

Otrzymano: 28.05.2018
 Zaakceptowano: 23.09.2018
 Opublikowano: 28.06.2019

Zalecenia dotyczące badań ultrasonograficznych w okulistyce. Część III: Ultrasonografia dopplerowska w kolorze

Guidelines for ultrasound examination in ophthalmology. Part III: Color Doppler ultrasonography

Monika Modrzejewska

II Katedra i Klinika Okulistyki, Samodzielny Publiczny Szpital Kliniczny nr 2 Pomorskiego Uniwersytetu Medycznego, Szczecin, Polska

Adres do korespondencji: Monika Modrzejewska, II Katedra i Klinika Okulistyki, Samodzielny Publiczny Szpital Kliniczny nr 2 Pomorskiego Uniwersytetu Medycznego, ul. Powstańców Wlkp. 72, 70-111 Szczecin; e-mail: monika_modrzej@op.pl

DOI: 10.15557/JoU.2019.0019

Słowa kluczowe

obrazowanie metodą ultrasonografii dopplerowskiej w kolorze (CDI), technika i bezpieczeństwo CDI w badaniach okulistycznych, efekt Dopplera, wskazania okulistyczne do badań CDI

Keywords

color Doppler imaging, technique and safety of color Doppler ultrasonography in ophthalmology, Doppler effect, ophthalmic indications for CDI

Abstract

The aim of this article was to present the possibilities of use and application of color-coded Doppler ultrasonography in the diagnosis of various diseases of the eyeball and orbit which result from vascular disorders. Color-coded Doppler ultrasonography is recommended for the assessment of blood flow velocity in the retrobulbar arteries. That is why the article contains current recommendations for Doppler imaging in ophthalmology. The paper provides detailed recommendations for patient's preparation for the examination, presents the scanning technique and safety of the examination, and lists ophthalmological diseases of vascular origin for which color-coded Doppler ultrasonography can be applied. Furthermore, the article also presents other techniques applied in clinical practice for the assessment of blood flow or imaging of vasculature of a given eyeball structure, inter alia: power Doppler ultrasonography, 3D and 4D ultrasonography, magnetic resonance angiography, spiral computer tomography, transcranial ultrasonography and modern microvascular imaging. The authors emphasize the usefulness of color-coded Doppler ultrasonography in the diagnosis of diseases which result from blood flow disorders within the eyeball, such as amaurosis fugax, ocular ischemic syndrome, insufficiency in vessels supplying the carotid and vertebral arteries, posterior ischemic optic neuropathy, glaucoma, age-related macular degeneration, vascular vision disorders, vascular malformations, such as arteriovenous fistula, orbital varices, systemic connective tissue diseases in retinopathy of prematurity, diabetes, thyroid disorders or strabismus. The application of color-coded Doppler ultrasonography is especially important in the assessment of the vasculature of intrabulbar tumorous lesions and in the differential diagnosis of intrabulbar tumors.

Podstawy teoretyczne metody CDI i efekt Dopplera

Ultrasonografia dopplerowska jest badaniem rekomendowanym w ocenie przepływu krwi w tętnicach pozagałkowych oraz w tętnicach szyjnych. Badanie to wprowadzone zostało w latach 80. i polega na określeniu stopnia zwężenia w badanej tętnicy na podstawie przyspieszenia prędkości

przepływu. Dokładność tej metody w tętnicach szyjnych oceniana jest na około 50–79% w porównaniu z wybiórczą arteriografią⁽¹⁾. W tętnicach pozagałkowych, które są naczyniami o najmniejszej średnicy, ocena stopnia zwężenia jest niemożliwa, podobnie jak ograniczone jest obrazowanie zmian przyściennych lub zamykających ich światło⁽²⁾. Istotne znaczenie dla rozwoju naczyniowej diagnostyki nieinwazyjnej miało wprowadzenie metody duplex, czyli połączenia prezentacji

B z prezentacją dopplerowską⁽³⁾. Dołączenie do tej metody koloru – tzw. kolorowe dopplerowskie obrazowanie przepływu (*color Doppler ultrasonography*, CDU/*color Doppler imaging*, CDI) – umożliwia umiejscowienie zmian chorobowych i zaburzeń w prędkości przepływu krwi nie tylko w tętnicach szyjnych, ale również w naczyniach pozagałkowych na podstawie kodowania w kolorze⁽⁴⁻⁶⁾. Ultradźwiękowe środki kontrastowe nie są powszechnie stosowane w różnicowaniu zmian w tętnicach pozagałkowych, z wyjątkiem wizualizacji zatoru w tętnicy ocznej lub środkowej siatkówki, w odróżnieniu do tętnic szyjnych i mózgowych, w których te substancje znajdują zastosowanie⁽⁷⁾. Uzupełnienie kolorowej ultrasonografii dopplerowskiej o opcję dopplera mocy (*power Doppler*, PD) zwiększyło czułość wykrywania już niewielkich przepływów, jednak bez określenia ich kierunku i prędkości, co pozwoliło na zastosowanie w okulistyce w obrazowaniu unaczynienia wewnątrzgałkowych zmian chorobowych o charakterze guzowym, nierzadko wcześniej niż w badaniu CDI, oraz w różnicowaniu tzw. pseudoniedrożności w świetle naczynia⁽⁸⁾. Obrazy trójwymiarowej ultrasonografii (USG 3D), podobnie jak ultrasonografii czterowymiarowej (USG 4D), dzięki obróbce komputerowej i sumowaniu skanów ultradźwiękowych dają trójwymiarowe odwzorowanie struktury naczynia, umożliwiając plastyczne wyobrażenie kształtu zmian wewnątrzgałkowych i ocenę powierzchni masy chorobowej^(9,10). Angiografia rezonansu magnetycznego (*magnetic resonance angiography*, MRA) wykorzystywana jest do obrazowania zmian naczyniowych poprzez zmiany pola elektromagnetycznego krwi i tkanek otaczających. Zaletą tej techniki jest możliwość uwidocznienia naczynia na całej długości, od łuku aorty aż do odcinka wewnątrzczaszkowego, bez używania kontrastu. Wykorzystanie tej metody w okulistyce może być istotne przy rozpoznawaniu zwężeń dużego stopnia i niedrożności tętnicy szyjnej wewnętrznej w przypadkach nagłego zaniewiedzenia lub jaskry dokonanej. W porównaniu z arteriografią wiarygodność tego badania określana jest na około 95–100%^(11,12). Spiralna tomografia komputerowa (STK) wymaga stosowania środka cieniującego i przedstawia obraz naczynia w całej jego ciągłości w sposób przestrzenny, jednak nie ma zastosowania w bezpośredniej wizualizacji naczynia pozagałkowego⁽¹²⁾. Do metod, które są wykorzystywane w obrazowaniu tętnic ocznej, środkowej siatkówki oraz rzęskowych tylnych, należy przezczaszkowa ultrasonografia dopplerowska (*transcranial Doppler ultrasonography*, TCD-USG). Dzięki tej metodzie można ocenić krążenie oboczne oraz określić rezerwę autoregulacyjną krążenia siatkówkowego i mózgowego. Pozwalają na to przezczaszkowe testy autoregulacyjne z acetazolamidem oraz testy reaktywności naczyń mózgowych z dwutlenkiem węgla. W technice tej stosowane są również opcje kodowania kolorem (TCD-CD) wraz z prezentacją mocy (PD)^(11,12). Obrazowanie mikronaczyniowe (*superb microvascular imaging*, SMI) jest nowoczesną techniką wykorzystywaną w ocenie przepływu krwi (*bloodflow*, BF), która w ostatnich latach rozwinęła się na podstawie konwencjonalnej techniki kolorowego obrazowania dopplerowskiego (*color Doppler imaging technique*, CDIT). SMI może obrazować przepływ mikronaczyniowy BF, jak i przepływ o niskiej prędkości (*low-velocity BF*). Występują dwie odmiany metody SMI: SMI kodowane w kolorze (*color SMI*, cSMI) i SMI monochromatyczne (*monochrome SMI*, mSMI). Jak dotąd brak jest w bazie

PubMed informacji na temat możliwości wykorzystania tej metody w obrazowaniu naczyń gałki ocznej. Jedyne dane dotyczą wykorzystania cSMI w badaniach mikrokrążenia w jądrach oraz w schorzeniach płucnych^(13,14).

