

Wytyczne postępowania klinicznego ISUOG (zaktualizowane): zastosowanie badania doplerowskiego w położnictwie

Tłumaczył Michał Berski

Konsultowała: dr hab. n. med. Katarzyna Kosińska-Kaczyńska, prof CMKP, II Klinika Położnictwa i Ginekologii,
Centrum Medyczne Kształcenia Podyplomowego, Warszawa

Komitet ds. Standardów Klinicznych

International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology (ISUOG) jest organizacją naukową, która zachęca do prowadzenia praktyki klinicznej opartej na naukowych przesłankach oraz wysokiej jakości dydaktyki i badań naukowych w dziedzinie diagnostyki obrazowej w położnictwie i ginekologii. Komitet ISUOG ds. Standardów Klinicznych (Clinical Standards Committee – CSC) ma za zadanie opracowywanie wytycznych praktyki klinicznej i uzgodnionych stanowisk w postaci rekomendacji edukacyjnych w dziedzinie diagnostyki obrazowej, opartych na konsensusie ekspertów. Wytyczne te odzwierciedlają wiedzę uznaną przez ISUOG za najlepszą w danym momencie. Chociaż ISUOG dołożyło wszelkich starań, aby wytyczne cechowały się w chwili wydania wiarygodnością, ani towarzystwo, ani żaden z jego pracowników lub członków nie bierze odpowiedzialności za konsekwencje jakichkolwiek niedokładnych lub błędnych danych, opinii bądź stwierdzeń rozpowszechnionych przez CSC. Dokumenty tego komitetu nie mają na celu ustalenia standardów prawnych opieki medycznej, ponieważ na interpretację danych leżących u podstaw wytycznych mogą wpływać indywidualne okoliczności, lokalne protokoły oraz dostępne środki. Zaakceptowane wytyczne można rozpowszechniać bezpłatnie za zgodą ISUOG (info@isuog.org).

ZAKRES DOKUMENTU

Niniejszy dokument przedstawia wytyczne postępowania klinicznego dotyczące wykonywania doplerowskiego badania ultrasonograficznego (USG) krążenia łożyskowo- płodowego. Niezmiernie ważne jest nie narażanie zarodka ani płodu na szkodliwą dawkę energii ultradźwiękowej, zwłaszcza na najwcześniejszych etapach ciąży. W tym okresie badanie doplerowskie, jeśli jest wskazane klinicznie, należy wykonywać z wykorzystaniem możliwie najmniejszej dawki energii. International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology opublikowało wytyczne wykonywania doplerowskiego USG płodu w 11.⁺⁰–13.⁺⁶ tygodniu ciąży¹. W trakcie badania doplerowskiego wyświetlana wartość wskaźnika termicznego (*thermal index* – TI) nie powinna przekraczać 1, a czas ekspozycji powinien być możliwie najkrótszy, zwykle do 5–10 minut.

Niniejsze wytyczne nie mają na celu określenia wskaźników klinicznych czy odpowiedniego terminu badania doplerowskiego w okresie ciąży ani też omówienia sposobów interpretacji wyników czy wykorzystania trybu doplera w badaniu echokardiograficznym płodu. Ich celem jest opisanie doplerowskiego USG z użyciem metody impulsowej i jego różnych trybów, często wykorzystywanych w ocenie krążenia maczyno- płodowego: badania spektralnego, kodowania przepływów kolorem i tzw. doplera mocy (*power Doppler ultrasound* – PDU). W dokumencie nie uwzględniono techniki badania doplerowskiego z użyciem fali ciągłej – opcja ta jest rzadko stosowana w położnictwie, choć w razie występowania

u płodu stanu patologicznego powodującego bardzo dużą prędkość przepływu krwi (np. stenoza aortalna lub niedomykalność zastawki trójdzielnej) może być pomocna w dokładnym określeniu maksymalnych prędkości przepływu dzięki uniknięciu zniekształcenia sygnału (tzw. *aliasing*).

Techniki i praktyki opisane w niniejszych wytycznych dobrano z myślą o zminimalizowaniu błędów pomiaru i zwiększeniu powtarzalności wyników. Mogą nie znajdować zastosowania w określonych stanach klinicznych lub w ramach protokołów badawczych.

Dokładne informacje na temat stopni zaleceń użytych w niniejszych wytycznych podano w załączniku 1. W dokumencie nie uwzględniono poziomu wiarygodności danych.

ZALECENIA

Jaki sprzęt jest wymagany do doplerowskiego badania krążenia łożyskowo-płodowego?

- Aparat powinien mieć możliwość kolorowego i spektralnego obrazowania przepływów, z wyświetlaniem na monitorze skal prędkości przepływu lub częstotliwości powtarzania impulsów (*pulse repetition frequency* – PRF) i częstotliwości fali ultradźwięków (w MHz).
- Na monitorze aparatu powinny być wyświetlane wartości wskaźnika mechanicznego (*mechanical index* – MI) i TI; podczas badania należy stosować zasadę ALARA (*as low as reasonably achievable* – tak mało, jak to tylko możliwe) w celu zapewnienia bezpieczeństwa. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**
- Aparat powinien generować obwiednię maksymalnej prędkości (*maximum velocity envelope* – MVE) obejmującą całą falę spektralną.
- Powinno być możliwe automatyczne lub ręczne zakreszenie MVE.
- Oprogramowanie aparatu powinno umożliwiać oszacowanie maksymalnej prędkości skurczowej (*peak systolic velocity* – PSV), prędkości końcoworozkurczowej (*end-diastolic velocity* – EDV) oraz prędkości maksymalnej uśrednionej w czasie (*time-averaged maximum velocity* – TAMX) na podstawie MVE, a także określenie często stosowanych wskaźników

doplerowskich, tzn. wskaźnika pulsacji (*pulsatility index* – PI) i wskaźnika oporu (*resistance index* – RI), jak również stosunku PSV do EDV (*systolic/end-diastolic velocity ratio* – S/D). Zapis fali spektralnej powinien wskazywać różne punkty użyte w wyliczeniu wskaźników doplerowskich. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**

Podstawowe aspekty techniczne

Wszystkie tryby badania doplerowskiego oparte są na trzech podstawowych zasadach. (1) Struktury ruchome zmieniają częstotliwość i amplitudę odbitych sygnałów ultradźwiękowych. Struktury takie obejmują nie tylko krew, ale także naczynia krwionośne i tkanki płodu. Może to powodować przesunięcie sygnałów odbitych. (2) Analizę elementów sygnałów odbitych wykorzystuje się w różnych trybach badania doplerowskiego: przesunięcie częstotliwości – w kierunkowym kolorowym i spektralnym badaniu doplerowskim, a przesunięcie amplitudy – w trybie PDU. (3) Wszystkie tryby kolorowego badania doplerowskiego i PDU wykorzystują metodę fali impulsowej, natomiast w badaniu spektralnym można użyć fali impulsowej lub ciągłej.

Mianem PRF, nazywanej również skalą, określa się częstotliwość emisji sygnałów ultradźwiękowych (impulsów); w przypadku małej PRF przed emisją kolejnego impulsu do głowicy mogą dotrzeć sygnały z wolno poruszających się celów, natomiast w przypadku dużej PRF – tylko sygnały o dużej prędkości. Filtr ścienny (*vessel wall filter*) jest barierą określoną przez konkretną wartość progową częstotliwości, poniżej której sygnały nie są widoczne na obrazie doplerowskim. Przez wzmocnienie należy rozumieć amplifikację sygnałów. Dzięki znajomości tych ustawień doplerowskich i sposobów ich modyfikacji można poprawić jakość i powtarzalność zapisów.

