

Zalecenia dotyczące wykonywania badań USG dupleks doppler tętnic szyjnych i kręgowych Polskiego Towarzystwa Chirurgii Naczyniowej

Duplex Doppler ultrasound examination of carotid and vertebral arteries:
guidelines of the Polish Society for Vascular Surgery

Grzegorz Madycki¹, Marcin Gabriel², Piotr Hawro³, Katarzyna Pawlaczyk⁴, Wacław Kuczmik⁵,
Tomasz Urbanek⁵

¹Klinika Chirurgii Naczyniowej i Angiologii, CMKP, Szpital Bielański, Warszawa

²Klinika Chirurgii Ogólnej i Naczyń, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu, Poznań

³Ośrodek Flebologii Małoinwazyjnej, NZOZ AVIMED, Bytom

⁴Klinika Hipertensjologii, Angiologii i Chorób Wewnętrznych, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu, Poznań

⁵Klinika Chirurgii Ogólnej i Naczyń, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice

Tekst zaleceń został zaakceptowany przez Prezesa Polskiego Towarzystwa Angiologicznego — Prof. dr. hab. n. med. Aleksandra Sieronia.

Abstract

The duplex Doppler examination of carotid and vertebral arteries is the primary diagnostic method in detecting disorders leading to the brain blood supply disturbances. In many cases, in patients with carotid artery stenosis, the Doppler ultrasound plays a major role in the process of qualification to the reconstructive procedures.

Regardless of the widespread availability and high sensitivity and specificity of this method it's burdened with serious drawbacks. The most important of them are evaluation subjectivity and variety of methods to assess stenosis degree and the nature of atherosclerotic plaques. They often cause difficulties in comparing the test results carried out in different centers and to find correlations with other imaging methods results.

In order to overcome these drawbacks, Polish Society for Vascular Surgery has attempted to develop recommendations for uniform methodology of carotid and vertebral arteries Doppler examination. Legal terms, the manner of examination and its interpretation were presented. Proposing the way of highlights results and messages conclusion to enable the recommendations implementation of endovascular and surgical qualifications relating to surgical treatment. We hope that these recommendations will help to standardize examination techniques.

Key words: carotid arteries diagnostics, duplex Doppler, carotid arteries stenosis, subclavian steal syndrome

Kardiol Pol 2014; 72, 3: 288–309

WSTĘP

Badanie ultrasonograficzne (USG) tętnic szyjnych i kręgowych jest obecnie uważane za jedną z podstawowych metod diagnostyki oraz monitorowania patologii tych naczyń. W wielu ośrodkach jest ono uznawane za wystarczające do planowania postępowania terapeutycznego, w tym także kwalifikacji do leczenia zabiegowego. Według danych z Medicare ok. 80%

zabiegów na tętnicach szyjnych przeprowadzonych w Stanach Zjednoczonych było poprzedzone wykonaniem wyłącznie badań dopplerowskich z podwójnym obrazowaniem.

W poniższym opracowaniu omówiono główne problemy związane z techniką przeprowadzenia badania i przygotowaniem wyniku. Przedstawione zalecenia mają na celu ujednoczenie sposobu wykonywania badań i formułowania

Adres do korespondencji:

prof. dr hab. n. med. Marcin Gabriel, Klinika Chirurgii Ogólnej i Naczyń, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego, ul. Długa 1-2, 61–848 Poznań,
e-mail: mgabriel@pro.onet.pl

Copyright © Polskie Towarzystwo Kardiologiczne

opisów przeprowadzanych przez lekarzy różnych specjalności, co — jak mają nadzieję Autorzy — pozwoli na ograniczenie częstości wykonywania procedur weryfikujących lub też uzupełniających wcześniejsze badania.

Wykonanie USG duplex dopler tętnic szyjnych i kręgowych umożliwia:

- ocenę grubości kompleksu błona wewnętrzna–błona środkowa (kompleks intima–media, IMT, *intima–media thickness*);
- ocenę morfologii i przebiegu naczyń, z uwzględnieniem przypadków aplazji lub hipoplazji, wydłużenia lub zagięcia tętnic;
- wykrycie i charakterystykę złożeń miażdżycowych, z oceną ich morfologii, powierzchni oraz towarzyszącego im stopnia zwężenia naczynia;
- wykrycie obecności zmian niemiażdżycowych, takich jak: rozwarstwienie, dysplazja włóknisto-mięśniowa i zmiany popromienne;
- rozpoznanie zwężeń nawrotowych z określeniem stopnia ich zaawansowania i mechanizmu powstania;
- ocenę następstw hemodynamicznych zespołów podkradania tętnic podobojczykowych.

WYMAGANIA SPRZĘTOWE

Aparat ultrasonograficzny służący do wykonywania badań tętnic szyjnych i kręgowych powinien posiadać:

- szerokopasmową głowicę liniową pracującą w zakresie 5–12 MHz;
- szerokopasmową głowicę konweksową pracującą w zakresie 3,5–5 MHz; i/lub
- głowicę sektorową o częstotliwości 1,5–2,5 MHz;
- możliwość obrazowania w prezentacji B (*B-mode*);
- możliwość obrazowania duplex dopler z oceną spektralną;
- możliwość obrazowania przepływu kodowanego kolorem;
- możliwość obrazowania doplerem mocy.

Dostępność głowic konweksowej lub sektorowej umożliwia uwidocznienie trudnodostępnych odcinków tętnic, w tym odcinków dalszych tętnic szyjnych wewnętrznych i odcinków bliższych tętnic kręgowych oraz szyjnych wspólnych. Dodatkowo posiadanie głowicy sektorowej z oprogramowaniem do badań transkranialnych umożliwia poszerzenie diagnostyki w wątpliwych przypadkach, np. w długoodcinkowych zwężeniach tętnic szyjnych wewnętrznych lub w celu różnicowania typów zespołów podkradania tętnicy podobojczykowej.

LEKARZE UPOWAŻNIENI DO WYKONYWANIA BADAŃ DOPLEROWSKICH/ /BADAŃ DUPLEKS DOPLER TĘTNIC SZYJNYCH I KRĘGOWYCH

Mimo że prawo do wykonywania badań USG mają w Polsce wszyscy lekarze, w trosce o jakość i wiarygodność, charakteryzujących się swoją specyfiką, badań duplex dopler, autorzy zaleceń uważają, że badania te powinny być wykonywane

przez lekarzy posiadających właściwe przeszkolenie i doświadczenie w zakresie tej techniki diagnostycznej. Odbycie staży lub kursów z zakresu diagnostyki doplerowskiej/duplexowej jest obowiązkowym elementem następujących specjalizacji: angiologii, chirurgii naczyniowej, neurologii i radiologii.

Zalecenie 1. Wymagania sprzętowe i doświadczenie badającego

1.1. Niezależnie od posiadania głowicy liniowej aparat do wykonywania badań duplexowych tętnic szyjnych i kręgowych powinien być wyposażony w głowicę konweksową i/lub sektorową.

1.2. Wykonanie badania wymaga każdorazowo wykorzystania obrazowania *B-mode*, kolor dopler i doplera spektralnego.

1.3. Badania powinny być wykonywane przez lekarzy z udokumentowanym doświadczeniem.

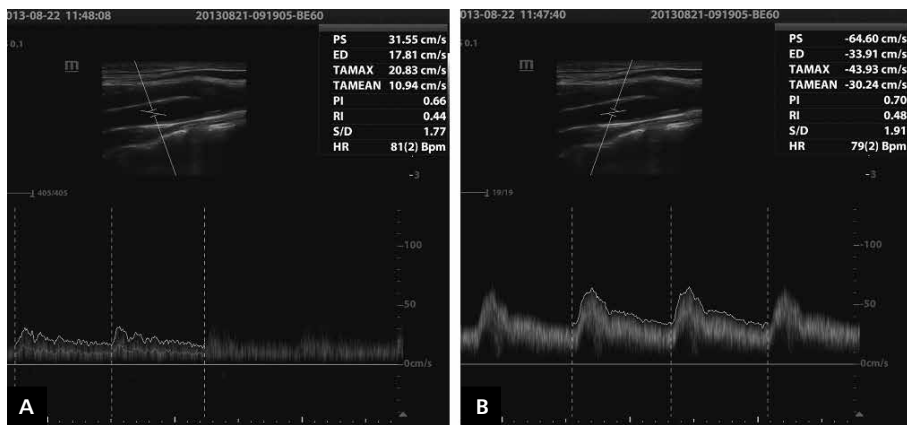
PODSTAWY BADANIA USG Z PODWÓJNYM OBRAZOWANIEM

Każde USG z obrazowaniem doplerowskim obejmuje 3 etapy, począwszy od obrazowania ultrasonograficznego w opcji *B-mode*, przez obserwację przepływu w naczyniu z wykorzystaniem opcji kolorowego doplera, kończąc na analizie spektralnej. Pierwsza część służy przede wszystkim lokalizacji naczyń, ocenie ich morfologii i przebiegu. Badanie z wykorzystaniem kolorowego doplera jest oceną jakościową, z określeniem obecności przepływu i stopnia wypełnienia światła naczynia oraz zlokalizowaniem odcinkowych zmian charakteru przepływu. Analiza spektralna ma charakter ilościowy, umożliwia jednoznaczne określenie kierunku i charakteru przepływu. W celu zwiększenia powtarzalności uzyskiwanych wyników i zmniejszenia elementu subiektywizmu w badaniu konieczne jest przestrzeganie kilku podstawowych zasad ustawienia parametrów obrazowania. Ich pominięcie jest jedną z podstawowych przyczyn popełniania błędów diagnostycznych.

W obrazowaniu duplex dopler wykorzystuje się obraz w projekcji *B-mode* oraz impulsową emisję fali ultradźwiękowej. Sygnał ultradźwiękowy jest emitowany w sposób przerywany, z określoną częstotliwością. Równocześnie przetwornik umieszczony w głowicy odbiera echa powracające z miejsca określonego na obrazie bramką. Analiza przesunięcia fazowego powracających sygnałów, uzyskiwanych w kolejnych rejestrowalnych sekwencjach sygnał–echo, umożliwia obliczenie prędkości i kierunku ruchu krwinek w naczyniu. Prędkość przepływającej krwi oblicza się na podstawie przesunięcia częstotliwości z równania Dopplera:

$$\Delta f = \frac{2f^{\circ}V \cos \Theta}{C}$$

Gdzie Δf stanowi przesunięcie częstotliwości doplerowskiej, f° to emitowana częstotliwość ultrasonograficzna,



Rycina 1. Znaczenie prawidłowości ustawienia kąta insonacji dla interpretacji spektrum przepływu; **A.** Mimo uzyskania kąta insonacji o wartości 60° odczyt jest nieprawidłowy. Oś wskazująca kierunek przepływu nie jest ustawiona w osi długiej tętnicy; **B.** Prawidłowe ustawienie osi kierunku przepływu umożliwia prawidłowy odczyt

V — prędkość cząstek odbijających wiązkę ultradźwiękową (gł. erytrocyty), Θ (*theta*) określa kąt insonacji, tzn. kąt zawarty między kierunkiem emitowania wiązki ultradźwiękowej a kierunkiem przepływającej krwi, a C to prędkość rozchodzenia się dźwięku w tkankach (1540 m/s). Ponieważ emitowana częstotliwość wiązki ultradźwiękowej i prędkość rozchodzenia się dźwięku w tkankach są stałe w danym momencie badania, przesunięcie dopplerowskie jest wprost proporcjonalne do prędkości przepływającej krwi i cosinusa kąta insonacji.

Z powyższych rozważań wynika, że konieczne jest odpowiednie ustawienie bramki, jej szerokości i kąta insonacji.

Bramkę trzeba ustawić w świetle badanego naczynia. W odniesieniu do tętnic szyjnych szerokość bramki ustawia się zazwyczaj w zakresie $2\text{--}3$ mm, tak aby objąć główny strumień przepływu krwi w ich świetle. W celu uniknięcia powstania artefaktów wywołanych zmianami przepływu przy ścianie naczynia należy unikać sytuacji objęcia przez jakikolwiek element bramki ściany badanej tętnicy. Natomiast ustawienie zbyt małej szerokości bramki może skutkować otrzymaniem zapisu charakterystycznego dla przepływu prawidłowego w naczyniu, w którym w rzeczywistości występują turbulencje.

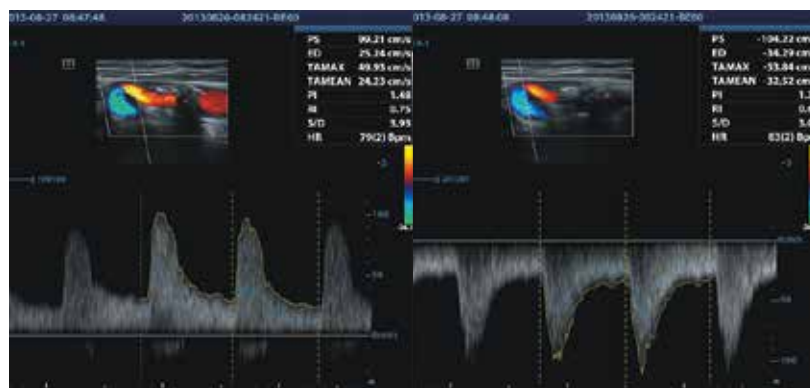
Zgodnie z równaniem Dopplera wartość przesunięcia fazowego, a jednocześnie wielkość błędu pomiaru zależy od wartości kąta insonacji. Kąt Θ w sposób bezpośredni wpływa na ocenianą częstotliwość dopplerowską — przy wartości kąta równej 0° uzyskuje się maksymalne przesunięcie fazy wiązki ultradźwiękowej, ponieważ wartość cosinusa 0° wynosi 1 . W takiej sytuacji otrzymuje się wynik obarczony możliwie najmniejszym błędem. Natomiast w przypadku wykonywania pomiaru przy prostopadłym ustawieniu wiązki pomiarowej w stosunku do kierunku przepływu krwi (kąt $\Theta = 90^\circ$) wartość przesunięcia fazowego będzie równa 0 ($\cos 90^\circ = 0$), co będzie skutkowało niewidocznością przepływu w drożnym naczyniu. Takie ustawienie wiąże się z uzyskaniem wyników obarczonych maksymalnym błędem.

Ponieważ w praktyce klinicznej, poza nielicznymi wyjątkami (ocena tętnic środkowych mózgu przez okienka skroniowe lub tętnicy podstawnej przez otwór wielki), uzyskanie kąta insonacji zbliżonego do 0° jest niemożliwe, przyjęto kolokwialnie, że powinien on wynosić $\leq 60^\circ$. Takie ustawienie wiąże się z ograniczeniem potencjalnego błędu pomiaru do 9% .