Zjawisko Dopplera i ocena przepływu krwi

Ocena zmian w krążeniu siatkówkowo-naczyniówkowym gałki ocznej od wielu lat wzbudza zainteresowanie lekarzy. Metody badawcze naczyń tętniczych i żylnych są wciąż doskonałe, lecz jak dotąd nie opracowano innych technik niż ultrasonografia CDI, która w sposób bezpośredni, nieinwazyjny i niezależny od zmętnienia ośrodków optycznych oka określa przepływ naczyniowy, zarówno w naczyniach siatkówki, jak i błony naczyniowej.

Prędkość przepływu krwi w dopplerowskim badaniu ultrasonograficznym może być rejestrowana dzięki wykorzystaniu zjawiska Dopplera, którego istotą jest zmiana częstotliwości odbitej fali ultradźwiękowej rozproszonej na erytrocytach, proporcjonalna do prędkości przepływu krwi. Częstotliwość fali odbitej przedstawiana jest według następującego wzoru⁽¹⁵⁾:

$$f_o = f_n \pm 2 f_n v / c$$

Wyrażenie $2 f_n v / c$ określane jest częstotliwością dopplerowską (f_d) lub przesunięciem dopplerowskim, gdzie: f_o oznacza częstotliwość fali odbitej, f_n określa częstotliwość fali nadawanej, v to prędkość poruszania się struktur biologicznych, którymi w tym badaniu są erytrocyty, c to prędkość rozchodzenia się fali odbitej w badanym ośrodku. Uproszczoną formę zapisu powyższego wzoru można przedstawić jako:

$$f_o = f_n \pm f_d$$

Zastosowanie zjawiska Dopplera pozwala na ocenę przepływu krwi, ponieważ częstotliwość dopplerowska (f_d) jest proporcjonalna do prędkości poruszających się krwinek. Wzór uwzględniający wartość kąta pomiędzy przemieszczającą się strukturą biologiczną a przetwornikiem odbierającym ultradźwięki ma następującą postać⁽¹⁵⁾:

$$f_d = 2 v f_n \cos \alpha$$

gdzie: α jest kątem pomiędzy kierunkiem fali ultradźwiękowej a wektorem prędkości przepływu krwi w badanym naczyniu (kątem dopplerowskim)⁽¹⁵⁾.

Zgodnie z tym równaniem istotne znaczenie dla dokładności pomiaru dopplerowskiego ma kąt α . W badaniu prędkości przepływu krwi w naczyniach krwionośnych często niemożliwe jest określenie kąta, pod jakim wiązka fali ultradźwiękowej osiąga badane naczynie. Dane anatomiczne i radiologiczne wskazują, że przy kącie α równym 0° $\cos 0^\circ$ jest równy 1, a składowa prędkości jest równa prędkości krwi (v). W przypadku, gdy przepływ krwi jest prostopadły do wiązki, kąt α wynosi 90° i wówczas zjawisko Dopplera nie występuje, ponieważ $\cos 90^\circ$ równa się 0. Zafałszowanie wyników pomiaru występuje wtedy, gdy zwiększa się kąt pomiędzy falą ultradźwiękową i wektorem prędkości przepływu krwi.

W pomiarach częstotliwości dopplerowskiej odchylenie $0^\circ \pm 5^\circ$ od kąta 60° powoduje powstanie błędu pomiaru o około 15%, natomiast dla kąta $\alpha = 0^\circ$ takie samo odchylenie zmienia wynik o praktycznie nieistotną wartość wynoszącą około 0,5%. Dane w piśmiennictwie wskazują, że np. dla tętnic zewnątrzczaszkowych kąt graniczny, przy którym powtarzalność wyników badań jest możliwa, stanowi kąt około 60° (sugerowane wartości to kąt $39\text{--}54^\circ$). Dla tętnic wewnątrzczaszkowych kąt ten powinien być zawarty pomiędzy 0° a 30° – wówczas błąd pomiaru prędkości przepływu krwi nie przekracza 15%^(16–19).

W badaniach prędkości przepływu krwi w naczyniach pozagałkowych wykazano, że utrzymanie kąta α w przedziale od 20° do 30° pozwala na uniknięcie błędów pomiaru i zazwyczaj nie przekraczają one 10% wartości rzeczywistej. Zachowanie większej wartości kąta pomiaru między wiązką ultradźwiękową a badanym naczyniem, np. powyżej 45° , jest przyczyną większej liczby błędnie otrzymanych wyników^(16–18). Z piśmiennictwa wiadomo, że kąt ten nie powinien przekroczyć 30° podczas badania tętnic rzęskowych tylnych^(16–18). Zgodnie z zaleceniem przyjętym w 1986 roku przez Komitet Nomenklatury Dopplerowskiej Amerykańskiego Towarzystwa Echokardiografii prędkości przepływu krwi w tętnicach wewnątrzczaszkowych i pozagałkowych podawane są w cm/s, natomiast w większych naczyniach – w m/s. Umowne jednostki prędkości stosowane są w celu uniknięcia błędów przy porównywaniu wyników badań otrzymanych w trakcie pomiarów różnymi aparatami dopplerowskimi^(19,20). W aparatach ultrasonografii dopplerowskiej nowej generacji kąt pomiarowy ustalany jest płynnie przez badającego w czasie wykonywania badania, co zmniejsza ryzyko powstania błędu pomiarowego. Dodatkowo na podstawie różnicy zabarwienia dzięki kodowaniu kolorem można obrazować krew tętniczą i żylną (kolor czerwony oznacza przepływ w kierunku do odbiornika – krew tętnicza, kolor niebieski oznacza przepływ od odbiornika – krew żylna). Jednocześnie przy zakresie częstotliwości dopplerowskich leżących w paśmie fal akustycznych ($< 16\ 000$ Hz) sygnał akustyczny uzyskiwany w trakcie badania umożliwia słuchową ocenę sygnału dopplerowskiego. Wyjątek stanowią bardzo wysokie prędkości przepływu krwi w zwężeniach, np. tętnic szyjnych – w takich przypadkach częstotliwości dopplerowskie przekraczające podane wyżej granice pozostają niesłyszalne dla badającego⁽²⁰⁾.

Ultrasonograficzne metody pomiaru prędkości przepływu krwi

W praktyce klinicznej do pomiaru prędkości przepływu krwi stosowane są dwie metody: fali ciągłej i pulsacyjnej^(19,20). Obecnie najpowszechniejszą techniką w badaniach okulistycznych jest metoda duplex, czyli połączenie ultrasonografii 2D (ultrasonografia dwuwymiarowa czasu rzeczywistego, USG 2D) z metodą impulsową i ultrasonografią dopplerowską kodowaną kolorem. W badaniu tą metodą obrazowanie struktur tkankowych jest rzeczywiste, a ocena widma przepływu krwi wykonywana jest dzięki dokładnej wizualizacji przebiegu naczynia i ustaleniu objętości pomiarowej w wybranym przez badacza miejscu. Kąt pomiędzy wiązką ultradźwiękową a naczyniem krwionośnym może

być ustawiany automatycznie. Metoda triplex obejmuje zastosowanie wszystkich urządzeń USG jednocześnie: 2D oraz dopplera impulsowego i kolorowego.

Wybór częstotliwości ultradźwięków ma istotne znaczenie w ocenie przepływu krwi w badanych naczyniach. Amplituda fali ultradźwiękowej maleje wraz z głębokością wnikania fali, a współczynnik tłumienia wzrasta liniowo wraz z częstotliwością. Współczynnik ten wynosi od 0,5 do 0,7 dB na 1 cm dla częstotliwości 1 MHz. Dla częstotliwości 4 MHz tłumienie wzrasta dwukrotnie, dla 8 MHz – ośmiokrotnie. Podwojenie częstotliwości zmniejsza dwukrotnie zasięg badania. Wykazano, że optymalna częstotliwość dla oceny przepływu w naczyniach pozagałkowych umiejscowionych na głębokości około 1,5–4 cm wynosi od 5 do 10 MHz (tętnice szyjne, tętnice obwodowe, tętnice pozagałkowe). Do badania naczyń położonych na większych głębokościach stosowane są głowice o niższych częstotliwościach: około 2,5–3,5 MHz^(18–20).

