

Metody pomiaru przepływu krwi w organizmie człowieka

KATARZYNA MNICH

Instytut Mechaniki Górotworu PAN, ul. Reymonta 27; 30-059 Kraków

Streszczenie

W artykule zaprezentowano metody pomiaru przepływu krwi w organizmie człowieka.

W metodach ultrasonograficznych i angiograficznych zaprezentowano dodatkowo projekcje filmowe z badań medycznych. Przedstawiono również medyczne i fizyczne aspekty dotyczące zaburzeń w przepływie wywołanych zwężeniami oraz tętniakami.

Słowa kluczowe: przepływ krwi, efekt dopplera, ultrasonografia, angiografia

1. Wstęp

Współczesna ultrasonografia jest powszechnie uznanym, jednym z najczęściej wykorzystywanych w wielu specjalnościach medycznych badaniem diagnostycznym. Jej szeroki zakres możliwości obrazowania różnych narządów w unikalnym systemie w czasie rzeczywistym, nieinwazyjność i stosunkowo niski koszt powodują, że jest wykonywana najczęściej jako badanie pierwszego rzutu lub przesiewowe.

2. Budowa i funkcja układu krwionośnego

Układ krwionośny:

Układ krwionośny składa się z naczyń krwionośnych, którymi płynie krew oraz serca będącego ośrodkowym aparatem mięśniowym umożliwiającym przepływ krwi [2].

Zależnie od kierunku przepływającej krwi naczynia krwionośne dzieli się na:

Tętnice – naczynia krwionośne, w których krew płynie w kierunku od serca na obwód ciała. Może to być krew utlenowana (jak jest w większości tętnic), ale również krew odtlenowana (tętnice płucne).

Żyły – naczynia krwionośne, którymi krew płynie z obwodu ciała w kierunku serca.

Serce:

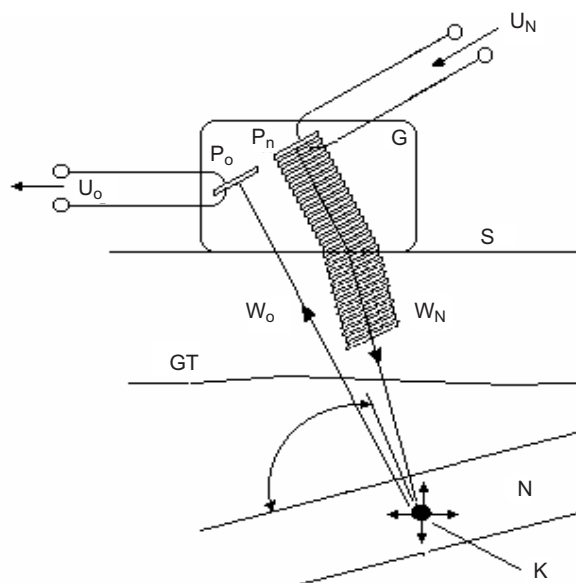
Anatomicznie serce zbudowane jest z **dwóch przedsionków i dwóch komór**.

Pomiędzy prawym a lewym przedsionkiem leży **przegroda międzyprzedsionkowa**. Komory są od siebie oddzielone **przegrodą międzykomorową**. Serce jest centralnym narządem układu krwionośnego. Leży w jamie klatki piersiowej, objęte workiem osierdziowym [3].

3. Dopplerowskie metody ultradźwiękowe pomiaru przepływu krwi w organizmie człowieka

Wytwarzanie i odbiór fal ultradźwiękowych:

Wiązki ultradźwiękowe wytwarzamy (odbieramy) za pomocą głowic ultradźwiękowych, których zasadniczym elementem są przetworniki piezoelektryczne wykonane z materiałów piezoelektrycznych. Przetwornik ultradźwiękowy w kształcie płytki (o wymiarach nie przekraczających kilku mm), wykonany jest z ceramiki piezoelektrycznej pokrytej metalowymi elektrodami.



Rys. 1. N - naczynie krwionośne, K - krwinka, G - głowica ultradźwiękowa, P_n - piezoelektryczny przetwornik nadawczy, P_o - piezoelektryczny przetwornik odbiorczy, S - powierzchnia skóry pacjenta, θ - kąt między kierunkiem wiązek ultradźwiękowych i naczyniem, W_n - nadawana wiązka ultradźwiękowa, W_o - odbierana wiązka ultradźwiękowa, U_n - napięcie elektryczne doprowadzone z nadajnika, U_o - napięcie elektryczne sygnału dopplerowskiego doprowadzane do odbiornika [4].

Tworzenie obrazu USG:

W badaniu ultrasonograficznym (USG) do tworzenia obrazu wykorzystuje się falę ultradźwiękową (mechaniczną), której częstotliwość wynosi powyżej 20 000 Hz (20 kHz).

Do diagnostyki medycznej używane są najczęściej fale o częstotliwości 2-10 MHz.

Fala przechodząc przez tkanki ciała ludzkiego, ulega częściowemu odbiciu, załamaniu i rozpraszaniu na granicy tkanek o różnej gęstości oraz absorpcji (osłabieniu) w samych tkankach. Do obrazowania wykorzystywana jest część odbita fali w postaci tzw. **powracającego echa**, które analizowane jest pod kątem położenia oraz intensywności. Po komputerowym przetworzeniu danych na ekranie telewizyjnym widoczne są punkty odpowiadające umiejscowieniu odbicia fali. Intensywności ech przyporządkowane są odpowiednim odcieniom ze skali szarości od tonu najciemniejszego (czarnego) dla braku lub bardzo małej intensywności echa do białego przy bardzo dużym jego natężeniu.

W wysokiej klasy aparatach możliwe jest zastąpienie skali szarości skalą odcieni innego koloru. Uzyskany w ten sposób obraz ultrasonograficzny tkanek zwany jest **dwuwymiarową (2D) prezentacją B** i przedstawia ich budowę w dowolnych, zależnych od położenia głowicy przekrojach.

