisane na dysku w postaci surowego sygnału ultradźwięków — tak zwanej macierzy częstotli-

wości radiowych. Gromadzone dane podlegają natychmiastowej analizie, umożliwiając operatorowi korekty ustawień głowicy, aby osiągnąć jak najlepszy zapis. Kopia na dysku pozwala na późniejszy odczyt i ponowną analizę danych z badania wraz z ewen-

tualną poprawą ustawień programu analizującego zapisane obrazy [17].

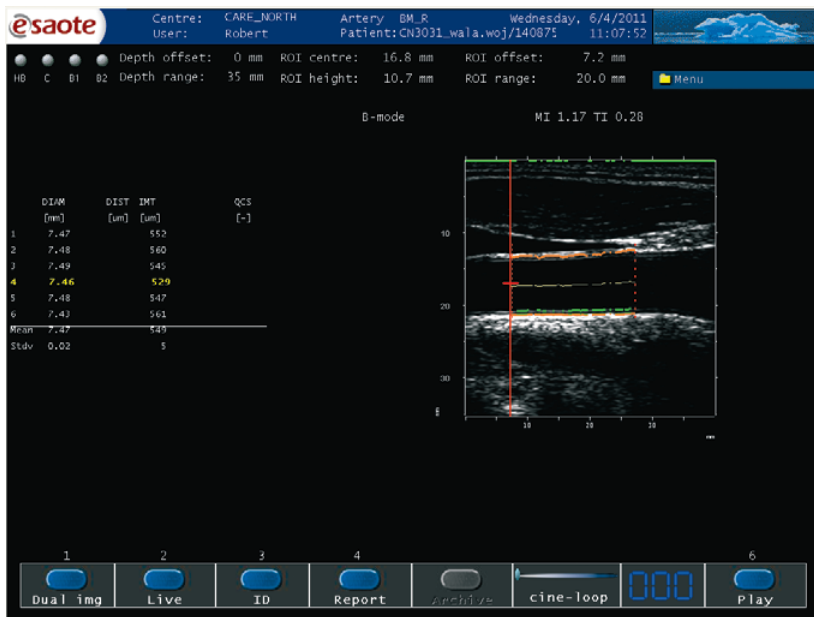
System ArtLab umożliwia korzystanie z 3 głównych trybów obrazowania: *M-mode*, *B-mode* (BM) (ryc. 3) i *fast-B-mode* (FBM) (ryc. 4). Liczba skanowanych linii różni się w zależności

od zastosowanego trybu. Ramka odczytu w trybie BM uzyskuje 127 skanowanych linii (w każdej jednostce czasu) ze wszystkich 127 przetworników w układzie liniowym sondy. Natomiast w trybie FBM w ramce odczytu uzyskuje się obraz wynikający z 14 linii skanowania [17]. Dzięki takiemu zabiegowi możliwe jest uzyskanie znacznie lepszej rozdzielczości czasowej obrazów z około 30 Hz (30 obrazów/s) w trybie BM do około 600 Hz (600 obrazów/s) w trybie FBM.