Fale ultradźwiękowe, przechodząc przez ośrodki tkankowe, ulegają odbiciu, rozproszeniu i tłumieniu. Wykazano, że dla fal ultradźwiękowych o częstotliwości od 4 do 16 MHz głównym źródłem rozproszenia ultradźwięków są erythrocyty, które poruszają się z różną prędkością – najszybciej w środku naczynia, najwolniej w pobliżu jego ściany. Moc sygnału dopplerowskiego rejestrowana jest w wielostopniowej skali szarości, w której brak sygnału dopplerowskiego oznaczany jest kolorem czarnym, natomiast największa moc sygnału dopplerowskiego – kolorem białym. Widmo sygnału dopplerowskiego przedstawiane jest w postaci prezentacji trójwymiarowej, gdzie oś pozioma oznacza czas, pionowa – częstotliwość dopplerowską, a trzeci wymiar oznacza amplitudę lub moc sygnału dopplerowskiego, który przedstawiany jest w wielostopniowej skali szarości, a w jego analizie wykorzystywana jest wielopunktowa (128 lub 256) transformacja Fouriera. W zastosowaniu klinicznym różnica w widmach analizowanych tą metodą jest praktycznie niewidoczna^(18–20), dlatego też przepływ paraboliczny charakteryzuje równomierny rozkład jasności w całym zakresie częstotliwości, dla wysokich częstotliwości charakterystyczne jest spłaszczone widmo, natomiast w widmie turbulentnym występują niskie częstotliwości przepływu.

Kodowanie kolorem częstotliwości dopplerowskiej

W metodach ultrasonograficznych z kolorowym kodowaniem obrazu strukturalnym z przepływem krwi podporządkowane są zbiory kolorowych pikseli, oznaczających wartość chwilowej częstotliwości dopplerowskiej mierzonej wzdłuż całej wiązki ultradźwiękowej. Pomiar przepływu krwi jest możliwy dzięki cyfrowej analizie komputerowej dużej liczby ech z wielu bramek ustawionych w jednej objętości pomiarowej. Kodowanie sygnału dopplerowskiego obrazowane jest w skali różnych barw, zależnej od wartości ustalonej w legendzie. Kolor czerwony przypisywany jest dodatnim częstotliwościom dopplerowskim i oznacza przepływ w kierunku do głowicy, niebieski kolor odpowiada ujemnym częstotliwościom, określającym odwrotny kierunek przepływu krwi. Narządy, w których nie stwierdza się przepływu krwi,

przedstawiane są w skali szarości. Echa o wysokiej amplitudzie obrazowane są jako jasne punkty, ciemne tło oznacza zmniejszoną wartość amplitudy fali ultradźwiękowej. Brak przepływu zaznaczony jest kolorem czarnym. Amplituda widma dopplerowskiego kodowana jest w postaci różnej jaskrawości czerwieni lub żółci jako wypadkowa dodatnich i ujemnych częstotliwości dopplerowskich. Brak koloru na badanym obszarze oznacza brak rejestracji przepływu⁽¹⁵⁻²⁰⁾.

Moc wiązki ultradźwiękowej i bezpieczeństwo stosowania ultradźwięków w technice CDI

Moc ultradźwięków, która może być bezpiecznie stosowana w tkankach ssaków, ustalona została przez Amerykański Instytut Ultradźwięków w Medycynie⁽²¹⁾. W Polsce na szczególną uwagę zasługują prace Filipczyńskiego i wsp., którzy już od 1967 roku badali możliwości wykorzystania ultradźwięków w okulistyce oraz ich wpływ na strukturę gałki ocznej⁽²²⁾. Zjawiska biologiczne, które powstają pod wpływem ultradźwięków, określane są przez wartość natężenia (I), w jednostkach W/cm². Przy określaniu tego parametru istotne jest uzyskanie informacji o współzależności między przestrzennym i czasowym rozkładem natężenia a parametrami pola ultradźwiękowego, do których należą: czas trwania impulsu, przekrój wiązki ultradźwiękowej oraz długość i głębokość ogniska. Obecnie wiadomo, że bezpieczna dawka natężenia ultradźwięków, przy uwzględnieniu wartości maksymalnej w przestrzeni i uśrednionej w czasie, wynosi do 0,1 W/cm² dla fali ultradźwiękowej bez ogniskowania i do 1,0 W/cm² przy ogniskowaniu wiązki. W 1992 roku wprowadzono standaryzację sprzętu ultrasonograficznego i obowiązek zamieszczania informacji o zakresie bezpieczeństwa na ekranie aparatu. Wartości dotyczące zakresu ochrony przed termicznym uszkodzeniem tkanek lub drgań mechanicznych wyrażane są za pomocą wskaźników mechanicznego i termicznego. Maksymalne natężenie ultradźwiękowych urządzeń badawczych może osiągać wartość do 720 mW/cm², a dla tkanek oka bezpieczny zakres zawiera się w granicach od 17 do 720 mW/cm², przy założeniu, że wskaźnik mechaniczny nie przekracza wartości 0,23⁽²²⁻²⁴⁾.

Wskaźnik mechaniczny (*mechanical index*, MI) informuje o możliwości wystąpienia efektów biologicznych i wyświetlany jest na ekranie monitora w czasie badania. Wartość tego parametru dla badań okulistycznych nie może być większa niż 0,23 (dla innych narządów maksymalna wartość tego parametru nie może przekroczyć 1,9). Indeks MI obejmuje możliwość wystąpienia w badanych tkankach zjawiska kawitacji lub zmian w dynamice ruchu pęcherzyków gazu w polu ultradźwiękowym, które albo wpadają w drgania w pobliżu częstotliwości rezonansowej, albo zapadają się, wytwarzając dużą dawkę energii i wzrost temperatury. W wyniku tego zjawiska dodatkowo powstają wolne rodniki wodorotlenkowe i wodorowe, które mogą powodować niepożądane zmiany biochemiczne, takie jak zmiany w strukturze szklistki lub soczewki. Są one albo odwracalne, w przypadku stosowania głowic o niskiej częstotliwości, lecz o wysokim natężeniu, albo nieodwracalne, w przypadkach absorpcji wiązki ultradźwiękowej o wysokiej częstotliwości i wysokiej intensywności, co powoduje wzrost miejscowej temperatury. Spostrzeżenia

te mają znaczenie szczególnie dla badań płodu w czasie ciąży oraz w badaniach noworodków. Wskaźnik termiczny (*thermal index*, TI) związany jest z wytwarzaniem ciepła poprzez absorpcję energii akustycznej, która w ultrasonografii dopplerowskiej impulsowej koncentruje się w obszarze wiązki ogniskowanej, w odróżnieniu do metody USG w prezentacji B, w której energia rozkładana jest na dużym obszarze. Zjawisko pochłaniania energii jest odmienne w różnych tkankach organizmu, np. we krwi, owodni, w moczu nie stwierdzono absorpcji energii, w odróżnieniu do kości, które mogą pochłaniać 60–80% padającej energii akustycznej. Wartość TI nie może być wyższa niż 2,0⁽²¹⁻²³⁾. Istotne znaczenie dla kumulacji energii ma współczynnik tłumienia, który zależy od własności tkanek. Średnia wartość tego wskaźnika dla tkanek o jednorodnym charakterze wynosi 0,3 dB/cmMHz. Niska wartość tego współczynnika przy dużym natężeniu fali nie powoduje absorpcji energii w tkankach, natomiast niskie natężenie pola akustycznego przy wysokiej wartości współczynnika tłumienia może spowodować znaczny wzrost temperatury badanej tkanki. Dodatkowym wskaźnikiem miejscowego nagrzewania jest stopień pochłaniania energii w poszczególnych warstwach badanego narządu. Zwiększanie tłumienia przy przechodzeniu przez kolejne tkanki zmniejsza energię zmieniającą się w ciepło. Brak jest w piśmiennictwie danych dotyczących uszkodzenia tkanek i kumulacji energii w badaniach *in vivo* przy krótkotrwałym stosowaniu metody impulsowej. Dane w piśmiennictwie podkreślają, że przy stosunkowo długo trwających badaniach dopplerowskich przepływu krwi w naczyniach obwodowych (1–10 minut) ocena dopplerowska powinna być wykonywana ostrożnie – dotyczy to badań gałki ocznej, pępowiny lub płodu^(24,25). Omawiane wskaźniki nie przewidują efektów biologicznych uszkodzenia tkanek, lecz informują o względnym prawdopodobieństwie ich wystąpienia. Dla uzyskania oczekiwanej informacji diagnostycznej wskaźniki MI oraz TI powinny być jak najniższe⁽²⁶⁾.