Jak można zoptymalizować uzyskiwanie spektrum przepływu krwi?

Spektralne badanie doplerowskie z użyciem metody fali impulsowej

- Badanie należy przeprowadzić przy niewystępowaniu ruchów oddechowych i ruchów płodu oraz, w razie potrzeby, przy wstrzymanym oddechu matki.

- Nie ma konieczności kodowania przepływów koloem, jest ono jednak bardzo pomocne w identyfikacji konkretnych naczyń krwionośnych i określaniu kierunku przepływu krwi.
- Optymalny kąt insonacji jest równoległy do kierunku przepływu krwi, a ustawienie takie zapewnia najlepsze warunki oceny prędkości bezwzględnej przepływu oraz krzywych. Może dojść do niewielkiego odchylenia kąta padania wiązki – odchylenie o 10° odpowiada 2% błędowi w ocenie prędkości, natomiast o 20° – 6% błędowi. Jeśli prędkość bezwzględna jest klinicznie istotnym parametrem (np. w przypadku tętnicy środkowej mózgu [*middle cerebral artery* – MCA]), a pomimo powtarzanych prób nie udaje się osiągnąć kąta bliskiego 0°, można dokonać jego korekcji. W każdym opisie badania należy wówczas odnotować informację na temat kąta padania wiązki oraz tego, czy zastosowano jego korekcję czy też określono prędkość bez korekcji.
- Zaleca się rozpoczęcie badania przy względnie dużej bramce próbkującej (objętości próbki), aby zapewnić możliwość odnotowania maksymalnych prędkości podczas całego impulsu. Jeśli zakłócenia ze strony innych naczyń krwionośnych stwarzają problemy, można zmniejszyć bramkę w celu uzyskania precyzyjniejszego zapisu. Należy pamiętać, że objętość próbki można zmniejszyć tylko w zakresie wysokości, ale nie szerokości.
- Podobnie jak w przypadku obrazowania w skali szarości można zoptymalizować głębokość penetracji i rozdzielczość wiązki dopplerowskiej przez dostosowanie częstotliwości (w MHz) głowicy.
- W celu eliminacji zakłóceń powodowanych przez ruch ściany naczyń stosuje się specjalny filtr, określany jako filtr ścienny, odrzucenie małej prędkości, filtr ruchów ścienny lub filtr górno przepustowy. Przyjęło się, że należy go ustawić na możliwie najmniejszą wartość (≤ 50 – 60 Hz) w celu wyeliminowania zakłóceń o małej częstotliwości pochodzących z obwodowych naczyń krwionośnych. W razie ustawienia wyższej wartości może być widoczna luka pomiędzy linią podstawową a sygnałami dopplerowskimi, co może spowodować efekt pozornego braku EDV (ryc. 4b).
- Wyższy próg filtra ściennego jest przydatny w razie potrzeby uzyskania dobrze określonej MVE z takich struktur, jak drogi odpływu (aorta i pień płucny), w których występuje duża prędkość przepływu. Mniejsza wartość progów może powodować zakłócenia uwidaczniające się jako artefakty przepływu blisko linii podstawowej lub po zamknięciu zastawki.
- Pozioma prędkość przesuwu powinna być na tyle duża, by umożliwić rozdzielenie kolejnych krzywych. Optymalne jest wyświetlenie 4–6 (ale ≤ 8 – 10) pełnych cykli pracy serca. Przy częstotliwości rytmu serca płodu wynoszącej 110–150/min prędkość przesuwu powinna się mieścić w zakresie 50–100 mm/s. (**ZASADA DOBREJ PRAKTYKI**)
- Wartość PRF należy dostosować do badanego naczynia: mała PRF umożliwi wizualizację i dokładny pomiar przepływu o małej prędkości, jednak powoduje *aliasing* w razie dużej prędkości przepływu. Krzywa powinna zajmować co najmniej 75% ekranu (ryc. 3). (**ZASADA DOBREJ PRAKTYKI**)
- Pomiar dopplerowski powinien być powtarzalny, w związku z czym zaleca się wykonanie więcej niż jednego zapisu. W razie wyraźnej rozbieżności pomiędzy dwoma pomiarami zaleca się wykonanie kolejnego. W opisie badania należy wykorzystać zapis o najlepszej jakości technicznej (co zwykle odpowiada zapisowi z największą MVE). (**ZASADA DOBREJ PRAKTYKI**)
- Większość aparatów wyświetla średnią wartość wskaźników z 3 kolejnych fal uzyskanych z każdego zapisu dopplerowskiego.
- W celu poprawy jakości zapisów należy dokonywać częstych aktualizacji obrazu dopplerowskiego w czasie rzeczywistym w skali szarości lub obrazu kolorowego (tzn. po potwierdzeniu na obrazie w czasie rzeczywistym prawidłowego położenia bramki dopplerowskiej powinno się zamrozić dwuwymiarowy [2D] obraz dopplerowski w skali szarości i/lub obraz kolorowy podczas zapisywania krzywych dopplerowskich).
- Należy zapewnić prawidłowe położenie i optymalizację zapisu dopplerowskiego z zamrożonego obrazu 2D przez nasłuchiwanie dźwiękowego odwzorowania przesunięcia dopplerowskiego przez głośnik.
- Odradza się jednocześnie stosowanie skali szarości, kodowania przepływów koloem oraz spektralnego badania dopplerowskiego (tryb potrójny) z uwagi na bardzo niekorzystny wpływ na jakość zbieranych danych.

- Wzmocnienie należy dostosować tak, aby na wyświetlaczu widoczne były wyraźnie doplerowskie krzywe prędkości bez artefaktów w tle.
- Zaleca się, by nie odwracać obrazu doplerowskiego na monitorze aparatu. W przypadku oceny serca i centralnych naczyń płodu bardzo ważne jest zachowanie oryginalnej orientacji kolorowych przepływów i fali impulsowej. Standardowo przepływ w kierunku do głowicy wyświetla się na czerwono i w postaci krzywych powyżej linii podstawowej, natomiast przepływ w kierunku od głowicy jest wyświetlany na niebiesko i w postaci krzywych poniżej linii podstawowej. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**
- Należy także dostosować filtr, aby wykluczyć zakłócenia z badanego obszaru.
- Kąt insonacji wpływa na obraz podczas kolorowego badania doplerowskiego i należy go dostosować przez optymalne ustawienie głowicy względem badanego naczynia lub obszaru.