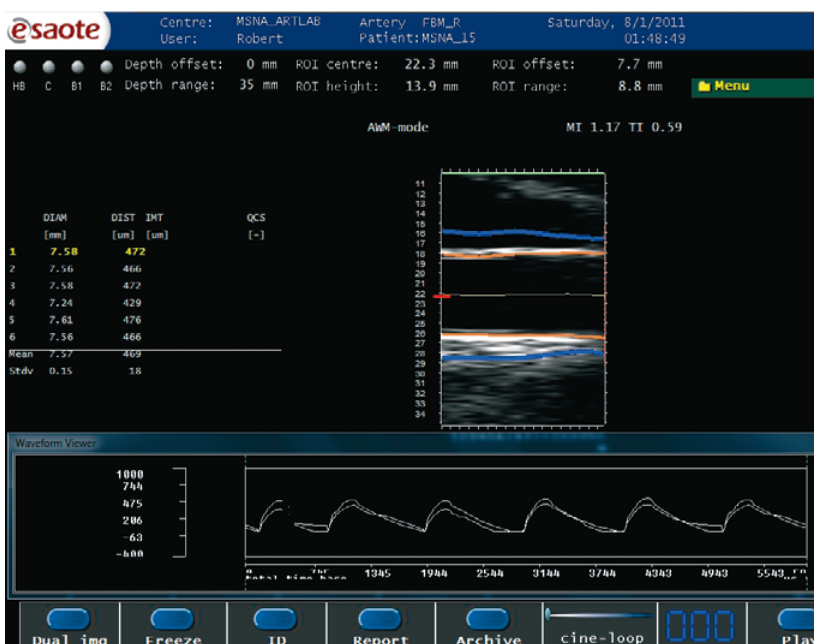
Pomiar średnicy naczynia oraz grubości IMT odbywa się w czasie 6 cykli serca w trybie BM; rozszerzenie jest mierzone w trybie FBM. Bieżąca ocena jakości badania polega na utrzymaniu wartości średniej i odchylenia standardowego w odpowiednich granicach dla automatycznie badanych parametrów (ryc. 5).

System ArtLab w trybie zapisu BM jest przydatnym narzędziem do monitorowania morfologii naczynia dzięki automatycznej ocenie IMT oraz średnicy naczynia. Grubość IMT jest stosowana jako substytut grubości ściany tętnicy. Z uwagi na niejednorodność struktur otaczających naczynie trudno rozróżnić zewnętrzną granicę błony zewnętrznej (przydanki) od otaczających tkanek za pomocą ultradźwięków.

Aparat w trybie FBM można wykorzystać do badania właściwości sprężystych ścian naczyń. System ArtLab automatycznie wylicza rozszerzenie naczynia definiowane jako skurczowo-rozkurczowa różnica średnica. Dodatkowo aparat w czasie badania odwzorowuje kształtowanie ścian badanego naczynia, rysując na ekranie wykres zmian średnicy naczynia w czasie rzeczywistym. Wykresy te są przechowywane na dysku urządzenia, umożliwiając ich późniejszą anali-



Rycina 3. Pomiar grubości IMT oraz średnicy tętnicy szyjnej wspólnej — tryb *B-mode* (BM). Zalecane odchylenie standardowe $DIAM < \pm 0,20$ mm oraz odchylenie standardowe $IMT < \pm 20 \mu m$; $DIAM$ — średnica naczynia; $DIST$ — rozszerzenie tętnicy szyjnej wspólnej; IMT (*intima-media thickness*) — kompleks błony środkowej; *mean* — wartości średnie z 6 ostatnich pomiarów; *stdv* (*standard deviation*) — odchylenie standardowe



Rycina 4. Pomiar rozszerzenia tętnicy szyjnej wspólnej — tryb *fast B-mode* (FBM). Zalecane odchylenie standardowe $DIST < \pm 20 \mu m$; *wyjaśnienia skrótów jak pod ryc. 3*



Rycina 5. Tryb B-mode z opuszką tętnicy szyjnej po prawej stronie; wyjaśnienia skrótów jak pod ryc. 3

zę. Zapis odkształcenia tętnicy w czasie każdego uderzenia serca umożliwia dalsze analizy pozostałych parametrów służących ocenie właściwości sprężystych tętnic.

Ocena rozszerzalności naczyń jako pośrednia miara ich sztywności

Izolowana ocena zmiany średnicy tętnicy nie jest dobrym parametrem oceny właściwości elastycznych tętnic, gdyż nie może być porównywana między pacjentami. W piśmiennictwie można znaleźć opisy wielu parametrów opisujących odkształcanie tętnic lepiej obrazujących stan naczynia i umożliwiających porównania między

poszczególnymi chorymi. Wśród nich są takie parametry, jak współczynnik rozszerzalności (DC, *distensibility coefficient*), współczynnik podatności (CC, *compliance coefficient*), moduł Younga (E) czy współczynnik α (tab. 1).