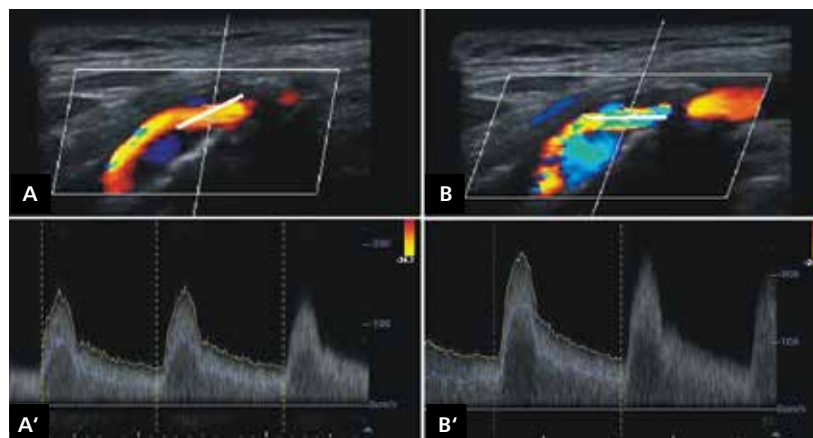
W celu prawidłowego ustawienia kąta insonacji należy ustawić oś kierunku przepływu (krótką kreskę przecinającą bramkę) wzdłuż osi długiej naczynia. W przypadku zachowania pełnej drożności jest to tożsame z ustawieniem znacznika osi kierunku przepływu równoległe do ścian naczynia. W przypadku kąta przekraczającego 60° należy zmienić kierunek emitowania wiązki ultradźwiękowej w taki sposób, aby uzyskać pożądany kąt (ryc. 1). Należy przy tym zauważyć, że nie ma znaczenia sposób ustawienia kierunku emitowania wiązki ultradźwiękowej w stosunku do kierunku przepływu krwi w naczyniu — tzn. „pod prąd” czy też „z prądem”. W obu przypadkach wyniki pomiarów wykonanych z zachowaniem kąta insonacji $\leq 60^\circ$ będą porównywalne.

Konieczność dokładnego określenia wielkości kąta insonacji, z zachowaniem wartości $\leq 60^\circ$, warunkuje możliwość przeprowadzenia analizy spektrum wyłącznie na przekrojach podłużnych naczyń. Błędem jest oznaczanie np. prędkości lub charakteru spektrum na przekrojach poprzecznych naczyń.

Odstępstwem od zasady ustawienia osi kierunku przepływu krwi równoległe do ścian naczynia są zagięcia i zwężenia naczyń. W pierwszym przypadku zaleca się określenie prędkości krwi w odcinkach naczyń zlokalizowanych bezpośrednio przed i za zagięciem (ryc. 2). W drugim przypadku konieczne jest ustawienie osi kierunku przepływu równoległe do rzeczywistego przebiegu kanału przepływu (w miejscu zwężenia), wyznaczonego uprzednio za pomocą kolorowego dopplera (ryc. 3).



Rycina 2. Odczyt prędkości przepływu w zagiętym naczyniu

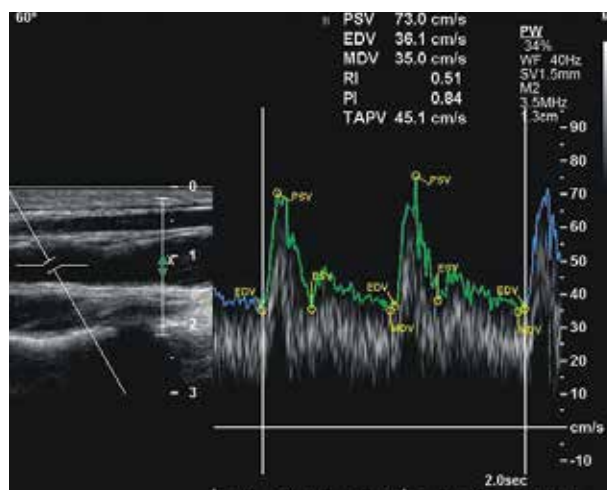


Rycina 3. Pomiar przepływu w zwężonym odcinku naczynia; **A**. Nieprawidłowe ustawienie osi kierunku przepływu w osi długiej naczynia; **B**. Prawidłowe ustawienie osi zgodnie z kierunkiem przepływu określonym przy użyciu kolorowego obrazowania; **A'**. Spektrum przepływu przy nieprawidłowym ustawieniu osi kierunku przepływu; zniżenie wartości PSV i EDV; **B'**. Spektrum przepływu przy prawidłowym ustawieniu osi kierunku przepływu; prawidłowy odczyt wartości PSV i EDV

Spośród wartości opisujących uzyskany wykres spektralny podstawowe znaczenie w diagnostyce z użyciem badania dupleks doppler tętnic szyjnych i kręgowych mają:

- prędkość szczytowo-skurczowa (PSV, *peak systolic velocity*);
- prędkość końcowo-rozkurczowa (EDV, *end diastolic velocity*);
- wielkość okienka akustycznego — jest to pole zawarte między obwiednią (tzn. krzywą łączącą maksymalne prędkości) a linią zerową. Ponieważ w naczyniach z przepływem laminarnym prędkości poszczególnych krwinek mają podobną wartość, okienko jest wypełnione tylko w części przylegającej do obwiedni. W miarę narastania turbulencji prędkości poszczególnych krwinek różnią się coraz bardziej, co w obrazie spektralnym skutkuje całkowitym wypełnieniem okienka akustycznego (ryc. 4).

W przeciwieństwie do badań transkranialnych w badaniu dupleks doppler tętnic przedczaszkowych mniejsze znaczenie przypisuje się:



Rycina 4. Zapis spektralny przepływu niskooporowego. Zaznaczone punkty pomiaru i wartości analizowanych elementów; zielona linia oznacza obwiednię



Rycina 5. Hemodynamicznie istotne zwężenie tętnic szyjnych; **A.** Aliasing — odcinkowa zmiana koloru wypełniającego naczynie w miejscu zwężenia wynikająca ze wzrostu prędkości; **B.** Zjawisko konfetti — pojawienie się kolorowych plam w otoczeniu zwężonego odcinka naczynia

- prędkości średniej (MV, *mean velocity*);
- wskaźnikowi pulsacji (PI, *pulsatility index*);
- wskaźnikowi oporu (RI, *resistivity index*);
- wskaźnikowi skurczowo-rozkurczowemu (*index A/B*).

Uważa się, że zwiększenie wartości PI > 0,8, podobnie jak zmniejszenie wskaźnika A/B < 1,5, mogą wskazywać na redukcję podatności ściany naczyniowej z powodu obecności zmian miażdżycowych (zwężenia). O ile wartość RI > 0,75 może wskazywać na zwiększenie oporu naczyniowego, to wartość mniejsza niż 0,55 może być objawem obecności przetoki z układem żylnym, a więc istotnego spadku oporu obwodowego. Wartości uznawane za prawidłowe wynoszą dla tętnicy szyjnej wspólnej i tętnicy szyjnej wewnętrznej odpowiednio: PI: 0,6–1,1 i > 0,8; RI: 0,55–0,8 i 0,55–0,65.

Zalecenie 2. Wykonywanie badania dupleks dopler tętnic szyjnych w odcinku pozaczaszkowym

2.1. Zalecana szerokość bramki to 2–3 mm, co powinno odpowiadać 30–70% średnicy badanego naczynia. Niezależnie od średnicy badanego naczynia żaden z elementów bramki nie powinien obejmować ściany naczyniowej.

2.2. Ze względu na miejscowe zaburzenia przepływu w miarę możliwości bramka doplerowska nie powinna być umieszczana na krzywiznach i ostrych zagięciach kątowych, w miejscu odcinkowego poszerzenia oraz w podziałach naczyń.

2.3. Kąt insonacji powinien wynosić $\leq 60^\circ$.

2.4. Analiza spektralna, z odczytem kierunku, laminarności i prędkości przepływu może być przeprowadzona wyłącznie na przekrojach podłużnych naczyń.

2.5. Kierunek emitowania wiązki ultradźwiękowej może być ustawiony niezależnie od kierunku przepływu krwi, pod warunkiem zachowania prawidłowej wartości kąta insonacji.

2.6. W prostych odcinkach naczyń, bez obecności zwężeń,

oś wyznaczająca kierunek przepływu powinna być ustawiona w osi długiej naczynia (równoległe do ścian).

2.7. W przypadku zagiętych odcinków naczyń oraz w przypadku ich zwężeń oś wyznaczająca kierunek przepływu powinna być ustawiona równoległe do głównego strumienia krwi lub przebiegu kanału przepływu, wyznaczonych przy użyciu kolorowego doplera.

PRZEPIŁY KODOWANY KOLOREM

Zastosowanie techniki przepływu kodowanego kolorem (*colour flow Doppler*) ułatwia lokalizację i identyfikację naczyń oraz wskazuje odcinkowe zaburzenia przepływu, wymagające pogłębionej diagnostyki w badaniu doplerem spektralnym.

Kolory obrazowane w świetle naczynia, po ustawieniu nad nim bramki diagnostycznej, przedstawiają ruch krwi względem głowicy. Kolory przepływu krwi są zależne od przyjętych ustawień, a ich różne odcienie oznaczają różną prędkość przepływu.

Zasady ustawienia bramki kolorowego doplera w stosunku do badanych naczyń są podobne jak w przypadku kąta insonacji w badaniu za pomocą doplera pulsacyjnego — bramka powinna być pochylona pod kątem $< 60^\circ$. Ustawienie bramki pod kątem zbliżonym do 90° względem naczynia, **w tym także badanie na przekrojach poprzecznych**, może skutkować osłabieniem lub brakiem sygnału (obecności koloru) i może w konsekwencji prowadzić do fałszywego rozpoznania zwężenia lub niedrożności naczynia. Z tego samego powodu wyznaczenie kolorem kanału przepływu na przekroju poprzecznym nie powinno stanowić podstawy do ostatecznego określenia stopnia zwężenia przy użyciu metod planimetrycznych (patrz dalej).

Moc sygnału należy ustawić tak, aby kolor wypełniał całe światło naczynia, „dotykając”, ale nie przekraczając wewnętrznej granicy IMT. Objawem nadmiernego wzmocnienia jest zjawisko „przelewania się” koloru poza ścianę naczynia,

do sąsiadujących tkanek, co może uniemożliwić wykrycie odcinkowych ubytków wypełnienia światła naczynia (zweżeń). Z kolei w przypadku nadmiernego stłumienia koloru można nieprawidłowo rozpoznać obecność hipoechogenicznych blaszek miażdżycowych lub też niedrożność naczynia.

Występowanie odcinkowych zaburzeń przepływu jest uwidaczniane w postaci ubytków wypełnienia światła naczynia, zmiany odcienia lub koloru. W przypadku turbulencji zmiana koloru jest następstwem odwrócenia kierunku przepływu krwi. W zwichnięciach powodujących odcinkowe zwiększenie prędkości przepływu zmiana koloru jest spowodowana **zjawiskiem aliasingu**. Występuje ono wówczas, gdy przesunięcie fazowe wiązki odbitej przekracza połowę częstotliwości powtarzania impulsów (*pulse repetition frequency*), co spełnia tzw. „ograniczenie Nyquista” (ryc. 5A). Dodatkowym efektem sugerującym obecność istotnego zwiększenia prędkości przepływu w miejscu hemodynamicznie istotnej przeszkody jest **objaw konfetti**, ujawniający się w postaci kolorowych plamek pulsujących w otoczeniu naczynia (ryc. 5B).

Chociaż zjawisko aliasingu jest korzystne w wykrywaniu odcinkowych zmian prędkości przepływu, to wykonywanie badania na zbyt niskich ustawieniach skali prędkości w badaniu duplex kolor dopler (poniżej średniej prędkości przepływu krwi) prowadzi do objęcia zjawiskiem aliasingu całego naczynia, uniemożliwiając wykonanie oceny rzeczywistej drożności. W takim przypadku należy zwiększyć zakres prędkości skali.

Odrotna sytuacja dotyczy krytycznych zwichnięć lub też zwichnięć długoodcinkowych, w których prędkość krwi zmniejsza się tak znacznie, że ustawione wcześniej parametry w zakresie badania doplerowskiego kodowanego kolorem powodują fałszywy obraz braku przepływu w naczyniu. W celu różnicowania tego rodzaju zwichnięć i niedrożności trzeba zmniejszyć zakres prędkości odnoszący się do skali kolorystycznej.

Przystępując do analizy uzyskanego obrazu badania kolor duplex dopler, należy uwzględnić niedoskonałości wynikające ze sposobu jego powstawania. Kolor wypełniający światło naczynia przedstawia uśrednioną wartość prędkości krwi w naczyniu, dlatego też, w przeciwieństwie do analizy spektralnej, nie może on stanowić podstawy do oceny stopnia zwichnięcia.

DOPLER MOCY

W przeciwieństwie do obrazowania kolor duplex dopler w doplerze mocy (*power Doppler*) natężenie sygnału kolorowego jest odwzorowaniem całkowitej liczby poruszających się krwinek (niezależnie od kierunku przepływu), a nie prędkości przepływu. Jego wykorzystanie jest prawie całkowicie niezależne od kąta insonacji — jedynie przy prostym ustawieniu kierunku wiązki ultradźwięków w stosunku do kierunku przepływu w naczyniu brak częstotliwości doplerowskich powoduje zanik sygnału.

Badanie za pomocą doplera mocy jest przydatne w wykrywaniu wolnych przepływów. Wykorzystuje się je w ocenie unaczynienia narządów mięsaszowych i guzów

nowotworowych oraz w różnicowaniu krytycznych zwichnięć i niedrożności naczyń.

Ze sposobu działania doplera mocy wynika kilka ograniczeń. Jego stosowanie spowalnia odświeżanie obrazu w prezentacji B w większym stopniu niż przepływ kodowany kolorem. Sumowanie energii wszystkich składowych spektrum doplerowskiego, zarówno dodatnich, jak i ujemnych, powoduje utratę informacji o kierunku przepływu. Odwzorowanie kolorem tylko liczby poruszających się krwinek wyklucza występowanie zjawiska aliasingu i objawu konfetti, pomocnych niejednokrotnie w wykrywaniu odcinkowych zmian charakteru przepływu. Stosowany bezkrytycznie w świeżych zakrzepicach tętnicznych i w zatorach może sugerować zachowanie drożności naczynia.

Zalecenie 3. Wykonywanie badań duplex kolor dopler i doplera mocy tętnic szyjnych

- 3.1. Ocena tętnic z użyciem kolorowego doplera stanowi jeden z obowiązkowych elementów badania. Służy jakościowej ocenie przepływu. Jest pomocne w ocenie drożności i lokalizacji patologii z odcinkową zmianą charakteru przepływu.
- 3.2. Wielkość ramki należy dostosować do ocenianego naczynia i parametrów technicznych aparatu, zachowując właściwy kąt ustawienia (insonacji) $< 60^\circ$ w stosunku do osi długiej badanego naczynia.
- 3.3. Wzmocnienie sygnału należy ustawić tak, aby kolor wypełniał całe światło naczynia, „dotykając”, ale nie przekraczając wewnętrznej granicy IMT.
- 3.6. Badanie kolorowym doplerem nie daje możliwości ilościowego określenia stopnia zwichnięcia naczynia, ułatwia jednak określenie lokalizacji zmiany i jej uwarunkowań anatomicznych.