Do badania przepływu za pomocą fali ultradźwiękowej wykorzystuje się **zjawisko Dopplera** [1].

$$f_d = \frac{2fV \cos \alpha}{C}$$

Częstotliwość dopplerowska:

f_d – częstotliwość dopplerowska;

f – częstotliwość fali wysyłanej;

V – prędkość ruchu powierzchni odbijającej fale ultradźwiękowe;

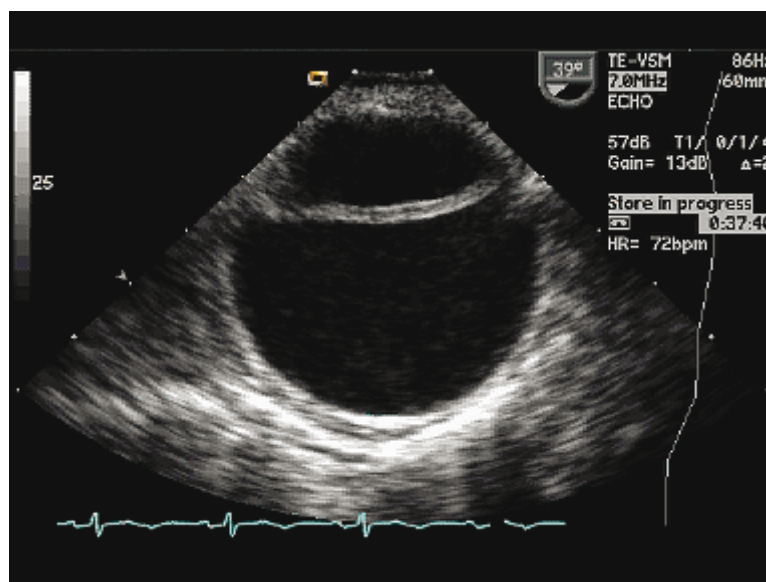
α – kąt zawarty między kierunkiem fal ultradźwiękowych a kierunkiem ruchu powierzchni odbijającej;

C – prędkość rozchodzenia się fal w danym ośrodku.

Ultrasonografia z podwójnym obrazowaniem:

Aby zrozumieć metodę podwójnego obrazowania (**duplex Doppler**) należy zrozumieć czym jest **prezentacja B**.

Jednym z najczęściej używanych sposobów przedstawienia obrazu jest prezentacja B, dzięki której uzyskujemy dwuwymiarowy przekrój badanego narządu w wybranych przez badającego płaszczyznach. Badanie USG w prezentacji B umożliwia uwidocznienie większości tętnic ustroju. Głównie służy ono do oceny zmian ściany naczyniowej oraz jest pomocne w pomiarze przepływu krwi [5].



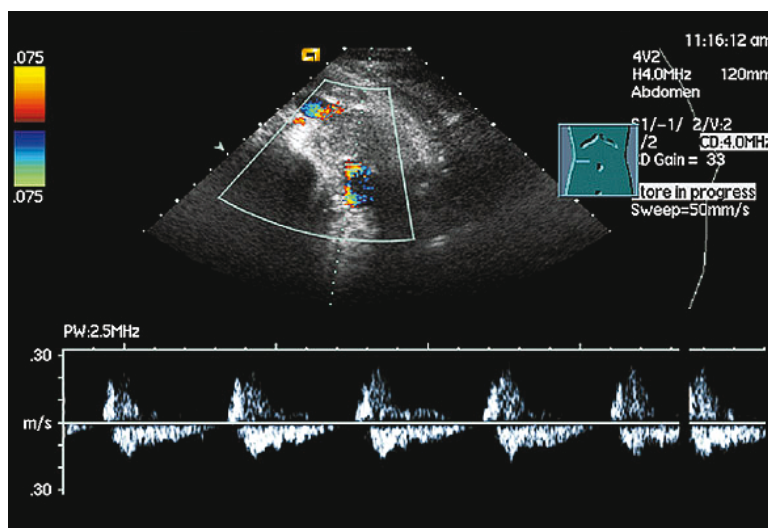
Rys. 2. Obraz aorty zstępującej na przekroju poprzecznym – prezentacja B [6]

Podwójne obrazowanie = duplex Doppler

Ultrasonografia z podwójnym obrazowaniem łączy obraz anatomiczny tkanek w prezentacji B dwuwymiarowej z obrazem przepływu w badanym obszarze. Ultrasonografia z podwójnym obrazowaniem naczyń obejmuje ich uwidocznienie w przekrojach podłużnych i poprzecznych, ocenę ich morfologii oraz wybrane miejsce przepływu krwi. Z dokładnie zaznaczonego miejsca próbkowania (zaznaczony obszar bramki) uzyskuje się zapis krzywej przepływu. Po wyznaczeniu za pomocą odpowiedniego znacznika linii przepływu i wyliczeniu kąta dopplerowskiego (kąta między kierunkiem fali ultradźwiękowej a kierunkiem przepływu krwi) można uzyskać dane liczbowe dotyczące różnych zaprogramowanych parametrów przepływu [1].