Dopler mocy i kierunkowy PDU

Kierunkowe kolorowe badanie doplerowskie

- W porównaniu z obrazowaniem w skali szarości kolorowe badanie doplerowskie wiąże się z większą całkowitą emisją mocy. Rozdzielczość obrazu wzrasta, gdy zmniejsza się wielkość obszaru kodowania kolorem. Należy zachować ostrożność w ocenie MI i TI, ponieważ ich zakres zmienia się w zależności od wielkości i głębokości obszaru kodowania kolorem.
- Zwiększenie wielkości obszaru kodowania kolorem wydłuża także czas przetwarzania i tym samym zmniejsza częstość ramek; należy utrzymywać możliwie najmniejszy obszar kodowania kolorem, tak aby obejmował tylko badaną okolicę.
- Skalę prędkości lub PRF należy dostosować tak, aby odzwierciedlała prędkości przepływu krwi w badanym naczyniu. Przy dużej PRF na monitorze nie będą widoczne naczynia z przepływem o małej prędkości. Przy niewłaściwym ustawieniu małej PRF pojawia się *aliasing* w postaci sprzecznych kolorów kodujących prędkość i niejednoznacznego kierunku przepływu.
- Podobnie jak w przypadku obrazowania w skali szarości rozdzielczość i głębokość penetracji w przypadku kolorowego badania doplerowskiego zależą od częstotliwości ultradźwięków. W przypadku trybu kolorowego doplera częstotliwość należy dostosować tak, aby uzyskać optymalne sygnały.
- Wzmocnienie należy dostosować tak, aby zapobiec wystąpieniu zakłóceń i artefaktów, uwidaczniających się w postaci kolorowych kropek pojawiających się losowo w tle monitora.
- Podstawowe zasady dotyczące kierunkowego kolorowego doplera stosują się także do PDU i kierunkowego PDU.
- Tryb PDU jest bardziej czuły względem mniejszych prędkości niż kierunkowy kolorowy dopler.
- Tryb PDU wykrywa zmiany amplitudy (mocy) sygnałów doplerowskich.
- Kąt insonacji ma mniejszy wpływ na sygnały w PDU niż w badaniu kolorowym, jednak należy zastosować taki sam proces optymalizacji jak w kierunkowym kolorowym doplerze.
- W trybie PDU nie występuje *aliasing* (z wyjątkiem kierunkowego PDU), jednak zbyt mała PRF może powodować powstawanie zakłóceń i artefaktów.
- Należy zmniejszyć wzmocnienie w celu zapobieżenia amplifikacji zakłóceń (uwidaczniających się w postaci jednolitego koloru tła). Należy także dostosować bezwładność w trybie PDU; w przypadku dużej bezwładności informacje z PDU są dodawane do informacji z poprzedniego obrazu, natomiast przy zerowej bezwładności widoczne są dynamiczne zmiany PDU w każdej ramce. Duża bezwładność jest przydatna w ocenie unaczynienia w danym obszarze.

Jaka jest właściwa technika uzyskiwania spektrum przepływu w tętnicach macicznych?

W trybie kolorowego doplera w czasie rzeczywistym można łatwo zlokalizować główne ramię tętnicy macicznej (*uterine artery* – UtA) w miejscu połączenia szyjki i trzonu macicy. Pomiar doplerowski wykonuje się zwykle w tej okolicy techniką przezbrzuszną² lub przezpochwową³⁻⁵. Prędkości bezwzględne mają niewielkie znaczenie kliniczne lub nie mają go wcale, natomiast powszechnie wykorzystuje się półilościową ocenę krzywych prędkości. Wyniki pomiarów należy podać

osobno dla prawej i lewej UtA; należy także odnotować obecność wcięcia. (**ZASADA DOBREJ PRAKTYKI**)

Wcięcie (*notch*) definiuje się jakościowo jako zmniejszoną prędkość wczesnorozkurczową widoczną na krzywej dopplerowskiej przed maksymalną prędkością rozkurczową. Wielkość wcięcia definiuje się na podstawie różnicy pomiędzy minimalną prędkością wczesnorozkurczową a maksymalną prędkością rozkurczową⁶.

Ocena UtA w I trymestrze ciąży (ryc. 1)

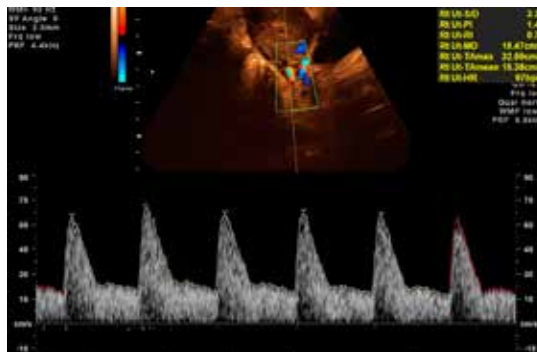
1. Technika przezbrzuszną

- W technice przezbrzuszej najpierw uzyskuje się przekrój pośrodkowy macicy, a następnie identyfikuje kanał szyjki macicy.
- Następnie należy przesunąć głowicę w kierunku bocznym, aż do uwidocznienia okołoszyjkowego splotu naczyniowego.
- Należy uruchomić tryb kolorowego doplera i zidentyfikować UtA w miejscu, w którym skręca dogłowowo, by dojść do trzonu macicy.
- Pomiarów dokonuje się w miejscu przed podziałem UtA na tętnice łukowate.
- Ponieważ PSV zmniejsza się przy przejściu z UtA do tętnic łukowatych, w razie stwierdzenia PSV poniżej 5. centyla (60 cm/s) badający powinien dokładnie zweryfikować położenie bramki⁷.

Ten sam proces należy powtórzyć po przeciwnej stronie. Opisano alternatywną metodę uzyskiwania sygnałów dopplerowskich w przekroju poprzecznym⁸; jak wykazano, pozwala uzyskać podobne parametry i tak samo dobrą powtarzalność jak badanie w przekroju strzałkowym^{9,10}.

2. Technika przezpochwową

- Pacjentkę należy poprosić o opróżnienie pęcherza moczowego, a następnie o przyjęcie pozycji litotomijnej.
- Należy wprowadzić głowicę do przedniego sklepienia pochwy. Podobnie jak w technice przezbrzuszej głowicę należy przesunąć w kierunku bocznym w celu uwidocznienia okołoszyjkowego splotu naczyniowego



Ryc. 1. Spektrum przepływu krwi w UtA uzyskane techniką przezbrzuszną w I trymestrze ciąży.

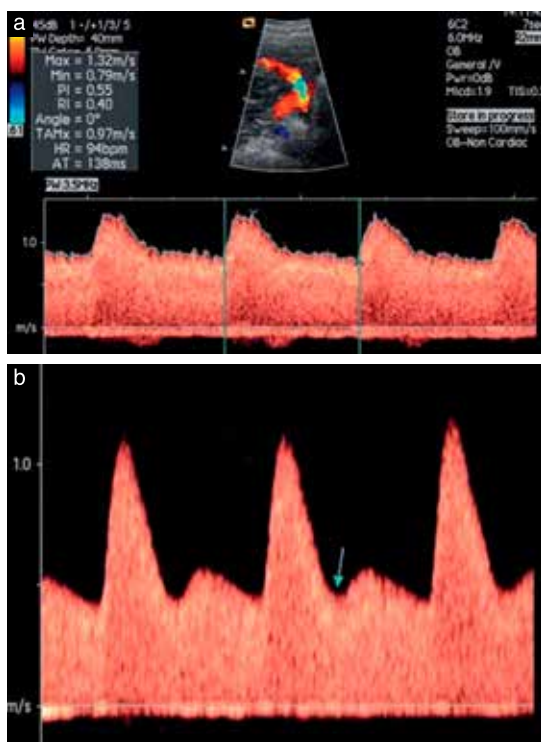
go, a następnie wykonać takie same kroki i w takiej samej kolejności jak w technice przezbrzuszej.

- Należy zachować ostrożność, aby nie skierować wiązki ultradźwięków na gałąź szyjkowo-pochwową UtA (przebiegającą w osi dogłowowo-dogonowej) ani na tętnice łukowate.

Ocena UtA w II i III trymestrze ciąży (ryc. 2)

1. Technika przezbrzuszną

- W technice przezbrzuszej głowicę układa się podłużnie w dolnym bocznym kwadrancie brzucha, odchylając ją przyśrodkowo w płaszczyźnie strzałkowej. Kodowanie przepływu kolorem ułatwia identyfikację UtA w miejscu jej skrzyżowania z tętnicą biodrową zewnętrzną.
- Tętnice maciczne przebiegają zwykle wzdłuż boku macicy, z obu stron w kierunku jej dna. Położenie głowicy należy dostosować do przebiegu UtA, aby uzyskać optymalny kąt insonacji.
- Bramkę należy umieścić 1 cm poniżej skrzyżowania UtA z tętnicą biodrową zewnętrzną.
- W małym odsetku przypadków UtA rozgałęzia się przed skrzyżowaniem z tętnicą biodrową zewnętrzną. W takiej sytuacji bramka powinna być umieszczona na UtA tuż przed jej rozdrożeniem.
- Ten sam proces należy powtórzyć, dokonując oceny UtA po przeciwnej stronie.
- W miarę rozwoju ciąży macica ulega zwykle skręceniu w prawo. W związku z tym lewa UtA nie przebiega wzdłuż boku macicy tak jak prawa.