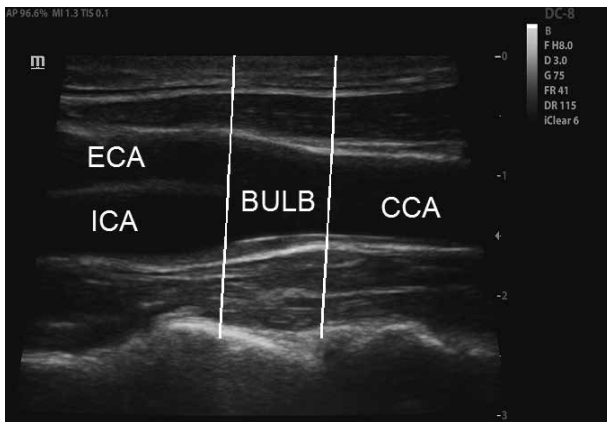
ANATOMIA TĘTNIC SZYJNYCH I KRĘGOWYCH

Tętnice szyjne

Pierwszym odgałęzieniem łuku aorty jest pień ramienny-główny (*brachicephalic trunc*), który na poziomie prawego stawu mostkowo-obończykowego dzieli się na prawą tętnicę podobojczykową (SA, *subclavian artery*) i tętnicę szyjną wspólną (CCA, *common carotid artery*). Po stronie lewej CCA i SA odchodzą bezpośrednio od łuku aorty. W przebiegu tętnic szyjnych można wyróżnić 3 segmenty (ryc. 6). Tętnice szyjne wspólne kończą się w miejscu poszerzenia (określonego jako utrata równoległości przebiegu ścian bliższej i dalszej). Występujące następnie poszerzenie to opuszka, definiowana jako odcinek naczynia zlokalizowany między dalszym końcem CCA a miejscem podziału. Trzeci segment obejmuje tętnice szyjne: wewnętrzną (ICA, *internal carotid artery*) i zewnętrzną (ECA, *external carotid artery*). Dopuszczalne jest także wymienne używanie w stosunku do terminu „opuszka” określeń „rozwidlenie” lub „bifurkacja”.

Tętnice kręgowe

Tętnice kręgowe (VA, *vertebral artery*) w zdecydowanej większości przypadków odchodzą od odcinków środkowych tętnic



Rycina 6. Odcinki tętnic szyjnych (opis w tekście); CCA — tętnica szyjna wspólna; ECA — tętnica szyjna zewnętrzna; ICA — tętnica szyjna wewnętrzna; BULB — opuszka

podobojczykowych. Tylko u 6% pacjentów lewa VA odchodzi bezpośrednio od łuku aorty. W ich przebiegu można wyróżnić 5 odcinków (ryc. 7):

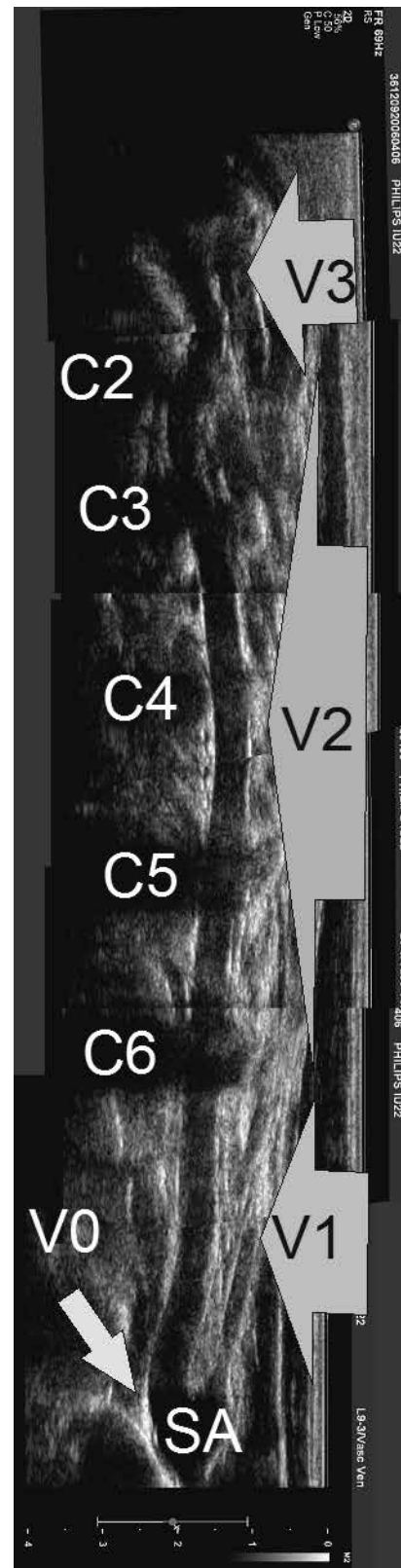
- V_0 — miejsce odejścia tętnicy kręgowej od tętnicy podobojczykowej;
- V_1 — obejmuje fragment od odejścia od tętnicy podobojczykowej do wejścia do otworu wyrostka poprzecznego 6. kręgu szyjnego (w ok. 5% przypadków dotyczy to otworów w wyrostkach poprzecznych kręgów C5, a wyjątkowo C4 lub C7);
- V_2 — jest to odcinek przebiegający przez otwory wyrostków poprzecznych kręgów C6-C2;
- V_3 — pętla naczyniowa;
- V_4 — odcinek wewnątrzczaszkowy.

Przeciętna średnica tętnicy kręgowej wynosi 3–4 mm. Hipoplazję należy rozpoznać przy średnicy całego naczynia mniejszej niż 2 mm. W rzadkich przypadkach ma miejsce aplazja tętnicy, co wymaga różnicowania z wariantem anatomicznym przebiegu i z niedrożnością. W obu przypadkach dochodzi zazwyczaj do kompensacyjnego poszerzenia drugiej tętnicy kręgowej.

W VA obserwuje się przepływ z niskooporowym spektrum (ryc. 8C) i z PSV, mierzoną w odcinku V_2 , w przedziale 30–65 cm/s. PSV mierzona w odcinku V_1 może być o 10–20 cm/s większa niż w odcinku V_2 .

Technika badania tętnic szyjnych

Badanie wykonuje się w pozycji leżącej lub półleżącej. W przypadku badania pacjentów z krótką szyją pomocne jest podłożenie walka pod ramiona chorego w celu „wydłużenia” szyi, o ile pacjent toleruje taką pozycję. W przeciwnym przypadku proponuje się wykonanie badania w pozycji siedzącej. Głowę należy odwrócić przeciwnie do strony badanej o 30–45°. Takie ustawienia ułatwia dostęp do odcinków dalszych ICA i ECA, przesłoniętych, przy prostym ustawieniu głowy, przez gałęzie żuchwy.



Rycina 7. Prawidłowy przebieg tętnicy kręgowej przez otwory w wyrostkach poprzecznych kręgów szyjnych C6-C2; zaznaczono odcinki tętnicy kręgowej V_0 , V_1 , V_2 i V_3 ; SA — tętnica podobojczykowa (strzałka)

Badanie należy wykonać głowicą liniową, **zawsze w dwóch prezentacjach**, tzn. poprzecznej i podłużnej. Obrazowanie rozpoczyna się od odcinków bliższych CCA, począwszy od poziomu obojczyków. Po stronie prawej korzystne jest zlokalizowanie i ocena odcinka dalszego pnia ramienno-głowowego wraz z podziałem. Przesuwając głowicę w kierunku dalszym, należy zlokalizować podział i uwidocznić możliwie długie odcinki ICA oraz ECA.

Badanie tętnic szyjnych w projekcji **poprzecznej** umożliwia określenie średnicy naczyń, lokalizacji i układu przestrzennego podziału CCA, wykrycie ewentualnych wydłużeń, zagięć i złożeń (blaszek) miażdżycowych, szczególnie tych zlokalizowanych na ścianie bocznej i przyśrodkowej. Znacznik orientacji obrazu (strona prawa lub lewa) na głowicy i na obrazie powinien być ustawiony po tej samej stronie.

Podczas badania tętnic szyjnych w projekcji **podłużnej** należy ocenić:

- drożność naczyń;
- grubość IMT;
- obecność i charakterystykę blaszek miażdżycowych;
- stopień zwężenia (o ile występuje);
- hemodynamiczne następstwa zagięć i pętli.

Podczas badania wykonywanego w przekrojach podłużnych autorzy proponują, aby po lewej stronie uzyskiwanego obrazu znajdował się dalszy odcinek naczynia. Chociaż przestrzeganie tego zalecenia nie ma wpływu na jakość badania, to może być pomocne w interpretacji dokumentacji fotograficznej.

W celu realizacji powyższych celów podczas każdego badania **należy wykorzystać 3 postaci obrazowania**:

- prezentację *B-mode* — jest pomocna w określeniu średnicy naczyń, ich przebiegu, grubości IMT oraz w wykryciu i charakterystyce blaszek o zwiększonej echogeniczności. Podczas badania ogniskową obrazu należy ustawić na głębokości gwarantującej najlepsze uwidocznienie badanego naczynia, najczęściej na poziomie dalszej ściany badanej tętnicy. Wzmocnienie i dynamikę trzeba ustawić w ten sposób, aby wewnątrz badanego naczynia było jednolicie ciemne, oczywiście w przypadku nieobecności w nim zmian miażdżycowych, zakrzepowych lub echa spowolnionego przepływu;
- przepływ kodowany kolorem (*dupleks kolor dopler*) — pozwala na różnicowanie drożności i niedrożności naczyń, określenie charakteru przepływu (laminarny/turbulentny, kierunek przepływu), wykrycie hipo- i normoechogenicznych blaszek miażdżycowych, rozpoznanie i określenie lokalizacji zwężeń, przebiegu kanału zwężenia i nadmiernie wydłużonych odcinków naczyń;
- badanie dupleks dopler z wykorzystaniem doplera pulsacyjnego — analiza spektralna umożliwia różnicowanie tętnic szyjnych, ilościową i jakościową ocenę przepływów, określenie kierunku przepływu, stopnia zwężenia naczyń i hemodynamicznych następstw zagięć oraz

pętli. Otrzymanie adekwatnych wyników jest możliwe wyłącznie podczas badania na przekrojach podłużnych.

Pominięcie którejkolwiek formy obrazowania może prowadzić do niewykrycia istotnych patologii, co może skutkować podjęciem nieprawidłowych decyzji dotyczących sposobu leczenia.

W celu uwidocznienia odcinków bliższych pnia ramienno-głowowego lub lewej CCA konieczne jest zastosowanie głowicy konweksowej lub sektorowej, z dostępu szyjnego. Po ustawieniu głowicy bezpośrednio nad obojczykiem i zlokalizowaniu CCA w przekroju poprzecznym należy pochylić głowicę w kierunku powierzchni skóry szyi. Uwidocznione zostają w ten sposób odcinki bliższe tętnic z łukiem aorty włącznie.

Uwidocznienie odcinków dalszych przedczaszkowego przebiegu ICA jest możliwe poprzez ustawienie głowicy równoległe do tylnych krawędzi gałęzi żuchwy. Dodatkowo 1–2 cm można uzyskać, badając pacjenta w pozycji siedzącej. W ostateczności można zastosować obrazowanie z wykorzystaniem głowicy konweksowej lub sektorowej.

W przypadku obecności ekscentrycznych złożeń z licznymi ogniskami zwapnień, których cień uniemożliwia ocenę kanału zwężenia, można spróbować zmienić ustawienie głowicy, np. na dostęp tylny, zza tylnego brzegu mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego.

Różnicowanie tętnic szyjnych wewnętrznej i zewnętrznej

W różnicowaniu obu tętnic przydatne są kryteria lokalizacyjno-morfologiczne i hemodynamiczne (tab. 1, ryc. 8). O ile pierwsze mają znaczenie tylko orientacyjne, to drugie z reguły pozwalają na jednoznaczną identyfikację naczyń.

Podczas wykonywania próby opukowej tętnicy skroniowej (ryc. 8A) bramkę doplerowską należy ustawić w tętnicach za podziałem, możliwe w dużej odległości od opuszki. W przeciwnym razie istnieje niebezpieczeństwo obserwowania fali zwrotnej także w przypadku umieszczenia bramki w odcinku bliższym ICA.

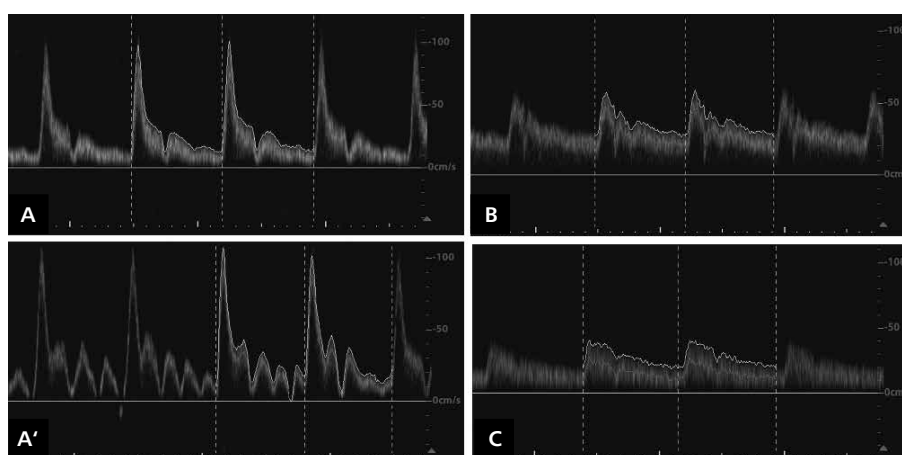
Technika badania tętnic kręgowych

Badanie wykonuje się w pozycji leżącej lub półleżącej. W przypadku badania pacjentów z krótką szyją pomocne jest podłożenie wałka pod ramiona chorego w celu „wydłużenia szyi”, o ile pacjent toleruje taką pozycję. W przeciwieństwie do oceny tętnic szyjnych badanie tętnic kręgowych w pozycji siedzącej wydaje się dużo trudniejsze.

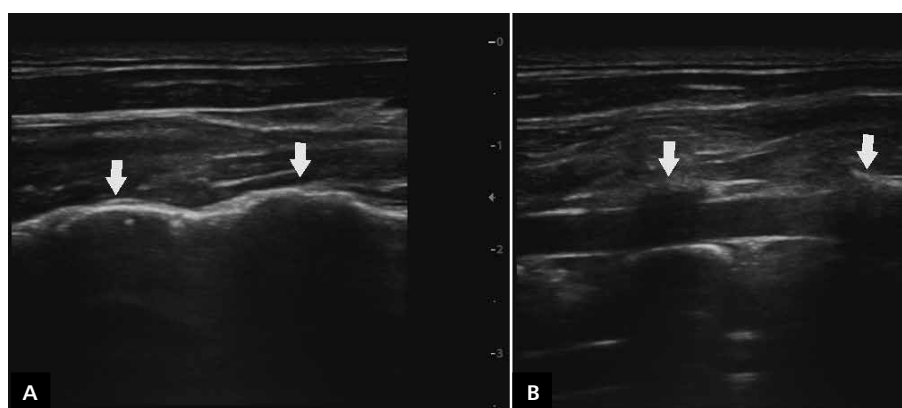
Głowę należy ustawić w pozycji neutralnej (pacjent patrzy do przodu). Tętnicę najłatwiej zlokalizować, ustawiając głowicę podłużnie w połowie długości szyi, nad tętnicami szyjnymi. Następnie wykonując ruch wahadłowo-przesuwny w kierunku bocznym, należy zlokalizować tętnicę w jej odcinku V₂ (ryc. 7). Zlokalizowanie tętnicy w przestrzeniach międzywyrostkowych jednoznacznie potwierdza, że zlokalizowano naczynia kręgowie. Dodatkowo pomocne może

Tabela 1. Cechy anatomiczne, morfologiczne i hemodynamiczne umożliwiające przeprowadzenie różnicowania tętnic szyjnych wewnętrznej (ICA) i zewnętrznej (ECA)

Cecha	ICA	ECA
Morfologia	Większa średnica odcinka bliższego	Mniejsza średnica odcinka bliższego
Przebieg	Tylno-bocznie lub bocznie w stosunku do ECA	Przednio-przyśrodkowo lub przyśrodkowo w stosunku do ICA
Odgałęzienia	W ok. 99% przypadków nie oddaje odgałęzień w odcinku zewnątrzczaszkowym	Zawsze obecne odgałęzienia, w postaci, przeważnie, widocznej tętnicy tarczowej górnej i, rzadziej widocznych, tętnic językowej, twarzowej i szczękowej
Spektrum przepływu	Niskooporowe (ryc. 8B)	Wysokooporowe (ryc. 8A)
Próba opukiwania tętnicy skroniowej	Ujemna	Dodatnia (ryc. 8A)



Rycina 8. Prawidłowe spektrum przepływu w tętnicach szyjnych zewnętrznej (A) i wewnętrznej (B) oraz w tętnicy kręgowej (C). Modulowanie przepływu w tętnicy szyjnej zewnętrznej podczas opukiwania tętnicy skroniowej (A')



Rycina 9. Sposób lokalizowania tętnicy kręgowej; **A.** Podłużne ustawienie głowicy na powierzchni przednio-bocznej szyi; uwidocznienie przedniej powierzchni kręgosłupa (strzałki wskazują na trzony kręgow); **B.** Boczne przesunięcie głowicy umożliwia uwidocznienie tętnicy kręgowej, zlokalizowanej na tej samej głębokości co powierzchnia przednia kręgosłupa (strzałki wskazują cienie wyrostków poprzecznych)

być zlokalizowanie w pierwszej fazie poszukiwań przedniej powierzchni trzonów kręgosłupa szyjnego — po przesunięciu głowicy w kierunku bocznym na tej samej głębokości przebiegają tętnice kręgowe (ryc. 9).