Współczynnik rozszerzalności, współczynnik podatności

Współczynnik podatności to stosunek zmiany pola przekroju tętnicy (ΔA) do wartości ciśnienia tętna (ΔP). Informuje on, o ile zmieni się pole przekroju naczynia przy zwiększeniu ciśnienia o wartość jednostkową. Podobną informację zawiera DC [22]. Jednak wartość ta jest wyliczana w stosun-

ku do rozkurczowej powierzchni przekroju naczynia (A). Korekta taka powoduje, że wyniki są bardziej porównywalne między pacjentami o różnych średnicach tętnic lub między różnymi tętnicami. Na przykład, jeżeli naczynie o średnicy $D = 8$ mm rozszerzy się o $\Delta D = 0,8$ mm, to jest to znacznie mniejsze rozszerzenie względne (10%) niż gdyby naczynie o średnicy 4 mm rozszerzyło się o taką samą wartość (20%).

Do obliczeń tych konieczna jest znajomość lokalnego ciśnienia tętna. Z reguły uzyskuje się je za pomocą tonometrii aplanacyjnej i analizy fali tętna.

Moduł Younga

Współczynnik rozszerzalności i podatności określają właściwości naczynia jako pustej struktury i są oceniane na podstawie skurczowo-rozkurczowych zmian pola przekroju i lokalnego ciśnienia tętna.

Właściwości elastyczne samej ściany naczynia można oceniać na podstawie modułu Younga, który jest niezależny od grubości ściany naczynia. Moduł Younga to wartość fizyczna wprowadzona w celu określenia zależności między siłami działającymi na dany materiał a jego odkształceniem pod wpływem działania tych sił. Dokładniej, zawiera on informację, o ile musi się zmienić ciśnienie, aby spowodować (teoretyczne) 2-krotne wydłużenie materiału (naczynia) (patrz tab. 1).

Tabela 1. Parametry sztywności naczyń tętniczych (zmodyfikowano na podstawie [18])

Właściwości elastyczne naczyń

Współczynnik podatności (CC, *compliance coefficient*)

Bezwzględna zmiana powierzchni światła/średnicy naczynia w czasie skurczu dla danej zmiany ciśnienia: $CC = \Delta A / \Delta P$ (m^2/kPa^{-1})

Współczynnik rozszerzalności (DC, *distensibility coefficient*)

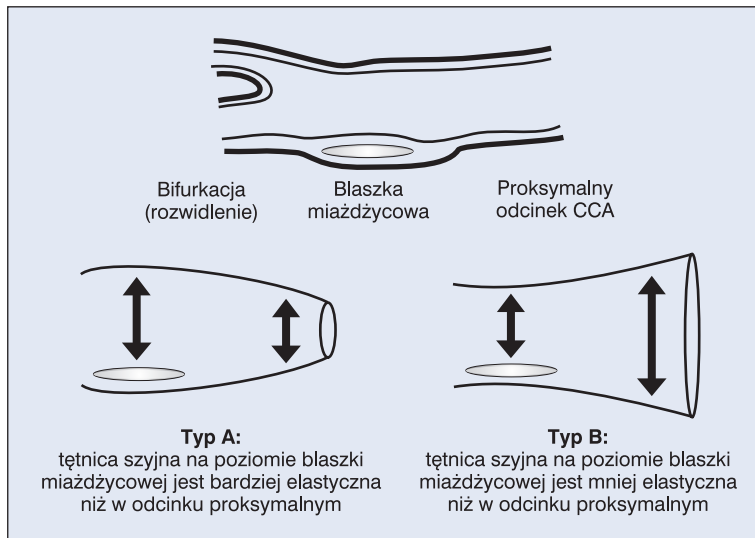
Względna zmiana powierzchni światła/średnicy naczynia w czasie skurczu dla danej zmiany ciśnienia: $DC = \Delta A / A \times \Delta P$ (kPa^{-1})