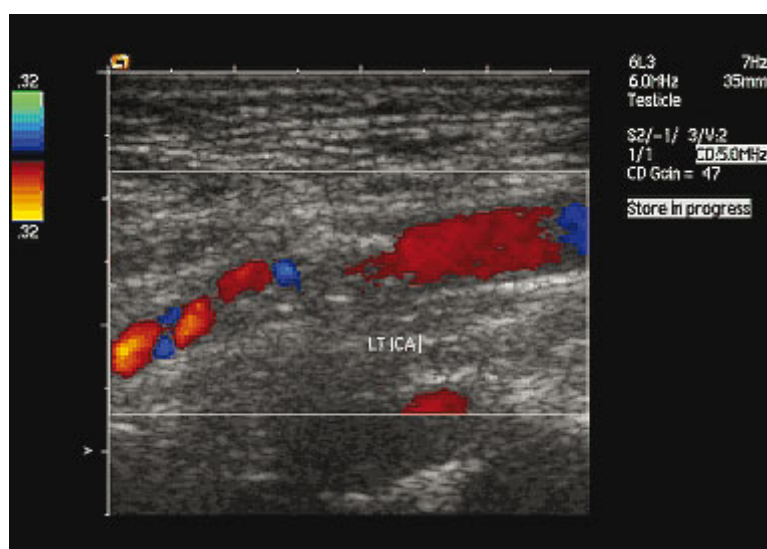
Badanie ultrasonograficzne kodowane kolorem:

Badanie kolorowym dopplerem jest rozszerzeniem techniki duplex. W metodzie tej w wybranym, zaznaczonym ramką na obrazie morfologicznym obszarze, wzdłuż poszczególnych linii analizowane jest występowanie zjawiska Dopplera. W miejscu stwierdzanego ruchu uzyskany sygnał oceniany jest pod kątem kierunku przepływu i najczęściej jednego parametru (średniej częstotliwości lub prędkości), którym przy-



Rys. 3. Ultrasonografia z podwójnym obrazowaniem [6]

porządkowuje się odpowiedni kolor. Na czarno-białym obrazie tkanek, w wybranym obszarze, w którym obecny jest ruch następuje jego wypełnienie kolorem. Pozwala to uzyskać mapę naczyniową badanego obszaru. Dla oznaczenia kierunku przepływu używa się zazwyczaj barwy czerwonej i niebieskiej (do lub od głowicy) oraz odcieni tych kolorów dla przedstawienia różnych prędkości przepływu [1].



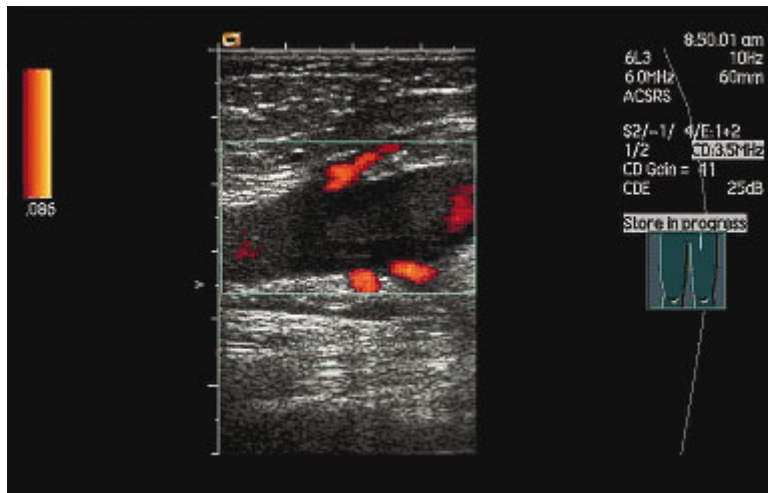
Rys. 4. Tętnica szyjna wewnętrzna na przekroju podłużnym – kolorowy doppler [6]

Ultrasonografia podwójna z jednoczesnym obrazowaniem przepływu w systemie „Dopplera mocy”:

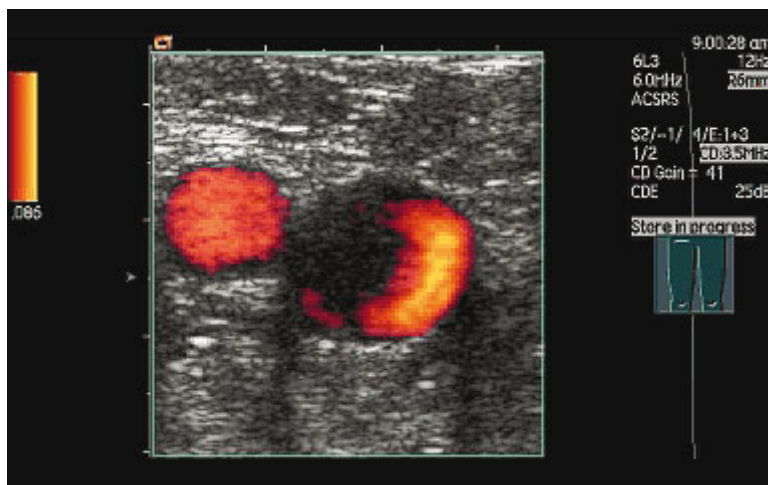
Dalszym udoskonaleniem ultrasonograficznych badań naczyniowych, jest tzw. Doppler mocy (**power Doppler**) technika zwana również angiografią ultrasonograficzną. Do oznaczenia przepływu wykorzystuje się całkowite natężenie lub moc (energię) sygnału dopplerowskiego, który jest mierzony i kodowany kolorem. W dużym uproszczeniu całkowite natężenie jest proporcjonalne do liczby krwinek przepływających przez badaną objętość niezależnie od kierunku przepływu. Amplituda przepływu w różnych kierunkach ulega sumowaniu. Umożliwia to szybsze zebranie i przetwarzanie danych [9].