Po zlokalizowaniu tętnicy należy, przesuając głowicę w kierunku bliższym i dalszym, prześledzić cały, dostępny badaniu odcinek naczynia. Problem może dotyczyć uwidocznienia odcinka V_0 oraz części dalszej odcinka V_2 , zlokalizowanej

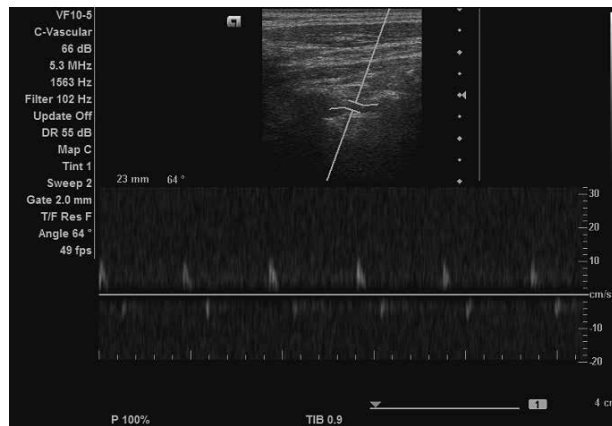
na poziomie C2-C3. Pomocne w ich uwidocznieniu może być użycie głowicy konweksowej lub sektorowej.

Podobnie jak w badaniu tętnic szyjnych **należy wykorzystać 3 postaci obrazowania:**

- prezentację *B-mode* — trzeba ocenić obecność tętnicy i jej średnicę, występowanie blaszek miażdżycowych oraz opisać przebieg tętnic, różnicując między prawidłowym (z odwzorowaniem krzywizny lordozy szyjnej i z porównywalnymi odstępami pomiędzy cieniami wyrostków poprzecznych; ryc. 7) a prostoliniowym przebiegiem tętnicy (wynikającym z ograniczenia lordozy szyjnej kręgosłupa), innymi wariantami anatomicznymi przebiegu (np. rozpoczęcie odcinka V_2 w otworach wyrostków poprzecznych od C7, C5 lub C4) lub też zmianami wynikającymi z ucisku kostnego (zróżnicowany kształt, długość, rozstawienie i przebieg cieni wyrostków poprzecznych, kręty przebieg tętnicy). Ze względu na często występującą trudność w uwidocznieniu zewnętrznych zarysów tętnicy przyjęto, że podczas pomiaru średnicy znaczniki należy przyłożyć do wewnętrznych powierzchni ścian;
- przepływ kodowany kolorem (*dupleks kolor dopler*) — pozwala na różnicowanie drożności i niedrożności naczyń, rozpoznanie i określenie lokalizacji rozwarstwienia, zwężenia światła oraz wydłużeń, pętli i zagięć naczyń;
- badanie duplex dopler — analiza spektralna umożliwia różnicowanie naczyń kręgowych (żyła/tętnica), ilościową i jakościową ocenę przepływów, określenie kierunku przepływu oraz hemodynamicznych następstw ucisku kostnego, rozwarstwienia, zagięć i pętli. Pomiar, z zachowaniem zasad ustawienia kąta insonacji, trzeba przeprowadzić we wszystkich dostępnych badaniu przestrzeniach międzykręgowych. Oceniając przepływ, należy uwzględnić symetryczność prędkości i spektrum. Oceniając kierunek przepływu (dogłowy/odgłowy) można porównać przepływ w tętnicach szyjnych i kręgowych — poza bardzo rzadkimi przypadkami (np. w typie IV zespołu podkradania) w tętnicach szyjnych utrzymuje się przepływ dogłowy.

Chociaż brakuje wyników dużych badań umożliwiających ustalenie kryteriów rozpoznania zwężeń hemodynamicznie istotnych w odcinku V_0 , to można zastosować dwa kryteria rozpoznania zwężeń $> 50\%$, tzn. zwiększenie PSV w odcinku V_0 do 100 cm/s oraz iloraz PSV w odcinkach V_0 i V_2 większy od 1,5.

W celu potwierdzenia zaburzeń przepływu w następstwie ucisku kostnego, np. w przebiegu zmian zwyrodnieniowo-wytwórczych kręgosłupa, zazwyczaj konieczne jest wykonanie oceny przepływu w VA podczas zmian ułożenia głowy, tzn. podczas skrętów bocznych i odchylenia do przodu oraz do tyłu. Badanie wykonuje się zazwyczaj w pozycji leżącej. Objawem potwierdzającym występowanie ucisku kostnego jest zmniejszenie przepływu w VA o 30–50%. Ujawnia się ono zazwyczaj po upływie kilku sekund po zmianie ułożenia głowy.

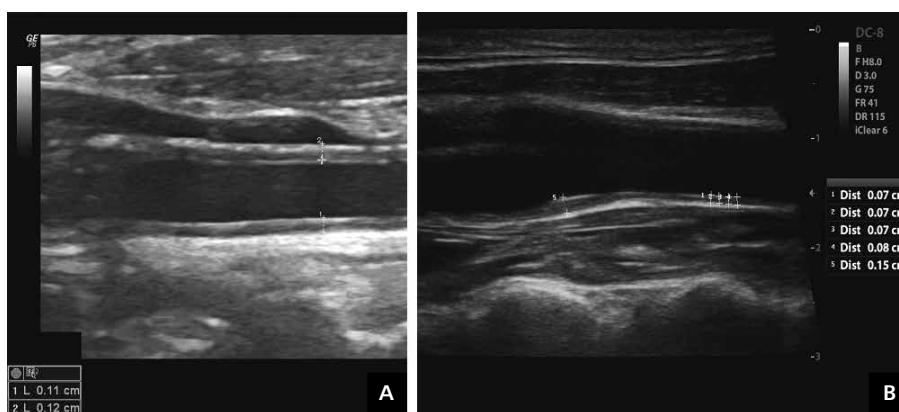


Rycina 10. Przepływ obserwowany w odcinku V_2 tętnicy kręgowej w przypadku rozwarstwienia odcinka dalszego tętnicy

Samoistne lub pourazowe rozwarstwienie tętnic kręgowych ujawnia się zazwyczaj w odcinkach V_3 lub V_4 . Ponieważ są one niedostępne podczas rutynowego badania, nie można potwierdzić występowania typowych objawów, takich jak ruchoma przegroda w świetle, krwiak śródścienny i/lub odcinkowe zwężenie światła. Pośrednim objawem rozwarstwienia w powyższych odcinkach może być jednostronne wystąpienie wolnego, wysokooporowego przepływu w odcinkach V_1 oraz V_2 (ryc. 10). W takim przypadku należy w opisie badania zasugerować poszerzenie zakresu badań obrazowych w celu wykluczenia/potwierdzenia obecności rozwarstwienia. U części pacjentów rozwarstwienie może prowadzić do zakrzepicy całej VA. W takich przypadkach skrzeplina wykazuje dużą tendencję do przynajmniej częściowej rekanalizacji w ciągu kilku tygodni od zdarzenia.

Zalecenie 4. Sposób wykonania badania tętnic szyjnych i kręgowych

- 4.1. Badanie powinno objąć całą długość tętnic szyjnych w odcinku przedczaszkiowym i całe, dostępne badaniu, odcinki tętnic kręgowych.
- 4.2. Podczas badania należy użyć trzech form obrazowania, to znaczy prezentację B oraz kolorowego doplera i doplera spektralnego.
- 4.3. Analizując spektrum przepływu w tętnicach szyjnych i kręgowych, trzeba uwzględnić ich symetryczność w zakresie kierunku, oporowości spektrum oraz prędkości przepływu.
- 4.4. Podstawowymi sposobami różnicowania tętnic szyjnych wewnętrznej i zewnętrznej są kryteria hemodynamiczne, tzn. wysokooporowe spektrum przepływu i dodatni wynik testu opukowego tętnicy skroniowej dla ECA oraz niskooporowe spektrum przepływu i ujemny wynik testu opukowego dla ICA.
- 4.5. W przypadku występowania objawów sugerujących ucisk kostny kręgosłupa na tętnice kręgowe należy ocenić w nich przepływy podczas zmian ułożenia głowy.



Rycina 11. Pomiar grubości kompleksu intima–media (IMT); **A.** Miejsce przyłożenia znaczników oraz różnice w grubości kompleksu mierzonego na ścianie przedniej i dalszej; **B.** Miejsce rutynowego oznaczania grubości IMT; w opuszcce obecna blaszka miażdżycowa

4.6. Oceniając tętnice kręgowie, trzeba zmierzyć i opisać średnicę obu naczyń.

KOMPLEKS INTIMA–MEDIA

Pomiar grubości IMT jest jednym z istotnych elementów morfologicznej oceny tętnic szyjnych. Parametr ten pozwala wykryć nawet wczesne zmiany morfologiczne w obrębie naczyń. Koreluje on z narażeniem na czynniki ryzyka rozwoju miażdżycy, jak również może zostać wykorzystany w pośredniej ocenie skuteczność profilaktyki pierwotnej i wtórnej schorzeń sercowo-naczyniowych.

Według wytycznych *Mannheim Carotid Intima-Media Thickness Consensus* IMT to struktura zawarta między dwoma równoległymi, echogenicznymi liniami, widocznymi na przekroju podłużnym tętnic. Powstają one w miejscu przechodzenia ultradźwięków przez granicę pomiędzy strukturami o mniejszej i większej impedancji, co powoduje ich rozproszenie i powstanie echa akustycznego.

Na ścianie dalszej naczynia **pierwsza linia echogeniczna** znajduje się **między światłem naczynia** (o małej impedancji) **a błoną wewnętrzną** (o dużej impedancji). **Druuga linia echogeniczna** powstaje **między błoną środkową** (o mniejszej impedancji) **a przydanką** (o większej impedancji) (ryc. 11).

Na ścianie bliższej trudno precyzyjnie określić granicę pomiędzy przydanką a błoną środkową — z powodu rozproszenia ultradźwięków za przydanką, grubość tej wysoce echogenicznej struktury jest zwykle zawyżana. Podobnie przedstawia się sytuacja z intimą, której grubość w obrazie USG jest zawyżana ze względu na rozproszenie ultradźwięków w hipoechogenicznych strukturach za tą błoną. Ze względu na inny sposób rozpraszania ultradźwięków w ścianie bliższej podczas pomiaru grubości IMT uzyskuje się większe wartości niż przy pomiarach wykonanych na ścianie dalszej (ryc. 11A) — stąd sugestia oceny grubości IMT na ścianie dalszej tętnicy szyjnej.

Grubość IMT zwiększa się liniowo z wiekiem. Uważa się, że u osób bez chorób naczyniowych przyrost grubości

IMT wynosi 0,005–0,017 mm na rok. Na podstawie badań w populacji japońskiej ustalono wzór do obliczania zależności grubości IMT od wieku. Przedstawia się on następująco: $IMT = 0,009 \times \text{wiek [lata]} + 0,116$ [mm].

Grubość IMT uznawana za normę różni się w zależności od ośrodka i użytej techniki pomiarowej. Najczęściej przyjmuje się, że:

- do 40. rż. grubość IMT w CCA nie powinna przekraczać 0,6 mm;
- w wieku 41–50 lat zawiera się w przedziale 0,6–0,7 mm;
- w wieku 51–60 lat dochodzi do 0,7 mm;
- w wieku ponad 60 lat osiąga 0,8 mm.

Grubość IMT w opuszcce jest z reguły (szczególnie po 50. rż.) o ok. 0,1 mm większa niż w CCA. Według Kaźmierskiego norma grubości IMT w opuszcce wynosi:

- do 40. rż. $\leq 0,6$ mm;
- do 50. rż. $\leq 0,7$ mm;
- do 60. rż. $\leq 0,8$ mm;
- dla osób ≤ 70 lat $\leq 0,9$ mm;
- dla osób > 70 lat 0,9–1,0 mm.

Niezależnie od podanych powyżej norm zgodnie z zaleceniami Amerykańskiego Towarzystwa Nadciśnienia Tętniczego średnią grubość IMT $> 0,9$ mm w tętnicy szyjnej wspólnej należy uznać za nieprawidłową, niezależnie od wieku pacjenta.

Dopuszczalne jest podanie w wyniku jednej z dwóch wartości pomiaru grubości IMT:

- wartości maksymalnej (krótsze badanie i duża powtarzalność wyników, jednak mniejsza przydatność w szacowaniu ryzyka wystąpienia udaru mózgu i zawału serca);
- wartości średniej (mniejsza podatność na miejscowe zmiany grubości IMT wynikające np. z deformacji naczynia, wysoka korelacja z ryzykiem wystąpienia udaru mózgu lub zawału serca; w przypadku podawania tej wartości zaleca się uśrednienie pomiarów dla strony lewej i prawej).

Zalecenie 5. Ocena kompleksu intima-media

- 5.1. Pomiar grubości IMT jest obowiązkowym elementem badania tętnic szyjnych.
- 5.2. Pomiar grubości IMT należy wykonać na przekroju podłużnym naczynia.
- 5.3. Grubość IMT trzeba zmierzyć na ścianie dalszej tętnicy.
- 5.4. W przypadku przeprowadzenia pomiaru IMT na ścianie bliższej należy w wyniku opisać miejsce wykonania oznaczenia.
- 5.5. Pomiar IMT należy wykonać w odcinku dalszym CCA, zazwyczaj na odcinku co najmniej 10 mm, zlokalizowanym 10–20 mm w kierunku bliższym w stosunku do opuszki (ryc. 11B).
- 5.6. W ocenie grubości IMT trzeba wykorzystać w pierwszej kolejności metody automatyczne, a w przypadku braku ich dostępności wykonać kilka, kilkanaście pomiarów w badanym odcinku naczynia (ryc. 11B).
- 5.7. Podając w wyniku zmierzoną grubość IMT należy zaznaczyć, czy jest to wartość maksymalna czy też średnia.