Ryc. 2. Spektrum przepływu w UtA uzyskane techniką przezbrzuszną w II trymestrze ciąży. Prawidłowe (a) i nieprawidłowe (b) krzywe; należy zwrócić uwagę na wcięcie wczesnorozkurczowe (strzałka) na ryc. b.

2. Technika przezpochwowa

- Pacjentkę należy poprosić o opróżnienie pęcherza moczowego, a następnie o przyjęcie pozycji litotomijnej.
- Należy umieścić głowicę w sklepieniu pochwy bocznie w stosunku do szyjki macicy i, używając kolorowego doplera, zidentyfikować UtA na poziomie ujścia wewnętrznego kanału szyjki macicy.
- Następnie należy powtórzyć te same czynności w przypadku oceny UtA po przeciwnej stronie. Trzeba pamiętać, że zakresy referencyjne dla wskaźników dopplerowskich UtA zależą od techniki pomiaru, w związku z czym należy użyć odpowiednich zakresów referencyjnych dla techniki przezbrzuszej³ i przezpochwowej⁵. Zastosowana technika insonacji powinna być taka sama jak użyta w celu określenia zakresu referencyjnego.

Należy pamiętać, że u kobiet z wrodzoną wadą macicy ocena wskaźników dopplerowskich UtA i ich interpretacja jest niewiarygodna, gdyż wszystkie opublikowane badania obejmowały kobiety z (domniemaną) prawidłową budową anatomiczną. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**

Jaka jest właściwa technika uzyskiwania spektrum przepływu krwi w tętnicy pępowinowej?

Istnieją znaczące różnice między wskaźnikami dopplerowskimi mierzonymi przy przyczepie brzusznej pępowiny (śródbrzusnie)¹¹, w wolnej pętli i przy jej przyczepie łożyskowej¹². Największy opór występuje przy przyczepie brzusznej, gdzie istnieje największe prawdopodobieństwo zaobserwowania po raz pierwszy braku/odwróconej EDV. Opublikowano zakresy referencyjne wskaźników dopplerowskich dla tętnic pępowinowych (*umbilical artery* – UA) w każdej z tych lokalizacji^{11,13}. Ze względu na prostotę i jednorodność pomiarów przyjęto, że powinno się ich dokonywać na wolnej pętli pępowiny. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**

Decyzję o wykorzystaniu wolnej pętli pępowiny podjęto na wczesnym etapie stosowania badań dopplerowskich i metoda ta okazała się dużym sukcesem klinicznym. Jednak w przypadku ciąż wielopłodowych i/lub porównywania wyników pomiarów dokonywanych w odstępach czasu bardziej wiarygodne mogą być zapisy z ustalonych miejsc, tzn. przyczepu brzusznej, przyczepu łożyskowego lub odcinka śródbrzusznego pępowiny. W zależności od miejsca badania należy zastosować odpowiednie zakresy referencyjne. Na rycinie 3 przedstawiono akceptowalne i nieakceptowalne zapisy krzywych prędkości, a na rycinie 4 – wpływ filtra ściennego.

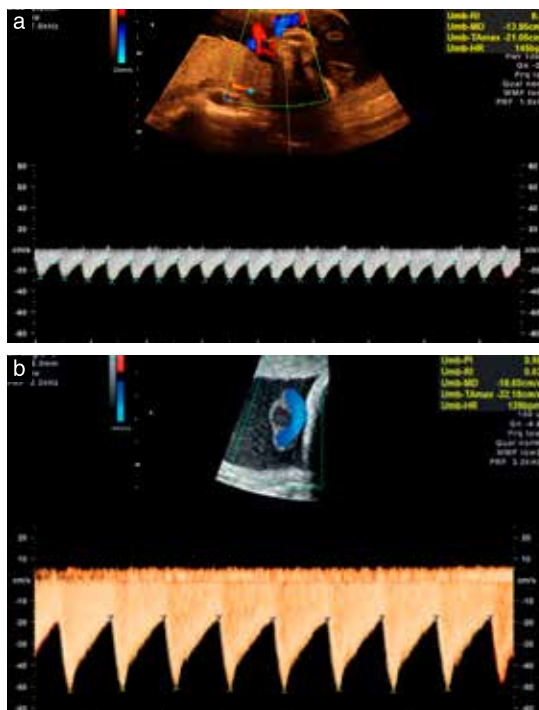
Należy pamiętać, że w przypadku ciąży wielopłodowej ocena przepływu krwi w UA może stanowić problem z uwagi na trudności w przypisaniu wolnej pętli pępowiny do konkretnego płodu. W związku z tym lepiej jest badać UA zaraz za przyczepem brzusznej pępowiny. Ponieważ jednak opór w tym miejscu jest większy niż w obrębie wolnej pętli czy przyczepu łożyskowego, należy użyć odpowiednich zakresów referencyjnych. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**

Należy także pamiętać, że w przypadku pępowiny dwunaczyniowej w każdym wieku ciążowym średnica pojedynczej UA jest większa niż w przypadku pępowiny

z dwiema tętnicami¹⁴. Z uwagi na odmienną hemodynamikę krzywe prędkości uzyskane w takich sytuacjach należy interpretować z ostrożnością, jeśli używa się konwencjonalnych zakresów referencyjnych. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**

Jaka jest właściwa technika uzyskiwania spektrum przepływu krwi w MCA płodu?

- Należy uzyskać przekrój poprzeczny mózgu obejmujący wierzchołki oraz skrzydła kości klinowej i powiększyć obraz.
- Należy użyć kolorowego doplera w celu identyfikacji koła tętniczego i proksymalnej MCA, doogonowo w stosunku do przekroju przewzgórzowego (ryc. 5).
- Następnie należy ustawić bramkę doplerowską na 1/3 proksymalnej MCA, blisko jej odejścia od tętnicy szyjnej wewnętrznej¹⁵ (prędkość skurczowa maleje wraz ze wzrostem odległości od punktu odejścia z tego naczynia). **(STOPIEŃ ZALECENIA: C)**
- Kąt pomiędzy wiązką ultradźwięków a kierunkiem przepływu krwi należy utrzymywać możliwie najbliżej 0° (ryc. 6).
- Należy zachować ostrożność i unikać wywierania jakiegokolwiek zbędnego nacisku na głowę płodu, gdyż może to prowadzić do zwiększenia PSV, zmniejszenia EDV i zwiększenia PI¹⁶.
- Należy zapisać co najmniej 3 fale, ale mniej niż 10 kolejnych. Najwyższy punkt fali uznaje się za PSV (w cm/s).
- Pomiar PSV można przeprowadzić, ustawiając znaczniki ręcznie lub automatycznie. Określenia PI dokonuje się zwykle na podstawie pomiaru automatycznego, ale dopuszczalne jest także śledzenie ręczne, które stosowano w przełomowych badaniach oceniających znaczenie wykorzystywania PSV w MCA jako nieinwazyjnej metody wykrywania niedokrwistości płodu¹⁵.
- Do interpretacji należy stosować odpowiednie zakresy referencyjne, a technika pomiaru powinna być taka sama, jakiej użyto w celu opracowania zakresów referencyjnych.
- Jak wynika z doniesień, wiarygodność pomiaru PI w MCA dokonywanego przez różne osoby jest co najwyżej umiarkowana, a zgodność takich pomiarów ograniczona. W przypadku pomiarów w proksy-