Podstawowe zastosowanie badania w systemie „Dopplera mocy” to:

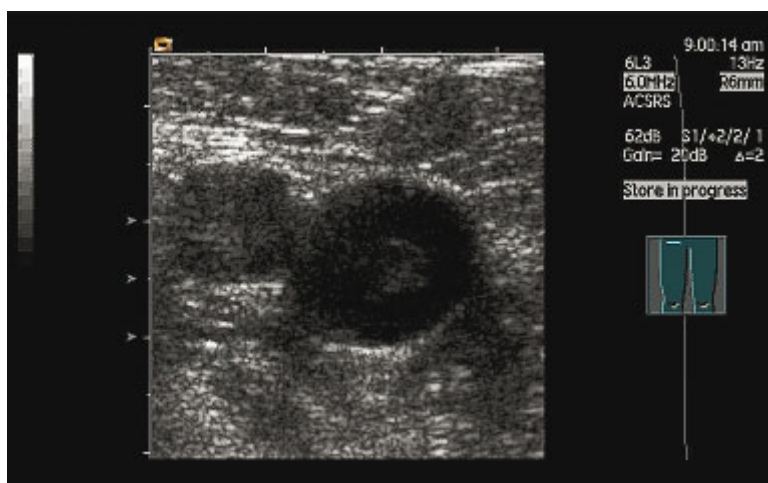
- Uwidocznienie układu naczyń, w tym bardzo drobnych i patologicznych;
- Uwidocznienie obszarów ubytku w przepływie;
- Uwidocznienie obszarów bez naczyń lub obszarów przekrwienia w tkankach miękkich [1].



Rys. 5. Żyła udowa wspólna w przekroju podłużnym w badaniu dopplerem mocy w świetle naczynia widoczna skrzeplina [6]



Rys. 6. Żyła udowa wspólna w przekroju poprzecznym – doppler mocy [6]

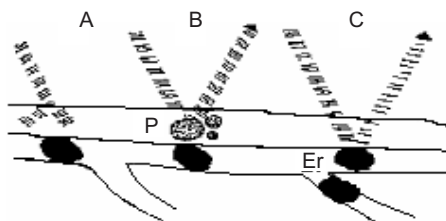


Rys. 7. Żyła udowa wspólna na przekroju poprzecznym, badanie w prezentacji B – w świetle naczynia widoczna skrzeplina [6]

4. Włosniczkowa przepływometria laserowa

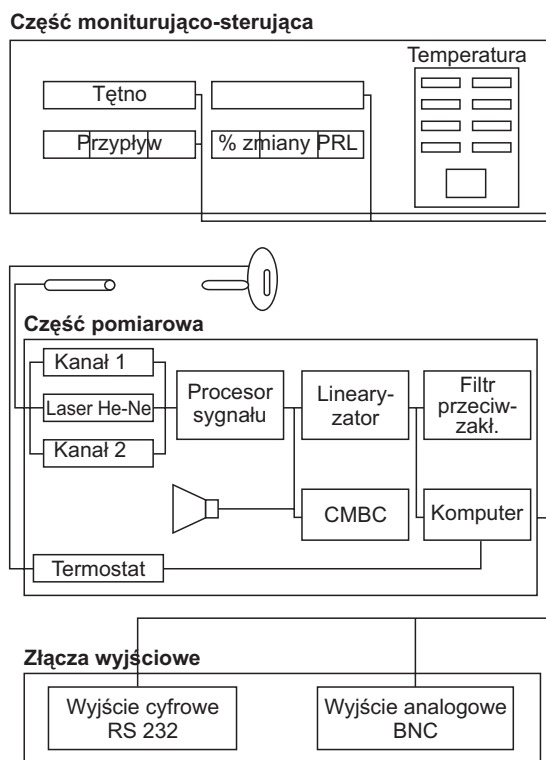
Włosniczkowa przepływometria laserowa jest to nieinwazyjna metoda badania mikrokrażenia. Pierwsze próby wykorzystania światła laserowego do badania mikrokrażenia odbyły się w latach 70-tych. Z powodu wykorzystania laserów o dużej mocy niemożliwe było zastosowanie tej metody u ludzi ze względu na uszkadzające działanie takich promieni laserowych na tkanki. Dopiero wprowadzenie lasera helowo-neonowego o małej mocy umożliwiło szersze zastosowanie tej metody.

Włosniczkowy przepływomierz laserowy mierzy przepływ krwi w sieci naczyń włosowatych wykorzystując zjawisko Dopplera.



Rys. 8. Efekt Dopplera. Promienie laserowe ulegają a) pochłonięciu, b) odbiciu od materii nieruchomej, bez zmiany częstotliwości, c) odbiciu od poruszających się krwinek czerwonych ze zmianą częstotliwości, Er – krwinka czerwona poruszająca się w świetle naczyń włosowatych, P – ziarenka barwnika w skórze

Wiązka promieni laserowych przez światłowody dociera do głowicy sondy, a następnie do tkanki, w której część promieni jest pochłaniana, część odbija się od materii nieruchomej bez zmiany częstotliwości, a reszta odbija się od poruszających się krwinek czerwonych, zmieniając przy tym częstotliwość, zgodnie z efektem Dopplera. Wielkością, którą mierzy przepływomierz, jest strumień krwinek czerwonych wyrażony iloczynem ich liczby i szybkości. Sygnał wyjściowy z przepływomierza jest mierzony w voltach lub umownych jednostkach przepływu.



Rys. 9. Schemat blokowy włosniczkowego przepływomierza laserowego

Włosniczkowy przepływomierz laserowy jest niewielkim (masa ok. 5 kg) urządzeniem składającym się z trzech głównych części: pomiarowej, monitorująco-sterującej, wyjściowej.

Światło lasera helowo-neonowego o mocy 2 mW wnika do tkanek na głębokość mniejszą od 1 mm. Natężenie światła w miejscu przyłożenia sądy jest mniejsze od 1 mW/m^2 i nie jest szkodliwe dla tkanek nawet przy bardzo długotrwałej ekspozycji.

Stwierdzono, że natężenie sygnału jest wprost proporcjonalne do rzeczywistego strumienia krwinek czerwonych i ta zależność jest liniowa dla tkanek o małej i umiarkowanej perfuzji. Utlenowanie krwi nie ma istotnego wpływu, gdyż w zakresie pO_2 40-120 mmHg (a więc takim, które spotyka się w warunkach fizjologicznych) sygnał z przepływomierza zmienia się jedynie o 5%.