Właściwości elastyczne ściany naczyń

Moduł Younga

Zmiana ciśnienia na 1 cm^2 wymagana do 2-krotnego rozciągnięcia materiału jednorodnego: $\Delta P \times D / (\Delta D \times h)$ (mm Hg/cm)

ΔA — zmiana pola powierzchni przekroju naczynia; ΔP — lokalne ciśnienie tętna; A — pole powierzchni przekroju naczynia; D — średnica naczynia; ΔD — skurczowo-rozkurczowa zmiana średnicy naczynia; h — grubość ściany naczynia



Rycina 6. Schemat przedstawiający gradient napięcia ściany naczyń wzdłuż osi długiej i wynikające z niego typy zachowania blaszki miażdżycowej (typ A i B). Napięcie odśrodkowe (*outward bending strain*) — typ A: naczynie na wysokości blaszki miażdżycowej ulega większemu rozszerzeniu niż w proksymalnym odcinku CCA. Napięcie dośrodkowe (*inward bending strain*) — typ B: naczynie na wysokości blaszki miażdżycowej ulega mniejszemu odkształceniu niż odcinek proksymalny CCA (źródło [23]); CCA (*common carotid artery*) — tętnica szyjna wspólna

Wszystkie wymienione wskaźniki elastyczności tętnic można stosować jako wykładniki wczesnych zmian naczyniowych obserwowanych u osób zdrowych w starszym wieku oraz u chorych z nadciśnieniem tętniczym lub incydentami sercowo-naczyniowymi w wywiadzie.

Ocena zachowania się blaszki miażdżycowej oraz ryzyka pęknięcia blaszki z jej następstwami

Ograniczeniem systemu ArtLab jest niemożność oceny bezpośredniej grubości blaszki miażdżycowej w tętnicy szyjnej wspólnej. Jednak dzięki możliwości odcinkowej oceny rozszerzalności naczyń na poziomie blaszki oraz niezmiennego naczyńa możliwa staje się ocena zachowania się naczyńa, w którym stwierdzono obecność zmiany. Pomiaru takie umożliwiają ocenę gradientu odkształcenia podłużnego (*longitudinal strain gradient*) poprzez ocenę różnicy względnej zmiany średnicy naczyńa na wysokości blaszki miażdżycowej

i powyżej w odcinku niezmiennego naczyńa. Autorzy tej metody rozróżniają dwa schematy zachowania się fragmentu naczyńa zmienionego miażdżycowo: typ A, gdy naczynie na wysokości blaszki miażdżycowej podlega większemu odkształceniu niż odcinek naczyńa poniżej zwężenia, oraz typ B, gdy naczynie zmienione charakteryzuje się mniejszą elastycznością niż naczynie niezmiennione (ryc. 6). Metodę tę opracowano na podstawie pomiarów właściwości elastycznych tętnic u osób z rozpoznaniem nadciśnieniem tętniczym, leczonych i nieleczonych z tego powodu.

U osób z nadciśnieniem tętniczym nieleczonych lekami blokującymi układ renina–angiotensyna–aldosteron zaobserwowano częstsze występowanie odkształcenia tętnicy typu B. Autorzy zaobserwowali również, że u osób z udarem mózgu typ B odkształcenia częściej występuje u pacjentów z zaburzeniami lipidowymi i rozpoznaną cukrzycą. Typ B odkształcenia, czyli *remodeling* do-

środkowy, może się wiązać z występowaniem znacznie większego odkształcenia podłużnego ściany naczyńa i, co za tym idzie, z większymi siłami rozciągającymi blaszkę miażdżycową, mogącymi powodować większą skłonność blaszki do pęknięcia i niestabilności [23, 24].