BLASZKI MIAŻDŻYCOWE

Z klinicznego punktu widzenia najbardziej istotnymi powikłaniami związanymi z obecnością zmian miażdżycowych jest nie tylko zwężenie zmniejszające objętość przepływu krwi, ale także możliwość wystąpienia owrzodzenia powierzchni lub pęknięcia blaszki z wystąpieniem zatorowości mózgowej i zakrzepicy ICA.

Blaszka miażdżycowa jest strukturą zawartą między liniami granicznymi, określającymi IMT, i spełniająca co najmniej jeden z poniższych kryteriów:

- ma grubość > 1,5 mm (ryc. 11B);
- wpukła się do światła naczynia na głębokość co najmniej 0,5 mm;
- ma grubość o co najmniej 50% większą od grubości otaczającego IMT.

Podczas każdego badania należy rozpoznać, scharakteryzować i opisać wszystkie występujące blaszki miażdżycowe. Do cech charakteryzujących te zmiany w USG należą: wielkość blaszki, jej echogeniczność i powierzchnia.

Wielkość blaszki. Ocena grubości złogów może być uznana za wskaźnik zaawansowania miażdżycy. Wykazano występowanie dodatniej korelacji między powierzchnią przekroju poprzecznego i/lub objętością blaszki a występowaniem czynników ryzyka rozwoju miażdżycy i udaru mózgu. Uważa się nawet, że powyższe parametry mogą być czulszym wskaźnikiem ryzyka udaru niedokrwiennego mózgu niż grubość IMT. Istnieją doniesienia, że wspólna ocena powierzchni przekroju i echogeniczności blaszek jest najczulszym wskaźnikiem skuteczności leczenia czynników ryzyka miażdżycy — progresja wielkości blaszki jest bardziej dynamiczna niż przyrost grubości IMT.

Pomiar wielkości blaszek jest obowiązkowy wg zaleceń Polskiego Towarzystwa Neurologicznego, jako element monitorowania zaawansowania procesu chorobowego i skuteczności wdrożonej terapii zachowawczej. Natomiast wg dotychczasowych zaleceń chirurgicznych i angiologicznych wartości

te tylko w niewielkim stopniu wpływają na podjęcie decyzji dotyczącej wdrożenia leczenia zabiegowego. Dlatego też pomiar długości blaszki jest wskazany tylko w odniesieniu do pacjentów potencjalnie kwalifikowanych do leczenia zabiegowego — jako jedno z kryteriów wyboru techniki zabiegowej.

W przypadku oceny stopnia zwężenia za pomocą metody hemodynamicznej określenie grubości i/lub pola przekroju może być pomocne w ocenie progresji zmian przy zwężeniach < 50%.

Echogeniczność blaszki. Na podstawie USG można wyróżnić 2 rodzaje złogów, tzn. o jednorodnej echogeniczności, w tym hipoechogeniczne, normo- i hiperechogeniczne, oraz heterogenne, zawierające elementy o różnej echogeniczności. Oceniając echogeniczność złogu można porównać go z echogenicznością mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego, przylegającego do tętnicy szyjnej. Blaszki o podobnej echogeniczności należy określić jako normoechogeniczne (ewentualnie izoechogeniczne), złogi ciemniejsze jako hipoechogeniczne, a jaśniejsze jako hiperechogeniczne.

Echogeniczność złogów zależy głównie od zawartości kolagenu, lipidów i zwapnień. Blaszki hipoechogeniczne charakteryzują się dużą zawartością lipidów, mogą zawierać ogniska krwotoczne lub też są zakrzepami powstałymi za uwapnionymi złogami (ryc. 12B, C). Ich obecność może się wiązać z kilkoma problemami, takimi jak: konieczność użycia kolorowego doplera do ich uwidocznienia (ryc. 12A), duże ryzyko rozwoju mikrozatorowości lub niedrożności naczynia i stosunkowo duża dynamika przyrostu stopnia zwężenia. Hiperechogeniczność blaszek wynika z ich włóknienia lub zwapnienia, któremu towarzyszy zazwyczaj zjawisko powstawania cienia akustycznego, utrudniającego ocenę stopnia zwężenia tętnicy (ryc. 12D–F). Należy pamiętać, że „brak przepływu” w obszarze cienia akustycznego nie upoważnia do rozpoznania odcinkowej niedrożności naczynia. Powyższą niedogodność można się starać ominąć poprzez zmniejszenie częstotliwości wiązki ultradźwiękowej, zmianę dostępu, np. na projekcję tylną z za tylnego brzegu mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego, lub poprzez obserwację przepływu w odcinku dalszym naczynia. Dotychczasowe obserwacje pozwalają przypuszczać, że włóknienie i wapnienie blaszek można uznać za czynnik stabilizujący, zmniejszający ryzyko ich pęknięcia.

Istnieją różne proponowane modele charakterystyki morfologii blaszek miażdżycowych mające na celu określenie parametrów ich potencjalnej niestabilności (np. technika mediany GSM, technika szczegółowej analizy rozkładu pikseli itp.). Niestety, żadnego z nich nie można uznać za doskonały. Jedną z prób opisanego charakteru blaszek miażdżycowych może być przedstawiona poniżej subiektywna i półjakościowa zmodyfikowana skala Gray-Wealego, wyróżniająca 5 typów zmian:

- typ 1 — blaszki jednolicie hipoechogeniczne, z cienką powłoką włóknistą (ryc. 12A);
- typ 2 — blaszki głównie hipoechogeniczne, z małymi obszarami o zwiększonej echogeniczności (nieprzekraczającymi 25% powierzchni przekroju złogu) (ryc. 11C, 12B);

- typ 3 — blaszki głównie hiperechogeniczne, z małymi obszarami hipoechogenicznymi (nieprzekraczającymi 25% powierzchni przekroju złogu) (ryc. 12D);
- typ 4 — blaszki jednolicie hiperechogeniczne (ryc. 12F);
- typ 5 — blaszki trudne do oceny za względu na występowanie cienia akustycznego (ryc. 12E).

Powierzchnia blaszki. Koreluje z ryzykiem udaru mózgu, od najmniejszego w przypadku złogów o gładkiej powierzchni (ryc. 12A, B, F), poprzez zwiększone w przypadku nierównej powierzchni (ryc. 12D, E), do najwyższego w przypadku występowania owrzodzeń (ryc. 13).

Owrzodzenie blaszki jest widocznym w obrazie USG ubytkiem o średnicy/głębokości większej niż 1 mm, z zachowanym przepływem krwi, widocznym w obrazowaniu kolorowym doplerem lub w doplerze mocy (ryc. 13). Turbulentny przepływ w owrzodzeniu, w połączeniu z lokalnym upośledzeniem funkcji antykoagulacyjnych śródbłonna, może być przyczyną powstawania i migracji materiału zatorowego.

Zalecenie 6. Ocena morfologii blaszek miażdżycowych

6.1. W przypadku obecności blaszek miażdżycowych ocenie podlegają struktura (jednorodność lub niejednorodność echogeniczna), echogeniczność (hipo-, normo- lub hiperechogeniczność) oraz rodzaj powierzchni (gładka, nierówna, obecność owrzodzeń).

6.2. Dane dotyczące maksymalnej długości, grubości i pola przekroju blaszki mają znaczenie w określeniu zaawansowania procesu chorobowego i skuteczności wdrożonego leczenia zachowawczego.

6.3. Pomiar maksymalnej długości złogu jest obligatoryjny w przypadku występowania potencjalnych wskazań do operacyjnego zaopatrzenia zmian — podana wartość może wpływać na wybór techniki zabiegowej.

6.4. Określenie grubości złogu może być przydatne w monitorowaniu progresji zmian w przypadku zwężeń < 50%.

OCENA STOPNIA ZWĘŻENIA TĘTNIC SZYJNYCH

Ocena grubości IMT i charakterystyka blaszek miażdżycowych są niewystarczające w procesie kwalifikacji i planowania leczenia zabiegowego. W tym celu konieczne jest określenie stopnia zwężenia poszczególnych tętnic. W przypadku zmian zmieniających hemodynamikę przepływu, tzn. w zwężeniach > 30%, za najbardziej wiarygodne uważa się określenie parametrów hemodynamicznych. Ocena planimetryczna (morfologiczna) jest badaniem o mniejszej dokładności, a przy uwzględnieniu różnych sposobów wykonywania obliczeń — niejednoznaczna.

OCENA STOPNIA ZWĘŻENIA NA PODSTAWIE PARAMETRÓW HEMODYNAMICZNYCH

W warunkach prawidłowych w naczyniach bez obecności zwężeń, poszerzeń i zagięć spektrum przepływu należy zbadać w 3 miejscach, tzn. w środkowym odcinku CCA, ICA i ECA.

W przypadku wystąpienia jakichkolwiek objawów wskazujących na obecność zwężenia, w tym złogów miażdżycowych, ubytków w wypełnieniu kolorem światła naczyń, zjawiska aliasingu lub objawu konfetti, należy zwiększyć liczbę wykonywanych pomiarów spektrum. W określeniu stopnia zwężenia można zastosować jeden z trzech współczynników (ilorazów). Są to:

- iloraz prędkości szczytowo-skurczowej zmierzonej w miejscu zwężenia (najczęściej w ICA) do prędkości szczytowo-skurczowej w odcinku środkowym tętnicy szyjnej wspólnej: PSV_{ICA}/PSV_{CCA} ;
- iloraz prędkości końcowo-rozkurczowej w miejscu zwężenia do prędkości końcowo-rozkurczowej w odcinku środkowym tętnicy szyjnej wspólnej: EDV_{ICA}/EDV_{CCA} ;
- iloraz prędkości szczytowo-skurczowej w miejscu zwężenia do prędkości szczytowo-rozkurczowej w tej samej tętnicy mierzonej co najmniej 3 cm powyżej zmiany: $PSV_{ICA \text{ w miejscu zwężenia}}/PSV_{ICA \text{ powyżej zwężenia}}$

Z powodów praktycznych najłatwiejszymi do zastosowania są dwa pierwsze. Użycie trzeciego parametru może wiązać się z trudnościami z uwidocznieniem dalszego odcinka ICA, szczególnie w przypadku wysokiej lokalizacji podziału CCA. W takich sytuacjach konieczne może być wykorzystanie głowicy sektorowej przy zaakceptowaniu małej rozdzielczości obrazu i trudności z ustawieniem kąta insonacji.

Dotychczas opracowano wiele kryteriów określania stopnia zwężenia przy użyciu wymienionych powyżej współczynników (ryc. 14, tab. 2).

W części zaleceń, m.in. w kryteriach komitetu ekspertów *Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference*, proponuje się dodatkowe wykorzystanie progów bezwzględnych prędkości mierzonych w miejscu zwężenia. Ich zastosowanie może być pomocne w uściśleniu stopnia zwężenia w stenozach > 70%. Według nich:

- EDV równa 90 cm/s umożliwia różnicowanie zwężeń w zakresie 60–79% (dla EDV < 90 cm/s) i 80–99% (dla EDV ≥ 90 cm/s);
- wartości PSV umożliwiają różnicowanie zwężeń: PSV ≥ 225 cm/s dla zwężeń ≥ 70%; PSV ≥ 325 cm/s dla zwężeń ≥ 80% i PSV > 400 cm/s dla zwężeń > 90%.

Należy jednak pamiętać, że **warunkiem spełnienia powyższych zależności** między bezwzględnymi prędkościami przepływów a stopniem zwężenia **jest jednostronne występowanie zmian**, przy zachowaniu prawidłowego przepływu w pozostałych tętnicach przedczaszkowych oraz **przy zachowaniu prawidłowej czynności serca** (frakcja wyrzutowa, czynność zastawek).

W przypadku zwężeń często występuje konieczność modyfikacji sposobu ustawienia osi oznaczającej kierunek przepływu krwi. Wynika to z faktu, że kierunek przebiegu kanału zwężenia lub przebieg strumienia krwi za zwężeniem nie musi być zgodny z przebiegiem osi naczynia. W takich przypadkach konieczne jest zastosowanie połączenia obrazowania doplerem

kolorowym z doplerem pulsacyjnym (tripleks dopler) — obecność koloru wskaże wówczas przebieg kanału, wzdłuż którego należy ustawić linię osi przepływu (ryc. 3B). Nieuwzględnienie tego faktu może skutkować nieprawidłowym określeniem prędkości, a więc także stopnia zwężenia naczynia (ryc. 3A).

Trzeba pamiętać, że w przypadku zwężeń długoodcinkowych dużego stopnia (> 90%), z obecnością tzw. przepływu strunowego, można obserwować utrzymywanie się lub zmniejszenie prędkości przepływu, w stosunku do wartości obserwowanych w CCA. Zjawisko to tłumaczy się gwałtowną redukcją objętości przepływającej krwi w kanale w miarę zwiększania się stopnia zwężenia (tzw. krzywa Spencera). Poszerzeniu spektrum i wypełnieniu okienka akustycznego towarzyszy często powstanie wstecznej fali przepływu przyściennego w postaci lustrzanego odbicia. W takich sytuacjach w ocenie stopnia zwężenia pomocne może być użycie jednej z technik oceny planimetrycznej.

W przypadku umiejscowienia zwężenia w CCA, przy braku międzynarodowych kryteriów dotyczących tej lokalizacji, dopuszcza się stosowanie tych samych kryteriów hemodynamicznych co w przypadku oceny zwężenia ICA.

Wynik pomiaru stopnia zwężenia należy podać w pełnych dziesiątkach (np. 60%) lub w zakresach, zgodnie z wykorzystywanymi tabelami (np. zwężenie w przedziale 50–69%). W tym ostatnim przypadku należy unikać „przeskakiwania” poziomów decyzyjnych wyznaczonych dla kwalifikacji do leczenia zabiegowego (tzn. 50% i 70%). Dlatego niedopuszczalne jest opisanie stopnia zwężenia w przedziałach 40–60% lub 60–80%.

OCENA STOPNIA ZWĘŻENIA NA PODSTAWIE METOD PLANIMETRYCZNYCH

Pozornie łatwiejszym sposobem oznaczenia stopnia zwężenia tętnic jest metoda planimetryczna, polegająca na odniesieniu wartości (średnicy lub pola przekroju poprzecznego) opisujących kanał drożny w miejscu zwężenia do tego samego rodzaju wartości opisujących daną tętnicę. Niestety pozorna łatwość kontrastuje z niedoskonałościami i niejednoznacznością wykonanych pomiarów.

Niedoskonałość wynika z trudności w określeniu zarówno średnicy, jak i pola przekroju poprzecznego kanału drożnego. W większości przypadków są one niewidoczne w projekcji B-mode. W celu jego uwidocznienia konieczne jest zastosowanie funkcji kolorowego doplera. Jednak w zależności od użytego wzmocnienia szerokość/wielkość kolorowego pola zmienia się. Obecnie nie istnieją metody obiektywizacji ustawienia wzmocnienia i z tego powodu nastawienia stosowane przez poszczególnych badaczy różnią się, co niekorzystnie wpływa na powtarzalność metody. Pomiaru wykonywane z uwzględnieniem średnicy kanału zwężonej tętnicy prowadzą do uzyskiwania mniejszych stopni zwężenia niż pomiary wykonane w tych samych miejscach z uwzględnieniem wielkości pól przekroju poprzecznego.

Niejednoznaczność oznaczeń planimetrycznych wynika z możliwości stosowania dwóch różnych sposobów wykonywania pomiarów.

Według zaleceń *European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group* (ECST) stopień zwężenia naczynia określa się na podstawie stosunku średnic kanału drożnego i tętnicy w miejscu zwężenia (ryc. 15A). Natomiast wg zaleceń *North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators* (NASCET) stopień zwężenia określa się poprzez ułożenie stosunku średnic kanału drożnego oraz tej samej tętnicy w odcinku powyżej zwężenia (ryc. 15B).

