

Andrzej Nowicki

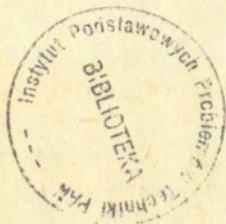
ECHOGRAFIA DOPPLEROWSKA

17/1985

ISSN 0208-5658

Praca wpłynęła do Redakcji 15 lutego 1985 r.

56932



Na prawach rękopisu

---

Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN

Nakład 190 egz. Ark.wyd. 6,9 Ark.druk. 11,5

Oddano do drukarni w kwietniu 1985 r.

Nr zamówienia 282/85

---

Warszawska Drukarnia Naukowa, Warszawa,  
ul. Śniadeckich 8

<http://rcin.org.pl>

## ECHOGRAFIA DOPPLEROWSKA

### 1. Podstawowe prawa rządzące przepływami krwi w tętnicach

W rozdziale tym krótko przedstawione zostaną niektóre zjawiska związane z przepływem krwi w ich powiązaniu z ultradźwiękowymi metodami echografii dopplerowskiej.

Ruchem płynów zajmuje się mechanika cieczy. W zależności od zagadnienia, rozpatruje ona przepływ cieczy nieściśliwych i ściśliwych, lepkich i nielepkich. Znacznie mniej wiemy o przepływach tak skomplikowanych cieczy jak krew. Jest ona bowiem zawieszoną czerwoną i - co z praktycznego punktu widzenia mniej istotne - białych ciałek w osoczu i, ze względu na strukturę, lepkość krwi nie jest stała lecz zależy od średnicy naczynia i gradientu prędkości. W dużych naczyniach można jednak nie popełniając istotnego błędu traktować krew jako ciecz nieściśliwą i lepką, taką samą jak np. woda i gliceryna.

Uzyskiwane wyniki doświadczalne są na ogół zgodne z takim uproszczonym opisem krwi. Występujące, stosunkowo niewielkie różnice mają swe źródło w niedoskonałości modeli doświadczalnych i ograniczonej dokładności metod pomiarowych. Tak np. błędy wydatku krwi mierzonego przepływomierzami elektromagnetycznymi lub ultradźwiękowymi przekraczają często 10%. Jak się jednak wydaje taka niedokładność nie ma większego znaczenia w pomiarach in vivo, ponieważ fizjologiczne zmiany przepływu przekraczają nieraz kilkadziesiąt procent nie dając zewnętrznych objawów klinicznych.

Użytkowników aparatury dopplerowskiej pragnących szerzej zapoznać się z podstawami teoretycznymi mechaniki przepływów cieczy odsyłam do specjalistycznej literatury a zwłaszcza do podstawowych monografii;

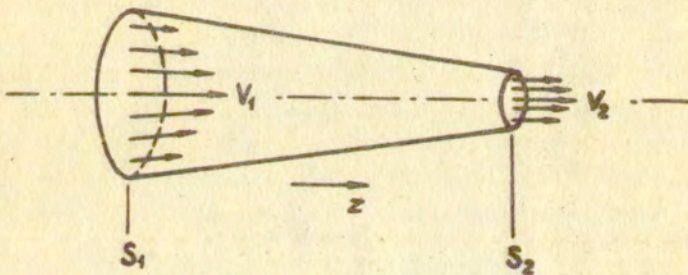
1<sup>o</sup> Mc Donald, D.A., Blood flow in arteries. Edward Arnold, London, /1974/.

2<sup>o</sup> Caro C.G., Pedley T.J., Schroter R.C., Seed W.A., The mechanics of the circulation, Oxford University Press, New York, Toronto, /1978/.

3<sup>o</sup> Pedley, T.J., The fluid mechanics of large blood vessels. Cambridge University Press, Cambridge, /1980/.

### 1.1. Prawo zachowania masy

Prawo zachowania masy zostanie omówione na podstawie dyskusji przepływu pewnej objętości krwi przez rurkę, której średnica zmienia się wzdłuż osi  $z$ .



Rys.1.1 Przepływ przez zwężającą się rurkę.

Niech powierzchnia hipotetycznej rurki u jej wlotu równa jest  $S_1$ , natomiast przy wylocie  $S_2$  / $S$  w  $m^2$ /. Objętość segmentu rurki wynosi  $V$  / $w$   $m^3$ /. Dla cieczy nieściśliwej jej gęstość  $\rho$  / $\gamma$  w  $kg\ m^{-3}$ / jest stała. Objętość cieczy  $Q_1$  wpływająca przez przekrój  $S_1$  w jednostce czasu  $t$  równa jest iloczynowi  $v_1 \cdot S_1$  natomiast objętość cieczy  $Q_2$  wypływająca przez przekrój  $S_2$  /w tym samym czasie/ jest równa  $v_2 \cdot S_2$ .  $v_1$  oraz  $v_2$  oznaczają prędkości średnie przepływu cieczy w przekrojach  $S_1$  i  $S_2$ .

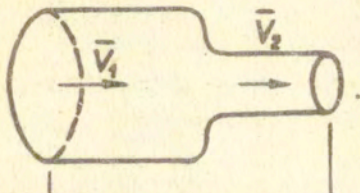
Zasada zachowania masy mówi, że różnica pomiędzy objętością

cieczy  $Q_1$  i objętością cieczy  $Q_2$  równa jest zmianie objętości segmentu rurki w czasie  $t$ .

$$/1.1/ \quad Q_1 - Q_2 = \frac{dV}{dt} = v_1 S_1 - v_2 S_2$$

Jeżeli rurka jest sztywna to oczywiście nie występuje żadna zmiana jej objętości i  $Q_1 = Q_2$ .

W układzie krwionośnym chwilowe zmiany objętości zdrowego segmentu tętnicy mogą być znaczne /do 20%/. W tętnicach zmienionych miażdżycowo, a zwłaszcza w zwężeniach zmiany objętości krótkich odcinków naczynia są naogół pomijalne,



Rys.1.2 Skokowa zmiana średnicy rurki

Równanie /1.1./ pozwala w prosty sposób określić procentową zmianę światła naczynia na podstawie pomiaru prędkości średnich  $v_1$  i  $v_2$  przed zwężeniem i w zwężeniu. Mamy

$$/1.2/ \quad \frac{S_1}{S_2} = \frac{v_2}{v_1} \cdot 100\%$$

Bezpośrednie zastosowanie powyższego wzoru na podstawie pomiarów dopplerowskich nie zawsze prowadzi do poprawnych wyników - wymagany bowiem jest dokładny pomiar prędkości średnich  $v_1$  i  $v_2$  co jak zostanie pokazane w p.3 zależy od widma mocy sygnału dopplerowskiego.

#### 1.2. Przepływ cieczy lepkich - przepływ Poiseuille'a

Podstawowym równaniem opisującym ruch nieściśliwej cieczy newtonowskiej jest równanie Naviera-Stokesa. Przy założeniu stałej gęstości cieczy  $\rho$  oraz, przyjmując że ruch cieczy odbywa się tylko w jednym kierunku, z, równanie Naviera-Stokesa przyjmuje postać:

$$/1.3/ \quad \frac{\partial v_z}{\partial t} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} = - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \eta \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2}$$

gdzie  $\eta$  /w N·s·m<sup>-2</sup>/ jest współczynnikiem lepkości cieczy, a  $\rho$  jest gęstością /w kg · m<sup>-3</sup>/.

Równanie to opisuje zachowanie się nieskończenie małego elementu cieczy pod wpływem przyłożonego gradientu ciśnienia  $\frac{\partial P}{\partial z}$  z uwzględnieniem oporu wywołanego tarciami między elementami cieczy. Dla cieczy newtonowskich zależność t.zw. naprężeń ścinających od gradientu szybkości wyraża się wzorem

$$/1.4/ \quad \tau = \eta \frac{\partial v_z}{\partial r}$$

Rozwiązanie każdego równania różniczkowego /a takim jest równanie Naviera-Stokesa/ wymaga przyjęcia pewnych warunków początkowych i brzegowych.

Dla cieczy newtonowskich przyjmuje się, że ciecz przylega do ścianek t.j., że nie ma na ściankach poślizgu. Tak więc na ściankach sztywnej rurki prędkość cieczy równa jest zero,  $v_z=0$ .

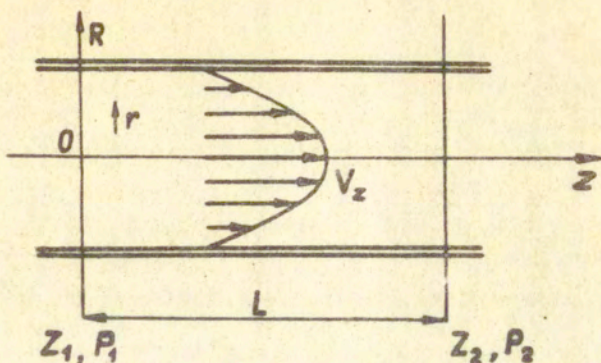
Rozwiązaniem równania /1.3/ dla przepływu ustalonego jest wyrażenie

$$/1.5/ \quad v_z(r) = \frac{\Delta P}{4\eta l} (R^2 - r^2)$$

Wynik powyższy można otrzymać w prosty sposób, analizując zachowanie się cieczy w rurce pod wpływem wzajemnie równoważących się sił lepkich i sił wywołanych gradientem ciśnienia, działających na ciecz.

W rurce o promieniu  $R$  wyodrębniamy jednostkowy element cieczy w postaci cylindra o długości  $L$  i promieniu  $r$ . Jego powierzchnia jest więc równa  $2\pi rL$ . Na tak zdefiniowany element cieczy działa siła  $F$  związana z lepkością cieczy i gradientem prędkości  $\frac{\partial v}{\partial r}$

$$/1.6/ \quad F_\eta = 2\pi r L \frac{\partial v}{\partial r}$$



Rys. 1.3 Przepływ cieczy lepkiej w sztywnej rurce. Pod wpływem przyłożonego ciśnienia  $\Delta P = P_1 - P_2$  na odcinku  $L = z_2 - z_1$  profil prędkości jest parabolą.

Element cieczy porusza się w rurce pod wpływem przyłożonego ciśnienia  $P_1$  u wlotu rurki zmniejszonym o ciśnienie  $P_2$  na jego końcu.

$$/1.7/ \quad F_{\Delta P} = \pi r^2 (P_1 - P_2)$$

Dla przepływu stacjonarnego obie siły  $F_{\eta}$  i  $F_{\Delta P}$  równoważą się

$$/1.8/ \quad 2\pi r L \eta \frac{\partial v}{\partial r} = -\pi r^2 (P_1 - P_2)$$

stąd gradient prędkości  $\frac{\partial v_z}{\partial r}$  równy jest

$$/1.9/ \quad \frac{\partial v_z}{\partial r} = \frac{-r(P_1 - P_2)}{2 L \eta}$$

Całkując obustronnie wyrażenie /1.9/ względem  $r$  otrzymujemy

$$/1.10/ \quad v_z = -\frac{r^2(P_1 - P_2)}{4 L \eta} + C$$

Aby wyznaczyć stałą  $C$  należy określić warunki brzegowe panujące na ścianie rurki. Jak już wspomniano na granicy ciało stałe - ciecz nie ma poślizgu a więc dla  $r=R$ ,  $v=0$ . Podstawiając ten warunek do wyrażenia /1.10/ stała  $C$  wyniesie

$$C = \frac{R^2(P_1 - P_2)}{4L\eta}$$

a następnie

$$/1.11/ \quad v_z(r) = \frac{P_1 - P_2}{4L\eta} (R^2 - r^2)$$

Jest to równanie paraboli.

Aby wyznaczyć ilość cieczy/wydatek/  $Q$  przepływającej przez przekrój rurki w jednostce czasu należy scałkować wyrażenie

/1.11/

$$/1.12/ \quad Q = 2\pi \int_0^R v_z(r) r dr = \frac{\pi(P_1 - P_2) R^4}{8L\eta}$$

Równanie /1.12/ znane jest w literaturze pod nazwą prawa Poiseuilla.

Prędkość średnią otrzymujemy dzieląc wydatek  $Q$  przez pole przekroju rurki

$$/1.13/ \quad v_{sr} = \frac{(P_1 - P_2) R^2}{8L\eta}$$

Maksimum prędkości przepływu występuje dla  $r=0$  t.j. na osi rurki

$$/1.14/ \quad v_{max} = \frac{(P_1 - P_2) R^2}{4L\eta}$$

Porównując /1.13/ i /1.14/ otrzymujemy

$$/1.15/ \quad v_{sr} = \frac{1}{2} v_{max}$$

Prędkość średnia jest więc równa połowie prędkości maksymalnej.

Zależność ta przez dłuższy czas była wykorzystywana przy ultradźwiękowych pomiarach prędkości przepływu krwi. W naczyniach krwionośnych w pobliżu rozgałęzień i w zwężeniach /zwłaszcza w skurczu <sup>serca</sup> profil prędkości znacznie różni się od paraboli: często niezbędna jest więc doświadczalna informacja o aktualnym profilu przepływu /p.3. o impulsowej metodzie dopplerowskiej/.



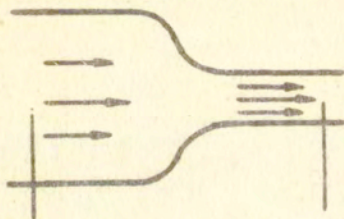
### 1.3. Prawo Bernoulliego; przepływ przez zwężenia.

W p.1.2 pokazano, że przepływ cieczy lepkiej powoduje spadek ciśnienia  $\Delta P$  na odcinku  $L$ . Im krótszy odcinek tętnicy tym mniejszy będzie spadek ciśnienia.

W wielu zagadnieniach płyn można traktować jako nielepki. W przepływach takich cieczy nie ma dysypacji energii kinetycznej, a zasada zachowania energii prowadzi do t.zw. równania Bernoulliego, które ma postać

$$/1.16/ \quad P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (V_2^2 - V_1^2)$$

Stwierdza ono, że za zmianę energii kinetycznej /prawa strona równania/ odpowiada spadek ciśnienia /lewa strona równania/



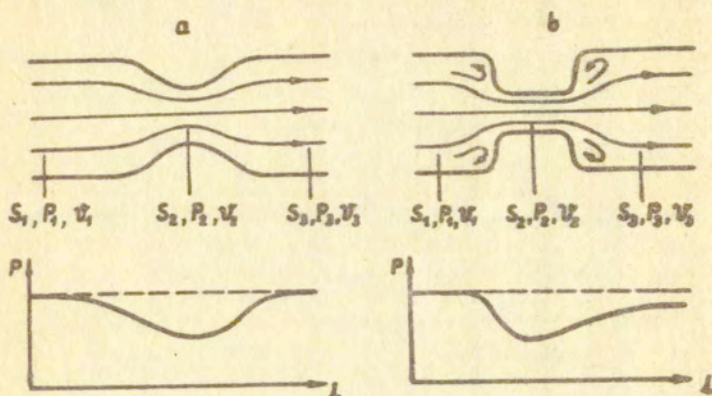
Rys.1.4 · Ciecz wpływając do zwężonego odcinka rurki zwiększa swoją prędkość.

Dla przepływów nieustalonych obowiązuje ogólniejsza postać teorii Bernoulliego

$$/1.17/ \quad \Delta P = \rho \Delta V^2 + \rho \int_L \frac{dv}{dt} dt$$

Drugi składnik wyrażenia /1.17/ uwzględnia wpływ przyspieszenia masy krwi  $\frac{dv}{dt}$  przez zwężenie o długości  $L$  na którym następuje spadek ciśnienia  $\Delta P$ . Przyspieszenie masy krwi, zwłaszcza w momencie skurczu serca, wymaga bowiem dodatkowego ciśnienia.