Grubość IMT jest coraz częściej wykorzystywana jako zastępczy punkt końcowy dla skutecznej interwencji, aby obniżyć ryzyko wystąpienia czynników rozwoju miażdżycy i chorób z nią związanych (udar, zawał serca, choroby tętnic obwodowych). Konieczność standaryzacji pomiarów IMT oraz wypromowania kolejnych kryteriów w celu rozpoznawania wczesnego etapu powstawania blaszek miażdżycowych, wraz z pogrubianiem się IMT, wpłynęła na ustalenie wytycznych pomiarów i norm dla grubości IMT. Wymogła również pracę nad automatycznymi analizatorami obrazu umożliwiającymi niezależny od obserwatora pomiar IMT.

W zaleceniach nie sprecyzowano, które z wymienionych wcześniej badań i metod, iczy którekolwiek, ma przewagę nad pozostałymi w ocenie ryzyka sercowo-naczyniowego. Warto jednak zauważyć, że każdy z zaproponowanych parametrów służy ocenie innej właściwości ściany naczyńiowej. Grubość IMT służy do oceny zmian morfologicznych ściany tętnicy. Pomiar PWV, pośrednio, służy do oceny stanu funkcjonalnego ściany naczyńiowej, umożliwiając oszacowanie stopnia sztywności ściany tętnicy głównej. Ocena lokalnej PWV daje wgląd w lokalne właściwości elastyczne ściany naczyńiowej.

Oczywiście, również wartość ciśnienia tętniczego w chwili wykonywania pomiarów ma ogromne znaczenie. Wykazano, że wlew nitroprusydku sodu, obniżając średnie ciśnienie tętnicze, powoduje zmniejszenie

sztywności naczyń, charakteryzujące się obniżeniem PWV. Sugerując, że — być może — sztywność naczyń krwionośnych osób z nadciśnieniem tętniczym jest prawidłowa w warunkach prawidłowego ciśnienia tętniczego.