Czynniki wpływające na zmianę prędkości przepływu krwi w naczyniach pozagałkowych w badaniu CDI

Podstawą prawidłowej interpretacji otrzymanego wyniku CDI jest prawidłowo wykonana techniczna część tego badania. Wielu badaczy zajmujących się stosowaniem techniki dopplerowskiej w okulistyce podkreśla zależność pomiędzy doświadczeniem badacza, znajomością przez niego urządzenia a wynikami badań⁽²⁶⁻³²⁾.

Dla prawidłowo wykonanego badania okulistycznego ważne jest utrzymanie odpowiedniego kąta pomiarowego pomiędzy osią badanego naczynia a wiązką ultradźwięków odbitych od elementów morfotycznych krwi. Daje to możliwość porównywania wyników, gdyż stosowany wówczas sygnał jest silny, a błąd pomiaru niewielki. Istotnym warunkiem uniknięcia błędnych wartości jest zastosowanie w badaniu odpowiedniej częstotliwości głowicy w stosunku do głębokości, na której dokonuje się pomiaru. Dla tętnic pozagałkowych zakres częstotliwości wynosi 7,5–10 MHz. Takie parametry głowic ultradźwiękowych są najbardziej korzystne dla głębokości 4–10 cm⁽²⁷⁾.

Najczęściej spotykanym problemem podczas zapisu widma dopplerowskiego w drobnych naczyniach pozagałkowych u pacjentów ze schorzeniami okulistycznymi o podłożu naczyniowym jest brak możliwości rejestracji amplitudy przepływu krwi lub turbulencja przepływu krwi. Przyczynami tych zjawisk są najczęściej niewłaściwa moc wzmocnienia dopplerowskiego oraz nieprawidłowe położenie objętości pomiarowej w badanych tętnicach. W przypadku ich wystąpienia należy zmieniać wzmocnienie wiązki pomiarowej do takiej wartości, przy której uzyskany zapis dopplerowski będzie czytelny dla badającego, bez szumów z aparatu dopplerowskiego⁽¹⁵⁾. Głębokość pomiaru jest kolejnym czynnikiem, który odgrywa istotną rolę w interpretacji wyniku pomiaru. Odległość ustawienia bramki próbkującej powinna być stała przy wykonywaniu kolejnych pomiarów tego samego naczynia u jednego chorego. Zaobserwowano, że zmiana miejsca przyłożenia sondy, nawet wyrażona w milimetrach, powoduje zmianę rejestrowanych prędkości przepływu krwi w badanym naczyniu. Należy uważać, by kąt dostępu nie przekroczył około 30° w badaniach CDI dla tętnic pozagałkowych. Zwiększenie kąta do 80 czy 90° uniemożliwia prawidłową analizę prędkości przepływu krwi. Również zmiana głębokości objętości pomiarowej może spowodować błąd pomiarowy, dochodzący nawet do 20%^(4,15,17,28,29,33,34). Najbardziej miarodajne wyniki przepływu krwi w tętnicach pozagałkowych otrzymuje się podczas korekacji kąta o 0–30° – wówczas maksymalny błąd pomiaru nie przekracza 15%^(15,17,28).

Wraz ze wzrostem odległości badanego naczynia od tylnego bieguna gałki ocznej wzrastają parametry prędkości skurczowej i rozkurczowej przepływu krwi. Zapis widma dopplerowskiego powinien dochodzić do ⅔ maksymalnej wartości skali prędkości, linia zerowa powinna być ustawiona jak najniżej. Niemniej w celu zapisu spektrum prędkości przepływu z tętnicy środkowej siatkówki należy linię zerową ustawić w taki sposób, by poniżej niej była możliwość uzyskania zapisu widma z żyły środkowej siatkówki. Obrys widma dopplerowskiego może być wykonywany ręcznie lub automatycznie. Ta ostatnia metoda nie zawsze jest polecana, ponieważ w obliczeniach uwzględni również artefakty. Ręczne obrysowanie widma może być wykonywane w sposób ciągły lub przez łączenie wyznaczonych punktów. W zależności od doświadczenia wykonującego badanie błąd pomiaru według różnych autorów może dochodzić do 20%^(27–30).

Obrazowanie prędkości przepływu w kolorze czasami stwarza problemy związane ze zbyt dużą liczbą barw w miejscu badania i w tkankach otaczających. Przy regulacji koloru skala prędkości powinna być ustawiona na poziomie oczekiwanej prędkości maksymalnej, przy czym należy pamiętać, że piksele koloru przedstawiają średnie, a nie najwyższe wartości prędkości przepływu. Wzmocnienie koloru nie powinno przekraczać 60–70% prędkości odpowiedniej dla badania. Obraz wieloodcieniowej mozaiki w obszarze wokół bramki pomiarowej może albo być związany z turbulencjami w przepływie krwi, albo wskazywać na zbyt duże prędkości w badanym odcinku naczynia. Całkowite zanikanie koloru w badanym miejscu naczynia jest najczęściej wynikiem wolniejszych prędkości przepływu krwi. Poszerzenie obrysu widma lub pojawienie się lustrzanego odwzorowania widma po przeciwnej stronie linii zerowej może występować przy nadmiernie

wysokim wzmocnieniu szumów własnych sygnałów dopplerowskich lub przy nieprawidłowym ustawieniu kąta pomiędzy wiązką ultradźwiękową a badanym naczyniem.

Niezamierzony ucisk sondy na gałkę oczną i wtórny wzrost ciśnienia śródgałkowego może być przyczyną błędów pomiarowego w ocenie przepływu krwi, stąd też istotnym elementem badania najdrobniejszych naczyń w organizmie jest unikanie dociskania głowicy aparatu do gałki ocznej w celu otrzymania bardziej szczegółowego sygnału dopplerowskiego.

Wartość parametrów prędkości przepływu krwi w tętnicach gałki ocznej zależy od drożności tętnic szyjnych oraz naczyń położonych dystalnie od tych naczyń. Wytworzenie dróg krążenia obocznego (jednoimienna tętnica szyjna zewnętrzna, tętnice łączące przednie i tylne, tętnica szyjna wewnętrzna strony przeciwległej, tętnica podstawna mózgu, dodatkowe połączenia w oponie miękkiej, gałęzie poboczne od tętnic obu półkul mózgowych) ma istotne znaczenie dla zachowania przepływu krwi w niedrożności tętnicy szyjnej wewnętrznej. Największe zmniejszenie ciśnienia w naczyniu doprowadzającym występuje przy umiejscowieniu przeszkody bliżej gałki ocznej. Brak widma przepływu dopplerowskiego w CDI obserwuje się przy zatorze tętnicy środkowej siatkówki, kiedy niemożliwe jest wytworzenie krążenia obocznego. W przypadku niedrożności jednej lub obu tętnic rzęskowych tylnych krótkich następuje przerwanie przepływu na obszarze zaopatrywanym przez te naczynia, ponieważ są one funkcjonalnie końcowe, a w CDI przepływ ma charakter turbulentny bez cech fazy rozkurczu.

W warunkach utrudnionego odpływu, w wyniku zwężenia umiejscowionego obwodowo od miejsca badanego, obserwuje się zmniejszenie maksymalnej prędkości skurczowej i zaburzenie widma przepływu, jednak jest to trudne do jednoznacznej interpretacji ze względu na wahania wartości prędkości również przy braku cech zwężenia^(15,20). Ciśnienie krwi poza zwężeniem zależne jest od wydolności dróg krążenia obocznego, a nieprawidłowości tych połączeń mogą być przyczyną turbulencji przepływu i niskich wartości ciśnienia poststenotycznego. W przypadku poszerzenia naczynia za odcinkiem zwężenia rejestrowany jest opisany wcześniej przepływ zaburzony, który objawia się znacznym zmniejszeniem prędkości przepływu krwi, wypełnieniem okna widmowego oraz odwróceniem kierunku przepływu. Tak zwane widmo tam i z powrotem można obserwować przy badaniu przepływu tuż za miejscem niedrożności naczynia w „ślepych końcach” naczynia; tego rodzaju przepływ obecny jest w niedrożności oraz zamknięciu tętnicy środkowej siatkówki lub tętnic rzęskowych tylnych^(15,20).