Na rys.1.5 pokazano dwa typy zwężeń, łagodne i skokowe. Straty ciśnienia w obu przypadkach będą różne. W łagodnym zwężeniu wystąpi konwekcyjne przyspieszenie przepływu związane z prawem Bernoulliego. W krótkim zwężeniu spadek ciśnienia będzie zależał jedynie od różnicy kwadratów prędkości zaś ciśnienie  $P_3$  za zwężeniem będzie na ogół bliskie wartości ciśnienia  $P_1$  przed



Rys.1.5 W łagodnie zwężonej rurce ciśnienie  $P_3$  za zwężeniem osiąga wartość bliską ciśnieniu  $P_1$  przed zwężeniem. W zwężeniu skokowym straty energii związane z zawirowaniami przed i za zwężeniem znacznie obniżają ciśnienie  $P_3$ .

zwężeniem. Za zwężeniem skokowym straty ciśnienia są znaczne co związane jest ze stratami energii spowodowanymi zawirowaniami: ruch staje się turbulentny i dla takiego przepływu prawo Bernoulliego nie obowiązuje.

Dla naszych celów pouczający będzie przykład obliczenia spadku ciśnienia w rurce o średnicy 7 mm /typowa średnica tętnicy szyjnej wspólnej/ zwężonej do średnicy 3 mm na długości 3 mm.

Założmy "gładkie" zwężenie tak, że występuje w nim przepływ laminarny, a następnie obliczymy straty - spadek ciśnienia - wywołane lepkością i wynikające z równania Bernoulliego.

Niech ciśnienie na wlocie rurki wynosi 100 mm Hg natomiast prędkość średnia przepływu  $V_{sr} = 20$  cm/s. Gęstość krwi wynosi  $1.06 \cdot 10^3$  kg m<sup>-3</sup> a jej lepkość około  $3.8 \cdot 10^{-3}$  kg m<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>. Zgodnie z jednostkami SI ciśnienie powinno być wyrażane w Pascalach /Pa/

$$1 \text{ Pa} = \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = \text{kg m}^{-1} \text{s}^{-2}$$

Zamieniając ciśnienie wyrażone w mm Hg na Pa otrzymujemy

$$100 \text{ mm Hg} = 13\,300 \text{ Pa} = 13,3 \text{ kPa}$$

- 1° Spadek ciśnienia związany z lepkością /przepływ Poiseuille'a, wzór /1.13//

$$\Delta P = \frac{8 \eta L v_{sr}}{R^2} = \frac{8 \cdot 3 \cdot 8 \cdot 10^{-3} \cdot 3 \cdot 10^{-3}}{13 \cdot 10^{-3} / 2} \cdot 1.1 = 11 \text{ Pa} \sim 0.1 \text{ mmHg}$$

- 2° Spadek ciśnienia związany z konwekcyjnym przyśpieszeniem Bernoulliego.

Wzrost prędkości  $V_2$  w zwężeniu jest proporcjonalny do zmiany powierzchni przekroju tętnicy.

$$V_2 = V_1 \frac{S_1}{S_2} = 20 \frac{7^2}{3^2} = 1.1 \text{ m/s}$$

$$\Delta P = \frac{1}{2} \rho (V_2^2 - V_1^2) = \frac{1}{2} \cdot 1.06 \cdot 10^3 / 1.21 - 0.04 = 620 \text{ Pa} \sim 5 \text{ mmHg}$$

Spadek ciśnienia związany z przyśpieszeniem konwekcyjnym jest dla obliczonego przykładu około 50 razy większy od strat ciśnienia związanych z lepkością krwi.

W tych obliczeniach przyjęto, że prawo Poiseuille'a zachowuje ważność w zwężającej się rurce. To przybliżenie dla wolno zwężającej się rurki jest dopuszczalne. Spencer [67] opisał przypadek zwężenia tętnicy szyjnej wewnętrznej w której prędkość przepływu dochodziła aż do 6 m/s. Dla tak dużej prędkości w chwili skurczu serca, spadek ciśnienia wyznaczony z równania Bernoulliego wynosi  $\sim 120 \text{ mmHg} / 16 \text{ kPa}$ . Pacjent ten cierpiał jednak na znaczne nadciśnienie  $\sim 205 \text{ mmHg} / 27.3 \text{ kPa}$  zmierzone na ramieniu, tak że wynikająca różnica ciśnień w kręgu Willis'a  $\sim 80 \text{ mmHg} / 10.7 \text{ kPa}$  zapewniała wystarczającą perfuzję mózgu.

Obliczona na podstawie wzoru Bernoulliego wartość spadku ciśnienia jest, jak już mówiliśmy, poprawna tylko w tych przypadkach gdy za zwężeniem nie występują większe zawirowania. Dla ruchu turbulentnego można stosować podaną przez Clark'a [16] zależność

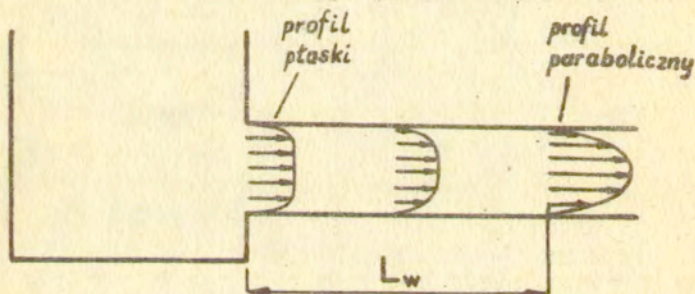
$$/1.18/ \quad \Delta P = k_v \cdot \frac{128 \pi L \eta Q}{S_2^2} + \frac{1}{2} \rho \left( \frac{1}{S_2} - \frac{1}{S_1} \right) Q^2$$

gdzie współczynnik  $k_v > 1$  zależy od profilu przepływu w zwężeniu.

Wyrażenie /1.18/ ma jednak niewielkie znaczenie w pomiarach ultradźwiękowych ponieważ na ogół mierzoną wielkością jest prędkość liniowa przepływu nie zaś wydatek  $Q$  i średnica naczynia.

#### 1.4 Profile przepływu

Paraboliczny profil przepływu jest charakterystyczną cechą przepływu laminarnego cieczy lepkiej w sztywnej rurce. Doświadczenia pokazały, że u wlotu rurki /np. z dużego zbiornika, rys.1.6/ profil przepływu jest płaski z wyjątkiem cienkiej warstwy przyściennej. Ze wzrostem odległości od wlotu warstwa przyścienna powiększa się, aż w końcu w odległości  $l_w$  /odległość wlotowa/ osiąga wartość równą promieniowi rurki; profil przepływu staje się wówczas parabolicznym.



Rys.1.6 Profil przepływu cieczy lepkiej w rurce zmienia się od płaskiego przy wlocie rurki do parabolicznego w odległości  $l_w$  od wlotu rurki.

Odległość wlotowa wyrażona jest przybliżonym wzorem

$$/1.19/ \quad l_w \approx k \cdot d \cdot \frac{gvd}{\eta}$$

Stała doświadczalna  $k$  ma wartości od 0.02 do 0.08 a podane wyrażenie obowiązuje dla wartości iloczynu  $\frac{gvd}{\eta} \leq 2000$ .

Iloczyn  $\frac{gvd}{\eta}$  jest liczbą bezwymiarową zwaną liczbą Reynoldsa  $Re$ . Pozwala ona a priori określić charakter przepływu; przyjmuje się, że przepływ jest laminarny dla  $Re \leq 2000$ . Reynolds

wykazał, że powyżej wartości krytycznej tj. dla  $Re > 2\ 000$  /czasami przyjmuje się  $Re_{kr} = 2500$ / przepływ jest turbulentny a profil przepływu jest bliski płaskiego.

W dużych naczyniach /t.szyjna, udowa/ liczba Reynoldsa przekracza nieznacznie w skurczu <sup>serca</sup> wartość 1 000. W zwichnięciach liczba  $Re$  może jednak czasem przekroczyć wartość krytyczną.

Założmy, że skurczowa prędkość przepływu w t.szyjnej zdrowego człowieka wynosi 50 cm/s, a jej średnica równa jest 7 mm. Dla powyższych wartości odległość wlotowa  $l_w$  od łuku aorty wyznaczona na podstawie wyrażenia /1.19/ wynosi około 15 cm. Wynika z tego, że profil przepływu w t.szyjnej wspólnej poniżej bifurkacji<sup>x</sup> jest spłaszczone co jest zgodne z wynikami doświadczalnymi. W innych dużych naczyniach występuje podobne zjawisko.

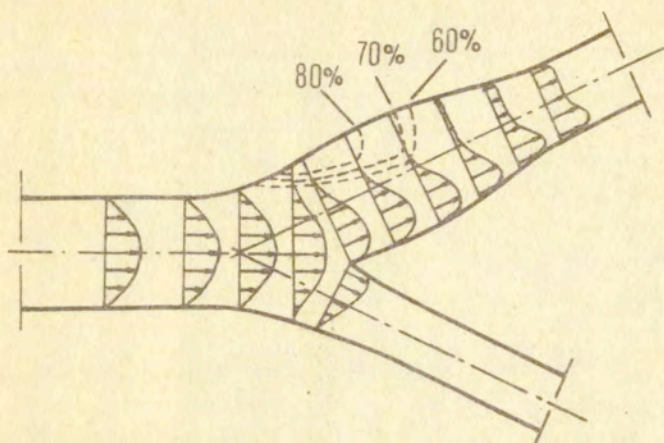
Wielokrotnie zwracano uwagę, że zmiany miażdżycowe umiejscawione są głównie w pobliżu zwężeń względnie rozgałęzień naczyń. Tak np. Wass i wsp. [71] podają, że 34% zmian miażdżycowych prowadzących do niedokrwienia mózgu umiejscowionych jest w tętnicy szyjnej wewnętrznej tuż za rozgałęzieniem.

W wymienionych miejscach występują niewątpliwie zaburzenia symetrii profilu przepływu i pojawia się radialna składowa gradientu ciśnienia. Caro i wsp. [14] sugerują, że małe naprężenia ścinające na ściance znacznie zmniejszają wymianę metabolitów między ścianką naczynia i krwią. Fry [24] sądzi, iż duże naprężenie ścinające powoduje mechaniczne uszkodzenie warstwy endotelium. Te hipotezy nie znalazły jednak dotąd zadowalającego potwierdzenia.

Badania doświadczalne Kalify i Gidensa [36] oraz Bharadvaja i wsp. [8] wykazały, że w okolicy zatoki tętnicy szyjnej wewnętrznej występuje t.zw. strefa martwa a przepływ jest turbulentny. Strefa martwa występuje znacznie rzadziej w tętnicy szyjnej zewnętrznej /dla przepływu stanowiącego 20% lub mniej całkowitego wydatku tętnicy szyjnej wspólnej/.

Istotnym wynikiem przeprowadzonych badań było wykazanie, że separacja linii prądu przepływu w zatoce tętnicy szyjnej wewnętrznej występuje w zakresie całego przepływu fizjologicznego / $Re$  od 400 do 1200/. Wielkość strefy martwej powiększa się ze ~~rozgałęzieniem~~

spadkiem wydatku w tętnicy szyjnej wewnętrznej a dla ustalonego podziału wydatku między tętnicą szyjną wewnętrzną i zewnętrzną - ze wzrostem liczby Reynoldsa.



Rys.1.7 Profile przepływu w płaszczyźnie rozgałęzienia /Re=400/ Ze wzrostem stosunku wydatków w tętnicy szyjnej wewnętrznej i zewnętrznej /60%, 70%, 80%/ powiększa się wielkość strefy martwej z przepływem zaburzonym w okolicy zatoki wg Bharadvaja i wsp. [8].

Opis przepływu cieczy jest znacznie bardziej skomplikowany dla przepływów nieustalonych, w których gradient ciśnienia zmienia się w czasie. O ile szybkość zmian jest niewielka, w dalszym ciągu obserwowany jest paraboliczny profil przepływu. Ze wzrostem szybkości zmian ciśnienia nie można już jednak pominąć sił bezładności, które istotnie zmieniają profil przepływu.

Opis nieustalonego przepływu krwi został zaproponowany po raz pierwszy przez Womersley'a [78] który wprowadził wyrażenia opisujące chwilową prędkość w zależności od promienia  $r/y$ . Dla nieskończonej, sztywnej rurki uzyskał on zależności

$$1.20/ \quad v(y) = \frac{\text{grad } P}{j\omega \rho_0} \left[ 1 - \frac{J_0(\alpha j^{\frac{3}{2}} y)}{J_0(\alpha j)} \right] e^{j\omega t}$$

$$/1.21/ \quad V_{sr} = \frac{\text{grad}P}{j\omega \rho_0} \left[ 1 - \frac{2J_1(\alpha j^{\frac{3}{2}})}{j^{\frac{3}{2}}\alpha J_1(\alpha j^{\frac{3}{2}})} \right] e^{j\omega t}$$

gdzie  $j = \sqrt{-1}$ ,  $y = r/R$  / $R$ -promień rurki,  $r$ -współrzędna radialna w układzie współrzędnych cylindrycznej  $r, \theta, z$  o początku układu w środku rurki/,  $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu}$  / $\nu$  -lepkość kinematyczna,  $\omega$  -pulsacja fali ciśnienia/,  $\rho_0$  -masa właściwa cieczy,  $J_0, J_1$  - funkcja Bessela zerowego i pierwszego rzędu,  $\text{grad}P$  -gradient ciśnienia.

Przy pewnych dodatkowych założeniach wyrażenia /1.20/i /1.21/ można stosować także dla rurek o ściankach sprężystych. Te założenia to:

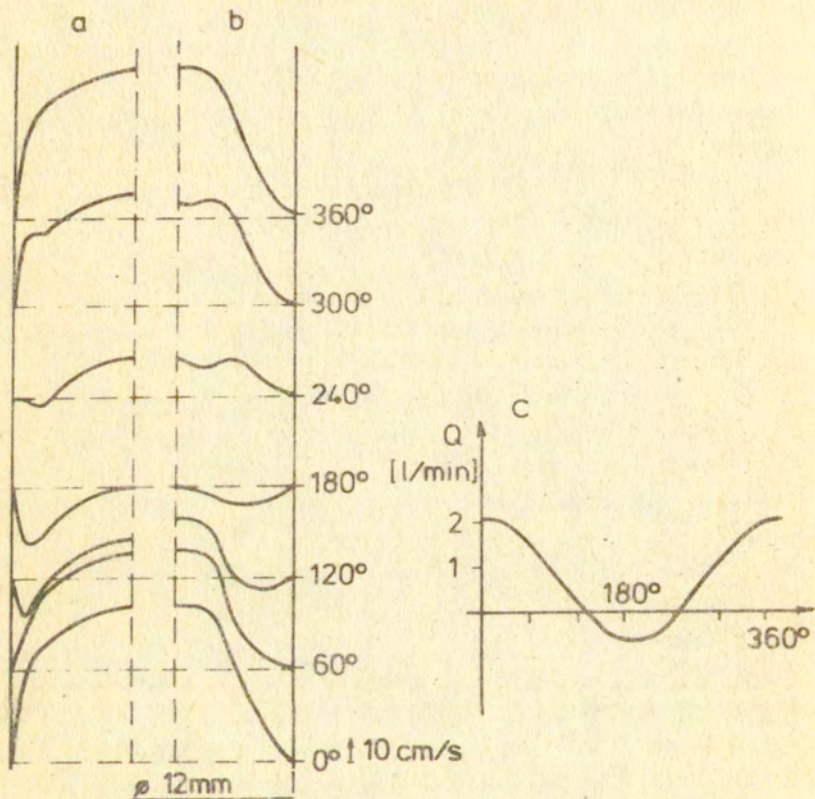
- 1/ ciecz newtonowska jest nieściśliwa,
- 2/ zachowana jest symetria osiowa układu,
- 3/ zakłada się przepływ laminarny,
- 4/ grubość ścianki rurki  $h$  jest cienka w stosunku do promienia rurki  $h/R \leq 0,1$ ,
- 5/ odkształcenia poprzeczne i podłużne ścianki rurki w czasie przepływu w odniesieniu do stanu spoczynkowego są do pominięcia,
- 6/ ścianka rurki izotropowa i jednorodna,
- 7/ prędkość fali ciśnienia  $c_0$  jest dużo większa od prędkości przepływu  $v$ ,  $v/c_0 \ll 1$ .