W obszarze, który penetruje promień laserowy, znajdują się głównie naczynia włosowate. Obecność małych żyłek, tętniczek oraz anastomoz nie wpływa na wartość pomiaru, gdyż przepływ w tych naczyniach ma inny charakter niż w naczyniach włosowatych. Krwinki przemieszczają się w nich gęsto upakowane, często w postaci rulonów a światło odbijając się od nich ulega większemu rozproszeniu oraz nie wpływa na wartość pomiaru.

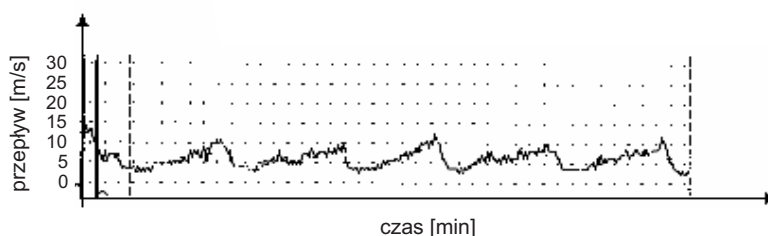
Wpływ krwinek białych i płytek krwi jest niewielki ze względu na dosyć małą objętość frakcji tych krwinek w porównaniu z krwinkami czerwonymi (600-1000 razy mniejsza).

Przykładając sondę przepływomierza do powierzchni skóry, otrzymuje się krzywą sinusoidalną, w przebiegu której można zauważyć okresowe fluktuacje o zmiennej amplitudzie i częstotliwości (od kilku do kilkunastu na min.). Nie są one zsynchronizowane ani z rytmem serca, ani oddychania. Spowodowane one są samoistnymi, rytmicznymi skurczami zwieraczy przedwłosniczkowych. Częstość i amplituda tych fluktuacji nie są stałe. Mogą one znacznie się różnić u różnych osób, a nawet u tej samej osoby w różnych narządach. Istotnym problemem jest bardzo duża czułość na zakłócenia wywołane ruchem zarówno sądy, jak i badanej osoby, a nawet poruszaniem światłowodu. Z tych powodów, mimo licznych prób, nie udało się ustalić przedziału wartości, które można by uznać za prawidłowe. Mnogość czynników, które wpływają na mikrokążenie (np. temperatura ciała i otoczenia, stres, posiłek, wypalone papierosy, zmęczenie itp.) powoduje, że nawet przy badaniu w ściśle wystandaryzowanych warunkach wartości przepływu spoczynkowego nie mogą być podstawą do odróżnienia stanu prawidłowego od patologii.

Wiarygodne i powtarzalne są badania dynamiczne, które określają reakcję mikrokążenia na określony bodziec np. przejściowe niedokrwienie, zmianę temperatury, pozycji ciała lub podane leki. Na tej podstawie można określić wydolność mikrokążenia lub stopień jego zaburzeń.

Przepływometria włosniczkowa umożliwia nieinwazyjne, długotrwałe badanie mikrokążenia bez zaburzeń warunków przepływu. Jest bardzo czuła zarówno na zmiany bardzo szybkie, jak i powolne. Zależność między przepływem a sygnałem wejściowym z przepływomierza jest w większości tkanek liniowa. Znajomość charakteru krzywej w warunkach prawidłowych i ograniczeń metody umożliwia prawidłową interpretację wyników.

W zależności od rodzaju używanej sondy, możliwe jest nie tylko badanie przepływu skórno i śluzówkowego, ale także w większości tkanek miękkich, kościach oraz w naczyniach wieńcowych.



Rys. 10. Prawidłowa krzywa przepływu zarejestrowana na powierzchni skóry [7]

Tab. 1. Zastosowanie przepływometrii laserowej w klinice

Choroby wewnętrzne	Ocena obecności i zaawansowania mikroangiopatii w neuropatii cukrzycowej. Ocena zaburzeń mikrokrażenia w zespole Raynauda. Ocena ukrwienia poszczególnych odcinków przewodu pokarmowego i jego zmian pod wpływem czynników chorobowych i leczenia.
Chirurgia naczyniowa	Wczesna diagnostyka i ocena zaawansowania miażdżycy zarostowej tętnic kończyn dolnych. Ocena skuteczności leczenia zachowawczego i ewentualnie poziomu amputacji.
Chirurgia plastyczna	Ocena pooperacyjna żywotności tkanek. Śród- i pooperacyjna ocena ukrwienia przeszczepów skórnych. Ocena stopnia oparzeń. Ocena ukrwienia replantowanych kończyn.
Dermatologia i alergologia	Ocena mikrokrażenia przy leczeniu owrzodzeń podudzi, obrzęku limfatycznego, łuszczycy i innych chorób skóry. Obiektywna ocena testów alergicznych.
Ortopedia	Kliniczna ocena żywotności kości, więzadeł i elementów stawowych, monitorowanie przepływu w miejscu złamania podczas regeneracji kości.
Stomatologia	Ocena ukrwienia tkanek przyzębia i żywotności miazgi zębowej
Neurologia	Ocena mikrokrażenia w chorobach przebiegających z neuropatią obwodową, śródoperacyjne pomiary przepływu w obrębie kory mózgowej.
Anestezjologia	Ocena wpływu środków ogólnie i miejscowo znieczulających na mikrokrażenie. Ocena skuteczności blokad układu współczulnego.

Stan mikrokrażenia ocenić można przy użyciu techniki Laser – Doppler, przy zastosowaniu kapilaroskopii – standardowej albo video – kapilaroskopii oraz przy użyciu przezskórnego pomiaru ciśnienia parcjalnego tlenu w płynie tkankowym ($TcPO_2$).