Ocena dopplerowska przepływu krwi w naczyniach żylnych gałki ocznej i oczodołu jest utrudniona w porównaniu z systemem tętniczym, głównie ze względu na niskie ciśnienie napędowe oraz specyficzną budowę anatomiczną tych naczyń. Dodatkowo wydolność mięśnia sercowego, wartość ciśnienia w prawym przedsionku, zmiany w częstotliwości oddychania mają wpływ na zmianę objętości przepływu krwi, szczególnie w żyłach obszaru pozagałkowego. Dopplerowski sygnał przepływu krwi żyłnej charakteryzuje się fazowością przepływu zależną od fazy oddechu, przyspieszeniem

przepływu związanym z uciskiem głowicy ultradźwiękowej w badanym odcinku naczynia, brakiem przepływu wstecznego. Brak wyżej wymienionych cech przepływu żylnego może świadczyć o utrudnieniu odpływu krwi^(31,32).

Widmo przepływu w tętnicach pozagąlkowych w ultrasonografii dopplerowskiej przedstawia zmiany prędkości przepływu naczyniowego w zależności od cyklu fazy serca. Parametry, które są określane w czasie badania dopplerowskiego, to: szczytowa prędkość skurczowa przepływu krwi (*peak systolic velocity*, PSV), końcoworozkurczowa prędkość przepływu (*end diastolic volume*, EDV), prędkość średnia (V_{mean}), indeks oporowy (*resistance index*, RI), indeks pulsacji (*pulsatility index*, PI). Obliczenia tych parametrów opierają się na analizie skurczowej, rozkurczowej i średniej prędkości przepływu. Indeks pulsacji został wprowadzony przez Goslinga w 1974 roku i w postaci uproszczonej wyrażany jest jako ilorz różnicy wartości prędkości skurczowej i rozkurczowej oraz wartości prędkości średniej. Wskaźnik ten jest niezależny od częstotliwości nadawanej fali ultradźwiękowej oraz od kąta pomiędzy wiązką fali ultradźwiękowej a przebiegiem badanego naczynia. Indeks ten dokładnie charakteryzuje naczynia o dobrej pulsacji naczyniowej. W krążeniu gąlkowym wskaźnik ten osiąga najwyższą wartość w tętnicy ocznej, a zmniejsza się kolejno w tętnicach rzęskowych tylnych krótkich, osiągając najniższą wartość w tętnicy środkowej siatkówki. Wartość wskaźnika pulsacji cechuje się dużą zmiennością i według niektórych autorów może wzrastać wraz z wiekiem pacjenta⁽³³⁻³⁶⁾.

Wskaźnik Pourcelota, znany jako indeks oporowy (RI), w sposób pośredni określa oporność naczyniową i opiera się na analizie maksymalnej prędkości skurczowej i późnorozkurczowej. Wyrażany jest jako ilorz różnicy wartości prędkości skurczowej i rozkurczowej do wartości prędkości skurczowej. Wartość tego wskaźnika osiąga najwyższe wartości w tętnicy ocznej i stopniowo maleje, podobnie jak indeks pulsacji, kolejno w tętnicy rzęskowej tylnej krótkiej i w tętnicy środkowej siatkówki. Zwiększenie oporu obwodowego w naczyniach pozagąlkowych związane jest ze zmniejszeniem prędkości końcoworozkurczowej i może pozostać bez zmian lub wzrastać wraz z wiekiem u zdrowych osobników, choć nie wszystkie dane w dostępnych publikacjach potwierdzają to zjawisko^(34,36,37).

W badaniu CDU tętnic pozagąlkowych ocena stopnia zwężenia naczynia, określenie jego drożności i pomiar pola przekroju naczyniowego wiążą się z trudnościami, ze względu na niewielką średnicę tych naczyń. Istotną cechą charakteryzującą stopień zmniejszenia średnicy naczynia jest kształt widma przepływu, zależny od kilku czynników hemodynamicznych, takich jak: prędkość napływu i odpływu krwi w miejscu badania, elastyczność naczynia, czynność skurczowa serca, kierunek rozchodzenia się wiązki ultradźwięków w stosunku do przepływającej krwi oraz wiek pacjenta. Maksymalna szczytowa prędkość skurczowa przepływu krwi w tętnicach pozagąlkowych może pozostawać bez zmian w stosunku do wieku badanego lub ulegać obniżeniu. Opinie badaczy w tym zakresie są odmienne⁽³⁴⁻³⁷⁾. Płeć nie wywiera istotnego wpływu na charakter przepływu krwi w tętnicach pozagąlkowych.

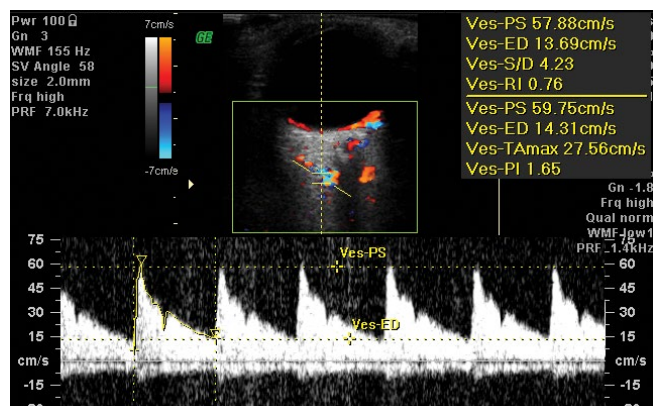
Nie stwierdzono też istotnych statystycznie różnic w prędkościach przepływu krwi między prawym i lewym okiem u zdrowych osób^(32,34).

Technika badania naczyń pozagąlkowych i przygotowanie pacjenta do badania CDI

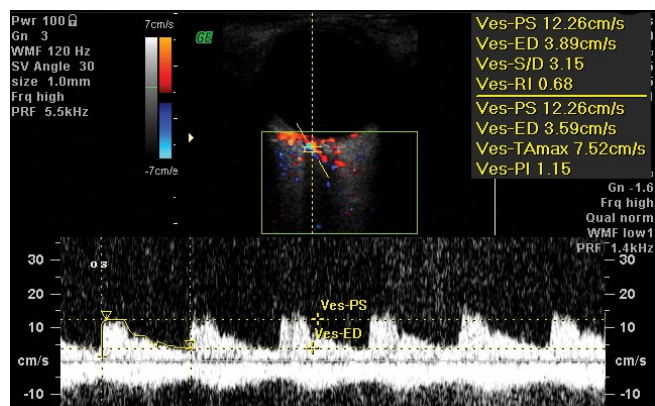
Przed wykonaniem badania CDI pacjent powinien się ułożyć w pozycji leżącej, z zamkniętymi oczami, a obie gałki oczne zwrócić na wprost. Przy takim kierunku ustawienia oczu można umiejscowić i zobrazować wszystkie tętnice pozagąlkowe w regionie oczodołu. W przypadku braku możliwości odszukania małych tętnic, tj. tętnicy środkowej siatkówki czy tętnic rzęskowych tylnych, należy poprosić pacjenta o przekierowanie spojrzenia ku dołowi. W tym ułożeniu gałek ocznych najlepiej można uwidocznić tętnicę środkową siatkówki w przypadku schorzeń przebiegających z niewydolnością przepływu krwi w tym regionie⁽³⁸⁻⁴³⁾. Najczęściej stosowaną sondą do oceny krążenia pozagąlkowego jest sonda liniowa (lub sektorowa) o częstotliwości 7,5 MHz, którą umieszcza się po naniesieniu warstwy żelu na zamkniętej górnej powiece gałki ocznej, przy minimalnym ucisku sondy na gałkę oczną przez badającego, w celu uniknięcia wzrostu ciśnienia śródgąlkowego. Badanie CDI powinno być wykonywane po 5-minutowym odpoczynku pacjenta i po przeprowadzeniu systemowego oraz śródgąlkowego pomiaru ciśnienia tętniczego, których wartości powinny mieścić się w zakresie uznawanym za normę wiekową⁽⁴¹⁾.