W odniesieniu do układu krwionośnego nie wszystkie podane założenia są dostatecznie dobrze spełnione.

W czasie skurczu serca /szczególnie w aorcie wstępującej/ krytyczna liczba Reynoldsa może być znacznie przekroczona, i przepływ nie jest laminarny. Niemniej, na poziomie niższych naczyń /tętnica szyjna, udowa, aorta zstępująca i inne/ na ogół mamy do czynienia z przepływami laminarnymi. Warunek  $h/R \leq 0,1$  spełniony jest tylko dla dużych naczyń / $h/R$  wynosi około  $0,1 - 0,15$ ./

Arterie nie są nieskończenie długie, ale dla dużych naczyń, między kolejnymi odgałęzzeniami /bifurkacjami/, niektóre ich segmenty mogą być traktowane jako rurki cylindryczne. Warunek  $v/c_0 \ll 1$  jest dostatecznie dobrze spełniony: średnia prędkość

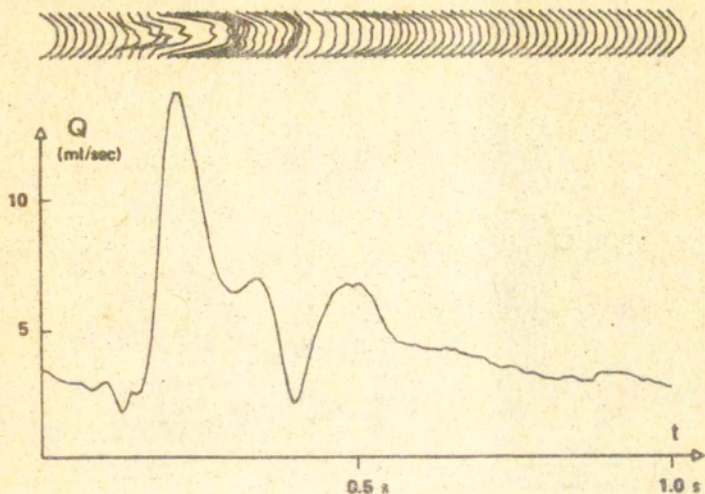
kość  $c_0$  fali ciśnienia w układzie krwionośnym wynosi od 4 do 10 m/s, co dla zakresu chwilowych prędkości przepływu krwi równych kilkadziesiąt cm/s daje wartość stosunku  $v/c_0 < 0,1$ .



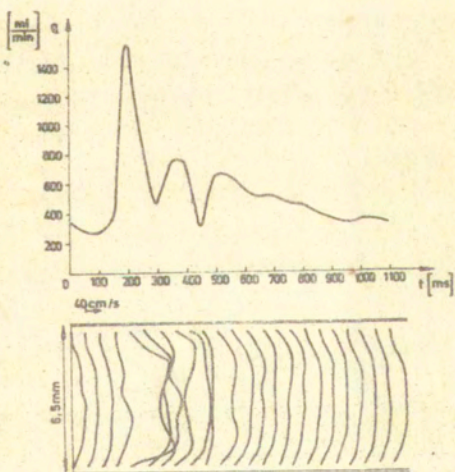
Rys.1.8 Profile przepływu w rurce sztywnej dla superpozycji przepływu ustalonego i sinusoidalnie zmiennego /4Hz/ cieczy o lepkości kinematycznej  $\nu = 5 \cdot 10^{-2}$  St

- a/ obliczone na podstawie wyrażenia /1.20/
- b/ zmierzone impulsową metodą dopplerowską,
- c/ prędkość objętościowa [54]

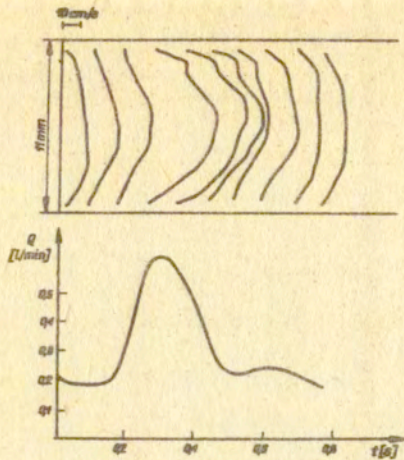




Rys.1.9 Profile prędkości przepływu w t.szyjnej wspólnej /mężczyzna 21 lat/; w skurczu profil prędkości jest spłaszczony [8].



Rys.1.10 Profile prędkości przepływu w t.szyjnej wspólnej /mężczyzna 30 lat/; podobnie jak na rys.1.9 w skurczu profil prędkości jest spłaszczony. Badanie wykonano aparatem UDF-30 <http://rcin.org.pl>



Rys.1.11 Profile prędkości /a/ oraz wydatek krwi /b/ w protezie naczyniowej. Badanie wykonano aparatem UDP-30

Ultradźwiękowe badania doświadczalne profili przepływów pulsujących na ogół różnią się nieznacznie od profili wyznaczanych analitycznie, zwłaszcza w pobliżu ścianek. Główną przyczyną rozbieżności wyników i teorii jest ograniczona rozdzielczość impulsowej metody dopplerowskiej oraz wpływ odbić fali ciśnienia od końców rurki.

### 1.5 Prędkość fali tętna

Ze względu na właściwości włókien elastynowych i kolagenowych można przyjąć - potwierdzono to doświadczalnie - że dla niewielkich odkształceń ścianki tętnic zachowują się jak materiał sprężysty.

Przy takim założeniu, prędkość fali tętna w okrągłej tętnicy spełnia warunki określone równaniem Moensa-Kortewega

$$/1.22/ \quad c_0^2 = \frac{Eh}{2R\rho}$$

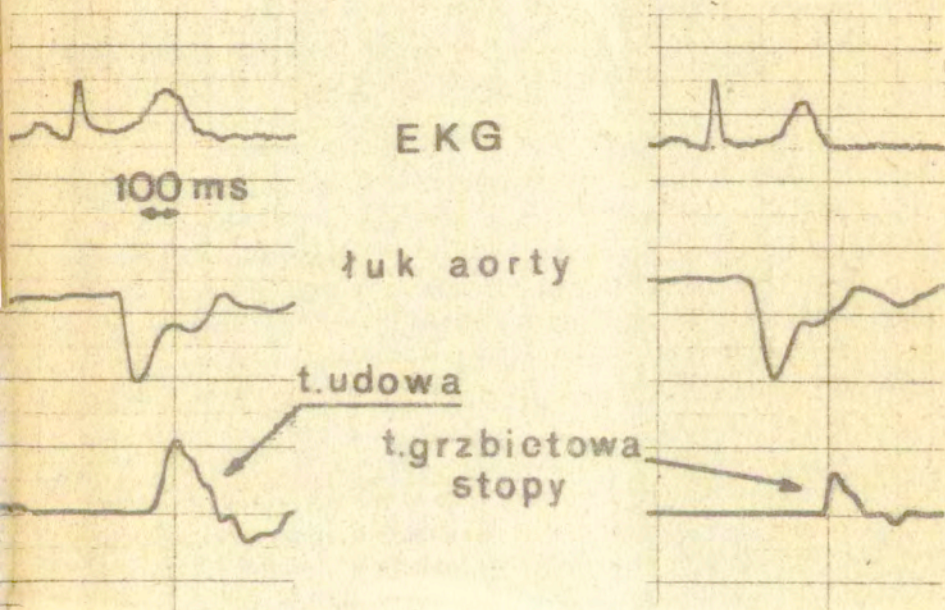
gdzie  $E$  jest modułem sprężystości Younga ścianek naczyń,  $h$  oznacza grubość ścianki,  $R$  - promień rurki a  $\rho$  gęstość materiału ścianki.

Badania doświadczalne przeprowadzone przez Histand'a i Anli-  
kera wykazały zależność prędkości fali tętna od długości seg-  
mentu naczynia oraz od ciśnienia [29]. W zakresie ciśnień od  
70 do 160 mm Hg prędkość  $c_0$  równa jest w przybliżeniu [43]

$$/1.23/ \quad c_0(p) \approx (140 + 2p) \cdot k$$

gdzie  $k \approx 1 + 0.013z$  dla aorty i dużych naczyń ( $z > 40$  cm/

$k \approx 2.35 + 0.0084z$  dla małych naczyń np. tętnica piszczelowa;  $z$  oznacza długość segmentu tętnicy.



Rys.1.12 Pomiar prędkości przepływu krwi w łuku aorty, tętnicy udowej i tętnicy piszczelowej stopy. Odcinki czasu między maksimum prędkości w aorcie i t.udowej oraz t.grzbietowej stopy wynoszą odpowiednio 110 ms i 180 ms na długości 53cm i 136 cm. Stąd prędkość fali tętna w aorcie i t.biodrowej wynosi około 5.3 m/s natomiast średnia prędkość na odcinku między łukiem aorty i stopą - 7.5 m/s.

Ogólnie przyjmuje się, że w zdrowych dużych tętnicach prędkość fali tętna wynosi od 4 m/s do 10 m/s przy czym większe pręd-

kości spotyka się w cienkich naczyniach / $2R=2$  do 5 mm/. Prędkość fali tętna rośnie z postępującym procesem miażdżycowym ponieważ sztywnieją ścianki naczyń. Przykład pomiarów prędkości fali tętna u zdrowego wolontariusza przedstawia rys.1.12.

#### 1.6. Wpływ elastyczności naczyń i oporów przepływu na kształt krzywej prędkości przepływu krwi; teoria "powietrznika"

Obserwując kształt krzywej prędkości przepływu krwi w różnych miejscach układu krwionośnego nasuwa się pytanie - w jaki sposób pulsujący przepływ krwi spowodowany kolejnymi skurczami serca zmienia swój kształt? Im dalej od serca tym łagodniejsze są zmiany krzywej, wzrasta też składowa stała przepływu. Pytanie takie m.in. postawił w początku XX w jeden z twórców współczesnej teorii hemodynamiki Otto Frank. Odpowiedź znalazł, rozpatrując zasadę działania ręcznej pompy strażackiej. W urządzeniu takim pulsujący ruch wody wywołany ręcznym pompowaniem zamieniony zostaje w przepływ ciągły wody na wylocie węża strażackiego. Rozwiązanie polega na umieszczeniu pośredniego zbiornika między pompą i wężem. Szczelnie zamknięty zbiornik wypełniony jest powietrzem /stąd niemiecka nazwa "Windkessel", której polskim odpowiednikiem jest powietrznik/. Woda wtłoczona do zbiornika spręża w nim powietrze, które z kolei podczas przerw w pompowaniu rozprężając się wypycha wodę do węża. Końcówka węża jest znacznie węższa od jego średnicy tak, że wypływająca woda napotyka u wylotu na pewien opór. W ten sposób połączenie elastycznego zbiornika i oporów przepływu umożliwia zamianę przepływu pulsującego w ciągły.

Frank per analogia potraktował układ krwionośny nadając matematyczną formę teorii uwzględniającej wpływ elastyczności naczyń i oporów przepływu krążenia obwodowego na kształt krzywej pulsującego przepływu krwi. Elastyczność określa zdolność naczynia do zmiany swojej objętości pod wpływem zwiększonego ciśnienia. W układzie krwionośnym odgrywa ona podobną rolę jaką powietrze spełniało w zbiorniku pośredniczącym pompy strażackiej. Czasami w miejsce elastyczności wygodniej jest wprowadzić podatność  $C$  naczynia.

Jeżeli potraktujemy aortę jak elastyczny balon wypełniający się krwią w skurczu i opróżniający się w rozkurczu to zależność między przyrostem ciśnienia  $\Delta P$  w aorcie i zmianą jej objętości  $\Delta V$  na postać

$$/1.24/ \quad \Delta V = C \cdot \Delta P$$

gdzie C jest współczynnikiem proporcjonalności zwanym podatnością objętościową.

Zmiana objętości aorty w czasie odpowiada wydatkowi krwi  $Q_A$

$$/1.25/ \quad Q_A = \frac{dV}{dt} = C \frac{dP}{dt}$$

Podatność naczynia jest jednym z dwu podstawowych elementów teorii "Windkessel" opisującej współzależność zmian ciśnienia i przepływu w układzie krwionośnym. To właśnie dzięki podatności, rzut serca<sup>x</sup> może być szybko przyjęty przez aortę i częściowo przez duże naczynia poczym następuje wolny rozptyw krwi w rozkurczu przez małe naczynia obwodowe.

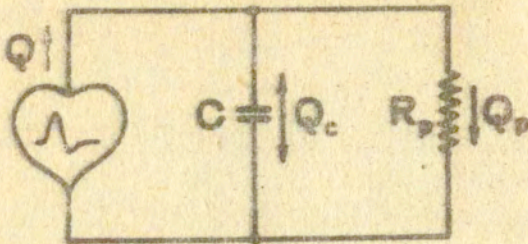
Przepływ rozkurczowy związany jest z obwodowymi oporami przepływu  $R_p$

$$/1.26/ \quad Q_p = \frac{P}{R_p}$$

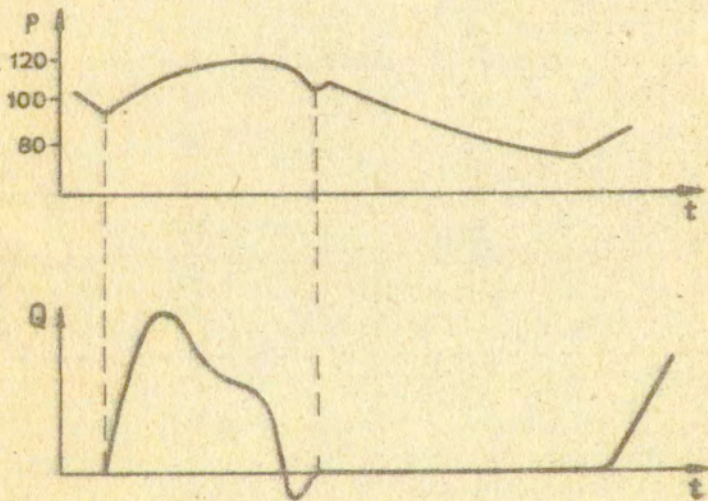
Całkowity przepływ<sup>w</sup> skurczu i rozkurczu jest więc równy

$$/1.27/ \quad Q_A + Q_p = C \frac{dP}{dt} + \frac{P}{R_p}$$

Odpowiednikiem podatności w układach elektrycznych jest pojemność elektryczna C, powodująca akumulację ładunku elektrycznego w obwodzie i następnie rozładowanie się zapewniające ciągły przepływ prądu. Opory przepływu reprezentowane są natomiast jako opór elektryczny, w którym tracona jest energia.



Rys.1.13 Elektryczny model "windkessel" układu naczyniowego.