Laser – Doppler:

Jest to urządzenie umożliwiające optyczną ocenę perfuzji tkankowej. Laser – Doppler emituje światło laserowe penetrujące powierzchniowe warstwy tkanki. Światło to rozprasza się na poruszających się elementach tkankowych (gł. krwinkach) i zmienia swą częstotliwość.

Światło laserowe trafia w obrębie skóry na skomplikowany układ przestrzenny naczyń mikrokrażenia. Przebiegają one pod różnymi, nieznanymi kątami w stosunku do wiązki padającego światła. Badanie umożliwia więc jedynie pomiar średniej prędkości przepływu oraz mocy sygnału (określanego terminem *blood cell flux lub flux*), proporcjonalnego do iloczynu ilości krwinek w obrębie badanego fragmentu tkanki i prędkości poruszania się krwinek.

Przy pomocy tej techniki możemy ocenić stan mikrokrażenia skóry. Ocena perfuzji skóry przy użyciu techniki Laser – Doppler jest trudna do wykalibrowania, wyniki są osobniczo zmienne i zależne od miejsca prowadzenia pomiaru (nawet niewielkie przesunięcie sondy pomiarowej na skórze może powodować istotną zmianę wyników). Mimo tych ograniczeń, z uwagi na swą nieinwazyjność i prostotę prowadzenie pomiaru, metoda ta zyskała szerokie uznanie zwłaszcza do oceny ostrej reakcji mikrokrażenia na niedokrwienie, oziębienie, działanie leków.

Kapilaroskopia standardowa i video – kapilaroskopia:

Kapilaroskopia jest od dawna stosowaną metodą oglądania kapilar skóry przy udziale mikroskopu świetlnego, przy powiększeniach 10-40 razy. Analizuje się ilość, kształt pętli kapilarnych, obecność wylewów krwawych i obrzęku wokół kapilar. Na podstawie obrazu można oceniać stopień zagrożenia martwicą skóry w niedokrwionych okolicach. Rozszerzeniem kapilaroskopii standardowej jest video – kapilaroskopia, technika umożliwiająca pomiar prędkości przepływu w kapilarach odżywczych skóry. Obraz kapilar powiększonych 200 razy jest nagrywany na taśmie video, a następnie analizowany. Krwinki płynące kapilarą tworzą niepowtarzalny układ przestrzennych kształtów. Jeśli więc wzdłuż kapilary, w znanej odległości względem siebie umieści się dwie bramki pomiarowe analizujące kształt strumienia krwinek, to mierząc czas potrzebny na przebycie tej odległości można dokładnie zmierzyć prędkość strumienia.

Do zalet video – kapilaroskopii należą wybiórcza ocena zachowania naczyń odżywczych mikrokążenia, możliwość prowadzenia ciągłego pomiaru i nieinwazyjność. Ograniczeniem jest możliwość prowadzenia pomiarów jedynie w wybranych okolicach skóry (palce, przedramię, kończyny dolne) i tylko w niewielkiej ilości kapilar w trakcie pojedynczego pomiaru.

Pomiar TcPO₂:

Przezskórny pomiar prężności tlenu w tkankach – TcPO₂ jest metodą o ograniczonej przydatności w diagnostyce schorzeń tętnic. Na skórę w badanej okolicy przykładana jest czujnik zawierający zmodyfikowaną elektrodę i układ grzewczy. Po rozgrzaniu skóry do 42°C naskórek staje się przepuszczalny dla tlenu rozpuszczonego w płynie tkankowym. Tlen może dzięki temu dyfundować do wnętrza elektrody. Po pewnym czasie ciśnienie parcjalne tlenu we wnętrzu elektrody zrównuje się z ciśnieniem parcjalnym w płynie tkankowym, dzięki czemu można mierzyć ciśnienie parcjalne tlenu w płynie tkankowym. Zależność pomiędzy wartością TcPO₂ a przepływem krwi w skórze jest jednak dość złożona. Na odczyt wpływają budowa skóry (jej przenikalność dla tlenu), czynniki fizjologiczne (np. rzut serca), napięcie układu sympatycznego i zużycie tlenu przez naskórek, jak również czynniki metodologiczne (wpływ działania na skórę podwyższonej temperatury dający lokalny wzrost przepływu krwi i przesunięcie krzywej wiązania hemoglobiny) oraz czynniki związane z samą budową elektrody. Potencjalnym zastosowaniem dla tej metody badania jest ocena przeżywalności skóry (np. u chorych kierowanych do amputacji kończyn albo do wykonania przeszczepów w chirurgii plastycznej) oraz pomiar dostępności tlenu w tkankach [6].

5. Angiografia

Badanie to polega na wstrzyknięciu do naczyń środka cieniującego (np. preparatu z jodem) i wykonaniu zdjęć rentgenowskich w czasie, gdy środek ten płynie naczyniami [8]. Uzyskuje się w ten sposób dwuwymiarowy obraz przedstawiający obrysy wnętrza naczyń. Odmianą tego badania jest:

- Cine-angiografia – obraz rejestrowany jest specjalną kamerą filmową dzięki czemu uzyskuje się dynamiczny zapis badania.
- Angiografia klasyczna – środek wstrzykiwany jest bezpośrednio do tętnic a obraz naczyń rejestrowany jest na błonach światłoczułych
- Angiografia cyfrowa – w technice tej błona światłoczuła zastąpiona jest wzmacniaczem obrazu, który podłączony jest do urządzenia zamieniającego sygnał analogowy (jakość obrazu) na cyfrowy (danej jakości przypisywana jest odpowiednia wartość cyfrowa).