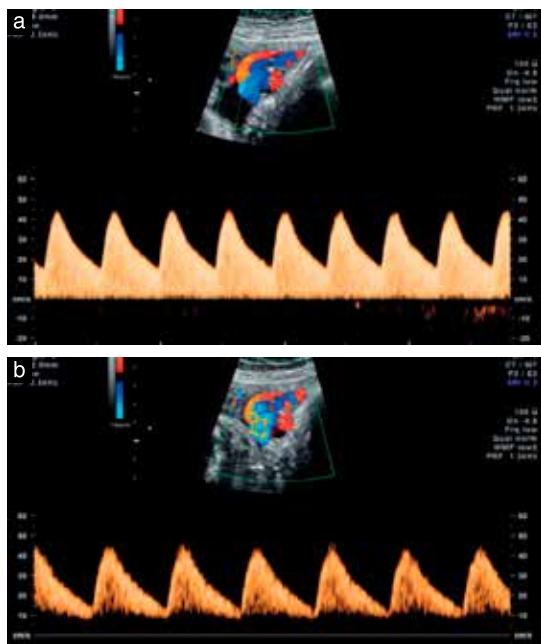
Ryc. 3. Przykłady nieakceptowalnego (a) i akceptowalnego (b) spektrum przepływu w UA. Zapis można poprawić przez zmniejszenie skali doplerowskiej (tzn. zmniejszenie PRF) w celu powiększenia zapisu prędkości na monitorze, jak również przez dostosowanie szybkości przesuwu, tak by objąć tylko 3–9 kolejnych fal.

malnej do głowy MCA, 95% przedział ufności dla różnicy w PI określonych przez różnych badających mieścił się w zakresie od $-1,14$ do $0,91$. W około 30% przypadków różnica wartości PI określonych przez różne osoby przekraczała $0,5$ ¹⁷. Zaleca się wykonywanie wielokrotnych pomiarów w celu określenia rzeczywistej wartości.

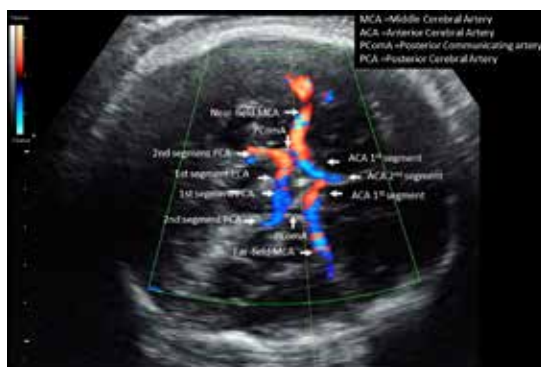
- W praktyce klinicznej wyniki pomiarów PSV w MCA bliższej głowy są porównywalne z uzyskanymi w MCA dystalnej^{18,19}. Jeśli uzyskanie kąta insonacji 0° jest łatwiejsze w dystalnej MCA, można zdecydować się na jej ocenę (ryc. 7). **(STOPIEŃ ZALECENIA: C)**

W jaki sposób wylicza się wskaźniki mózgowo-łożyskowy i pępowinowo-mózgowy?

- Stosowanie doplerowskiego wskaźnika mózgowo-łożyskowego (*cerebroplacental ratio* – CPR) w prak-

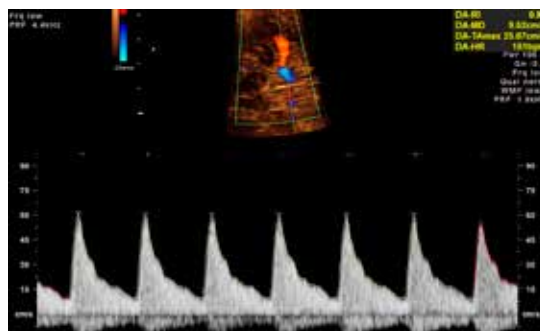


Ryc. 4. (a) Spektrum przepływu w UA zapisane przy niskiej wartości progu filtra ściennego wykazujące prawidłowy przepływ oraz (b) zapis z pozornie bardzo małym przepływem rozkurczowym i brakiem sygnałów przepływu na linii podstawowej z powodu ustawienia nieprawidłowego (zbyt wysokiego) progu filtra, będącego przyczyną ukrycia małych prędkości wzdłuż linii podstawowej.

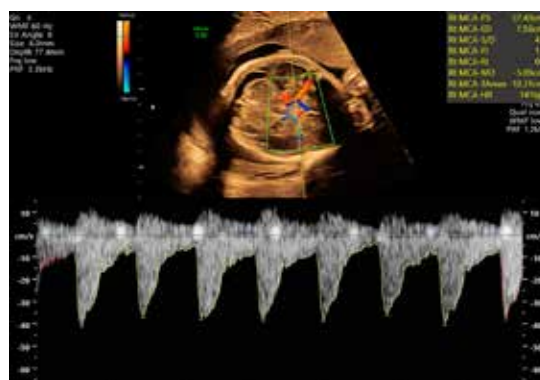


Ryc. 5. Kodowanie kolorem przepływu krwi w kole tętniczym mózgu.

tyce klinicznej ma podwójne podstawy fizjologiczne. Wartość CPR odzwierciedla redystrybucję przepływu tętniczego w przypadku preferencyjnej perfuzji mózgu w odpowiedzi na hipoksemię płodu („oszczędzanie” mózgu). Wskaźnik ten obrazuje w sposób matematyczny nieprawidłowości krążenia pępowinowego oraz mózgowego i wykazuje większą korelację



Ryc. 6. Akceptowalne spektrum przepływu w MCA. Należy zwrócić uwagę, że kąt insonacji ustawiono na wartość bliską 0°.



Ryc. 7. Spektrum przepływu w MCA dystalnej do głowicy. Należy zwrócić uwagę na kąt insonacji wynoszący 0°.

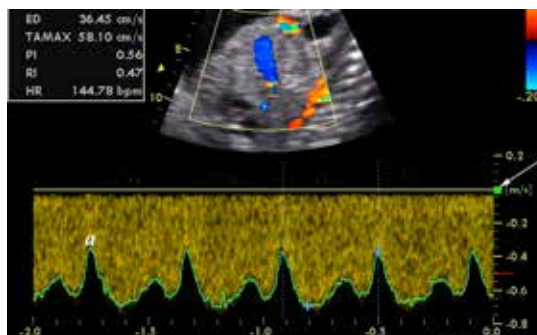
z ciśnieniem parcjalnemu tlenu (pO_2) we krwi płodu niż poszczególne składowe wskaźniki²⁰⁻²².

- Stosunek dopplerowskich wskaźników tętniczego krążenia mózgowego i pępowinowego obliczono w różny sposób, opierając się na parametrach uzyskanych w MCA, tętnicy przedniej mózgu, tętnicy kręgowej lub tętnicy szyjnej wewnętrznej, umieszczając wskaźniki z UA raczej w mianowniku, a nie w liczniku oraz dokonując pólnościowej analizy na podstawie PI lub RI^{21,23-26}.
- Najwięcej danych naukowych zebrano dla prostego współczynnika wartości PI w MCA podzielonej przez PI w UA (tzn. CPR); drugim co do częstości stosowania wskaźnikiem jest jego odwrotność, tzn. wartość PI w UA podzielona przez PI w MCA, czyli wskaźnik pępowinowo-mózgowy (*umbilicocerebral ratio* – UCR).