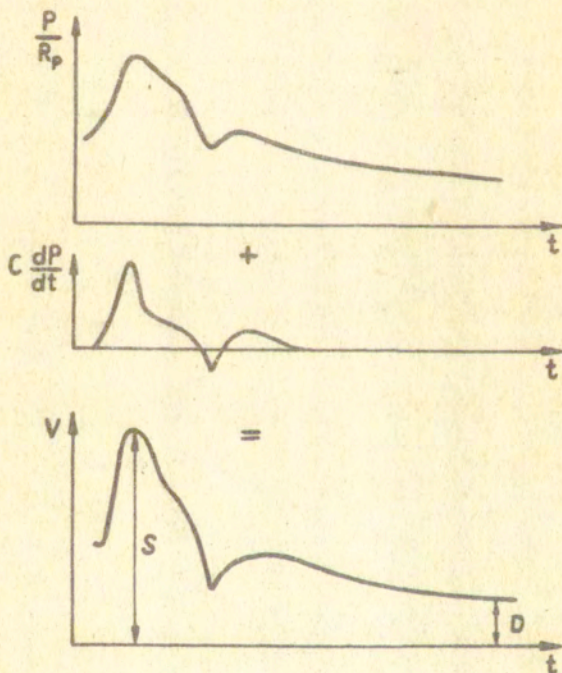


Rys.1.14 Krzywe ciśnienia i przepływu w aorcie wstępującej

W aorcie wstępującej opór jest bardzo duży tak, że praktycznie nie obserwuje się przepływu rozkurczowego. Im dalej w kierunku obwodu tym bardziej wzrasta składnik  $\frac{P}{R_p}$  /maleje  $R_p$ / i wzrasta przepływ rozkurczowy.

Planiol i Pourcelot [ 55 ] wprowadzili indeks związany z opornością naczyniową w krążeniu w dużych naczyniach /zwłaszcza w tętnicach szyjnych/. Przyjęli oni następujące założenia zgodne z modelem przedstawionym na rys. 1.13

- składowa przepływu  $\frac{P}{R_p}$  jest proporcjonalna do chwilowego ciśnienia  $P$  ; odpowiada więc za składową stałą przepływu
- pojemnościowy składnik  $C \frac{dP}{dt}$  związany jest bezpośrednio z podatnością /elastycznością/ naczynia. Składnik ten jest znacznie większy u ludzi młodych niż u ludzi starszych ze zmianami miażdżycowymi.



Rys.1.15 Przepływ w tętnicy szyjnej wspólnej jest sumą składowej oporowej przepływu  $P/R_p$  i składowej podatnościowej  $C dP/dt$  wg. Pourcelota [ 56 ].  
S i D - amplitudy krzywej przepływu w skurczu i rozkurczu. <http://rcin.org.pl>

Indeks Pourcelot'a       $IP = \frac{S - D}{S}$

Indeks IP w normalnej tętnicy szyjnej wspólnej ma wartość od 0.55 do 0.75 .

Wzrost indeksu wskazuje na zmniejszenie się przepływu mózgowego /mała składowa rozkurczowa D a więc duża oporność obwodowa  $R_p$ /.

Zbyt mała wartość indeksu może natomiast wskazywać na nieprawidłowe połączenia tętniczo-żylne, tętniaki itp.



## 2. Podstawy fizyczne

### 2.1. Wprowadzenie

Fale akustyczne należą do grupy mechanicznych zjawisk falowych.

W zakresie częstotliwości od 16 Hz do 16 kHz fale akustyczne nazywamy dźwiękami /pasmo słyszalne, akustyczne/, w zakresie od 16 kHz do 1 GHz ultradźwiękami a powyżej 1 GHz hiperdźwiękami.

W diagnostyce medycznej najczęściej stosowane są fale ultradźwiękowe o częstotliwości od 1 MHz do kilkunastu MHz. W tym zakresie częstotliwości długość fal staje się bardzo mała w porównaniu z wymiarami struktur biologicznych. W rezultacie analizując ultradźwiękowe zjawiska falowe można bezpośrednio stosować fizyczne prawa optyki dotyczące odbicia, załamania oraz ogniskowania fal.

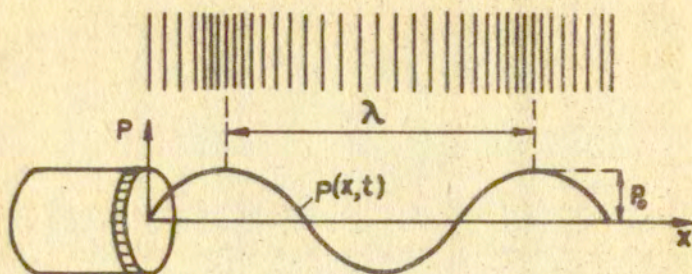
### 2.2. Prędkość rozchodzenia się fal ultradźwiękowych

Propagacja fal ultradźwiękowych w ośrodku biologicznym zależy od jego własności fizycznych. Pod wpływem zmiennego ciśnienia wywieranego przez falę ultradźwiękową na ośrodek, lokalnym zmianom ulega jego gęstość.

Odległość pomiędzy kolejnymi rozrzedzeniami /zagęszczeniami/ ośrodka równa jest długości fali  $\lambda$ . Odległość ta zależy od prędkości  $c$  rozchodzenia się fali w ośrodku oraz częstotliwości fali  $f$ .

$$/2.1/ \quad \lambda = \frac{c}{f}$$

Im większa jest częstotliwość tym mniejsza długość fali. Dla częstotliwości 2 MHz długość fali  $\lambda$  w tkance wynosi 0.775 mm natomiast dla częstotliwości 10 MHz  $\lambda$  maleje pięciokrotnie i równa jest 0.155 mm.



Rys.2.1

Równanie ciśnienia fali ultradźwiękowej rozchodzącej się w ośrodku w kierunku  $x$  ma postać

$$/2.2/ \quad p(x,t) = p_0 e^{-\alpha x} e^{j\omega(t - \frac{x}{c})}$$

gdzie  $\alpha$  oznacza współczynnik tłumienia, a  $\omega$  pulsację fali ultradźwiękowej /  $\omega = 2\pi f$ /

Jak wynika z wyrażenia 2.2/ ciśnienie fali ultradźwiękowej w dowolnym punkcie  $x$  zależy od prędkości rozchodzenia się fali, jej tłumienia oraz częstotliwości.

Wszystkie tkanki miękkie możemy rozpatrywać w pierwszym przybliżeniu jak ciecze, które wykazują sprężystość objętościową. W ośrodkach takich rozchodzić się mogą jedynie fale podłużne, których prędkość opisana jest wzorem

$$/2.3/ \quad c = \sqrt{\frac{B_{ad}}{\rho}}$$

gdzie  $\rho$  oznacza gęstość cieczy,  $B_{ad}$  oznacza adyabatyczny współczynnik sprężystości objętościowej.

Prędkość fal ultradźwiękowych w tkankach miękkich w niewielkim stopniu zależy od rodzaju tkanki i średnio wynosi 1540 m/s  $\pm$  50 m/s

Zmiany prędkości są więc mniejsze od 5% /por.tabela 1/.

Tabela I Prędkość  $c$ , gęstość  $\rho$ , tłumienie  $\alpha$  oraz impedancja akustyczna  $\rho c$  dla wybranych tkanek biologicznych

Ośrodek	$c$ m/s	$\rho$ $\text{kg m}^{-3} \cdot 10^3$	$\alpha$ $\text{dB/cm}$ 5 MHz	$\rho c$ $\text{kg m}^{-2} \text{s}^{-1} \cdot 10^6$
tkanka miękka /średnio/	1540	1.06	6	1.63
mięśnie	1580-1630	1.07	8	1.69 - 1.74
krew	1570	1.06	0.9	1.66
skóra	1500	1.08	0,9	1.63
ścianka naczynia /żuk aorty/	1570	1.06	1	1.66
tkanka tłuszczowa	1450	0.92	3	1.38
płuca	650	0.4	20	0.26
nerki	1550	1.04	6	1.62
mózg	1540-1560	1.03	4	1.55-1.66
wątroba	1560	1.06	6	1.66
kość czaszki	4000	1.38-1.81	50-100	3.75-7.38
woda /20°/	1490	1.00	0.02	1.49

### 2.3. Zjawisko odbicia i załamania fal

Istotnym parametrem charakteryzującym własności akustyczne ośrodka z punktu widzenia zjawiska odbicia fal ultradźwiękowych jest jego impedancja akustyczna. Wielkość ta jest iloczynem prędkości  $c$  fali ultradźwiękowej i gęstości ośrodka.

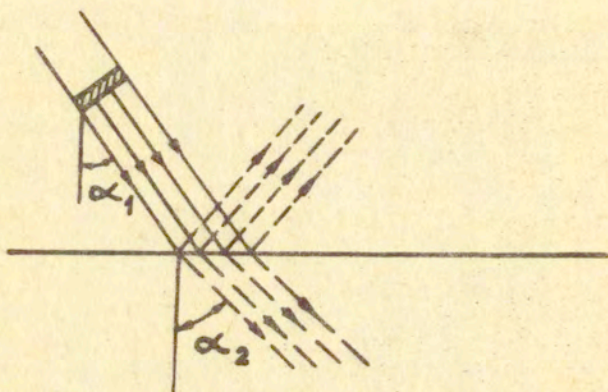
/2.4/ 
$$Z_{ak} = \rho c$$

Znajomość impedancji akustycznej ośrodków pozwala określić jaka część energii fali ultradźwiękowej padającej na granicę dwóch ośrodków ulegnie częściowemu odbiciu i powróci do przetwornika odbiorczego, a jaka przeniknie do następnego ośrodka. Im większa jest różnica między impedancjami akustycznymi dwóch ośrodków tym większe jest <http://rcin.org.pl> odbicie na granicy.

Stała proporcjonalności, zwana współczynnikiem odbicia, między natężeniem fali odbitej i padającej wyrażona jest wzorem

/2.5/

$$R = \left( \frac{\rho_2 c_2 - \rho_1 c_1}{\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1} \right)^2$$



Rys.2.2 Zjawisko odbicia i załamania występuje na granicy dwóch ośrodków różniących się impedancjami akustycznymi. Kąt załamania zależy od prędkości fali w obu ośrodkach.

W przypadku skośnego padania fali ultradźwiękowej na granicę tkanek o różnych wartościach  $\rho c$  zmienia się kierunek fali przechodzącej - zostaje ona załamana pod kątem  $\alpha_2$ . Podobnie jak w optyce znając prędkości rozchodzenia się fali w obu ośrodkach można wyznaczyć kąt załamania na podstawie prawa Snellinsa

/2.6/

$$\sin \alpha_2 = \frac{c_2}{c_1} \sin \alpha_1$$

gdzie  $c_1$  i  $c_2$  oznaczają prędkości rozchodzenia się fali w ośrodkach 1 i 2

#### 2.4. Tłumienie i rozproszenie

W czasie propagacji fali w tkance znaczna część energii jest absorbowana przez ośrodek wydzielając się w postaci ciepła. Prowadzi to do tłumienia fali przy czym ma ono charakter ekspozycji

nencjonalny oraz zależy od właściwości tkanek i częstotliwości fali.

Zależność ciśnienia fali od tłumienia  $\alpha$  wyraża się wzorem

$$/2.7/ \quad p(x) = P_0 e^{-\alpha x}$$

dla natężenia natomiast

$$/2.8/ \quad i(x) = I_0 e^{-2\alpha x}$$

gdzie  $P_0, I_0$  oznaczają początkowe ciśnienie lub natężenie fali,  
 $\alpha$  - współczynnik tłumienia wyrażone w dB/cm/MHz

- 1 dB oznacza w skali liniowej 1.1 razy
  - 3 dB oznacza w skali liniowej 1.4 razy
  - 10 dB oznacza w skali liniowej 3.2 razy
  - 20 dB oznacza w skali liniowej 10 razy
  - 40 dB oznacza w skali liniowej 100 razy
- ogólnie

$$\text{wartość } X \text{ w dB} = 20 \log_{10} X$$

W zakresie częstotliwości stosowanych w diagnostyce medycznej głównym czynnikiem odpowiedzialnym za tłumienie fali jest absorbcja związana z procesami relaksacyjnymi /relaksacja cieplna, tarcie lepkie/.

Tłumienie w tkankach miękkich związane z absorbcją rośnie prawie liniowo ze wzrostem częstotliwości. Filipczyński [19] podaje dokładniejszą zależność

$$/2.9/ \quad \alpha = \alpha_1 \left( \frac{f}{f_1} \right)^n$$

gdzie  $\alpha_1$  oznacza zmierzony współczynnik absorbcji dla częstotliwości  $f_1$  /na ogół  $f_1 = 1$  MHz/,  $f$  - częstotliwość dla której obliczamy tłumienie  $\alpha$ ,  $n$  - wykładnik potęgi równy zazwyczaj 1 - 1.2.

Niezależnie od absorpcji część energii fali ultradźwiękowej zostaje w ośrodku rozproszona. Decydują o tym głównie niejednorodności tkanek.

O ile w echograficznych badaniach struktur biologicznych zjawisko rozproszenia jest na ogół pomijane to w badaniach przepływu krwi jest ono czynnikiem decydującym.

Z fizycznego punktu widzenia, krew jest zawiesiną komórek w ciekłej plazmie. Komórki te, to krwinki czerwone /erytrocyty/, krwinki białe /leukocyty/ oraz płytki krwi /trombocyty/. Ich średnia liczba w  $1 \text{ mm}^3$  krwi wynosi odpowiednio około  $5 \cdot 10^6$ ,  $10^4$ ,  $10^6$ .

Badania eksperymentalne przeprowadzone przez Reida dotyczące rozproszenia we krwi fal ultradźwiękowych o częstotliwościach w zakresie od 4 MHz do 16 MHz prowadziły do wniosków, że: a/ głównym źródłem rozproszenia są erytrocyty - dla częstotliwości 5 MHz energia fali ultradźwiękowej rozproszonej na trombocytach była około 1000 razy mniejsza od energii fali rozproszonej na erytrocytach i w zakresie normalnych koncentracji fizjologicznych praktycznie niewykrywalna, b/ amplituda fali rozproszonej jest proporcjonalna do wielkości hematokrytu w zakresie od 7% do 40%, a więc w zakresie fizjologicznej gęstości krwi, -c/ rozproszenie jest izotropowe, d/ efektywna powierzchnia rozpraszająca krwinki wynosi  $10^{-4}$  jej geometrycznej powierzchni, e/ energia fali rozproszonej wzrasta z czwartą potęgą częstotliwości. [58].

Wyniki Reida potwierdziły a priori przyjęte założenia, że rozproszenie ultradźwięków przez krew podlega prawu Rayleigh'a. Prawo to mówi, że jeżeli wymiary obiektu są dużo mniejsze od długości fali oraz jeżeli rozproszenie jest pierwszego rzędu to energia fali rozproszonej rośnie z czwartą potęgą częstotliwości fali padającej na obiekt.

Poglądowo, krwinkę można przedstawić jako twór w kształcie dysku o wymiarach od  $10^{-3}$  do  $10^{-2}$  mm. Dla częstotliwości równej 5 MHz, długość fali ultradźwiękowej  $\lambda$  wynosi  $3 \cdot 10^{-1}$  mm, a więc stosunek długości fali do geometrycznych wymiarów krwinki wynosi od 30 do 300, co w myśl teorii Rayleigha pozwala ją

traktować jako punkt rozpraszający.