Z porównania wyników uzyskanych za pomocą powyższych technik planimetrycznych wynika, że:

- ocena wykonana metodą wg ECST wskazuje na wyższy stopień zwężenia w porównaniu z metodą NASCET (ryc. 15);
- pomiary wykonane wg metody NASCET wykazują istotnie większą zbieżność z wynikami innych badań obrazowych (DSA, angio-KT, angio-MRT) w porównaniu z techniką wg ECST.

Dlatego też w przypadku wykonywania oznaczeń planimetrycznych autorzy wytycznych zalecają wykorzystanie sposobu pomiaru zwężenia odpowiadającemu protokołowi badania NASCET.

Zalecenie 7. Ocena stopnia zwężenia tętnic domózgowych w odcinku pozaczaszkowym

7.1. Podstawową formą określania stopnia zwężenia naczyń jest metoda hemodynamiczna.

7.2. Określenie stosunków PSV lub EDV w odpowiednich odcinkach naczyń wykazuje najwyższą korelację w stosunku do wyników badań obrazowych.

7.3. Podczas określania powyższych stosunków uwzględnia się najwyższe wartości PSV lub EDV zmierzone w zwężeniu lub tuż poza nim.

7.4. Podczas pomiaru prędkości w miejscu zwężenia należy ustawić linię osi przepływu wzdłuż rzeczywistego przebiegu kanału, co może różnić się od osi długiej naczynia.

7.5. Uwzględnienie bezwzględnych prędkości przepływu w określeniu poszczególnych poziomów zwężenia tętnic szyjnych jest możliwe wyłącznie w przypadku zachowania drożności i prawidłowych przepływów w pozostałych tętnicach szyjnych i kręgowych oraz przy prawidłowej czynności serca.

7.6. Ze względu na swą niejednoznaczność i niedoskonałość planimetryczne metody oceny stopnia zwężenia tętnic spełniają tylko funkcję pomocniczą.

7.7. Spośród technik planimetrycznej oceny stopnia zwężenia metoda wg kryteriów NASCET umożliwia uzyskanie wyników zbliżonych do osiągniętych podczas innych badań obrazowych — z tego powodu jest ona preferowana w stosunku do techniki ECST, która prowadzi do zawyżenia stopnia zwężenia.

7.8. Wyniki oceny stopnia zwężenia powinny być przedstawione po zaokrągleniu do pełnych dziesiątek, zgodnie z zasadami matematycznymi lub podane w określonym prze-

dziale, zgodnie z wykorzystywanymi tabelami. W przypadku posługiwania się przedziałami należy unikać „przeskakiwania” poziomów decyzyjnych.

7.9. W wyniku każdego badania dopplerowskiego tętnic szyjnych i kręgowych zawsze trzeba zamieścić informację o wykorzystanej metodzie oznaczenia stopnia zwężenia naczyń.

7.10. W każdej pracowni diagnostyki dopplerowskiej należy wyznaczyć i przestrzegać jednych kryteriów oceny stopnia zwężenia.

7.11. W przypadku zwężeń stanowiących potencjalne wskazanie do leczenia zabiegowego trzeba opisać lokalizację i długość zwężenia, morfologię złogu oraz lokalizację podziału CCA w stosunku do kąta żuchwy. Należy opisać również wszystkie zmiany mogące utrudnić przeprowadzenie zabiegu.

NIEDROŻNOŚĆ TĘTNIC SZYJNYCH

Spośród tętnic szyjnych naczyniem najczęściej podlegającym zamknięciu jest ICA. W zależności od etiologii naczynie badane w prezentacji B jest wypełnione złogami miażdżycowymi i/lub skrzepliną o różnym stopniu zwłóknienia. W kolorowym doplerze, w doplerze mocy oraz w doplerze spektralnym nie stwierdza się cech przepływu w naczyniu. Należy przy tym pamiętać, że świeżo powstała skrzeplina może wykonywać ograniczone ruchy, zależne od zmiany ciśnienia w tętnicach szyjnych, co przy nadmiernym wzmocnieniu doplera mocy lub zmniejszeniu zakresu prędkości w doplerze spektralnym może skutkować nieprawidłowym rozpoznaniem zachowania przepływu w tętnicy. Obserwowany w takich przypadkach zapis przypomina ten przedstawiony na rycinie 10.

Niedrożność ICA dotyczy odcinka od podziału CCA do odejścia pierwszej boczniczy, zazwyczaj tętnicy ocznej. Z tego powodu błędem jest rozpoznanie „odcinkowej niedrożności” obejmującej odcinek bliższy ICA, z uwidocznieniem przepływu w odcinku przedczaszkowym tego naczynia. Błędy tego rodzaju są popełniane zazwyczaj w przypadku obecności dobrze uwapnionych złożeń, z cieniem akustycznym lub przy dużych zwężeniach z zachowanym powolnym przepływem strunowym.

Od strony bliższej zazwyczaj zamknięciu podlega cała ICA, począwszy od podziału, bez widocznego kikutu. Przy zastarzałych zmianach może to stanowić problem z uwidocznieniem miejsca podziału i niedrożnej ICA. Rzadziej zachowana zostaje drożność odcinka bliższego ICA. W doplerach kolorowym i spektralnym widoczny jest wtedy dwukierunkowy przepływ, „z odbiciem” od czoła niedrożności (ryc. 16). Ponieważ długość odcinka drożnego może wynosić nawet kilkadziesiąt milimetrów, konieczne jest w każdym przypadku uwidocznienie możliwie długiego odcinka ICA. Pomocne w tym może być ustawienie głowicy za gałęzią żuchwy, równoległe do niej.

Niedrożność CCA jest stosunkowo rzadkim zjawiskiem, dotyczącym głównie młodych osób, będącym następstwem trombofilii, dysplazji włóknisto-mięśniowej, rozwarstwienia,

choroby Takayasu i zatoru tętniczego u chorych z migotaniem przedsionków lub z innymi czynnikami ryzyka zatorowości. Tętnica pozostaje zamknięta na całej długości, z ewentualnym zachowaniem przepływu w odcinku dalszym, na długości 10–20 mm przed opuszką. Zazwyczaj zachowana zostaje drożność ICA i ECA. Krew do podziału dopływa za pośrednictwem tętnic tarczowej górnej, twarzowej i/lub szyjnej zewnętrznej (odwrócony kierunek przepływu). W ICA zazwyczaj jest zachowany przepływ dogłowowy, wolny, o niskiej oporowości. Nie można jednak wykluczyć innych kombinacji kierunków przepływu, np. dogłowego przepływu w ICA i ECA lub też odgłowego przepływu w ICA i dogłowego w ECA. W każdym przypadku niedrożności CCA należy określić charakter i kierunek przepływu w obu tętnicach powyżej podziału. Ponadto trzeba ocenić długość części drożnej odcinka dalszego CCA i lokalizację podziału w odniesieniu do kąta żuchwy. Informacja ta może być przydatna przy planowaniu ewentualnego zabiegu rewaskularyzacji.

Zalecenie 8. Ocena niedrożności tętnic szyjnych

8.1. Niedrożność ICA dotyczy co najmniej odcinka między podziałem CCA a odejściem tętnicy ocznej.

8.2. W celu uniknięcia pomyłek w rozpoznaniu drożności ICA należy ocenić możliwie długi odcinek tej tętnicy.

8.3. Szczególną ostrożność trzeba zachować w ocenie świeżej zakrzepicy tętnic szyjnych. Drgający ruch skrzepliny może markować zachowanie przepływu, szczególnie podczas badania za pomocą doplera spektralnego i doplera mocy.

8.4. W przypadku stwierdzenia niedrożności CCA należy ocenić rozwój krążenia obocznego, podając charakter i kierunek przepływu w ICA i ECA oraz tętnicy tarczowej górnej.

8.5. W tym samym przypadku trzeba ocenić miejsce odtworzenia przepływu w CCA oraz określić lokalizację tego punktu w stosunku do kąta żuchwy.

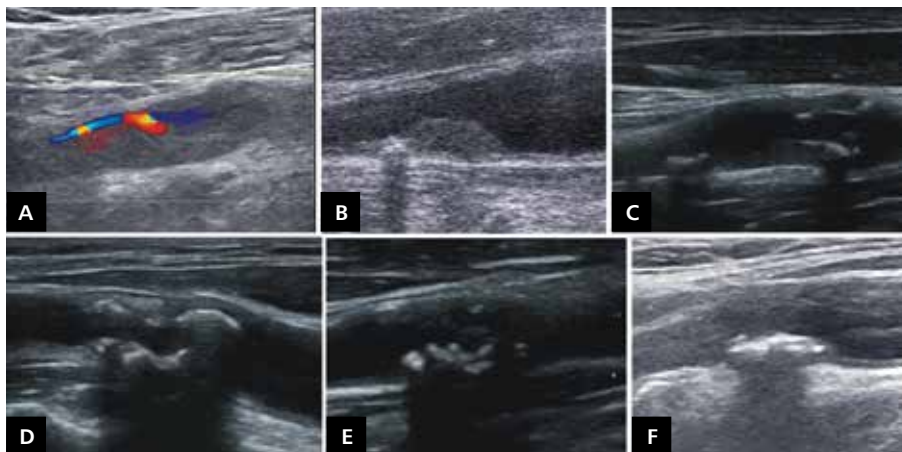
NIEMIAŻDŻYCOWE CHOROBY TĘTNIC SZYJNYCH

Rozwarstwienie tętnic szyjnych

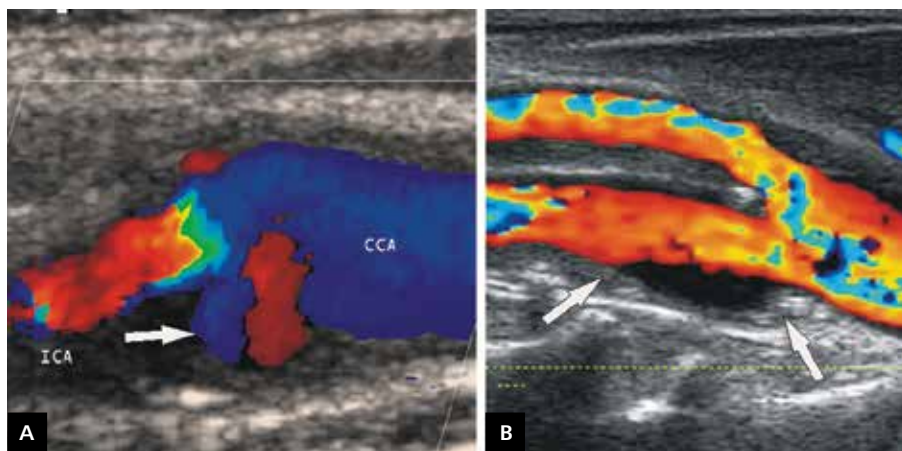
Jest to rzadko występująca patologia, odpowiedzialna jednak za ok. 20% przypadków udarów niedokrwiennych u osób w wieku < 40 lat. Podczas badania dopplerowskiego należy różnicować dwie postaci rozwarstwienia.

Pierwsza z nich to ograniczone odwarstwienie błony wewnętrznej od błony środkowej lub rozwarstwienie błony środkowej na poziomie błony elastycznej zewnętrznej, powstające samoistnie lub w następstwie urazów biczowych w środkowej lub dalszej części odcinka zewnątrzczaszkowego ICA. Śródściennie wynacznienie, początkowo z zachowaniem przepływu w nowo wytworzonym kanale, wykazuje dużą tendencję do wykrzepiania z wytworzeniem krwaka śródściennego (ryc. 17A). Zmiana ma ograniczoną tendencję do poszerzania się.

Druga postać to rozwarstwienie powstające w części wstępującej lub w łuku aorty i przechodzące przez ciągłość do tętnic szyjnych, kręgowych i/lub podobojczykowych. Zakres rozwar-



Rycina 12. Morfologia złożeń miażdżycowych; **A.** Jednorodny hipoechogeniczny; **B, C.** Niejednorodne, głównie hipoechogeniczne; **D.** Niejednorodny, głównie hiperechogeniczny; **E.** Jednorodnie hiperechogeniczny, o nierównej powierzchni; **F.** Jednorodnie hiperechogeniczny, o gładkiej powierzchni



Rycina 13. Owrzodzenia blaszek miażdżycowych; **A.** Blaszka hipoechogeniczna, wirowy przepływ w miejscu owrzodzenia (oznaczonego strzałką); **B.** Blaszka niejednorodna, głównie hiperechogeniczna, owrzodzenie wypełnione skrzepliną, bez obecności przepływu; CCA — tętnica szyjna wspólna; ICA — tętnica szyjna wewnętrzna; strzałkami oznaczono brzozy owrzodzenia

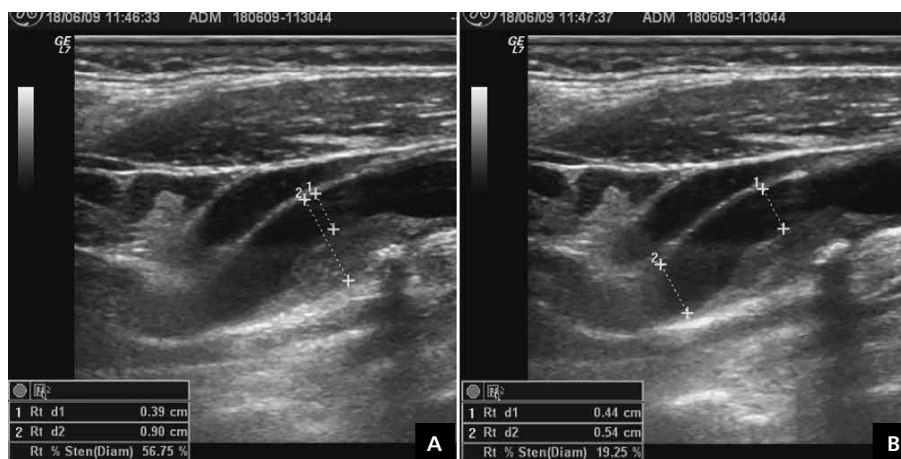


Rycina 14. Ocena stopnia zwężenia na podstawie parametrów hemodynamicznych. Zmiana $PSV_{CCA} = 80 \text{ cm/s}$ (**A**) na $PSV_{ICA} = 240 \text{ cm/s}$ (**B**) odpowiada zwężeniu 50–69%

Tabela 2. Ocena stopnia zwężenia na podstawie wybranych parametrów hemodynamicznych (wg Rothwell et al.)