Pacjenci, którzy są palaczami tytoniu, powinni zostać wcześniej poproszeni o zaprzestanie palenia oraz powstrzymanie się od spożywania alkoholu i kofeiny na około 12 godzin przed badaniem CDI. Czynniki, które zawsze należy uwzględniać przy ocenie przepływu krwi przez naczynia pozagąlkowe, to choroby układu sercowo-naczyniowego, nerwu wzrokowego, okulistyczne o podłożu naczyniowym, szczególnie w cukrzycy i retinopatii proliferacyjnej, schorzenia związane z zaburzeniami tętnicy szyjnej i kręgowej, urazy gałki ocznej i oczodołów. Ponadto osoba wykonująca i analizująca badanie powinna zwrócić uwagę na morfologię ściany naczyniowej i stan wydolności w dorzeczu tętnicy szyjnej i kręgowej. Dodatkowym czynnikiem mającym wpływ na stan krążenia pozagąlkowego jest stosowanie leków miejscowych w postaci kropli do oczu, co zawsze powinno zostać odnotowane przy analizie przepływu, zwłaszcza u pacjentów z jaskrą.

Znajomość anatomicznego przebiegu oraz średnicy światła tętnic i żył w obszarze pozagąlkowym ma istotne znaczenie dla prawidłowego wykonania badania dopplerowskiego kodowanego kolorem. Punktem odniesienia dla umiejscowienia naczyń pozagąlkowych jest hipochogeniczny cień kanału nerwu wzrokowego (USG B). W wykrywaniu poszczególnych naczyń konieczna jest znajomość anatomii przestrzeni pozagąlkowej oraz charakterystycznego spektrum przepływu badanych tętnic. Wyniki badania tętnic pozagąlkowych metodą CDI charakteryzuje wysoka powtarzalność pomiarów, ale obserwuje się zmienność tych pomiarów pomiędzy badaczami⁽¹⁻³⁾.



Ryc. 1. Prawidłowe widmo prędkości przepływu krwi w tętnicy ocznej (OA) w badaniu CDI



Ryc. 2. Prawidłowe widmo prędkości przepływu krwi w tętnicy środkowej siatkówki (CRA) Poniżej linii izoelektrycznej widoczna amplituda spektrum przepływu charakterystyczna dla żyły środkowej siatkówki (CRV)

Tętnica oczna

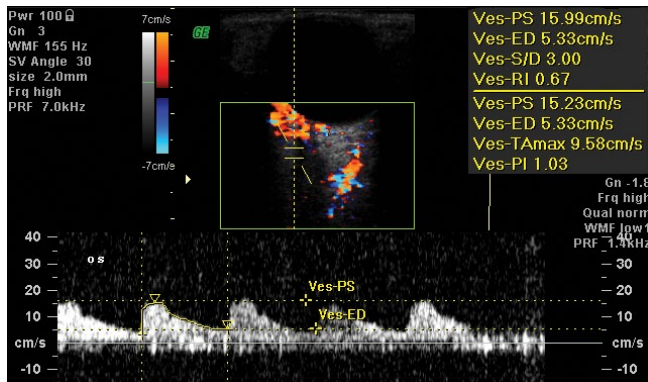
Pierwszą ocenianą tętnicą doprowadzającą krew do gałki ocznej jest tętnica oczna (*ophthalmic artery*, OA), która stanowi pierwsze odgałęzienie tętnicy szyjnej wewnętrznej, oddzielające się od niej wewnątrz worka oponowego opony twardej. OA wchodzi do kanału wzrokowego w szczycie oczodołu, przebijając pochewkę oponową nerwu wzrokowego. Tętnica oczna zmienia swój przebieg w oczodole – początkowo leży na bocznej stronie pochewki nerwu wzrokowego, następnie przechodzi kolejno na górną i przysrodkową jego część, przebiegając pomiędzy mięśniem prostym, przysrodkowym i skośnym górnym oka. Tętnica oczna unaczynia obszar zaopatrywany przez pierwszą gałąź nerwu trójdziałnego, oddając do oka następujące odgałęzienia: tętnicę środkową siatkówki, tętnice rzęskowe tylne długie, tętnice rzęskowe tylne krótkie. Kolejno tętnica oczna oddaje naczynia mięśniowe do mięśni gałki ocznej i tętnicę łzową do gruczołu łzowego oraz powiek. Od tętnicy ocznej odchodzą również naczynia do jamy nosowej i zatok przynosowych: tętnica sitowa przednia i tylna. Tętnica sitowa tylna dochodzi do zatoki klinowej, natomiast tętnica sitowa przednia oddaje gałąź oponową przednią w przednim dole czaszki. Kolejnymi jej odgałęzieniami są tętnice jamy nosowej: tętnice nosowe przednie, boczne i przegrody nosowej. Gałęziami końcowymi tętnicy ocznej są tętnica nadbłoczkowa i tętnica nadoczodołowa. Tętnica nadbłoczkowa biegnie po wewnętrznym brzegu sklepienia oczodołu i po opuszczeniu oczodołu oddaje tętnicę grzbietową nosa, która ma połączenie z tętnicą kątową, końcową gałęzią tętnicy twarzowej. Tętnica nadoczodołowa zaopatruje mięsień prosty górny oka oraz mięsień dźwigacz powieki górnej. W licznych badaniach wykazano, że najczęściej tętnica oczna przebiega po bocznej stronie nerwu wzrokowego, choć opisywany jest również przebieg po stronie dolnej i przysrodkowej nerwu wzrokowego. Niektórzy badacze obserwowali umiejscowienie tętnicy ocznej pod nerwem wzrokowym^(35,36). W przypadkach niewydolności krążenia siatkówki krew doprowadzana jest do gałki ocznej anastomozami utworzonymi pomiędzy tętnicą oczną a innymi tętnicami, do których należą połączenia pomiędzy tętnicą oponową przysrodkową a tętnicą łzową, pomiędzy tętnicą kątową odchodzącą od tętnicy twarzowej a tętnicą grzbietową nosa odchodzącą od tętnicy ocznej, pomiędzy tętnicą

podoczodołową tętnicy szczękowej a gałązkami mięśniowymi tętnicy ocznej, pomiędzy tętnicą skroniową a gałązkami łzową i mięśniowymi odchodzącymi od tętnicy ocznej oraz pomiędzy końcowymi odgałęzieniami odchodzącymi od tętnicy szyjnej wewnętrznej a podobnymi odgałęzieniami tętnicy ocznej, które łączą się ze sobą w szczelinie oczodołowej górnej. Światło tętnicy ocznej wynosi od 0,7 do 1,4 mm⁽³⁶⁾. Tętnica oczna jest naczyniem o wysokooporowym spektrum przepływu z szybkim narastaniem skurczu i skróconą fazą rozkurczu (Ryc. 1). Wartość kąta pomiarowego dla tego naczynia nie powinna przekraczać 60°. Pomiar parametrów prędkości przepływu w tętnicy ocznej wykonywany jest najczęściej w obszarze skrzyżowania tętnicy ocznej z nerwem wzrokowym, czyli w odległości około 20–25 mm za gałąźką oczną w nosowej części oczodołu.

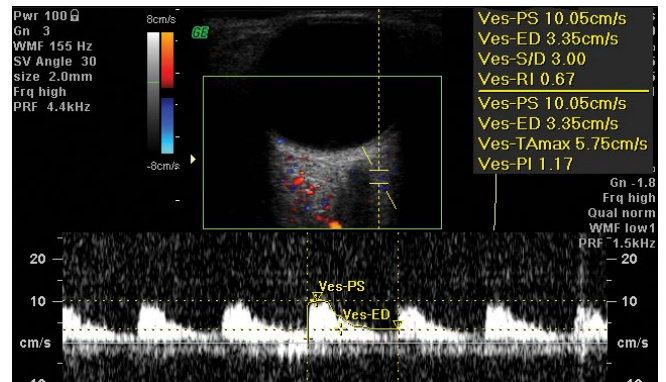
Tętnica i żyła środkowa siatkówki

Tętnice siatkówkowe i rzęskowe stanowią dwa odrębne układy unaczyniające gałkę oczną. Systemy te różnią się pomiędzy sobą pod względem funkcjonalnym i anatomicznym. Średnica tętnicy środkowej siatkówki wynosi około 0,2 mm^(37,38).