Opierając się na takim modelu rozproszenia Roevros [62] zaproponował, aby moc sygnału rozproszonego we krwi była rozpatrywana jako suma mocy sygnałów rozproszonych na poszczególnych erytrocytach

$$/2.10/ \quad P = P_1 \xi V$$

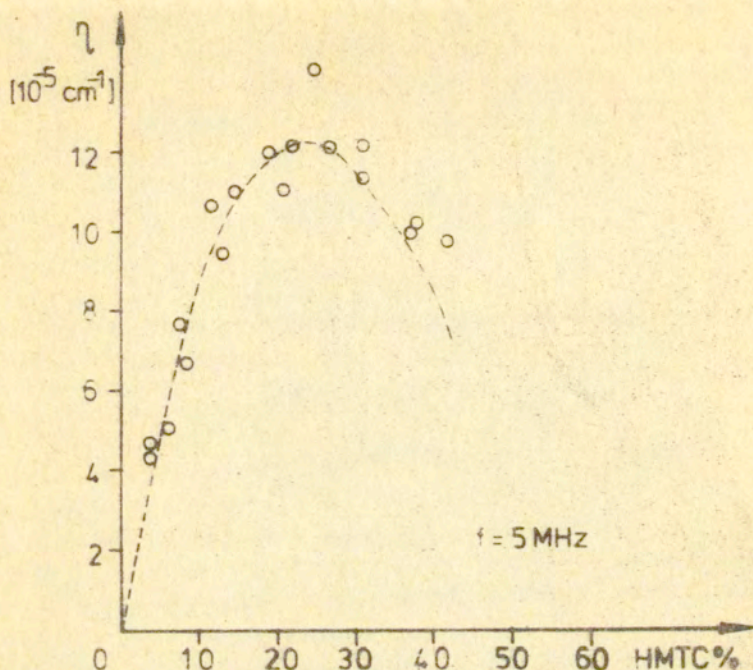
gdzie:  $P_1$  - jest mocą sygnału rozproszonego na pojedynczym erytrocycie,  $\xi$  określa koncentrację erytrocytów,  $V$  - jest objętością krwi znajdującą się w polu ultradźwiękowym.

Wyrażenie /2.10/ prowadziło do wniosku, że całkowita moc sygnału rozproszonego we krwi zależy jedynie od koncentracji erytrocytów w objętości krwi zawartej w polu ultradźwiękowym. Ostatnio jednak dokładne badania zjawiska rozproszenia ultradźwięków we krwi przeprowadzone przez Shunga i wsp. [69] wykazały, że rozumowanie takie jest słuszne jedynie dla hematokrytu poniżej 10%. W tym bowiem zakresie zależność między współczynnikiem rozproszenia  $\eta$  i hematokrytem HMTK jest w przybliżeniu liniowa /rys.2.3/. Hematokryt określamy następująco

$$\text{hematokryt} = \frac{\text{objętość erytrocytów} \times 100 \%}{\text{całkowita objętość erytrocytów i plazmy}}$$

Badania Bordesa i wsp. [9] jeszcze bardziej zawężają zakres liniowej zależności między mocą sygnału rozproszonego i hematokrytem, bo jedynie do hematokrytu równego 2%, przy czym powyżej hematokrytu 10% moc sygnału rozproszonego osiąga maksimum. Ostatnie stwierdzenie jest zgodne z wynikami badań Whita i wsp. [76].

W pracy wykorzystano wyniki badań Shunga ze względu na ich ilościowy charakter oraz ponieważ pozostają one w zgodzie z wcześniej opracowaną przez Reida i Siegelmana teorią rozpraszających własności krwi.



Rys.2.3 Zależność między współczynnikiem rozproszenia i wielkością hematokrytu dla częstotliwości 5MHz /linia przerywana - krzywa teoretyczna/, punkty - wyniki pomiarów [69 ].

Shung eksperymentalnie wykazał, że w zakresie od kilku do 15MHz rozproszenie rzeczywiście wzrasta w przybliżeniu z czwartą potęgą częstotliwości. Dla częstotliwości 5 MHz, 8,5 MHz i 15 MHz /hematokryt 20%/ współczynnik rozproszenia wynosi odpowiednio  $12 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$ ,  $8 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$  i  $8 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^{-1}$  wzrasta więc w przedziale 5 - 8,5 MHz, 6.6 razy a w przedziale 5 - 15 MHz, 66 razy.

Teoretycznie wzrost współczynnika rozproszenia powinien wynosić dla w/w częstotliwości 8.4 oraz 84 razy - błąd jest więc niewielki. Dla niewielkiego hematokrytu poniżej 15% zależność rozproszenia od czwartej potęgi częstotliwości jest spełniona ze znacznie większą dokładnością,

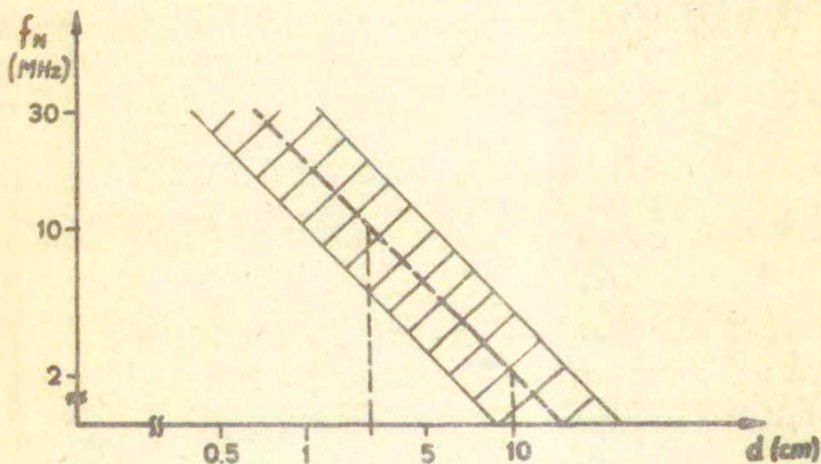


Jak wynika z rys.2.3 powyżej hematokrytu 25% rozproszenie maleje. Ze wzrostem koncentracji czerwonych krwinek nie można prawdopodobnie traktować poszczególnych drobin jako niezależne źródła rozproszenia.

Dla fizjologicznie normalnego hematokrytu /40-45%/ średnia odległość między poszczególnymi krwinkami stanowi zaledwie 10% ich średnicy. Obserwuje się również zjawisko migracji większej ilości krwinek w kierunku środka naczynia - krwinki płyną tam tworząc większe aglomeraty zwane rulonami.

Wy b ó r o p t y m a l n e j c z ę s t o t l i w o ś c i u l t r a d ź w i ę k o w e j

Wybór częstotliwości optymalnej  $f_{opt}$  w badaniach przepływu krwi jest kompromisem między tłumieniem wnoszonym przez ośrodek dla danej częstotliwości oraz rozproszeniem na krwinkach.



Rys.2.4 Zakres optymalnych częstotliwości ultradźwiękowych w zależności od głębokości, na której znajduje się badane naczynie krwionośne [6].

Jak wynika z rys.2.4 w badaniach serca gdzie badane obszary przepływu krwi leżą głęboko /10-15 cm/ optymalna częstotliwość równa jest około 2 MHz. W badaniach naczyń obwodowych leżących na głębokości od 1.5 cm do 4 cm stosowane przez producentów aparatury dopplerowskiej częstotliwości leżą w zakresie

5 - 10 MHz.

Wyniki doświadczalne z różnych ośrodków zebrane przez Bakera [6] w postaci wykresu na rys.2.4 zgodne są z ogólnym wyrażeniem podanym przez McLeoda [41] opisującym wpływ podstawowych czynników takich jak rozproszenie /wzrost sygnału z czwartą potęgą częstotliwości/ tłumienie /eksponencjalny spadek sygnału ze wzrostem częstotliwości/ oraz szumów aparatury elektronicznej wzrastających w przybliżeniu liniowo z częstotliwością na stosunek sygnał/szum . /S/N/

$$/2.11/ \quad \frac{S}{N} \div \frac{f_o^4}{f_o d^2} e^{-2\alpha f_o d}$$

Optymalną częstotliwość  $f_{opt}$  /maksimum  $\frac{S}{N}$  / znajdujemy różniczkując wyrażenie /2.11/ względem częstotliwości i przyrównując wynik do zera

$$/2.12/ \quad f_{opt} = \frac{3}{2\alpha d}$$

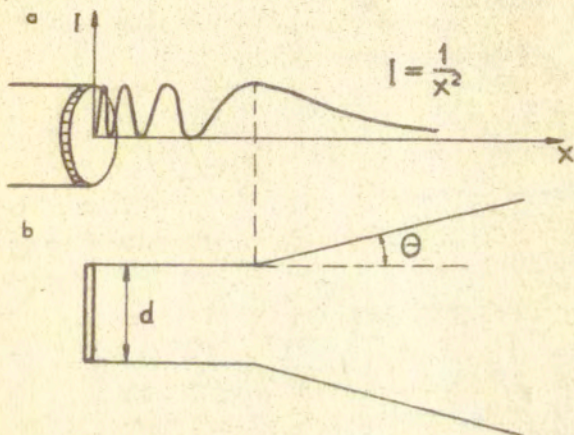
Tłumienie  $\alpha$  wyrażone jest zazwyczaj w ilości k decybeli na megaherc na centymetr /dB/MHz/cm/ w związku z czym wyrażenie /2.12/ można zapisać w postaci

$$/2.13/ \quad f_{opt} = \frac{15 \log e}{kd} \quad [\text{MHz}]$$

Wells [73] przedstawił dane z kilkunastu ośrodków dotyczące tłumienia w tkankach miękkich, w/g których można przyjąć, że średnia wartość tłumienia  $\alpha$  znormalizowana względem częstotliwości w zakresie od 1 MHz do 10 MHz wynosi 0.4. Wstawiając tę wartość do wyrażenia /2.13/ otrzymujemy  $f_{opt} = \frac{16}{d}$  [MHz]. Według Bakera z wsp. [6]  $f_{opt}$  przy obecnym stanie techniki elektronicznej i zwiększonej czułości przetworników ultradźwiękowych może osiągnąć wartość  $f_{opt} \approx \frac{30}{d}$  [MHz].

## 2.5 Generacja fal ultradźwiękowych

W polu ultradźwiękowym wytwarzanym przez przetwornik ultradźwiękowy wyróżnia się dwa charakterystyczne obszary; strefa bliska lub t.zw. obszar Fresnela i pole dalekie zwane obszarem Fraunhofera.



Rys.2.5 Rozkład natężenia /a/ i kształt wiązki ultradźwiękowej /b/ generowanej przez okrągły przetwornik.

Zasada teoretycznego wyznaczania rozkładu pola dla przetwornika drgającego tłokowo polega na zastąpieniu okrągłego przetwornika dużą /w granicy nieskończoną/ ilością elementarnych punktowych źródeł promieniujących kuliste fale ultradźwiękowe. W wyniku dyfrakcji i interferencji poszczególnych fal otrzymuje się kształt wiązki jak na rys.2.5 /fale o tej samej fazie dodają się a o fazie przeciwnej znoszą się w myśl zasady superpozycji Huygensa/.

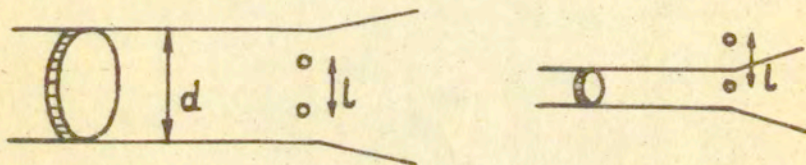
Przybliżona granica między polem bliskim i dalekim znajduje się w odległości

$$x \approx \frac{d^2}{\lambda}$$

W polu dalekim wiązka jest rozbieżna a kąt rozbieżności określony jest wzorem

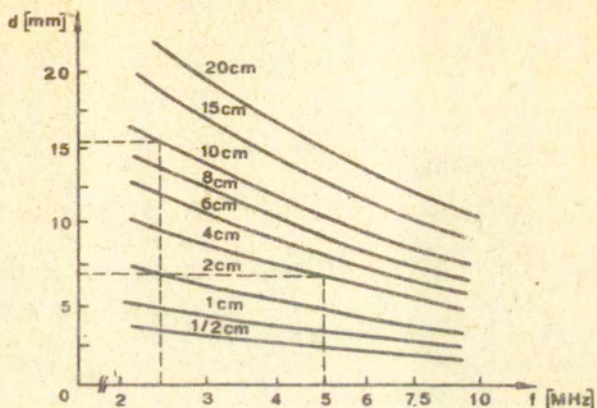
$$/2.15/ \quad \Theta = \text{arc sin } 1.22 \frac{\lambda}{d}$$

Na ogół w systemach diagnostycznych wymagana jest jak największa rozdzielczość - zdolność rozróżniania blisko siebie położonych, a różniących się własnościami struktur. Im węższa będzie wiązka ultradźwiękowa tym mniejsza może być odległość między dwiema badanymi strukturami.

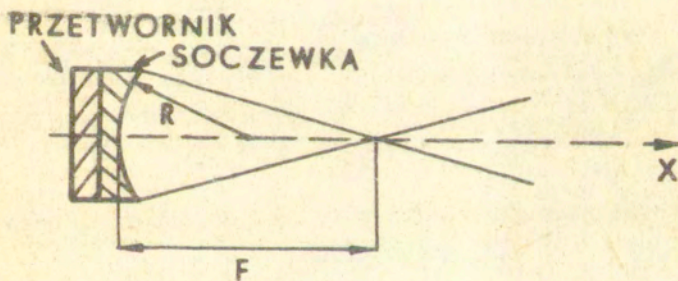


Rys. 2.6 Zdolność rozdzielcza zależy od szerokości wiązki ultradźwiękowej. Aby rozróżnić dwa obiekty odległe od siebie o dystans  $l$  należy stosować wiązki ultradźwiękowe o średnicy  $d < l$ .

Jak jednak wynika z wzorów /2.14/, /2.15/ oraz wykresu na rys. 2.7 im mniejsza jest średnica przetwornika tym krótsze jest pole bliskie, na zewnątrz którego wiązka szybko rozszerza się. Dlatego też, jeżeli wymagane jest wytwarzanie wąskich wiązek na stosunkowo długiej odległości należy stosować podobnie jak w optyce soczewki ogniskujące pole ultradźwiękowe. Różnią się one od soczewek optycznych tym, że o ile w optyce efekt ogniskowania otrzymuje się poprzez soczewki wypukłe to fale ultradźwiękowe ogniskowane są zazwyczaj soczewkami wklęsłymi. Wynika to z faktu, iż prędkość ultradźwięków w materiałach używanych do konstrukcji soczewek jest większa od prędkości w tkankach. W optyce natomiast prędkość fal świetlnych jest mniejsza w soczewkach niż w powietrzu.



Rys.2.7 Długość pola bliskiego w zależności od częstotliwości oraz średnicy przetwornika



Rys.2.8 Zasada ogniskowania wiązki ultradźwiękowych  
 $F$  - ogniskowa,  $R$  - promień krzywizny soczewki

Soczewki ultradźwiękowe wytwarzane są głównie z materiałów sprężystych m.in. z pleksiglasu  $/c = 2.7 \cdot 10^3$  m/s/ i żywicy epoksydowej  $/c = 2,75 \cdot 10^3$  m/s/.

Ogniskowa  $F$  określona jest jako odległość od powierzchni soczewki do punktu na osi  $x$  w którym występuje maksymalne natężenie fali.

Przybliżona zależność między ogniskową  $F$  i promieniem  $R$  oraz prędkościami w soczewce  $/c_1/$  i w ośrodku  $/c_2/$  ma postać

/2.16/

$$F \approx \frac{R}{1 - \frac{C_2}{C_1}}$$

Obecnie większość dopplerowskich głowic ultradźwiękowych przeznaczonych do badania przepływów krwi posiada soczewki ogniskujące; głowice naczyniowe na głębokości  $\sim 1,5$  cm, głowice kardiologiczne na głębokości od 5 cm do 10 cm.

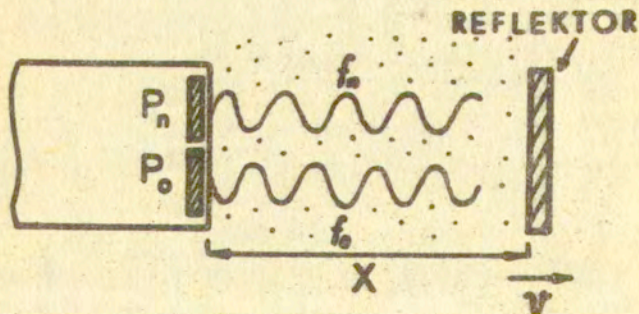
## 2.6. Zjawisko Dopplera

Zjawisko Dopplera występuje wszędzie tam gdzie źródło fal elektromagnetycznych lub akustycznych znajduje się w ruchu względem obserwatora. Obojętne przy tym jest czy porusza się źródło czy też obserwator.