PIŚMIENNICTWO

- Preventing chronic disease: a vital investment. World Health Organization, Geneva 2005.
- Egan B.M., Zhao Y., Axon R.N. US trends in prevalence, awareness, treatment, and control of hypertension, 1988–2008. *JAMA* 2010; 303: 2043–2050.
- Ezzati M., Lopez A.D., Rodgers A., Vander Hoom S., Murray C.J. Comparative risk assessment collaborating group. Selected major risk factors and global and regional burden of disease. *Lancet* 2002; 360: 1347–1360.
- De Backer G., Ambrosioni E., Borch-Johnsen K. i wsp. European guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice. Third Joint Task Force of European and Other Societies on Cardiovascular Disease Prevention in Clinical Practice. *Eur. Heart J.* 2003; 24: 1601–1610.
- Mancia G., Laurent S., Agabiti-Rosei E. i wsp. Reappraisal of European guidelines on hypertension management: a European Society of Hypertension Task Force document. *J. Hypertens.* 2009; 27: 2121–2158.
- Zasady postępowania w nadciśnieniu tętniczym — 2011 rok. *Nadciśnienie Tętnicze* 2011; 15: 55–83.
- Laurent S., Boutouyrie P. Recent advances in arterial stiffness and wave reflection in human hypertension. *Hypertension* 2007; 49: 1202–1206.
- Pauca A.L., O'Rourke M.F., Kon N.D. Prospective evaluation of a method for estimating ascending aortic pressure from the radial artery pressure waveform. *Hypertension* 2001; 38: 932–937.
- Reference Values for Arterial Stiffness' Collaboration. Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: 'establishing normal and reference values'. *Eur. Heart J.* 2010; 31: 2338–2350.
- Avolio A.P., Van Bortel L.M., Boutouyrie P. i wsp. Role of pulse pressure amplification in arterial hypertension. Experts opinion and review of the data. *Hypertension* 2009; 54: 375–383.
- Williams B., Lacy P.S., Thom S.M. i wsp.; CAFE Investigators; Anglo-Scandinavian Cardiac Outcomes Trial Investigators; CAFE Steering Committee and Writing Committee. Differential impact of blood pressure-lowering drugs on central aortic pressure and clinical outcomes: principal results of the Conduit Artery Function Evaluation (CAFE) study. *Circulation* 2006; 113: 1213–1225.
- Leng G.C., Fowkes F.G., Lee A.J., Dunbar J., Housley E., Ruckley C.V. Use of ankle brachial pressure index to predict cardiovascular events and death: a cohort study. *Br. Med. J.* 1996; 313: 1440–1444.
- Resnick H.E., Lindsay R.S., McDermott M.M. i wsp. Relationship of high and low ankle brachial index to all-cause and cardiovascular disease mortality: the Strong Heart Study. *Circulation* 2004; 109: 733–739.
- Newman A.B., Siscovick D.S., Manolio T.A. i wsp. Ankle-arm index as a marker of atherosclerosis in the Cardiovascular Health Study. Cardiovascular Health Study (CHS) Collaborative Research Group. *Circulation* 1993; 88: 837–845.
- Touboul P.-J., Hennerici M.G., Meairs S. i wsp. Mannheim carotid intima-media thickness consensus (2004–2006). *Cerebrovasc. Disc.* 2007; 23: 75–80.
- Zanchetti A., Hennig M., Hollweck R. i wsp. Baseline values but not treatment induced changes in carotid intima media thickness predict incident cardiovascular events in treated hypertensives. Findings in the ELSA. *Circulation* 2009; 120: 1084–1090.
- O'Leary D.H., Polak J.F., Kronmal R.A., Manolio T.A., Burke G.L., Wolfson S.K. Jr. Carotid-artery intima and media thickness as a risk factor for myocardial infarction and stroke in older adults. Cardiovascular Health Study Collaborative Research Group. *N. Engl. J. Med.* 1999; 340: 14–22.
- Laurent S., Cockcroft J., Van Bortel L. i wsp.; on behalf of the European Network for Non-invasive Investigation of Large Arteries. Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications. *Eur. Heart J.* 2006; 27: 2588–2605.
- Stein J.H., Korcarz C.E., Hurst T. i wsp. ASE consensus statement. Use of carotid ultrasound to identify subclinical vascular disease and evaluate cardiovascular disease risk: a consensus statement from the American Society of Echocardiography Carotid Intima-Media Thickness Task Force. Endorsed by the Society for Vascular Medicine. *Journal of the American Society of Echocardiography* 2008; 212: 93–111.
- Wendelhag I., Wiklund O., Wikstrand J. On quantifying plaque size and intima-media thickness in carotid and femoral arteries: comments on results from a prospective ultrasound study in patients with familial hypercholesterolemia. *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* 1996; 16: 843–850.
- Brands P.J., Hoeks A.P.G., Willingers J., Willekes C., Reneman R.S. An integrated system for the non-invasive assessment of vessel wall and hemodynamic properties of large arteries by means of ultrasound. *Eur. J. Ultrasound* 1999; 9: 257–266.
- O'Rourke M.F., Staessen J.A., Vlachopoulos C., Duprez D., Plante G.E. Clinical applications of arterial stiffness; definitions and reference values. *Am. Heart J.* 2002; 15: 426–444.
- Beaussier H., Masson I., Collin C. i wsp. Carotid plaque, arterial stiffness gradient, and remodeling in hypertension. *Hypertension* 2008; 52: 729–736.
- Paini A., Boutouyrie P., Calvet D., Zidi M., Agabiti-Rosei E., Laurent S. Multiaxial mechanical characteristics of carotid plaque: analysis by multiarray echotracking system. *Stroke* 2007; 38: 117–123.