Tętnica środkowa siatkówki (*central retinal artery*, CRA) jest końcowym naczyniem odchodzącym od tętnicy OA. Zewnętrzna średnica tętnicy CRA wynosi 0,6 mm i nie różni się istotnie pomiędzy prawą i lewą stroną u tego samego osobnika⁽³⁹⁻⁴¹⁾. Średnica tętnicy środkowej wynosi około 0,2 mm, a odgałęzienia tej tętnicy są anatomicznie końcowe. W warstwie włókien nerwowych umiejscowione są pierwszo- i drugorzędowe rozgałęzienia tętnicze i żyłne CRA. Bezpośrednio za blaszką sitową twardówki w kanale nerwu wzrokowego widoczne jest podwójne czerwono-niebieskie kodowanie kolorem w obrazie CDI, wskazujące na obecność tętnicy i żyły środkowej siatkówki w tym samym obszarze. Na wykresie dopplerowskiego przepływu widoczne jest tętnicze i żyłne spektrum prędkości przepływu odpowiadające biegnącym obok siebie tętnicy i żyły środkowej siatkówki (CRA, CRV) (Ryc. 2). Dla tych tętnic pomiar prędkości przepływu dokonywany jest w odległości 1–3 mm poza tylnym biegunem gałki ocznej. Spektrum prędkości przepływu w tętnicy



Ryc. 3. Prawidłowe widmo prędkości przepływu krwi w tętnicy rzęskowej tylnej – gałąź przyśrodkowa/nosowa (MPCA/NPCA)



Ryc. 4. Prawidłowe widmo prędkości przepływu krwi w tętnicy rzęskowej tylnej bocznej/ skroniowej (LPCA / TPCA)

CRA jest charakterystyczne dla przepływu tętniczego o niskiej amplitudzie, z typowymi pikami dla prędkości skurczowej i rozkurczowej widocznymi powyżej linii zerowej. Spektrum prędkości przepływu w żyłę CRV przedstawiony jest w postaci jednostajnego przepływu poniżej linii zerowej⁽³⁹⁾.

Tętnice rzęskowe tylne

Tętnica rzęskowa tylna boczna (*lateral posterior ciliary artery*, LPCA) i tętnica rzęskowa tylna przyśrodkowa (*medial posterior ciliary artery*, MPCA) oddają liczne odgałęzienia (10–20) tętniczek rzęskowych tylnych krótkich i dwie tętniczki rzęskowe tylne długie. Średnica światła tętnicy rzęskowej tylnej krótkiej (*short posterior ciliary arteries*, SPCAs) wynosi około 0,1–0,2 mm. Tętnice te wnikają do twardówki w biegunie tylnym, tworząc jedną warstwę naczyń włosowatych przylegającą bezpośrednio do błony Brucha i nabłonka barwnikowego siatkówki (*retinal pigment epithelium*, RPE). Pomiar parametrów przepływu w PCAs możliwy jest w odległości około 3–5 mm od tylnego bieguna gałki ocznej (Ryc. 3 i 4).

Zastosowanie badania CDI w praktyce okulistycznej

Badanie CDI od wielu lat stosowane jest w rozpoznawaniu schorzeń okulistycznych o podłożu naczyniowym. Stanowi ono metodę z wyboru w diagnostyce zaburzeń krążenia gałki ocznej, takich jak: zaniewidzenia przelotne, oczny zespół niedokrwienno, niewydolność w dorzeczcu tętnic szyjnych i kręgowych, tylne niedokrwienie nerwu wzrokowego, jaskra, zwyrodnienie plamki związane z wiekiem, zaburzenia widzenia o podłożu naczyniowym, malformacje

naczyniowe, np. przetoka tętniczo-żylna, żyłki oczodołu, choroby układowe tkanki łącznej^(42–47). Co więcej, diagnostyczne zastosowanie metody CDI zostało wykorzystane w ocenie hemodynamiki przepływu w retinopatii wcześniaków, cukrzycy, zaburzeniach tarczycy, chorobie zezowej^(48–50). Na podstawie wieloletnich badań wydaje się, że szczególnie istotnie diagnostycznie przedstawia się wykorzystanie CDI w ocenie unaczynienia wewnątrzgałkowych zmian o charakterze guzów oraz w diagnostyce różnicowej guzów wewnątrzgałkowych. Ocena unaczynienia guza wewnątrzgałkowego w połączeniu z badaniem USG B oraz z innymi cechami ultrasonograficznymi określanymi przy użyciu metody CDI pozwala na odróżnienie guza łagodnego od złośliwego z czułością wynoszącą 83,7% i specyficznością – 75,7%⁽⁵¹⁾. Wydaje się również, że wprowadzenie do diagnostyki ultrasonografii dopplerowskiej nowoczesnej techniki SMI, pozwalającej na detekcję przepływu krwi o bardzo wolnej prędkości, może zwiększyć częstość wykrywania guzów wewnątrzgałkowych już na wczesnych etapach ich rozwoju⁽⁵²⁾. Dostępność badania CDI, jego bezpieczeństwo i nieinwazyjność stwarzają wiele możliwości wykorzystania tej metody jako uzupełnienia diagnostyki różnicowej w wielu schorzeniach okulistycznych o podłożu naczyniowym. Aby ograniczyć zmienność wyników badań wynikającą z wykorzystania aparatury różnych firm, należy pamiętać o konieczności wykonywania badania CDI z zachowaniem standardów postępowania omówionych powyżej.

Konflikt interesów

Autorzy nie zgłaszają żadnych finansowych ani osobistych powiązań z innymi osobami lub organizacjami, które mogłyby negatywnie wpłynąć na treść niniejszej publikacji oraz rościć sobie do niej prawo.

Piśmiennictwo

- Riley WA, Barnes RW, Bond MG, Evans G, Chambless LE, Heiss G: High-resolution B-mode ultrasound scanning method in the atherosclerosis risk in communities (ARIC) cohort. The ARIC Study Group J Neuroimag 1991; 1: 168–172.
- Saionen R, Salonen JT: Progression of carotid atherosclerosis and its determinants: A population-based ultrasonography study. Atherosclerosis 1990; 81: 33–40.
- Daigle RJ, Stavros AT, Platou RP, Anderst D, Nurre P: Velocity criteria for differentiation of 60–79% carotid stenosis from 80% or greater stenosis. J Vasc Technol 1988; 12: 177–183.
- Erickson SJ, Hendrix LE, Massaro BC, Harris GJ, Lewandowski MF, Foley WD et al.: Color Doppler flow imaging of the normal and abnormal orbit. Radiology 1989; 173: 511–516.