Powszechnie znanym efektem występowania zjawiska Dopplera jest zmiana wysokości tonu sygnału przejeżdżającej obok nas karetki pogotowia. Gdy karetka zbliża się do nas słyszymy ton wyższy /wyższa częstotliwość/ gdy karetka oddala się, ton obniża się /niższa częstotliwość/.

Zjawisko Dopplera znalazło szerokie zastosowanie w ultradźwiękowej diagnostyce układu krwionośnego. Fale ultradźwiękowe rozproszone na krwinkach płynących w naczyniach krwionośnych zmieniają swoją częstotliwość proporcjonalnie do prędkości przepływu krwi.

Rozważmy falę ultradźwiękową o częstotliwości  $f_n$  promieniowaną przez nadawczy przetwornik ultradźwiękowy  $P_n$



Rys.2.9 Zasada zjawiska Dopplera

Niech początkowa odległość reflektora od przetwornika wynosi  $x$ . Fala ultradźwiękowa promieniowana przez przetwornik nadawczy  $P_n$  po odbiciu od reflektora powraca do przetwornika odbiorczego  $P_o$ . Przebywa więc ona drogę  $d = 2x$  z prędkością  $c$  równą prędkości rozchodzenia się ultradźwięków w danym ośrodku. Jeżeli reflektor porusza się z prędkością  $v$  to droga  $2x$  wzrasta liniowo z czasem zgodnie z wyrażeniem  $x = \pm vt$  przy czym znak +/- odpowiada prędkości w kierunku  $+x/-x$ . W związku z powyższym zmienia się również liniowo faza odebranego sygnału.

Ponieważ zgodnie z definicją częstotliwość fali równa jest prędkości zmian fazy sygnału w czasie, więc częstotliwość odbitej fali ultradźwiękowej będzie zmieniała się liniowo, proporcjonalnie do prędkości reflektora.

Niech fala nadawcza ma postać

$$/2.17/ \quad u_n = U_n \cos 2\pi f_n t$$

Fala odbita będzie równa

$$/2.18/ \quad u_o = U_o \cos \left( 2\pi f_n t + 2x \frac{2\pi f_n}{c} \right)$$

i następnie po przekształceniu

$$\begin{aligned} u_o &= U_o \cos \left( 2\pi f_n t \pm 2 \frac{2\pi f_n vt}{c} \right) \\ /2.19/ \quad &= U_o \cos 2\pi \left( f_n \pm 2 \frac{f_n v}{c} \right) t \end{aligned}$$

Wynika stąd częstotliwość fali odebranej

$$/2.20/ \quad f_o = f_n \pm 2 \frac{f_n v}{c}$$

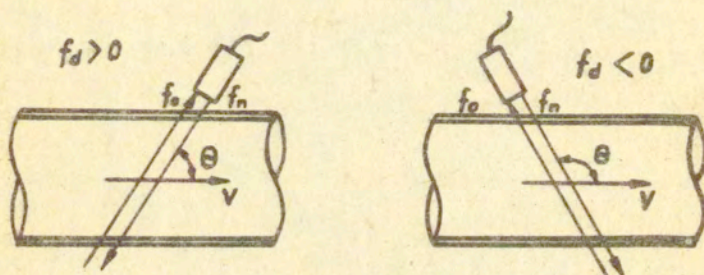
Drugi składnik wzoru /2.20/ nazywany jest częstotliwością dopplerowską  $f_d$  ewentualnie przesunięciem dopplerowskim

/z ang. Doppler Shift/.

Jeżeli reflektor porusza się względem przetwornika pod pewnym kątem  $\Theta$  wzór na częstotliwość dopplerowską należy zmodyfikować wprowadzając cosinus kąta  $\Theta$  między kierunkiem ruchu reflektora i wiązką ultradźwiękową

$$/2.21/ \quad f_d = 2 \frac{f_n v}{c} \cos \Theta$$

W wyrażeniu /2.21/ pominięto znak  $\pm$  ponieważ uwzględniony on jest poprzez wprowadzenie funkcji  $\cos \Theta$



Rys.2.10 W zakresie kątów  $\Theta$  od  $0^\circ$  do  $90^\circ$  wartości  $\cos \Theta$  są dodatnie, a w zakresie od  $90^\circ$  do  $180^\circ$  ujemne; odpowiednio  $f_d$  przyjmuje wartości dodatnie lub ujemne.

Obliczmy przykładowo wartość częstotliwości dopplerowskiej odpowiadającej prędkości przepływu krwi w tętnicy szyjnej wspólnej

częstotliwość nadajnika	$f_n = 5 \text{ MHz}$
prędkość rozchodzenia się ultradźwięków we krwi	$c = 1570 \text{ m/s}$
prędkość krwi w skurczu	$V_s = 50 \text{ cm/s}$
prędkość krwi w rozkurczu	$V_r = 10 \text{ cm/s}$
kąt	$\Theta = 60^\circ \quad \cos 60^\circ = \frac{1}{2}$

$$\text{skurcz; } f_d = 2 \frac{f_n v}{c} \cos \Theta = 2 \cdot \frac{5 \cdot 10^6 \cdot 50}{157\ 000} \cdot \frac{1}{2} \approx 1600 \text{ Hz}$$

$$\text{rozkurcz; } f_d = 2 \cdot \frac{5 \cdot 10^6 \cdot 10}{157\ 000} \cdot \frac{1}{2} \approx 320 \text{ Hz}$$



W zwięźeniu prędkość w skurczu może osiągnąć kilka m/s. Niech  
 $V_s = 4 \text{ m/s}$

$$f_d = 2 \frac{5 \cdot 10^6 \cdot 400}{157000} \frac{1}{2} \approx 12\,700 \text{ Hz}$$

Jak widać na podanym przykładzie zakres częstotliwości dopplerowskich leży w paśmie częstotliwości akustycznych - słyszalnych  $f_d < 16000 \text{ Hz}$ . Umożliwia to nie tylko elektroniczny pomiar częstotliwości dopplerowskich ale również słuchową ocenę sygnału dopplerowskiego.

### 3. Dopplerowskie metody pomiaru przepływu krwi

#### 3.1. Wprowadzenie

W paragrafie 2.6 opisano efekt Dopplera związany rozproszeniem fali ultradźwiękowej przez poruszającą<sup>się</sup> pojedynczą krwinkę /ew. grupę krwinek płynących z taką samą prędkością/. W rzeczywistości rozproszenie fali ultradźwiękowej jest procesem losowym. Rozproszenie pierwszego rzędu Rayleigha i losowe położenie krwinki pozwalają przypuszczać, że proces rozproszenia podlega rozkładowi Poissona. Oznacza to, że prawdopodobieństwo pojawienia się  $N$  krwinek w objętości  $V$ , objętej polem ultradźwiękowym, opisane jest wzorem

$$/3.1/ P(N \text{ krwinek w objętości } V) = \frac{(\rho V)^N e^{-\rho V}}{N!}$$

gdzie  $\rho$  oznacza gęstość krwinek /średnia ilość w  $1 \text{ mm}^3$ /.

Wartość oczekiwana /średnia/ liczby krwinek w objętości  $V$  równa jest pierwszemu momentowi rozkładu  $P/N/V$  i wynosi  $\rho V$ . Losowy charakter rozproszenia wpływa na chwilowe fluktuacje energii odbieranego sygnału - znajduje to potwierdzenie w bezpośrednich pomiarach *in vitro* i *in vivo*.

Krwinki poruszają się w naczyniu krwionośnym z różną prędkością; najszybciej w środku naczynia, wolniej w pobliżu ścianek. Każda krwinka jest więc źródłem rozproszonej fali ultradźwiękowej o różnej częstotliwości dopplerowskiej. Suma poszczególnych fal rozproszonych odebranych przez przetwornik ultradźwiękowy charakteryzuje się więc pewnym widmem częstotliwości w zakresie od  $f_d \approx 0$  dla krwinek znajdujących się przy ściankach do  $f_d = f_d \text{ max}$  dla krwinek płynących w środkowej części naczynia.

W paragrafie 3. zostaną omówione metody pomiarów kierunku przepływu oraz średniej i maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej z uwzględnieniem wpływu charakteru przepływu na wyniki pomiarów.

### 3.2. Widmo sygnału dopplerowskiego

Intuicyjnie można przewidzieć, że sygnał ultradźwiękowy rozproszony przez grupę krwinek będzie stanowił sumę składowych sygnałów o różnych częstotliwościach dopplerowskich, zależnych od prędkości poszczególnych krwinek.

Badanie własności sygnałów, a zwłaszcza ich wzajemnych zależności w czasie i w częstotliwości stanowi część analizy Fouriera.

W analizie Fouriera wykorzystuje się podstawowe prawo obowiązujące wszystkie sygnały fizyczne stwierdzające, że każdy złożony sygnał może być przedstawiony w postaci sumy sygnałów o częstotliwościach harmonicznych. Zależność między czasową i częstotliwościową reprezentacją sygnału opisywanego jest najczęściej parą całek Fouriera zwanych transformatami Fouriera

$$/3.2/ \quad f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) \cos \omega t d\omega + j \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) \sin \omega t d\omega$$

$$/3.3/ \quad F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cos \omega t dt - j \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \sin \omega t dt$$

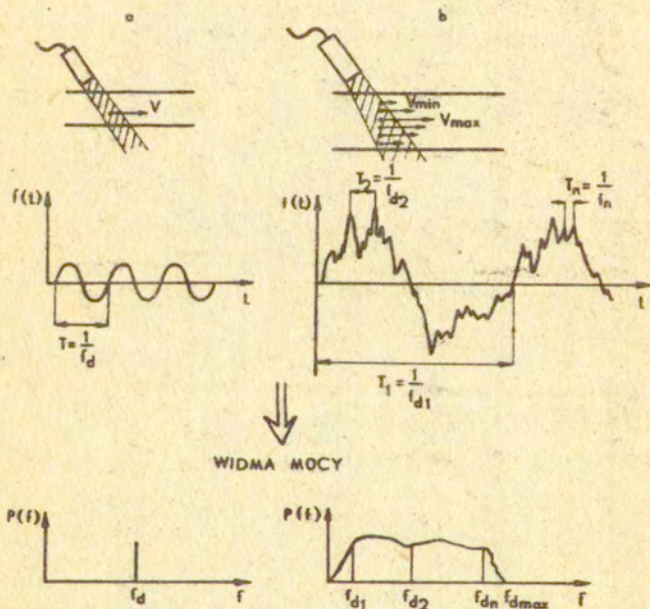
gdzie  $j = \sqrt{-1}$  natomiast  $\omega = 2\pi f$  jest pulsacją sygnału. Nie wnikając w teorię transformat Fouriera można zauważyć, że wystarczy znać przebieg sygnału w czasie aby wyznaczyć jego "obraz" w dziedzinie częstotliwości i odwrotnie.

Wygodniejszą formą przedstawienia sygnału w dziedzinie częstotliwości jest zastąpienie rozkładu jego amplitud /kolejnych wartości  $F(\omega)$  dla różnych  $\omega$  / rozkładem mocy poszczególnych składowych. Postępowanie takie prowadzi do określenia z jaką prędkością płyną poszczególne krwinki lub ściślej jaka jest energia sygnału rozproszonego na krwinkach płynących z różną prędkością.

Widmo mocy  $P(\omega)$  określone jest wzorem

$$/3.4/ \quad P(\omega) = \left[ \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cos \omega t dt \right]^2 + \left[ \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \sin \omega t dt \right]^2$$

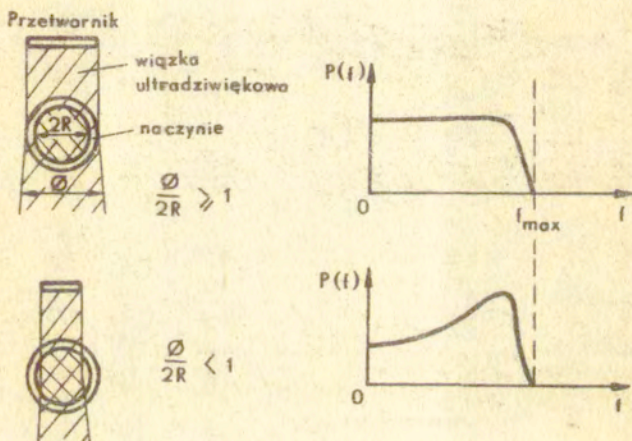
Na rys.3.1a pokazano przebieg czasowy sygnału harmonicznego  $\cos 2\pi f_d t$  /jedna krwinka - jedna częstotliwość/ oraz jego widmo mocy, które zawiera jeden tylko prążek o częstotliwości  $f_d$ . Dla sygnału z rys.3.1b gdy sygnał jest sumą wielu składowych harmonicznych od małych częstotliwości  $f_{d1}$  do dużych  $f_{dn}$ , widmo będzie zawierało wiele prążków o różnych amplitudach zależnych w pierwszym przybliżeniu od ilości krwinek płynących z tą samą prędkością.



Rys.3.1 Sygnały czasowe oraz ich widma mocy dla sygnałów rozproszonych na jednej krwince oraz na grupie krwinek płynących w naczyniu. Prędkościom maksymalnym odpowiadają w widmie mocy prążki o największej częstotliwości  $f_{dmax}$

Profile przepływu oraz stosunek szerokości wiązki ultradźwiękowej do średnicy naczynia ma zasadniczy wpływ na widmo sygnału dopplerowskiego. Wpływ ten był badany analitycznie i doświadczalnie m.in. przez Flaxa [21], Brody'ego i Powałowskiego [11, 57]

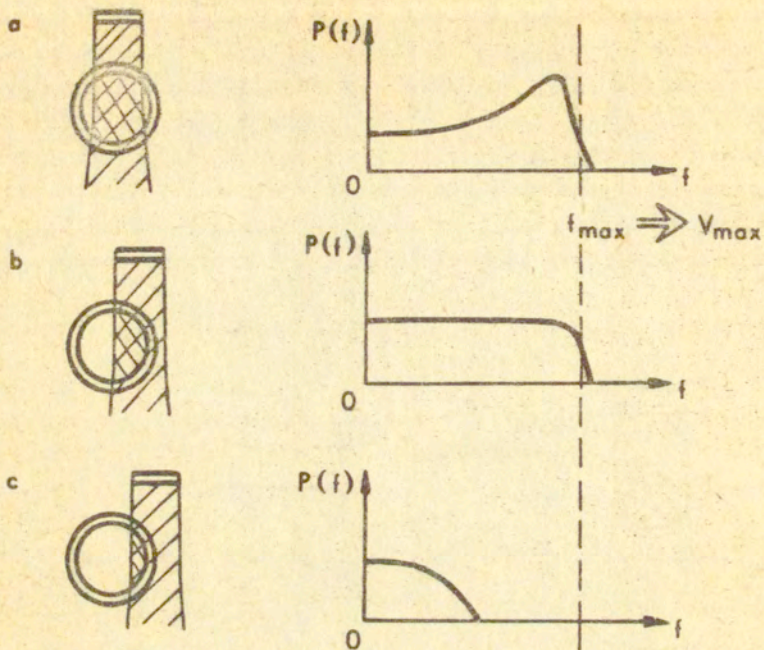
Często prezentowane w publikacjach prostokątne widmo sygnału dopplerowskiego jest wynikiem przyjęcia wyidealizowanego modelu przepływu, w którym profil przepływu ma kształt paraboli, a wiązka ultradźwiękowa całkowicie obejmuje przekrój naczynia



Rys. 3.2 Widma mocy sygnałów dopplerowskich dla przepływu o profilu parabolicznym gdy a/ cały przekrój naczynia objęty jest wiązką ultradźwiękową; b/ jedynie część środkowa naczynia objęta jest wiązką ultradźwiękową.