W ten sposób analizowane są wszystkie punkty wzmacniacza obrazu a informacje przekazywane do komputera. Zgromadzone w ten sposób dane o obrazie umożliwiają wykonanie subtrakcji cyfrowej, czyli odejmowania cyfrowego. Jeśli do pamięci komputera wprowadzi się obraz tła (w tle obrazu angiograficznego znajdują się cienie kości i tkanek miękkich), można je usunąć z angiogramu drogą odejmowania wartości cyfrowych: od wartości po podaniu środka cieniującego odejmuje się wartości sprzed podania środka cieniującego. Umożliwia to, już po podaniu środka cieniującego, wydobyć i pokazać żył obwodowych oraz krążenia małego w momencie przechodzenia tego środka przez naczynia [5].

- Badanie angiograficzne metodą rezonansu magnetycznego (MRI) [8].

Badanie angiograficzne metodą rezonansu magnetycznego (MRI):

W metodzie tej do badań przepływu wykorzystuje się dwie techniki:

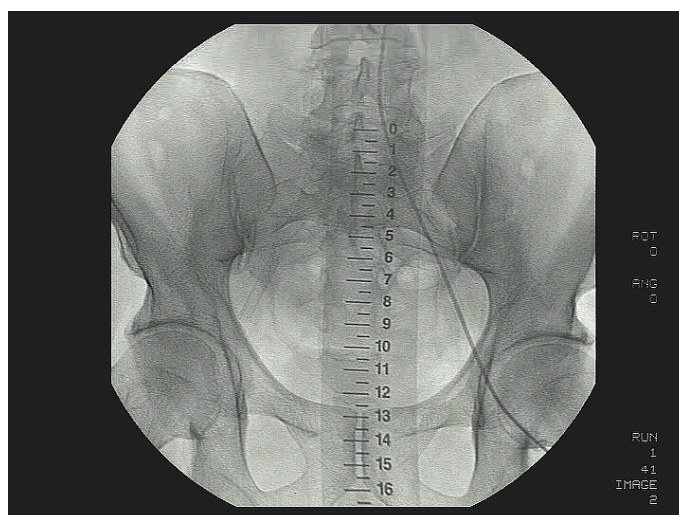
- kontrastu fazowego (PC)
- „time of flight” (TOF) 2D lub 3D.

Angiografia 2D: Jej główną zaletą jest krótki czas nabywania danych dla pojedynczej warstwy, co umożliwia głównie badanie naczyń klatki piersiowej i jamy brzusznej.

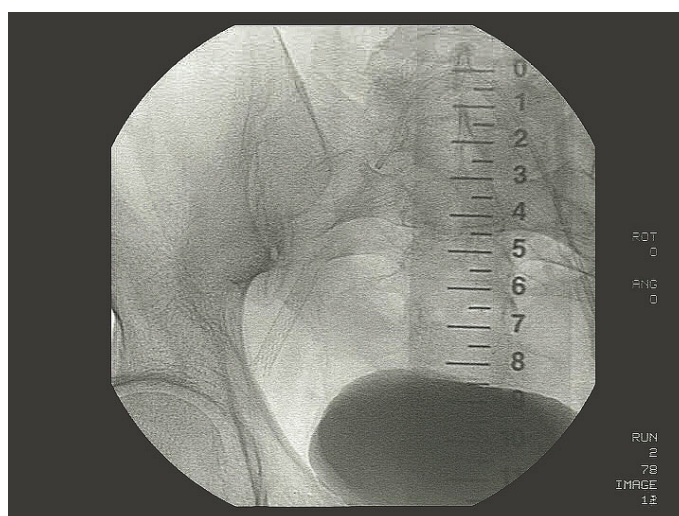
Angiografia 3D: Trójwymiarowa albo inaczej objętościowa. Dzięki niej można zobaczyć przestrzennie światło naczynia oraz przepływ krwi [5], [8]



Rys. 11. Angiografia naczyń mózgu [6]



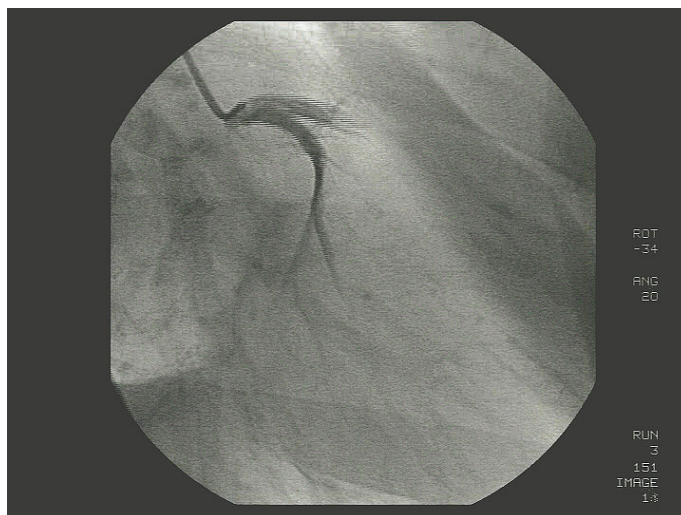
Rys. 12. Angiografia kończyn dolnych [6]



Rys. 13. Angiografia kończyn dolnych ze stentem [6]

6. Koronografia

Rodzaj angiografii odnoszący się tylko do serca. Podanie środka cieniującego uwidacznia naczynia wieńcowe i umożliwia obliczenie frakcji wyrzutowej serca (komory lewej) czyli stosunku maksymalnego rozkurczu do maksymalnego skurczu [5].



Rys. 14. Koronografia serca [6]

7. Metoda pletyzmograficzna

Jest to metoda nieinwazyjna. Wykorzystuje zmiany objętości narządów dla oceny przepływu krwi. W czasie cyklu pracy serca następują zmiany ciśnienia, które powodują zmianę objętości naczyń. Pośrednio te zmiany świadczą o pojemności wyrzutowej serca oraz o przepływie krwi w badanym narządzie. Najprostsza wersja pletyzmografii to umieszczenie narządu (ręki) w zbiorniku z wodą i pomiar wypieranej z naczynia wody [5].