- Do obliczenia CPR lub UCR należy wykorzystać wyniki przepływów w UA i MCA uzyskane technikami opisanymi dla tych naczyń w niniejszych wytycznych. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**
- Wartości CPR lub UCR należy interpretować, opierając się raczej na zakresach referencyjnych dla danego wieku ciążowego²⁷, a nie na pojedynczej wartości odcięcia. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**

Jaka jest właściwa technika uzyskiwania spektrum przepływów w naczyniach żylnych u płodu?

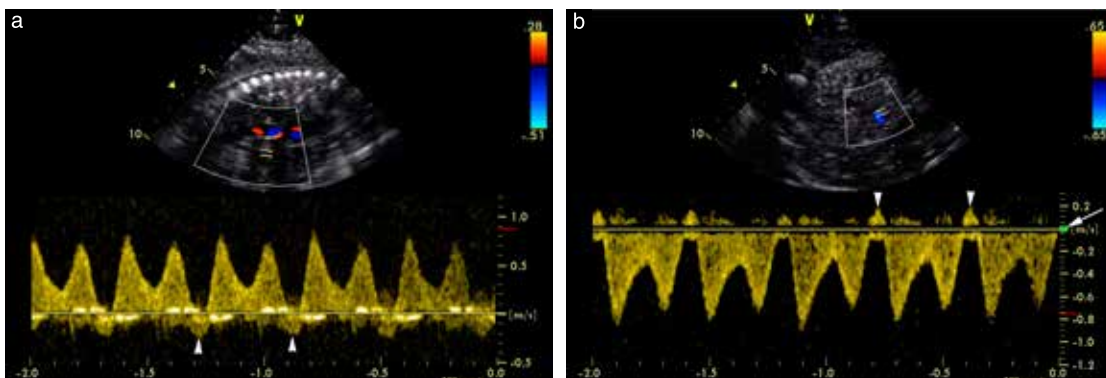
- Przewód żylny (*ductus venosus* – DV) łączy śródbrzuszny odcinek żyły pępowinowej z żyłą główną dolną tuż poniżej przepony. Naczynie identyfikuje się przez zobrazowanie tego połączenia w trybie 2D, w przekroju podłużnym pośrodkowym tułowia płodu albo w przekroju skośnym poprzeczym przechodzącym przez nadbrzusze²⁸.
- Stwierdzona w kolorowym doplerze duża prędkość przepływu w cieśni DV potwierdza jego identyfikację i wskazuje standardowe miejsce wykonywania pomiarów dopplerowskich²⁹.
- Pomiary dopplerowskie najlepiej wykonywać w przekroju strzałkowym od strony przedniej brzucha płodu, gdyż umożliwia to dobrą kontrolę położenia bramki w miejscu cieśni DV (ryc. 8). Możliwą opcję stanowi także insonacja w przekroju strzałkowym przez klatkę piersiową, ale jest ona trudniejsza do przeprowadzenia. Przekrój skośny zapewnia rozsądny dostęp do insonacji od przodu lub tyłu, pozwalającej uzyskać wiarygodne krzywe, ale daje mniejszą kontrolę kąta i prędkości bezwzględnych.
- Na wczesnym etapie ciąży i w przypadku ciąży zagrożonej należy dołożyć szczególnych starań, aby zmniejszyć odpowiednio wymiar bramki, co umożliwi czysty zapis najmniejszej prędkości podczas skurczu przedsiionków (ryc. 9).
- Krzywa jest zwykle 3-fazowa, jednak u zdrowych płodów można też uzyskać zapis 2-fazowy lub bez pulsacji, chociaż zdarza się to rzadko²⁸.
- Rejestrowana prędkość jest stosunkowo duża – osiąga 55–90 cm/s w drugiej połowie ciąży³⁰, ale mniej w jej wczesnym okresie.



Ryc. 8. Spektrum przepływu w DV przy insonacji w przekroju strzałkowym równoległym do cieśni DV, bez korekcji kąta. Filtr ścienny ustawiony na małą prędkość (strzałka) nie zakłóca fali a (a), znajdującej się daleko od linii podstawowej. Duża prędkość przesuwu umożliwia szczególowe uwidocznienie zmienności prędkości.

Które wskaźniki należy stosować?

W opisie krzywych prędkości przepływu tętniczego najczęściej stosuje się współczynnik S/D oraz RI i PI. Wszystkie te wskaźniki są ściśle skorelowane. Na podstawie RI i współczynnika S/D można określić zależność pomiędzy PSV i EDV w krzywej dopplerowskiej ($RI = [S - D] / S$, współczynnik S/D = S/D, gdzie S odpowiada PSV, a D – EDV). Wskaźnik pulsacji uwzględnia PSV, EDV oraz skorygowaną względem czasu średnią maksymalnego przesunięcia częstotliwości w cyklu pracy serca ($PI = [S - D] / TAMX$, gdzie S odpowiada PSV, D – EDV, a TAMX zarejestrowanej w MVE prędkości maksymalnej uśrednionej w cyklu pracy serca; nie należy mylić TAMX z prędkością maksymalną uśrednioną w czasie i ważoną względem nasilenia [TAV lub Vm]). W przypadku krzywych dopplerowskich wykazujących dynamiczne zmiany elementu skurczowego lub rozkurczowego (tzn. w przypadku obecności wcięcia w krzywej z Ua lub odwróconej EDV w krzywej z UA) PI lepiej odzwierciedla charakterystykę krzywej niż RI czy współczynnik S/D. Wartość PI koreluje z oporem naczyniowym liniowo, w przeciwieństwie zarówno do współczynnika S/D, jak i RI, które wykazują korelację paraboliczną z rosnącym oporem³¹. Ponadto wartość PI nie dąży do nieskończoności w razie braku lub wstecznego przepływu rozkurczowego. Stosowanie PI zaleca się zarówno w praktyce klinicznej, jak i badaniach naukowych. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**



Ryc. 9. (a) Spektrum przepływu w DV wykazujące nasiloną pulsację w 36. tygodniu ciąży. Zakłócenia, w tym wysoce hiperecho-geniczne sygnały wzdłuż linii podstawowej, utrudniają weryfikację przepływu wstecznego podczas skurczu przedsionków (groty strzałek). (b) Ponowny zapis z nieznacznie zwiększonym ustawieniem małej prędkości filtra ściennego (strzałka), które umożliwiło poprawę jakości i wyraźne zobrazowanie prędkości odwróconego przepływu podczas skurczu przedsionków (groty strzałek).

Dotychczas nie uzyskano danych wysokiej jakości, które pozwoliłyby ustalić, czy w postępowaniu klinicznym należy stosować CPR czy też UCR.

Istnieją dwa wskaźniki opisujące wyniki analizy badania dopplerowskiego naczyń żylnych z wykorzystaniem fali impulsowej. Najczęściej stosowany jest wskaźnik pulsacji dla żył (*pulsatility index for veins* – PIV)³². Wyciąga się go według wzoru $PIV = (V_s - V_a) / TAMX$, gdzie V_s oznacza maksymalną prędkość przepływu podczas skurczu komór, a V_a maksymalną prędkość przepływu wstecznego podczas skurczu przedsionków (fala a). Rzadziej wykorzystuje się wskaźnik maksymalnej prędkości dla żył (*peak velocity index for veins* – PVIV), który nie jest również uwzględniany w większości zestawów pomiarów automatycznych. Wartość PVIV wylicza się według wzoru $(V_s - V_a) / V_d$, gdzie V_d odpowiada maksymalnej prędkości przepływu podczas skurczu przedsionków (rozkurczu komór). W praktyce klinicznej zaleca się stosowanie PIV. **(ZASADA DOBREJ PRAKTYKI)**

Niniejsze wytyczne obejmują techniki najczęściej stosowane w położnictwie klinicznym, oparte na wiarygodnych danych naukowych. Autorzy zdają sobie sprawę ze znaczenia wykorzystywania innych technik i odcinków układu krążenia nieujętych w opracowaniu, a także z tego, że naczynia takie i uzyskane z nich parametry mogą mieć w pewnych przypadkach zasadnicze znaczenie. Do naczyń takich należą między innymi żyła pępowinowa, tętnica wątrobową, lewa żyła wrotna i żyła główna górna. Jednak zasady zawarte w niniejszych

wytycznych odnoszą się do wszystkich badań dopplerowskich płodu.