Autor	Stopień zwężenia [%]	PSV _{ICA} [cm/s]	EDV _{ICA} [cm/s]	PSV _{ICA} /PSV _{CCA}
Robinson et al. (1988)	< 50	< 150	< 50	< 2
	> 50	> 150	> 50	> 2
	> 70	> 225	> 75	> 3
Sidhu i Allan (1997)	50–59	> 130	< 40	< 3,2
	60–69	> 130	40–110	3,2–4
	70–79	> 230	110–140	> 4
	80–95	> 230	> 140	> 4
	96–99	„Przepływ o charakterze struny”		
Filis et al. (2002)	< 50	< 150	< 50	< 1,8
	50–59	150–200	50–70	< 2,2
	60–69	200–250	70–90	2,2–2,8
	70–79	25–330	90–130	2,8–3,8
	80–89	330–400	130–180	3,8–5
	90–99	> 400	> 180	> 5
Grant et al. (2003)	< 50	< 125	< 40	< 2,0
	50–69	125–230	40–100	2,0–4,0
	≥ 70	> 230	> 100	> 4
	Prawie całkowita niedrożność	Wysoka, niska lub nieoznaczalna	Zmienna	Zmienny

CCA — tętnica szyjna wspólna; EDV — prędkość końcowo-rozkurczowa; ICA — tętnica szyjna wewnętrzna; PSV — prędkość szczytowo-skurczowa



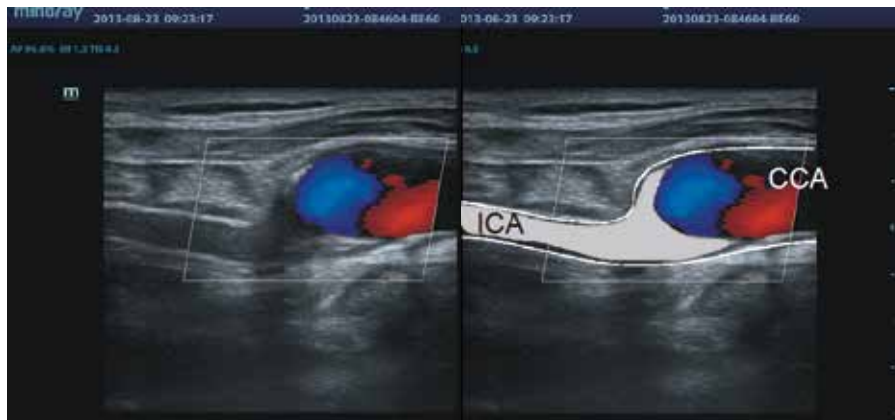
Rycina 15. Pomiar stopnia zwężenia tętnic szyjnych wg metody ECST (A) i NASCET (B)

stwienia w kierunku dalszym może ulegać progresji podczas kolejnych badań. Kanał rzekomy wykazuje ograniczoną tendencję do samoistnego wykrzepiania i następuje to zazwyczaj dopiero po zabiegowym zaopatrzeniu wrót rozwarstwienia.

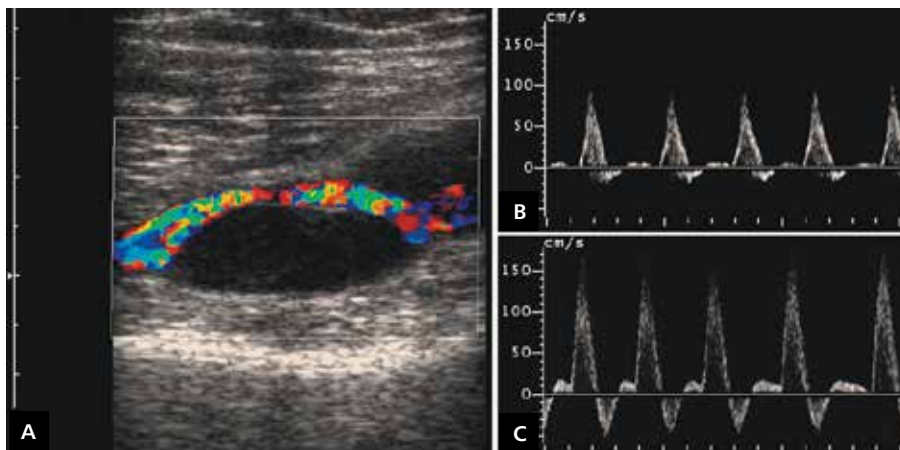
Niezależnie od postaci rozwarstwienia dochodzi do zwężenia światła kanału prawdziwego, co w badaniu dopplerowskim jest widoczne w postaci zwężenia, ze wszystkimi opisanymi wcześniej objawami (ryc. 17B). Rozpoznanie zmiany może być trudne w przypadku ograniczonego rozwarstwienia

odcinka dalszego ICA. W jej wykryciu pomocne może być użycie głowicy konweksowej lub sektorowej, co umożliwia ocenę odcinków ICA znajdujących się bezpośrednio przed wejściem do otworu owalnego.

W przypadku zachowania przepływu w kanale rzekomym w projekcji B-mode możliwe jest zaobserwowanie ruchomego fałdu, rozdzielającego co najmniej dwa kanały o zróżnicowanym przepływie, co należy potwierdzić w doplerach kolorowym i spektralnym. Grubość fałdu zależy od



Rycina 16. Niedrożność tętnicy szyjnej wewnętrznej, wypełnionej skrzepliną. W podziale widoczny dwukierunkowy przepływ z niebieską falą odbicia od czoła skrzepliny; CCA — tętnica szyjna wspólna; ICA — tętnica szyjna wewnętrzna



Rycina 17. Odcinkowe rozwarstwienie ściany tętnicy szyjnej z wytworzeniem krwika śródściennego (A). Zwężenie kanału prawdziwego związane z odcinkowym zwiększeniem prędkości przepływu; B. Przepływ w tętnicy szyjnej wspólnej; C. Przepływ w miejscu zwężenia

zaawansowania zmian miażdżycowych. Średnica poszczególnych kanałów zmienia się powtarzalnie w trakcie kolejnych cykli pracy serca.

W przypadku wykrzepienia kanału rzekomego widoczne jest ekscentryczne pogrubienie ściany na odcinku wcześniej objętym rozwarstwieniem. Grubość zmiany (stopień zwężenia naczynia) zazwyczaj ulega zmniejszeniu w miarę organizowania się krwika. Zmiana wymaga różnicowania z blaszką miażdżycową o niskiej echogeniczności.

Stwierdzając podczas badania obecność rozwarstwienia, należy określić obecność przepływu w kanale rzekomym lub wykrzepniętego śródściennego krwika, jego lokalizację i rozległość oraz stopień zwężenia kanału prawdziwego.

Dysplazja włóknisto-mięśniowa

Jest to choroba obejmująca najczęściej małe i średnie tętnice. W obrazie USG zmiany są widoczne w postaci naprzemiennie występujących odcinków o cieniwej i grubej ścianie.

W zależności od rozległości można wyróżnić 3 typy dysplazji w obrębie tętnic szyjnych.

- typ 1 — charakteryzuje się naprzemiennie występującymi zwężeniami i poszerzeniami kształtującymi tętnicę na podobieństwo sznura koralu;
- typ 2 — jest długoodcinkowym zwężeniem, zazwyczaj części dalszej ICA, często bez występowania zmian miażdżycowych w innych odcinkach tętnic szyjnych;
- typ 3 — jest krótkoodcinkowym zwężeniem zlokalizowanym w dowolnym miejscu przedczaszkowego odcinka ICA.

W różnicowaniu schorzenia pomocne mogą się okazać: młody wiek pacjenta, płeć żeńska i umiejscowienie zmian w kierunku dalszym w stosunku do typowej lokalizacji blaszek miażdżycowych.

Choroba Takayasu

W badaniu USG stwierdza się długoodcinkowe zwężenia tętnic, najczęściej szyjnych wspólnych i podobojczykowych,

spowodowane równomiernym pogrubieniem całej ściany naczyniowej. Powierzchnia zwężenia jest gładka, bez obecności owrzodzeń, a pogrubiałe odcinki ściany nie mają zwapnień i ognisk krwotocznych. Niemniej obraz USG nie jest zwykle wystarczający do jednoznacznego rozpoznania tej choroby.

Popromienne zwężenie tętnic szyjnych

W zmianach popromiennych dochodzi do odcinkowego pogrubienia ściany naczyniowej, głównie w zakresie IMT. Ze względu na lokalizację nowotworów podlegających napromieniowaniu zwężenia powstają najczęściej w środkowych i dalszych odcinkach CCA. Powstające zwężenia mogą być koncentryczne lub ekscentryczne. Ze względu na wiek pacjentów z nowotworami szyi niewykluczone jest także współwystępowanie blaszek miażdżycowych w typowych lokalizacjach.

Zalecenie 9. Ocena niemiażdżycowych zmian w tętnicach szyjnych

9.1. W przypadku stwierdzenia rozwarstwienia należy określić obecność przepływu w kanale rzekomym lub wykrzepniętego krwiaka śródcieniowego w obszarze rozwarstwienia, jego lokalizację i rozległość oraz stopień zwężenia kanału prawdziwego.

9.2. W przypadku podejrzenia dysplazji włóknisto-mięśniowej należy określić lokalizację i rozległość zmiany oraz ocenić stopień zwężenia naczynia.

9.3. W przypadku podejrzenia choroby Takayasu należy określić lokalizację i stopień pogrubienia ścian oraz zwężenia światła naczyń.

9.4. U pacjentów z dodatnim wywiadem w kierunku radioterapii narządów szyi należy określić lokalizację zmian, grubość IMT oraz stopień ewentualnego zwężenia tętnic.

ZESPÓŁ PODKRADANIA TĘTNICY PODOBOJCZYKOWEJ

Pierwotną zmianą jest rozwój hemodynamicznie istotnego zwężenia lub niedrożności odcinków bliższych tętnic podobojczykowych lub pnia ramienno-głowego. Najczęstszą przyczyną są zmiany miażdżycowe, zdecydowanie rzadziej natomiast zatory, rozwarstwienie lub zasłonięcie wejścia do lewej tętnicy podobojczykowej przez implantowany stentgraft.

Pojawiający się deficyt ukrwienia kończyny/kończyn górnych prowadzi do rozwoju krążenia obocznego, którego podstawowym elementem jest zmiana przepływu w jednoimiennych tętnicach kręgowych. W bardziej zaawansowanych postaciach zmiany charakteru lub kierunku przepływu mogą dotyczyć również tętnic podstawnej, tarczowych i piersiowych wewnętrznych.

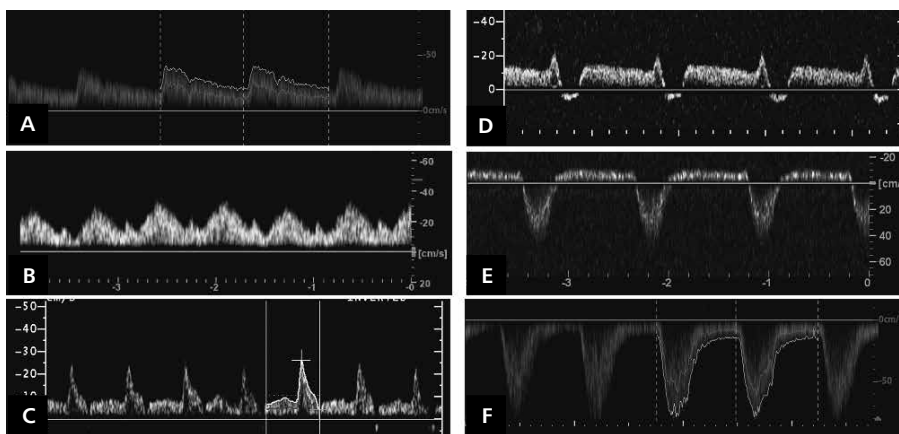
W zależności od stopnia zwężenia i upośledzenia napływu krwi do kończyn można wyróżnić 3 stopnie zaawansowania schorzenia. Podstawą różnicowania jest charakter przepływu w tętnicach kręgowych zlokalizowanych po stronie zwężenia tętnicy podobojczykowej (ryc. 18):

- I stopień — **zachowany dogłowy kierunek przepływu** krwi w VA, z charakterystyczną deformacją krzywej spektralnej obejmującą zmniejszenie PSV i amplitudy skurczowo-rozkurczowej oraz z objawem drugiego piksu skurczowego (ryc. 18B, C);
- II stopień — **przepływ dwukierunkowy**, z obecnością ujemnego załamka w fazie rozkurczu i obniżeniem PSV w skurczu. W zależności od zaawansowania zmian w tętnicy podobojczykowej może dominować faza przepływu do- lub odgłowego (ryc. 18D, E);
- III stopień — całkowite **odwrócenie kierunku przepływu** (ryc. 18F).

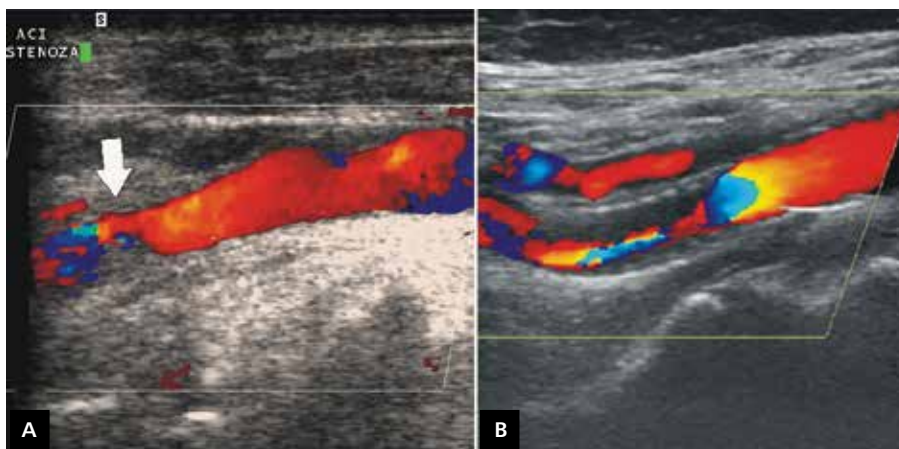
Oceniając przepływ w tętnicach kręgowych należy zawsze ocenić i opisać stopień zaawansowania podkradania.

W zależności od lokalizacji i zaawansowania zmian miażdżycowych oraz zachowania drożności tętnic kręgowych można wyróżnić 4 podstawowe typy zespołów podkradania, różniących się między sobą m.in. kierunkami rozwoju krążenia obocznego i następstwami hemodynamicznymi, czyli stopniem upośledzenia ukrwienia mózgu:

- typ I (tzw. kręgowo-kręgowy) — zmiany miażdżycowe powstają w odcinku bliższym jednej z tętnic podobojczykowych, najczęściej lewej. Upośledzenie przepływu w jednoimiennej VA jest kompensowane zwiększeniem przepływu w drugiej VA. W tętnicy podstawnej krew płynie dogłowo. Deficyt ukrwienia mózgu występuje tylko wyjątkowo, np. podczas wzmożonej pracy „chorej” ręki;
- typ II (tzw. szyjno-podstawny) — zwężenie/niedrożność dotyczy obu tętnic podobojczykowych (typ IIA) lub jednej podobojczykowej i przeciwstronnej tętnicy kręgowej (typ IIB). Obustronne zmiany przepływu w VA są kompensowane zmianą przepływu w tętnicy podstawnej, za pośrednictwem której krew podkradana jest z naczyń koła Willisa. Deficyt ukrwienia mózgu może osiągnąć poważne nasilenie;
- typ III (tzw. zewnętrzno-podstawny) — zwężenie/niedrożność dotyczy jednej tętnicy podobojczykowej i przeciwległej (typ IIIa) lub jednostronnej (typ IIIb) tętnicy kręgowej. Główną drogą wytworzenia krążenia obocznego jest połączenie tętnic szyjnej zewnętrznej i podobojczykowej za pośrednictwem tętnicy tarczowej górnej i pnia tarczowo-szyjnego. Kierunek przepływu w tętnicy podstawnej pozostaje zazwyczaj niezmienny;
- typ IV (tzw. szyjno-podobojczykowy) — zwężenie/niedrożność rozwija się w odcinku bliższym pnia ramienno-głowego. Znacznego stopnia deficyt ukrwienia mózgu jest pochodną upośledzenia przepływu w tętnicach szyjnych i kręgowej po stronie prawej. Jest on często pogłębiony przez współistniejące zmiany miażdżycowe w tętnicach szyjnych, kręgowej lub podobojczykowej po stronie lewej. Typ IV zespołu podkradania wiąże się z dużym ryzykiem wystąpienia udaru niedokrwiennego. Podczas badania należy każdorazowo dążyć do określenia typu zespołu podkradania poprzez ocenę kierunku



Rycina 18. Stopień zaawansowania zespołu podkradania tętnicy podobojczykowej określa się na podstawie spektrum przepływu w jednoimiennej tętnicy kręgowej; **A.** Przepływ prawidłowy; **B, C.** 1. stopień — przepływ w kierunku dogłowym, o zmniejszonej prędkości, z typową deformacją spektrum; **D, E.** 2. stopień — przepływ dwukierunkowy, z przewagą fazy dogłowej (**D**) i odgłowej (**E**); **F.** 3. stopień — przepływ odgłowy



Rycina 19. Nawrót zwężenia po zabiegowym leczeniu zwężeń tętnic szyjnych; **A.** Zwężenie przetrwałe w postaci resztkowych złogów w okolicy dalszego bieguna obszaru udrożnionego (strzałka); widoczne zjawisko aliasingu i objaw konfetti; **B.** Rzeczywiste zwężenie nawrotowe w postaci hiperplazji przechodzącej do światła stentu

i charakteru przepływu we wszystkich tętnicach szyjnych, kręgowych i podobojczykowych. W celu różnicowania typu II i III konieczne jest poszerzenie diagnostyki o ocenę przepływu w tętnicy podstawnej (wymaga zastosowania głowicy sektorowej z oprogramowaniem do badań transkranialnych) i tarczowej górnej.