8. Pomiary kalorymetryczne

To przede wszystkim termiczne metody nieinwazyjne. Oparte na korelacji przepływu tkankowego krwi z oddawaniem ciepła do specjalnie przystosowanego kalorymetru. Inne metody związane są z pomiarem przewodnictwa cieplnego tkanki, które zależne jest m.in. od stopnia ukrwienia tej tkanki. Kolejna metoda dotyczy pomiaru temperatury powierzchniowej, również zależnej od przepływu [4].

9. Aparatura pomiarowa

Urządzenia służące do pomiaru przepływu krwi umożliwiają:

1. Uzyskanie informacji o przepływie z wybranego naczynia nawet leżącego głęboko w ciele pacjenta, gdy na drodze wiązki ultradźwiękowej znajdują się inne naczynia.
2. Lokalizację skrzepów i niedrożności.
3. Rozpoznawanie i umiejscawianie przetok tętniczo-żylnych.
4. Badanie ruchu struktur serca.
5. Badanie przepływów wewnątrzsercowych [4].

KIESZONKOWY DETEKTOR PRZEPŁYWU KRWI KDP-5

- głowica ultradźwiękowa;
- instrukcja obsługi;
- żel USG (0,25 litra);
- walizeczka.

PERIPHERAL DOPPLER SPECTROGRAPH TDS4

- ocena przepływu krwi w bardzo małych naczyniach krwionośnych
- sondy do badań przezskórnych, endokawitalnych, laparoskopowych i śródoperacyjnych,
- aparat niewielki, bardzo prosty w obsłudze, zasilany akumulatorowo
- bardzo różnorodne zastosowania – śródoperacyjna identyfikacja naczyń, – pomiar przepływu krwi w czasie operacji neurochirurgicznych



Rys. 15. KDP-5



Rys. 16. Peripheral Doppler Spectrograph TDS 4

SONOMED DOPPLER

- diagnostyka przepływu krwi w naczyniach szyjnych, obwodowych – kończyn górnych i dolnych;
- szybka ocena niedrożności tętnic obwodowych, stanu żył;
- wbudowany głośnik oraz możliwość odsłuchu sygnału wyłącznie przez lekarza (stetoskoposłuchawki w komplecie), bardzo prosta obsługa, zasilanie akumulatorowe z automatyką;
- kieszonkowy, waga 300 g.

FEDO

- badanie tętna płodu już od około 10 tygodnia ciąży, podaje wynik badania wizualnie i dźwiękowo -cyfrowy;
- wyświetlacz tętna, wyraźny;
- dźwięk z wewnętrznego głośnika, ułatwia lokalizację łożyska;
- wykrycie ciąży mnogiej;
- możliwość wysłuchania tętna płodu;
- zasilanie akumulatorowe i sieciowe, wyjścia słuchawkowe i magnetofonowe [10].



Rys. 17. Sonomed Doppler



Rys. 18. Fedo

10. Wnioski

Aparaty ultrasonograficzne nowej generacji pozwalają dokonać kompleksowej morfologiczno-czynnościowej oceny naczyń we wszystkich częściach ciała ludzkiego. Umożliwiają nałożenie na obraz anatomiczny narządu oraz naczyniowego obrazu przepływu krwi i uzyskanie angiogramu, mapy naczyniowej badanej okolicy, a także krzywej widma dopplerowskiego i ilościowej oceny przepływu z wybranego miejsca w naczyniu.

Aparaty te dysponują technikami obrazowania o dużej rozdzielczości oraz czułości, uwidaczniającymi stosunkowo drobne struktury o małych, prawie na granicy miąższowych, prędkościach przepływu. Wprowadzenie środków cieniujących do badań ultrasonograficznych stwarza nowe możliwości w uwidacznianiu przepływu

11. Literatura

- [1] Noszczyk W., *Chirurgia tętnic i żył obwodowych*, Wyd. Lekarskie. Warszawa 1998.
- [2] Krechowicki A., *Zarys anatomii człowieka*, Wyd. Lekarskie. Warszawa 1997.
- [3] Ville *Biologia*, Multico Oficyna Wydawnicza. Warszawa 1996.
- [4] Filipczyński L., *Przepływy krwi*, Polska Akademia Nauk PAN. Warszawa-Poznań 1980.
- [5] Traczyk W., *Diagnostyka czynnościowa człowieka*, Wyd. Lekarskie. Warszawa 1999.
- [6] Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego Zakład Angiologii II Katedry Chorób Wewnętrznych. Materiały niepublikowane (filmy, zdjęcia, informacje tekstowe).
- [7] E.Szulowska E., *Włośniczkowa przepływometria laserowa*, Polski Tygodnik Lekarski. Warszawa 1996.
- [8] Urbanik A., Chrzan R., Popiela T.J., *Angiografia TK z rekonstrukcją trójwymiarową i angioskopią wirtualną*, Pol. Przegl. Rad. 2002.
- [9] Pietura R., Krzyżanowski W., Szymańska A., *Porównanie angiograficznej i ultrasonograficznej oceny wyników zabiegów angioplastyki balonowej zwężen w przetokach dializacyjnych*, Pol. Przegl. Rad. 2002.
- [10] www.sonopan.com.pl.

The methods of survey blood flow in human body

Abstract

The article was to present all methods of measurement of blood flow in a human body. Some of them use medical film material from ultrasonography and angiography. In that examinations it was to show the medical and physical aspects of velocity blood flow changes, closed by contractions or aneurisms in blood vessels. An application of computer methods of image analysis for examination velocity of blood flow was presented.

Keywords: blood flow, doppler effect, ultrasonography, angiography

Recenzent: Lek. med. *Tomasz Muszyński*, Klinika otolaryngologii, ul. Śniadeckich 2, Kraków