AUTORZY WYTYCZNYCH

Niniejsze wytyczne w imieniu ISUOG zostały opracowane przez poniższych autorów i zrecenzowane przez Komitet ds. Standardów Klinicznych.

A. Bhide, Fetal Medicine Unit, St George's University Hospital oraz St George's University of London, Londyn, Wielka Brytania

G. Acharya, Division of Obstetrics and Gynecology, Department of Clinical Science, Intervention and Technology, Karolinska Institutet & Center for Fetal Medicine, Karolinska University Hospital, Sztokholm, Szwecja oraz Women's Health and Perinatology Research Group, Faculty of Medicine, University of Tromsø i University Hospital of Northern Norway, Tromsø, Norwegia

A. Baschat, Johns Hopkins Center for Fetal Therapy, Department of Gynecology & Obstetrics, Johns Hopkins University, Baltimore, MD, USA

C. M. Bilardo, Department of Obstetrics and Gynecology Amsterdam UMC, Amsterdam oraz Academic Medical Center Groningen, University of Groningen, Groningen, Holandia

C. Brezinka, Univ Klinik fuer Gynaekologie und Geburtshilfe, Innsbruck, Austria

D. Cafici, Sociedad Argentina de Ultrasonografía en Medicina y Biología, Argentyna

C. Ebbing, Department of Obstetrics and Gynecology, Haukeland University Hospital oraz Department of Clinical Medicine, University of Bergen, Bergen, Norwegia

E. Hernandez-Andrade, Department of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Sciences, McGovern Medical School, University of Texas, Health Science Center at Houston (UTHealth), Houston, TX, USA

K. Kalache, Gynaecology, Charité, CBF, Berlin, Niemcy

J. Kingdom, Maternal-Fetal Medicine Division, Department of Obstetrics & Gynaecology, Mount Sinai Hospital, University of Toronto, Toronto, Kanada

T. Kiserud, Department of Clinical Science, University of Bergen and Department of Obstetrics and Gynecology, Haukeland University Hospital, Bergen, Norwegia

S. Kumar, Mater Research Institute / University of Queensland, Brisbane, Australia

W. Lee, Texas Children's Fetal Center, Texas Children's Hospital Pavilion for Women, Department of Obstetrics and Gynecology, Baylor College of Medicine, Houston, TX, USA

C. Lees, Centre for Fetal Care, Queen Charlotte's & Chelsea Hospital, Imperial College Healthcare NHS Trust, Londyn, Wielka Brytania oraz Department of Development & Regeneration KU Leuven, Leuven, Belgia

K.Y. Leung, Department of Obstetrics and Gynaecology, Queen Elizabeth Hospital, Hong Kong

G. Malinger, Division of Ob-Gyn Ultrasound, Lis Maternity Hospital, Tel Aviv Sourasky Medical Center oraz Sackler Faculty of Medicine, Tel Aviv University, Tel Aviv, Izrael

G. Mari, Women's Health Institute, Department of Obstetrics and Gynecology, Cleveland Clinic Foundation, Cleveland, OH, USA

F. Prefumo, Division of Obstetrics and Gynaecology, Department of Clinical and Experimental Sciences, University of Brescia, Brescia, Włochy

W. Sepulveda, FETALMED – Maternal-Fetal Diagnostic Center, Fetal Imaging Unit, Santiago, Chile

B. Trudinger, Department of Obstetrics and Gynaecology, University of Sydney, Sydney, Australia

Kiserud T, Kumar S, Lee W, Lees C, Leung KY, Malinger G, Mari G, Prefumo F, Sepulveda W, Trudinger B. ISUOG Practice Guidelines (updated): use of Doppler velocimetry in obstetrics. *Ultrasound Obstet Gynecol* doi:10.1002/uog.23698.

PIŚMIENNICTWO

- Salvesen K, Abramowicz J, Ter Haar G, Miloro P, Sinkovskaya E, Dall'Asta A, Maršál K, Lees C; Board of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology (ISUOG). ISUOG statement on the safe use of Doppler for fetal ultrasound examination in the first 13+6 weeks of pregnancy (updated). *Ultrasound Obstet Gynecol* 2021; 57: 1020.
- Aquilina J, Barnett A, Thompson O, Harrington K. Comprehensive analysis of uterine artery flow velocity waveforms for the prediction of pre-eclampsia. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2000; 16: 163–170.
- Gomez O, Figueras F, Fernandez S, Bennasar M, Martinez JM, Puerto B, Gratacós E. Reference ranges for uterine artery mean pulsatility index at 11–41 weeks of gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; 32: 128–132.
- Papageorgiou AT, Yu CK, Bindra R, Pandis G, Nicolaidis KH, Fetal Medicine Foundation Second Trimester Screening G. Multicenter screening for pre-eclampsia and fetal growth restriction by transvaginal uterine artery Doppler at 23 weeks of gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2001; 18: 441–449.
- Jurkovic D, Jauniaux E, Kurjak A, Hustin J, Campbell S, Nicolaidis KH. Transvaginal color Doppler assessment of the uteroplacental circulation in early pregnancy. *Obstet Gynecol* 1991; 77: 365–369.
- Bower S, Kingdom J, Campbell S. Objective and subjective assessment of abnormal uterine artery Doppler flow velocity waveforms. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1998; 12: 260–264.
- Ridding G, Schluter PJ, Hyett JA, McLennan AC. Influence of sampling site on uterine artery Doppler indices at 11–13(+6) weeks gestation. *Fetal Diagn Ther* 2015; 37: 310–315.
- Drouin O, Johnson JA, Chaemsaitong P, Metcalfe A, Huber J, Schwarzenberger J, Winters E, Stavness L, Tse AWT, Lu J, Lim WT, Leung TY, Bujold E, Sahota D, Poon LC. Transverse technique: complementary approach to measurement of first-trimester uterine artery Doppler. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2018; 52: 639–647.
- Kongwattanakul K, Chairarach S, Hayakangchat S, Thepsuthammarat K. The Transverse versus the Sagittal Approach in First-Trimester Uterine Artery Doppler Measurement. *Int J Womens Health* 2019; 11: 629–635.
- Meelhuysen Sousa Aguiar L, Goncalves Machado Zanotto L, Mascarenhas Silva CH, Amaral Pedrosa M. The first trimester uterine artery Doppler: comparison between sagittal and transverse techniques. *J Matern Fetal Neonatal Med* 2019; 1: 1–5.
- Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen GK, Maltau JM, Kiserud T. Reference ranges for serial measurements of blood velocity and pulsatility index at the intra-abdominal portion, and fetal and placental ends of the umbilical artery. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2005; 26: 162–169.
- Khare M, Paul S, Konje JC. Variation in Doppler indices along the length of the cord from the intraabdominal to the placental insertion. *Acta Obstet Gynecol Scand* 2006; 85: 922–928.
- Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen GK, Maltau JM, Kiserud T. Reference ranges for serial measurements of umbilical artery Doppler indices in the second half of pregnancy. *Am J Obstet Gynecol* 2005; 192: 937–944.
- Sepulveda W, Peek MJ, Hassan J, Hollingsworth J. Umbilical vein to artery ratio in fetuses with single umbilical artery. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1996; 8: 23–26.
- Mari G, Deter RL, Carpenter RL, Rahman F, Zimmerman R, Moise KJ Jr, Dorman KF, Ludomirsky A, Gonzalez R, Gomez R, Oz U, Detti L, Copel JA, Bahado-Singh R, Berry S, Martinez-Poyer J, Blackwell SC. Noninvasive diagnosis by Doppler ultrasonography of fetal anemia due to maternal red-cell alloimmunization. Collaborative Group for Doppler Assessment of the Blood Velocity in Anemic Fetuses. *N Engl J Med* 2000; 342: 9–14.
- Su YM, Lv GR, Chen XK, Li SH, Lin HT. Ultrasound probe pressure but not maternal Valsalva maneuver alters Doppler parameters during fetal middle cerebral artery Doppler ultrasonography. *Prenat Diagn* 2010; 30: 1192–1197.