Ze względu na często występujące trudności w obrazowaniu tętnic kręgowych i określeniu charakteru oraz kierunku przepływu samo stwierdzenie zaburzenia przepływu w jednej z tętnic kręgowych nie jest wystarczające do rozpoznania zespołu podkradania. Aby zweryfikować podejrzenie, należy potwierdzić upośledzenie przepływu w tętnicach podobojczykowych i ewentualnie w tętnicach szyjnych po stronie prawej.

W przypadku podejrzenia zespołu podkradania w II lub III stopniu zaawansowania autorzy proponują porównanie symetryczności przepływów w obu tętnicach podobojczykowych

lub pachowych. Potwierdzenie rozpoznania wstępnego stanowi stwierdzenie dysproporcji przepływu, tzn. wystąpienie wolnego przepływu z niskooporowym spektrum w jednoimiennej tętnicy podobojczykowej/pachowej.

W przypadku podejrzenia podkradania w I stopniu zaawansowania powyższa próba może dać niejednoznaczny wynik. W tym przypadku autorzy zalecają wykonanie jednej z dwóch prób czynnościowych prowadzących do nasilenia podkradania, co powinno wywołać dwukierunkowy przepływ w VA. Nasilenie podkradania można wywołać poprzez:

- wykonanie kontrolowanego obciążenia kończyny, np. naprzemienne zaciskanie i otwieranie dłoni;
- spowodowanie niedokrwienia kończyny w następstwie zamknięcia przepływu w tętnicach ramiennych po założeniu mankieta ciśnieniomierza i napompowanie go

powyżej wartości ciśnienia skurczowego na 3 min; podkradanie narasta po spuszczeniu powietrza z mankietu.

W każdym przypadku rozpoznania zespołu podkradania powinno się opisać sposób weryfikacji rozpoznania.

Zalecenie 10. Ocena zespołu podkradania tętnic podobojczykowych

10.1. Podstawą rozpoznania zespołu podkradania jest stwierdzenie obecności charakterystycznych zaburzeń przepływu w tętnicach kręgowych, współistniejące z upośledzeniem przepływu w jednoimiennych tętnicach podobojczykowych i ewentualnie w tętnicach szyjnych po stronie prawej.

10.2. Każdy przypadek podejrzenia zespołu podkradania należy zweryfikować, potwierdzając obecność hemodynamicznie istotnych zwężeń lub niedrożności w tętnicach podobojczykowych lub w pniu ramienno-głowym.

10.3. Trzeba ocenić stopień zaawansowania zaburzeń przepływu w tętnicy kręgowej.

10.4. Należy określić występowanie i charakter zaburzeń przepływu w tętnicach kręgowych, podobojczykowych i szyjnych, a w miarę możliwości także w tętnicach podstawnej i tarczowej górnej. Powyższe informacje pozwolą na ocenę typu zespołu podkradania i określenie zagrożenia wystąpienia udaru mózgu.

OCENA TĘTNIC SZYJNYCH PO ZABIEGACH UDROŹNIENIA I STENTOWANIA

Kontrolne badania dopplerowskie wykonywane u pacjentów po zabiegach udroźnienia lub implantacji stentu do tętnicy szyjnej mają umożliwić realizację trzech celów, tzn. monitorowanie jakości leczenia zabiegowego, wykrycie zwężeń nawrotowych i ocenę postępu zmian miażdżycowych w pozostałych naczyniach przedczaszkowych.

Udrożniony odcinek naczynia jest pozbawiony IMT, usuniętego wraz ze zmianami miażdżycowymi. Zazwyczaj widoczne są niskie progi IMT w obu biegunach odcinka udroźnionego. Ich obecność może warunkować powstanie turbulencji, odpowiedzialnych za poszerzenie spektrum i wypełnienie okienka akustycznego. Założenie szwu naczyniowego w przypadku podłużnego nacięcia naczyń może odpowiadać za „wyrównanie” ich średnicy, z likwidacją naturalnego poszerzenia w obrębie opuszki. W przypadku stwierdzenia obecności zwężenia nawrotowego w ocenie stopnia zwężenia jest dopuszczalne wykorzystywanie tych samych kryteriów hemodynamicznych co w przypadku naczyń nieoperowanych (tab. 2).

Implantowany stent powinien być w pełni rozprężony, z prostolinijnym przebiegiem zarysów ścian, a kolor kodujący przepływ musi wypełniać całkowicie jego światło. W przypadku umieszczenia stentu w odcinkach dalszym CCA i bliższym ICA przez jego oczka wypełnia się zazwyczaj ECA. Ze względu na zmniejszenie podatności ścian odcinka naczyń zaopatrzonych stentem prędkość przepływu jest o 10–20% większa niż w natywnych tętnicach. Dlatego też do oceny

stopnia zwężenia w stentach wykorzystuje się odrębne tabele współczynników prędkości przepływów.

Opis badania tętnic po zabiegach udroźnienia lub implantacji stentu powinien zawierać informacje umożliwiające określenie stopnia zwężenia, jego lokalizację i mechanizm jego powstania. W zależności od czasu i przyczyny można wyróżnić dwie podstawowe postaci restenoz. Są to:

- zwężenie przetrwałe — jest zmianą rozpoznawaną w zaopatrzonym odcinku naczynia w okresie pierwszych 3 miesięcy po zabiegu. W tym czasie nie występuje jeszcze hiperplazja. Przyczyną ich powstania jest: pozostawienie resztkowych złogów lub progów pogrubionego IMT w biegunie bliższym lub dalszym udroźnionego odcinka (ryc. 19A), odwarstwiony próg IMT w biegunie dalszym, zagięcie kątowe, zwężenie światła przez nieprawidłowo założony szew naczyniowy, nieprawidłowo implantowana łata naczyniowa lub częściowo tylko rozprężony stent. Zwężenia przetrwałe powstają najczęściej w wyniku nieprawidłowego wykonania zabiegu. Częstość rozpoznawania zwężeń przetrwałych, a zwłaszcza ich udział w ogólnej liczbie restenoz, jest jednym z kryteriów oceny opanowania techniki zabiegowej w poszczególnych ośrodkach. Jednocześnie dokładne opisanie mechanizmu powstania zwężenia przetrwałego jest uznawane za jeden z podstawowych sposobów doskonalenia techniki operacyjnej;
- rzeczywiste zwężenie nawrotowe — jest zmianą niewystępującą w badaniach kontrolnych przeprowadzonych w okresie 3 pierwszych miesięcy po zabiegu, a uwidoczniającą się po tym czasie. Najczęstszą przyczyną powstania zmiany we wczesnym okresie pooperacyjnym (do roku) jest hiperplazja, pojawiająca się najczęściej między 3. a 6. miesiącem, w postaci hipoechogenicznego pogrubienia ściany w udroźnionym odcinku. Poprzez „oczka” stentu zmiana może wypełniać także jego światło (ryc. 19B). Po upływie kilku lat podstawowym mechanizmem rozwoju rzeczywistych zwężeń nawrotowych jest powstanie nowych lub dalszy rozwój wcześniej istniejących zmian miażdżycowych.

Zalecenie 11. Kontrola pozabiegowa u chorych poddawanych rewaskularyzacji w zakresie tętnic szyjnych

11.1. Termin wykonywania badań kontrolnych należy dostosować do stanu klinicznego pacjenta, okresów rozwoju zwężeń nawrotowych i współwystępujących zmian miażdżycowych pozostałych tętnic.

11.2. Jednoznaczne różnicowanie przyczyny powstania restenozy między zwężeniem przetrwałym a rzeczywistym zwężeniem nawrotowym jest możliwe tylko w przypadku wykonania pierwszego badania kontrolnego przed upływem 3 miesięcy od chwili wykonania zabiegu operacyjnego.

11.3. Minimalnym zakresem oceny operowanych odcinków naczyń jest wykrycie restenoz i określenie stopnia zwężenia.

11.4. W ocenie stopnia zwężenia nawrotowego po udrożnieniu można wykorzystać kryteria hemodynamiczne opracowane dla naczyń ocenianych w okresie przedoperacyjnym.

11.5. W ocenie stopnia zwężenia nawrotowego po implantacji stentu należy wykorzystać zmodyfikowane tabele uwzględniające zwiększenie prędkości przepływu w odcinkach naczyń o zmniejszonej podatności ścian.

11.6. W miarę posiadanych umiejętności trzeba dążyć do opisanego mechanizmu powstania restenozy.

Konflikt interesów: nie zgłoszono

Zalecane piśmiennictwo

- Barnett HJ, Eliasziw M, Meldrum HE, Taylor DW. Do the facts and figures warrant a 10-fold increase in the performance of carotid endarterectomy on asymptomatic patients? *Neurology*, 1996; 46: 603–608.
- Barnett HJ, Taylor DW, Eliasziw M et al. Benefit of carotid endarterectomy in patients with symptomatic moderate or severe stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. *N Engl J Med*, 1998; 339: 1415–1425.
- Biasi GM, Sampaolo A, Mingazzini P et al. Computer analysis of ultrasonic plaque echolucency in identifying high risk carotid bifurcation lesions. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 1999; 17: 476–479.
- Braun RM, Bertino RE, Milbrandt J et al. Ultrasound imaging of carotid artery stenosis: application of the Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Criteria to a Single Institution Clinical Practice. *Ultrasound Q*, 2008; 24: 161–166.
- Cole S ed. *Vascular Laboratory Practice. Part 2. Extra- and intracranial arterial assessment.* Institute of Physics and Engineering in Medicine, York, 2001.
- Eliasziw M, Rankin RN, Fox AJ et al. Accuracy and prognostic consequences of ultrasonography in identifying severe carotid artery stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) Group. *Stroke*, 1995; 26: 1747–1752.
- Filis KA, Arko FR, Johnson BL et al. Duplex ultrasound criteria for defining the severity of carotid stenosis. *Ann Vasc Surg*, 2002; 16: 413–421.
- Gabriel M, Gózdź T, Zielonka D, Pawlaczyk K. Rozwarstwienie tętnic kręgowych jako rzadka przyczyna niedokrwienia ośrodkowego układu nerwowego. *Przegl Lek*, 2008; 65: 157–159.
- Grant EG, Benson CB, Moneta GL et al. Carotid artery stenosis: gray-scale and Doppler US diagnosis. Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference. *Radiology*, 2003; 229: 340–346.
- Juszkat R, Gabriel M, Nowak V et al. Ultrasonograficzna i angiograficzna ocena krążenia obocznego w obustronnym zespole podkradania. *Acta Angiol*, 2005; 11: 212–221.
- Każmierski R. Podręcznik diagnostyki ultrasonograficznej w neurologii. Czelej, Lublin 2011.
- Krzanowski M, Łuszczycza B. Atlas ultrasonografii naczyń. Wyd. Medycyna Praktyczna, Kraków 2000.
- Lal BK, Hobson RW 2nd, Hameed M et al. Noninvasive identification of the unstable carotid plaque. *Ann Vasc Surg*, 2006; 20: 167–174.
- Lal BK, Hobson RW 2nd, Tofghi B et al. Duplex ultrasound velocity criteria for the stented carotid artery. *J Vasc Surg*, 2008; 47: 63–73.
- Madycki G, Staszkievicz W. Detailed plaque texture analysis as the alternate method of ultrasound image analysis in predicting the risk of intraoperative microembolism and perioperative complications. *Vasa*, 2006; 35: 78–85.
- Mayo SW, Eldrup-Jorgensen J, Lucas FL et al. Carotid endarterectomy after NASCET and ACAS: a statewide study. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. Asymptomatic Carotid Artery Stenosis Study. *J Vasc Surg*, 1998; 27: 1017–1022. Medicare — www.medicare.gov.
- Moneta GL, Edwards JM, Chitwood RW et al. Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of 70% to 99% internal carotid artery stenosis with duplex scanning. *J Vasc Surg*, 1993; 17: 152–159.
- North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N Engl J Med*, 1991; 325: 445–453.
- Nowak J, Jogestrant T. Duplex ultrasonography is an efficient diagnostic tool for the detection of moderate to severe internal carotid artery stenosis. *Clin Physiol Funct Imaging*, 2007; 27: 144–147.
- Oates CP, Naylor A, Hartshorne T et al. Joint Recommendations for Reporting Carotid Ultrasound Investigations in the United Kingdom: review. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2009; 37: 251–261.
- Oszkinis G, Pukacki F, Juszkat R et al. Restenosis after carotid endarterectomy: incidence and endovascular management. *Intervent Neuroradiol*, 2007; 13: 345–352.
- Robinson ML, Sachs D, Perlmutter GS, Marinelli DL. Diagnostic criteria for carotid duplex sonography. *AJR*, 1988; 151: 1045–1049.
- Rothwell PM, Gutnikov SA, Warlow CP; European Carotid Surgery Trialists' Collaboration. Reanalysis of the final results of the European Carotid Surgery Trial. *Stroke*, 2003; 34: 514–523.
- Rothwell PM, Pendlebury ST, Wardlaw J, Warlow CP. Critical appraisal of the design and reporting of studies of imaging and measurement of carotid stenosis. *Stroke*, 2000; 31: 1444–1450.
- Sidhu PS, Allan PL. Ultrasound assessment of internal carotid artery stenosis. *Clin Radiol*, 1997; 52: 654–658.
- Tola M, Yurdakul M. Effect of Doppler angle in diagnosis of internal carotid artery stenosis. *J Ultrasound Med*, 2006; 25: 1187–1192.
- Touboul PJ, Hennerici MG, Meairs S et al. Mannheim carotid intima-media thickness and plaque consensus (2004–2006–2011). An update on behalf of the advisory board of the 3rd, 4th and 5th watching the risk symposia, at the 13th, 15th and 20th European Stroke Conferences, Mannheim, Germany, 2004, Brussels, Belgium, 2006, and Hamburg, Germany, 2011. *Cerebrovasc Dis*, 2012; 34: 290–296.