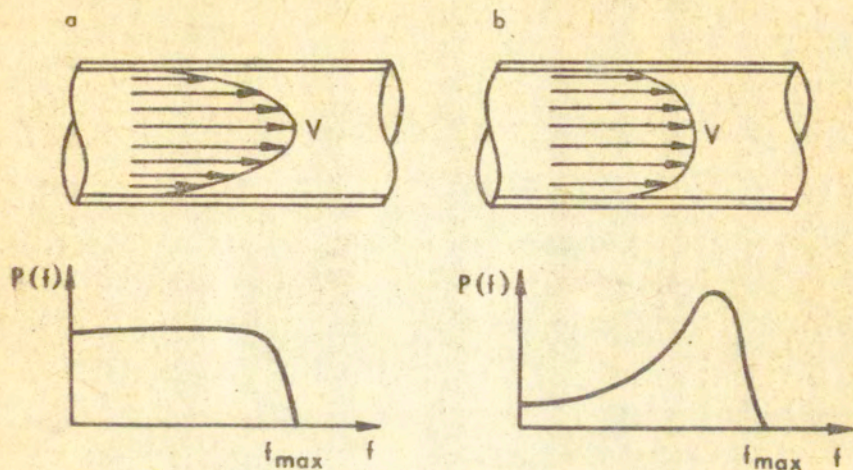
Na ogół wiązka ultradźwiękowa promieniowana przez przetwornik z soczewką ogniskującą jest węższa od przekroju dużych naczyń.

Trzy możliwe konfiguracje wiązka - naczynie i odpowiadające im widma dla przepływu laminarnego przedstawia rys.3.3



Rys.3.3 Widma mocy dla typowych konfiguracji wiązka ultradźwiękowa - naczynie. O ile w układach a i b zmierzone zostaje całe widmo /różni się ono kształtem - w układzie b eksponowane są wyższe częstotliwości/ od małych częstotliwości do częstotliwości maksymalnych to w układzie c prędkość maksymalna nie jest rejestrowana - prowadzi to do znacznych błędów w ocenie prędkości przepływu.

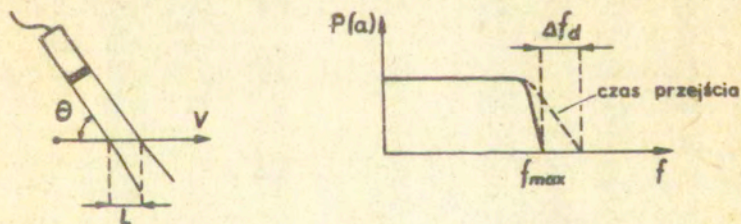
Przepływ rzeczywiste w naczyniach mają na ogół profil spłaszczony. W widmach mocy spłaszczenie profilu manifestuje się zwiększoną amplitudą składowych o wysokich częstotliwościach ponieważ przeważająca ilość krwinek płynie z dużą prędkością w centralnej części naczynia.



Rys. 3.4 Widma mocy dla przepływu o profilu  
a/ parabolicznym i b/ spłaszczonym

### 3.3 Wpływ czasu przejścia na widmo dopplerowskie

Istotny wpływ na poszerzenie widma dopplerowskiego ma skończony czas przejścia  $t_p$  krwinek przez pole ultradźwiękowe.



Rys. 3.5 Wpływ czasu przejścia na szerokość widma.

Wyrażenie /2.19/ opisujące zależność między prędkością krwinek i częstotliwością dopplerowską zostało wyprowadzone przy założeniu nieskończenie długiego czasu przebywania krwinek w polu ultradźwiękowym. W rzeczywistości krwinki przepływając przez obszar objęty wiązką ultradźwiękową pozostaje w nim przez skończony czas.

Wpływa to na poszerzenie widma o wartości

$$/3.5/ \quad \Delta f_d = \frac{1}{t_p}$$

Czas  $t_p$  dla układu z rys.3.5 równy jest

$$/3.6/ \quad t_p = \frac{L}{V}$$

Prędkość krwinki wyznaczona z wyrażenia /2.19/ jest równa

$$/3.7/ \quad V = \frac{c f_d}{2 f_n \cos \theta} = \frac{\lambda f_d}{2 V \cos \theta}$$

Podstawiając /3.6/ do /3.7/ i przekształcając otrzymane wyrażenie otrzymujemy

$$/3.8/ \quad \frac{\Delta f_d}{f_d} = \frac{\lambda}{2 L \cos \theta}$$

Jeżeli  $L \cos \theta > 5\lambda$  co występuje w większości przypadków to rozszerzenie widma  $\Delta f_d$  jest mniejsze od 10% i może być zaniebane. Efekt skończonego czasu przejścia może mieć natomiast istotny wpływ na ocenę częstotliwości dopplerowskiej w przypadku zastosowania głowic z ogniskowaną wiązką ultradźwiękową. Niech kąt  $\theta = 60^\circ$ , częstotliwość nadajnika 5 MHz, szerokość ogniska = 1 mm natomiast prędkość krwinek  $V = 1$  m/s.

Dla powyższych danych

$$f_d = \frac{2 V f_n \cos \theta}{c} \approx 3.3 \text{ kHz}$$

$$\Delta f_d = \frac{V}{L} \approx 870 \text{ Hz}$$

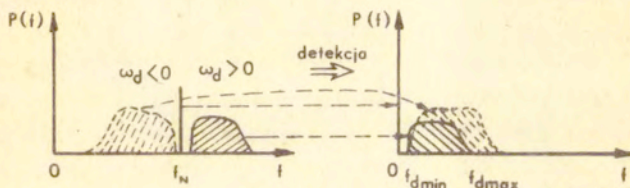
a więc rozszerzenie widma przekracza 25% i powinno być uwzględnione w pomiarach prędkości przepływu.

### 3.4 Detekcja sygnału dopplerowskiego

W § 2.6 pokazano, że częstotliwości dopplerowskie przepływu krwi zawarte są w paśmie akustycznym od kilkudziesięciu Hz do kilkunastu tysięcy Hz.



Częstotliwość  $f_n$  nadajników ultradźwiękowych zazwyczaj wynosi od 2 MHz do 8 MHz / 1 MHz = 1000000 Hz/. Wyznaczenia małej zmiany częstotliwości  $f_d$  wokół częstotliwości nadawanej  $f_n$  dokonuje się zazwyczaj poprzez detekcję odebranego sygnału o częstotliwości  $f_o / f_o = f_n \pm f_d$  / zmieszanego z sygnałem nadawanym. Dzięki temu wszystkie częstotliwości przeniesione zostają z zakresu wielkich częstotliwości do początku układu współrzędnych



Rys.3.6 Detekcja sygnału dopplerowskiego. Przesunięciu do początku układu współrzędnych ulega całe widmo; jego kształt nie ulega zmianie.

Częstotliwości nadajnika  $f_n$  w nowych współrzędnych odpowiada częstotliwość 0, natomiast przesunięcie dopplerowskie przyjmuje odpowiednio wartości większe lub mniejsze od zera. Oczywiście częstotliwości mniejsze od zera nie mają sensu fizycznego a wynikają jedynie z zastosowanego formalizmu matematycznego.

Niech sygnał nadawany ma postać  $A \cos \omega_n t$ . W układzie detektora iloczynowego sygnał ten zmieszany zostaje z sygnałem odebrany  $B \cos(\omega_n + \omega_d)t$  /przeływ w kierunku przetwornika  $\omega_d > 0$ /

$$/3.9/ \quad A \cos \omega_n t \cdot B \cos(\omega_n + \omega_d)t = k [\cos \omega_d t + \cos(2\omega_n + \omega_d)t]$$

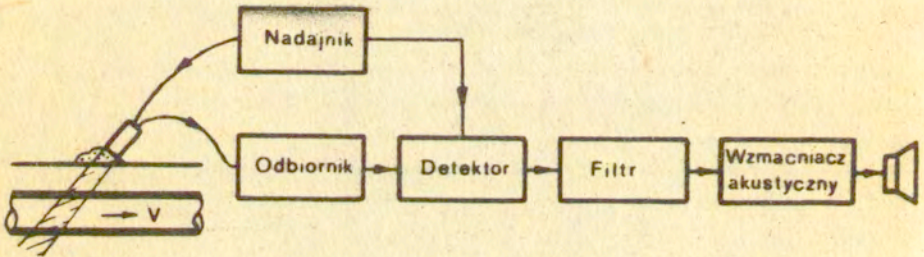
Produkt mieszania zawiera składową o częstotliwości dopplerowskiej oraz składową o częstotliwości bliskiej podwójnej częstotliwości nadajnika ( $2\omega_n + \omega_d$ ) odfiltrowaną następnie w układach filtrów dolno-przepustowych.

Dla drobin poruszających się w przeciwnych kierunkach sygnał odebrany ma postać  $B \cos(\omega_n + \omega_d^+)t + C \cos(\omega_n - \omega_d^-)t$  i wynikiem mieszania jest wyrażenie

$$\begin{aligned} /3.10/ \quad A \cos \omega_n t \cdot [B \cos(\omega_n + \omega_d^+)t + C \cos(\omega_n - \omega_d^-)t] = \\ = k_1 \cos \omega_d^+ t + k_2 \cos \omega_d^- t \end{aligned}$$

W obu przypadkach po detekcji otrzymane sygnały znajdują się na dodatniej stronie osi częstotliwości - zgubiona zostaje informacja o kierunku ruchu drobin. Prosta detekcja iloczynowa nie umożliwia więc rozróżniania kierunku przepływu.

Omówiona detekcja często stosowana jest w detektorach przepływu krwi oraz detektorach tętna płodu gdy informacja o kierunku przepływu nie jest istotna. Na ogół w urządzeniach tego typu badanie stanu tętnic lub życia płodowego polega na akustycznej ocenie sygnału dopplerowskiego.

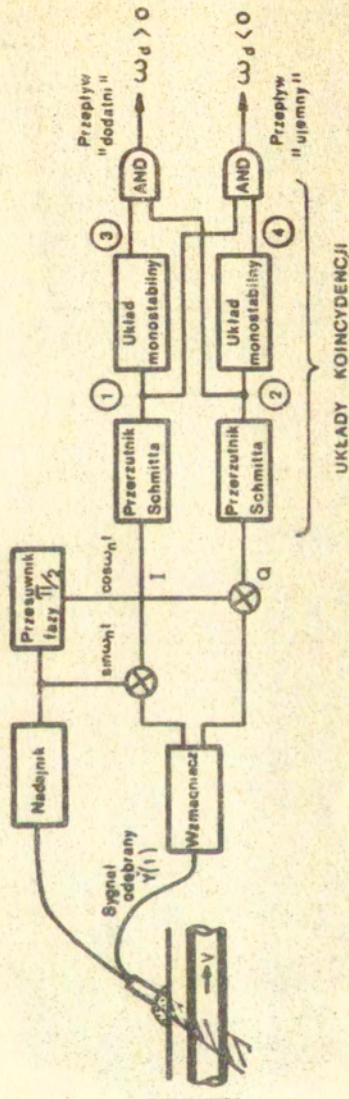


Rys.3.7 Schemat blokowy detektora przepływu krwi

### 3.5. Metody wyznaczania kierunku przepływu krwi

Do końca lat 70-tych najczęściej stosowano w ultradźwiękowych kierunkowych przepływomierzach dopplerowskich system wyróżniania kierunku przepływu opracowany przez McLeoda [42]

W metodzie McLeoda wykorzystuje się tzw. demodulację kwadratową /produkt mieszania zawiera dwie składowe przesunięte względem siebie o  $\frac{\pi}{2}$  / oraz układy koincydencji /rys.3.8/.



Rys. 3.8 Schemat blokowy kierunkowego przepływomierza dopplerowskiego

Demodulację kwadraturową przeanalizujemy na przykładzie.  
Niech sygnał odebrany  $y(t)$  ma postać

$$/3.11/ \quad y(t) = A \cos(\omega_n + \omega_d^+)t + B \cos(\omega_n - \omega_d^-)t$$

$\omega_d^+$  oraz  $\omega_d^-$  oznaczają odpowiednio przesunięcia dopplerowskie dla przepływów "dodatnich" i "ujemnych".

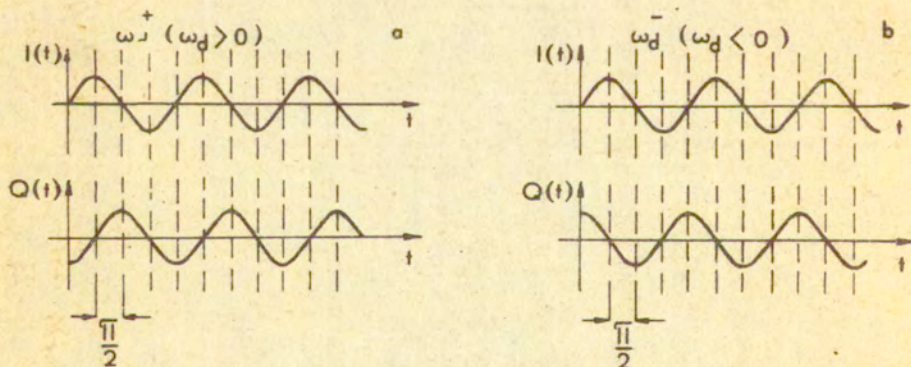
Sygnał ten zmieszany zostaje w jednym kanale I z sygnałem odniesienia  $\sin \omega_n t$  a w drugim kanale Q z sygnałem odniesienia przesuniętym o  $\frac{\pi}{2}$  czyli z  $\cos \omega_n t$

W wyniku mieszania w kanałach I i Q otrzymujemy

$$/3.12/ \quad I(t) = \frac{1}{2} [A \cos \omega_d^+ t + B \cos \omega_d^- t]$$

$$/3.13/ \quad Q(t) = \frac{1}{2} [A \sin \omega_d^+ t - B \sin \omega_d^- t]$$

Przeanalizujemy zachowanie się układu z rys.3.8.

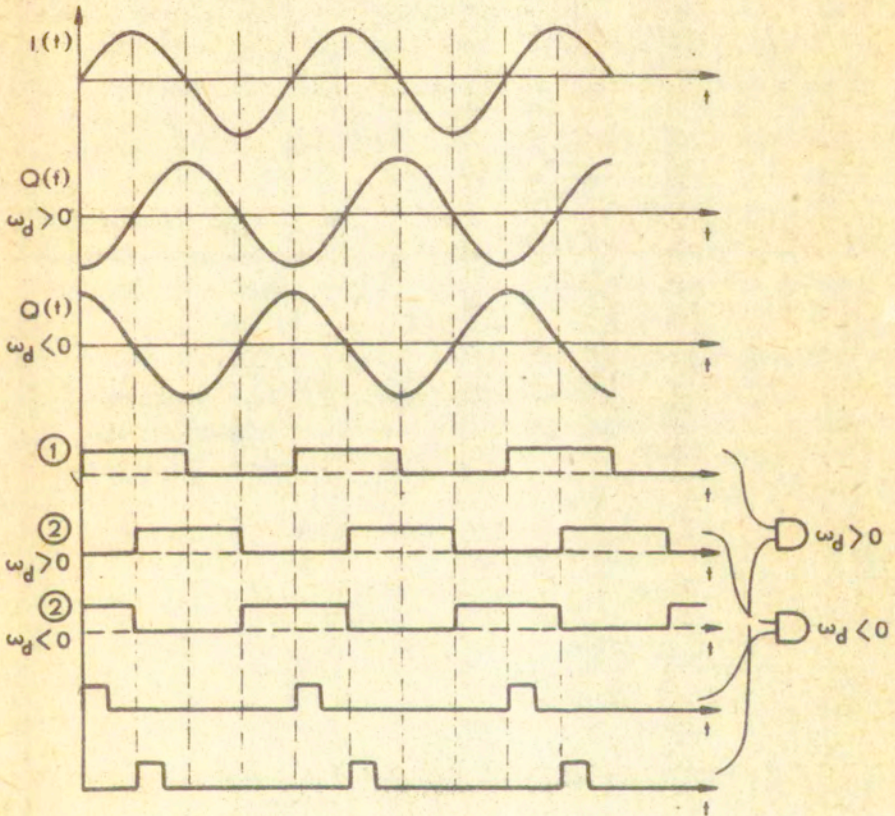


Rys.3.9 Sygnały  $I(t)$  i  $Q(t)$  dla przepływu hipotetycznej krwinki a/ w kierunku głowicy ( $\omega_d > 0$ ) b/ w kierunku przeciwnym ( $\omega_d < 0$ )

Założmy przy tym, że występuje jedynie przepływ w jednym kierunku, dodatni lub ujemny ( $\omega_d^+$  lub  $\omega_d^-$ ).