JAK CYTOWAĆ

Niniejsze wytyczne należy cytować następująco: Bhide A, Acharya G, Baschat A, Bilardo CM, Brezinka C, Cafici D, Ebbing C, Hernandez-Andrade E, Kalache K, Kingdom J,

17. Figueras F, Fernandez S, Eixarch E, Gomez O, Martinez JM, Puerto B, Gratacos E. Middle cerebral artery pulsatility index: reliability at different sampling sites. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2006; 28: 809–813.
18. Abel DE, Grambow SC, Brancazio LR, Hertzberg BS. Ultrasound assessment of the fetal middle cerebral artery peak systolic velocity: A comparison of the near-field versus far-field vessel. *Am J Obstet Gynecol* 2003; 189: 986–989.
19. Salvi S, Badade A, Khatal K, Bhide A. Reliability of Doppler Assessment of the Middle Cerebral Artery in the Near and Far Fields in Healthy and Anemic Fetuses. *J Ultrasound Med* 2015; 34: 2037–2042.
20. Peeters LL, Sheldon RE, Jones MD Jr, Makowski EL, Meschia G. Blood flow to fetal organs as a function of arterial oxygen content. *Am J Obstet Gynecol* 1979; 135: 637–646.
21. Wladimiroff JW, vd Wijngaard JA, Degani S, Noordam MJ, van Eyck J, Tonge HM. Cerebral and umbilical arterial blood flow velocity waveforms in normal and growth-retarded pregnancies. *Obstet Gynecol* 1987; 69: 705–709.
22. Arbeille P, Maulik D, Fignon A, Stalek H, Berson M, Bodard S, Locatelli A. Assessment of the fetal PO₂ changes by cerebral and umbilical Doppler on lamb fetuses during acute hypoxia. *Ultrasound Med Biol* 1995; 21: 861–870.
23. Arbeille P, Roncin A, Berson M, Patat F, Pourcelot L. Exploration of the fetal cerebral blood flow by duplex Doppler–linear array system in normal and pathological pregnancies. *Ultrasound Med Biol* 1987; 13: 329–337.
24. Arduini D, Rizzo G. Prediction of fetal outcome in small for gestational age fetuses: comparison of Doppler measurements obtained from different fetal vessels. *J Perinat Med* 1992; 20: 29–38.
25. Scherjon SA, Kok JH, Oosting H, Wolf H, Zondervan HA. Fetal and neonatal cerebral circulation: a pulsed Doppler study. *J Perinat Med* 1992; 20: 79–82.
26. Gramellini D, Folli MC, Raboni S, Vadora E, Merialdi A. Cerebral-umbilical Doppler ratio as a predictor of adverse perinatal outcome. *Obstet Gynecol* 1992; 79: 416–420.
27. Ciobanu A, Wright A, Syngelaki A, Wright D, Akolekar R, Nicolaidis KH. Fetal Medicine Foundation reference ranges for umbilical artery and middle cerebral artery pulsatility index and cerebroplacental ratio. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2019; 53: 465–472.
28. Kiserud T. Hemodynamics of the ductus venosus. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; 84: 139–147.
29. Acharya G, Kiserud T. Pulsations of the ductus venosus blood velocity and diameter are more pronounced at the outlet than at the inlet. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; 84: 149–154.
30. Kessler J, Rasmussen S, Hanson M, Kiserud T. Longitudinal reference ranges for ductus venosus flow velocities and waveform indices. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2006; 28: 890–898.
31. Ochi H, Sugiyama H, Matsubara K, Taniguchi H, Yano J, Matsuura S. Micro-bead embolization of uterine spiral arteries and changes in uterine arterial flow velocity waveforms in the pregnant ewe. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1995; 6: 272–276.
32. Hecher K, Campbell S, Snijders R, Nicolaidis K. Reference ranges for fetal venous and atrioventricular blood flow parameters. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1994; 4: 381–390.

ZALĄCZNIK. Klasyfikacja wiarygodności danych i siły zaleceń

poziom wiarygodności danych

- | | |
|-----|---|
| 1++ | dane pochodzące z dobrze przeprowadzonych metaanaliz, przeglądów systematycznych badań z randomizacją oraz badań z randomizacją, w których przypadku prawdopodobieństwo błędów jest bardzo małe |
| 1+ | dane pochodzące z dobrze przeprowadzonych metaanaliz, przeglądów systematycznych badań z randomizacją oraz badań z randomizacją, w których przypadku prawdopodobieństwo błędów jest małe |
| 1– | dane pochodzące z metaanaliz, przeglądów systematycznych badań z randomizacją oraz badań z randomizacją, w których przypadku prawdopodobieństwo błędów jest duże |
| 2++ | dane pochodzące z wysokiej jakości przeglądów systematycznych badań kliniczno-kontrolnych albo z wysokiej jakości badań kliniczno-kontrolnych lub kohortowych, w których ryzyko czynników zakłócających, błędów lub przypadku jest bardzo małe, a prawdopodobieństwo związku przyczynowego duże |
| 2+ | dane pochodzące z dobrze zaplanowanych badań kliniczno-kontrolnych lub kohortowych, w których ryzyko czynników zakłócających, błędów lub przypadku jest małe, a prawdopodobieństwo związku przyczynowego umiarkowane |
| 2– | dane pochodzące z badań kliniczno-kontrolnych lub kohortowych, w których ryzyko czynników zakłócających, błędów lub przypadku jest duże, a prawdopodobieństwo związku nieprzyczynowego istotne |
| 3 | dane pochodzące z badań nieeksperymentalnych, takich jak opisy przypadków i opisy serii przypadków |
| 4 | opinie ekspertów |

stopnie zaleceń

- | | |
|---|---|
| A | co najmniej jedna metaanaliza, przegląd systematyczny lub badanie z randomizacją, których poziom wiarygodności oceniono na 1++ i których wyniki można odnieść bezpośrednio do ocenianej populacji
przegląd systematyczny badań z randomizacją albo dane pochodzące z badań, których poziom wiarygodności oceniono na 1+, a wyniki można odnieść bezpośrednio do ocenianej populacji, i cechujące się ogólną zgodnością wyników |
| B | dane pochodzące z badań, których poziom wiarygodności oceniono na 2++, a wyniki można odnieść bezpośrednio do ocenianej populacji, i cechujące się ogólną zgodnością wyników
ekstrapolowane dane pochodzące z badań, których poziom wiarygodności oceniono na 1++ albo 1+ |
| C | dane pochodzące z badań, których poziom wiarygodności oceniono na 2+, a wyniki można odnieść bezpośrednio do ocenianej populacji, i cechujące się ogólną zgodnością wyników
ekstrapolowane dane pochodzące z badań, których poziom wiarygodności oceniono na 2++ |