5. Görtler M, Niethammer R, Widder B: Differentiating subtotal carotid artery stenoses from occlusions by colour-coded duplex sonography. *J Neurol* 1994; 241: 301–305.
6. Modrzejewska M: Zastosowanie kolorowej ultrasonografii dopplerowskiej w okulistyce. In: Kęcik T, Lewandowski P, Kęcik D (eds.): *Metody obrazowania w okulistyce*. Alcon, Warszawa 2001: 81–100.
7. Sitzer M, Fürst G, Siebler M, Steinmetz H: Usefulness of an intravenous contrast medium in the characterization of high-grade internal carotid stenosis with color Doppler-assisted duplex imaging. *Stroke* 1994; 25: 385–389.
8. Griewing B, Morgenstern C, Driesner F, Kallwellis G, Walker ML, Kessler C: Cerebrovascular disease assessed by color-flow and power Doppler ultrasonography. Comparison with digital subtraction angiography in internal carotid artery stenosis. *Stroke* 1996; 27: 95–100.
9. Bucek RA, Reiter M, Dirisamer A, Haumer M, Fritz A, Minar E *et al.*: Three-dimensional color Doppler sonography in carotid artery stenosis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003; 24: 1294–1299.
10. Meairs S, Röther J, Neff W, Hennerici M: New and future developments in cerebrovascular ultrasound, magnetic resonance angiography, and related techniques. *J Clin Ultrasound* 1995; 23: 139–149.
11. Polak JF, Kalina P, Donaldson MC, O'Leary DH, Whittemore AD, Manick JA: Carotid endarterectomy: preoperative evaluation of candidates with combined Doppler sonography and MR angiography. Work in progress. *Radiology* 1993; 186: 333–338.
12. Masaryk AM, Ross JS, DiCello MC, Modic MT, Paranandi L, Masaryk TJ: 3DFT MR angiography of the carotid bifurcation: potential and limitations as a screening examination. *Radiology* 1991; 179: 797–804.
13. Durmaz MS, Sivri M: Comparison of superb micro-vascular imaging (SMI) and conventional Doppler imaging techniques for evaluating testicular blood flow. *J Med Ultrason* (2001) 2018; 45: 443–452.
14. Xiao XY, Chen X, Guan XF, Wu H, Qin W, Luo BM: Superb microvascular imaging in diagnosis of breast lesions: a comparative study with contrast-enhanced ultrasonographic microvascular imaging. *Br J Radiol* 2016; 89: 20160546.
15. Małek G: Postępy w ultrasonografii naczyń. *Ultrasonografia* 2004; 15: 20.
16. Guthoff RF, Berger RW, Winkler P, Helmke K, Chumbley LC: Doppler ultrasonography of the ophthalmic and central retinal vessels. *Arch Ophthalmol* 1991; 109: 532–536.
17. Rojanapongpun P, Drance SM: Velocity of ophthalmic arterial flow recorded by Doppler ultrasound in normal subjects. *Am J Ophthalmol* 1993; 115: 174–180.
18. Williamson TH, Harris A: Color Doppler ultrasound imaging of the eye and orbit. *Surv Ophthalmol* 1996; 40: 255–267.
19. Nowicki A: *Echografia dopplerowska*. Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, Warszawa 1985.
20. Nowicki A: *Podstawy obrazowania przepływów metodą dopplerowską*. *Ultrason Pol* 1991; 1: 163–183.
21. American Institute of Ultrasound in Medicine: *Bioeffects and Safety of Diagnostic Ultrasound*. AIUM, Laurel, Maryland 1993.
22. Filipczyński L, Etienne J, Łypaciewicz G, Sałkowski J: Visualizing internal structures of the eye by means of ultrasonics. *Proc Vib Probl* 1967; 4: 357–368.
23. Nowicki A, Lewin PA, Łypaciewicz G: Dopuszczalne dawki mocy akustycznych w ultradźwiękowych urządzeniach diagnostycznych. *Ultrasonografia* 2000; 4: 17–25.
24. King RL, Liu Y, Harris GR: Quantification of temperature rise within the lens of the porcine eye caused by ultrasound insonation. *Ultrasound Med Biol* 2017; 43: 476–481.
25. Barnett SB, ter Haar GR, Ziskin MC, Nyborg WL, Maeda K, Bang J: Current status of research on biophysical effects of ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1994; 20: 205–218.
26. Modrzejewska M: The power of ultrasonic beam and safety of its use in examination of the eye ball. *Ultrasonografia* 2011; 11: 70–72.
27. Baxter GM, Williamson TH: Color Doppler imaging of the eye: normal ranges; reproducibility, and observer variation. *J Ultrasound Med* 1995; 14: 91–96.
28. Kaiser HJ, Schötzau A, Flammer J: Blood-flow velocities in the extraocular vessels in normal volunteers. *Am J Ophthalmol* 1996; 122: 364–370.
29. Baxter GM, Williamson TW, McKillop G, Dutton GN: Color Doppler ultrasound of orbital and optic nerve blood flow: effects of posture and timolol 0.5%. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; 33: 604–610.
30. Modrzejewska M, Karczewicz D, Pieńkowska-Machoy E: Wpływ miejscowo podawanego inhibitora anhidrazy węglanowej na przepływ krwi w naczyniach gałki ocznej i na funkcję czynnościową siatkówki u osób z jaskrą – doniesienie wstępne. *Ultrasonografia* 2006; 26: 64–69.
31. Galassi F, Sodi A, Renieri G, Ucci F, Pieri B, Harris A *et al.*: Effects of timolol and dorzolamide on retrolubar hemodynamics in patients with newly diagnosed primary open-angle glaucoma. *Ophthalmologica* 2002; 216: 123–128.
32. Williamson TH, Harris A: Ocular blood flow measurement. *Br J Ophthalmol* 1994; 78: 939–945.
33. Erdogmus S, Govsa F: Topography of the posterior arteries supplying the eye and relations to the optic nerve. *Acta Ophthalmol Scand* 2006; 84: 642–649.
34. Harris A, Harris M, Biller J, Garzoni H, Zarfty D, Ciulla TA *et al.*: Aging affects the retrolubar circulation differently in woman and men. *Arch Ophthalmol* 2000; 118: 1076–1080.
35. Gillies WE, Brooks AM, Scott M, Ryan L: Comparison of colour Doppler imaging of orbital vessels in elderly compared with young adult patients. *Aust N Z J Ophthalmol* 1999; 27: 173–175.
36. Modrzejewska M, Siesky B, Amireskandari A, Holland S, Grzesiak W, Zaborski D *et al.*: Parameters characterizing age-dependent retrolubar circulation in healthy subjects measured by color Doppler ultrasonography. *Curr Eye Res* 2015; 40: 729–736.
37. Stalmans I, Vandewalle E, Anderson DR, Costa VP, Frenkel RE, Garhofer G *et al.*: Use of colour Doppler imaging in ocular blood flow research. *Acta Ophthalmol* 2011; 89: e609–630.
38. Hayreh SS, Dass R: The ophthalmic artery: I. Origin and intra-cranial and intra- canalicular course. *Br J Ophthalmol* 1962; 46: 65–98.
39. François J, Fryczkowski A: Functional importance of central retinal artery anastomoses in the anterior part of the optic nerve. *Ophthalmologica* 1982; 185: 15–25.
40. Hayreh SS: Blood supply of the optic nerve head and its role in optic atrophy, glaucoma and oedema of the optic disc. *Br J Ophthalmol* 1969; 53: 721–748.
41. Modrzejewska M: Ultrasonographic measurements of blood flow parameters in eyeball and retrolubar vessels. *Ultrasonografia* 2011; 11: 73–77.
42. Harris A, Evans D, Martin B, Zalish M, Kagemann L, McCranor L *et al.*: Nocturnal blood pressure reduction: effect on retrolubar hemodynamics in glaucoma. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2002; 240: 372–378.
43. Modrzejewska M, Ostanek L, Bobrowska-Snarska D, Karczewicz D, Wilk G, Brzosko M *et al.*: Ocular circulation in systemic lupus erythematosus. *Med Sci Monit* 2009; 15: CR573–578.
44. Modrzejewska M: Characteristics of changes in blood flow velocity parameters in Doppler ultrasonography examination in some of the ophthalmologic ailments of vascular origin. *Ultrasonografia* 2006; 26: 21–28.
45. Hussain RM, Harris A, Siesky Yung CW, Ehrlich R, Prall R: The effect of pegaptanib (Macugen) injection on retinal and retrolubar blood flow in retinal Ischaemic diseases. *Acta Ophthalmol* 2015; 93: e399–400.
46. Tobe LA, Harris A, Hussain RM, Eckert G, Huck A, Park J *et al.*: The role of retrolubar and retinal circulation on optic nerve head and retinal nerve fibre layer structure in patients with open-angle glaucoma over an 18-month period. *Br J Ophthalmol* 2015; 99: 609–612.
47. Dimitrova G, Kato S: Color Doppler imaging of retinal diseases. *Surv Ophthalmol* 2010; 55: 193–214.
48. Modrzejewska M, Pieńkowska-Machoy E, Grzesiak W, Karczewicz D, Wilk G: Predictive value of color Doppler imaging in an evaluation of retrolubar blood flow perturbation in young type-1 diabetic patients with regard to dyslipidemia. *Med Sci Monit* 2008; 14: MT47–52.
49. Ozcan PY, Dogan F, Sonmez K, Con R, Dokumaci DS, Seyhanli ES: Assessment of orbital blood flow velocities in retinopathy of prematurity. *Int Ophthalmol* 2017; 37: 795–799.
50. Safina ER, Gabdrakhmanova AF, Verzakova IV: [Value of complex ultrasonography in children with concomitant strabismus]. *Vestn Oftalmol* 2011; 127: 16–19.
51. Modrzejewska M, Wiącek MP: A novel approach to the differentiation of intralubar tumors in color Doppler imaging. *Curr Eye Res* 2017; 42: 1482–1490.
52. Grand-Perret V, Jacquet JR, Leguerney I, Benatsou B, Grégoire JM, Willoquet G *et al.*: A novel microflow phantom dedicated to ultrasound microvascular measurements. *Ultrason Imaging* 2018; 40: 325–338.