Dla przepływu dodatniego sygnał w kanale I wyprzedza sygnał w kanale Q o  $\frac{\pi}{2}$  natomiast dla przepływu ujemnego sygnał w kanale Q wyprzedza sygnał z kanału I.

Wzajemne wyprzedzenie lub opóźnienie między kanałami I i Q stanowi istotę działania układów koincydencji "rozróżniających" kierunek przepływu.



Rys.3.10 Zasada pracy układów koincydencji z rysunku 3.8

W przypadku  $\omega_d > 0$  występuje koincydencja w kanale I natomiast dla  $\omega_d < 0$  odpowiednio w kanale Q /koincydencja występuje gdy na

wejściu jednej z bramek AND pojawiają się jednocześnie dodatnie wartości sygnału z przerzutnika Schmitta i układu monostabilnego.

Opisany układ poprawnie wyznacza kierunek oraz prędkość przepływu jedynie dla sygnałów dopplerowskich generowanych przez monokierunkowe przepływy - do lub od głowicy.

W naczyniach krwionośnych na ogół nie występują jednocześnie przepływy w przeciwnych kierunkach z wyjątkiem przepływów zaburzonych też ze zwężeniami. Naturalnie należy tak kierować wiązką ultradźwiękową aby uniknąć jednoczesnego nakładania się sygnałów z tętnicy i żyły. Sytuacja komplikuje się znacznie w pomiarach wewnątrzsercowych gdy wiązka ultradźwiękowa obejmuje jednocześnie strumienie krwi o różnych kierunkach wektorów prędkości.

Obecnie metoda McLeoda coraz częściej zastępowana jest przez fazową detekcję kwadraturową umożliwiającą rozróżnianie kierunków nawet w przypadkach jednoczesnego odbioru sygnałów ultradźwiękowych rozproszonych na krwinkach poruszających się w przeciwnych kierunkach.

Sygnały  $I(t)$  oraz  $Q(t)$  różnią się fazą ( $0 \frac{\pi}{2}$ ) oraz znakiem występującym przy składniku  $B \sin \omega_d^- t$ . Jeżeli w jednym z kanałów wprowadzimy dodatkowe przesunięcie fazy równe  $\frac{\pi}{2}$  to para sygnałów  $I$  i  $Q$  przyjmie postać

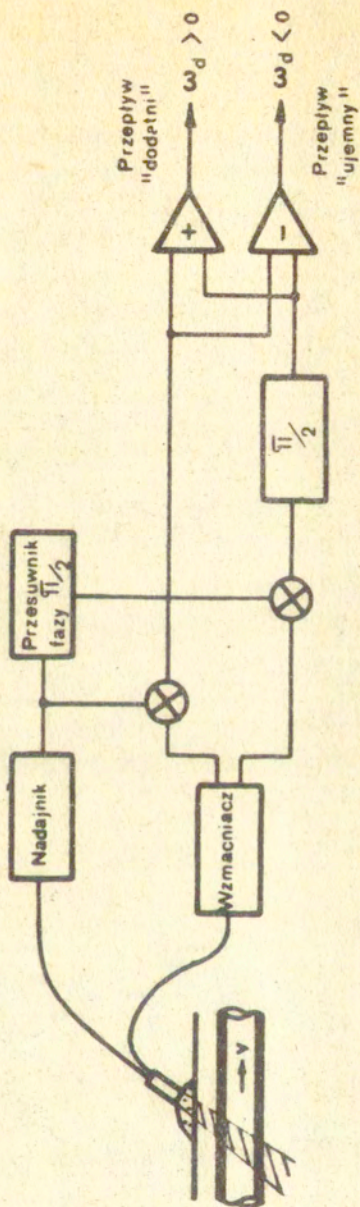
$$/3.14/ \quad I(t) = \frac{1}{2} [A \cos \omega_d^+ t + B \cos \omega_d^- t]$$

$$Q_{\frac{\pi}{2}}(t) = \frac{1}{2} [A \sin(\omega_d^+ t + \frac{\pi}{2}) - B \sin(\omega_d^- t + \frac{\pi}{2})] =$$

$$/3.15/ \quad = \frac{1}{2} [-A \cos \omega_d^+ t + B \cos \omega_d^- t]$$

Suma sygnałów  $I(t)$  oraz  $Q(t)$  równa jest

$$/3.16/ \quad I(t) + Q_{\frac{\pi}{2}}(t) = B \cos \omega_d^- t$$

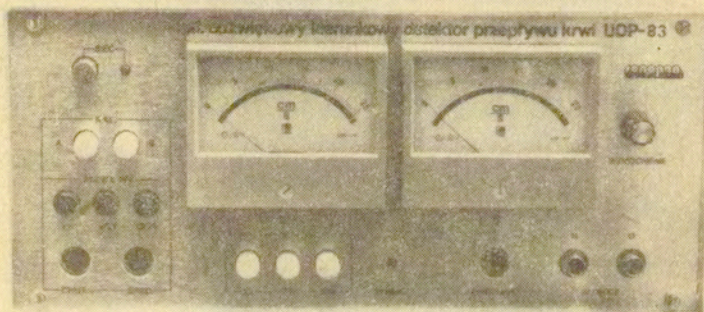


Rys. 3.11 Schemat blokowy przepływomierza dwukierunkowego

natomiast różnica

$$/3.17/ \quad I(t) - Q_{\pi}(t) = A \cos \omega_d^+ t$$

Metoda detekcji kwadraturowej prowadzi więc do całkowitej separacji składowych o dodatnich i ujemnych częstotliwościach dopplerowskich. Przepływomierze z przetwarzaniem sygnałów opartym na powyższej zasadzie nazywane są w literaturze dwukierunkowymi /z ang. bi-directional/.



Rys.3.12 Widok ogólny przepływomierza dwukierunkowego typu UDP-83 /Sonopan, Białystok/

### 3.6. Metody pomiaru częstotliwości dopplerowskiej

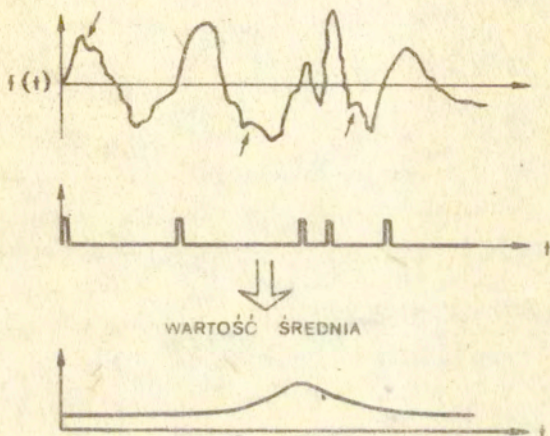
#### 3.6.1. Metoda pomiaru przejść przez zero.

Najczęściej stosowana metoda pomiaru częstotliwości dopplerowskiej polega na zliczaniu kolejnych przejść przez poziom zerowy sygnału dopplerowskiego /stosowana jest również angielska



ską nazwa metody - zero crossing counter ZCC/.

Sygnał dopplerowski przy każdym przejściu przez poziom zerowy generuje pojawienie się na wyjściu przerzutnika monostabilnego standardowego impulsu o jednakowej amplitudzie i jednakowym czasie trwania



Rys.3.13 Zasada pomiaru częstotliwości metodą zliczania przejść przez zero.

Na ogół interesuje nas pewna uśredniona wartość częstotliwości dopplerowskiej odpowiadająca określonej prędkości przepływu. Wybór filtra uśredniającego zależy od szybkości zmian przepływu pulsującego i najczęściej jego pasmo zawarte jest w zakresie od 0 do 25 Hz.

Metoda ZCC obarczona jest kilkoma błędami. Jak wynika z rys. 3.13 pewne zmiany częstotliwości sygnału  $f(t)$  /zaznaczone strzałkami/ nie powodują kolejnych przejść przez zero. W rezultacie pewne częstotliwości /zwłaszcza wyższe częstotliwości sygnału o małej amplitudzie/ są pomijane w ocenie częstotliwości średniej.

Jak wykazał Rice [60] wartość oczekiwana  $E(n)$  przejść przez poziom zerowy sygnału o losowym gaussowskim rozkładzie amplitudy, określona jest wzorem

$$/3.18/ \quad E(n) = 2 \left[ \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f^2 P(f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} P(f) df} \right]^{\frac{1}{2}}$$

z czego wynika, że częstotliwość ZCC równa jest

$$/3.19/ \quad f_{zcc} = \left[ \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f^2 P(f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} P(f) df} \right]^{\frac{1}{2}}$$

Założmy przepływ laminarny o profilu parabolicznym - zakres mierzonych prędkości zawarty jest więc w granicach od 0 do  $V_{max}$  a  $V_{sr} = \frac{1}{2} V_{max}$ . Odpowiednie częstotliwości dopplerowskie zawarte są w zakresie od  $f_d = 0$  do  $f_d = f_{dmax}$  /widmo dopplerowskie prostokątne jak na rys.3.2a/.

Przekształcając wyrażenie /3.19/ otrzymujemy

$$/3.20/ \quad f_{zcc} = \frac{\sqrt{3}}{3} f_{dmax} = 0.58 f_{dmax}$$

Mierzona częstotliwość  $f_{zcc}$  jest więc około 16% większa od rzeczywistej średniej częstotliwości dopplerowskiej.

Zależność /3.20/ między  $f_{zcc}$  i  $f_{max}$  ma jedynie teoretyczne znaczenie - dla rzeczywistych przepływów kształt widma nie jest znany a priori i ocena  $f_{sr}$  wymaga analizy widmowej sygnału.

Sygnał elektryczny doprowadzany do wejścia układu ZCC jest sumą użytecznego sygnału dopplerowskiego  $f(t)$ , szumu oraz przypadkowych zakłóceń. Dlatego też zamiast przejść przez poziom zerowy zliczane są na ogół przejścia sygnału przez pewien poziom odniesienia przewyższający amplitudę szumów. Pogarsza to oczywiście odpowiedź układu ZCC na małe sygnały dopplerowskie zwłaszcza dla sygnałów o dużych częstotliwościach ale o małej energii.

Zjawisko spadku mocy sygnału /maleje stosunek sygnał/szum/ obserwuje się przy wzroście prędkości krwi w tętnicach. Gosling i wsp. [25] wykazali na przykładzie parabolicznego przepływu w rurce o promieniu  $R$ , że energia sygnału dla dowolnej częstotliwości maleje odwrotnie proporcjonalnie ze wzrostem prędkości.

Prędkość krwi  $V(r)$  w dowolnym punkcie promienia rurki opisana jest wzorem /por. § 1.2/

$$/3.21/ \quad V(r) = v_{\max} \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right)$$

Niech  $N$  oznacza ilość krwinek przepływających przez pierścień  $dr$  w czasie  $dt$

$$/3.22/ \quad N = v(r) dt \cdot 2\pi r dr \rho$$

gdzie  $\rho$  oznacza gęstość krwinek

Szerokość wiązki ultradźwiękowej równa jest  $D$ , czas przejścia dowolnej krwinki przez wiązkę ultradźwiękową równy jest więc  $\frac{D}{V(r)}$

Energia sygnału rozproszonego przez krwinki przepływające przez pierścień o promieniu  $r$  i szerokości  $dr$  proporcjonalna jest więc do  $2\pi r dr$ .

Różniczkując wyrażenie /3.21/ otrzymujemy

$$/3.23/ \quad \frac{dV(r)}{dr} = -2 v_{\max} \frac{r}{R^2}$$

a następnie po przekształceniu

$$/3.24/ \quad r dr = - \frac{dV(r) R^2 \pi}{2 v_{\max}}$$

Energia sygnału jest więc proporcjonalna do

$$/3.25/ \quad dE \div - \frac{dv(r) R^2 \pi}{V_{max}}$$

Ponieważ energia sygnału rozproszonego jest proporcjonalna do  $\frac{1}{V_{max}}$  to amplituda  $U$  tego sygnału dla dowolnej częstotliwości widma dopplerowskiego jest proporcjonalna do  $\frac{1}{V_{max}}$ .

Zjawisko spadku amplitudy sygnału dopplerowskiego często obserwowane jest przy pomiarach przepływu krwi przez "ciasne" zwężenia / >80% / oraz w niewielkich niedomykalnościach zastawek mitralnej i aortalnej. Może prowadzić to do błędnych wyników w ilościowych pomiarach prędkości maksymalnych a zatem i w ocenie gradientów ciśnień.

Dla poprawnego działania układu ZCC w obecności szumów niezbędna jest odpowiednio duża amplituda sygnału dopplerowskiego. Przyjmuje się, że stosunek sygnał/szum powinien być co najmniej większy od 5.

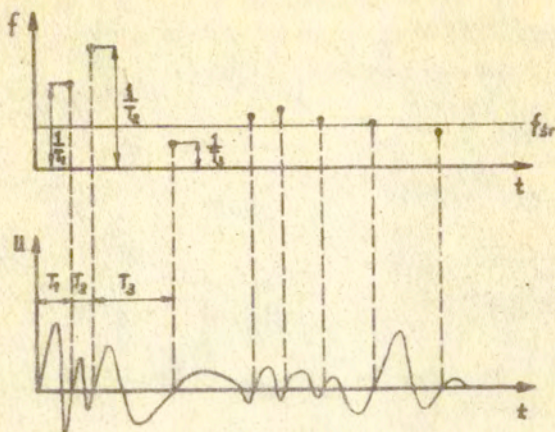
Podsumowując należy stwierdzić, że metoda ZCC nie umożliwia dokładnych pomiarów średniej częstotliwości widma dopplerowskiego. W przypadku widma prostokątnego  $f_{ZCC}$  jest większa o około 16% od  $f_{sr}$  - bezwzględna wartość popełnianego błędu rośnie więc wraz z szerokością widma.

Błąd zwiększa się w obecności dużych sygnałów o niskiej częstotliwości generowanych przez ruchy ścian naczyń i serca oraz w obecności przepływów zaburzonych w pobliżu zwężeń.

### 3.6.2 Metoda pomiarów interwałów czasowych

W 1974 r. Baker i wsp. [5] opisali zasadę pomiaru chwilowej częstotliwości dopplerowskiej przy pomocy histogramów interwałów czasowych sygnałów dopplerowskich /time interval histogram-TIH/. Metodę histogramów cechuje prostota przy stosunkowo dużej ilości informacji o charakterze sygnału dopplerowskiego. Jak dotychczas badania dotyczyły głównie porównania wartości histogramów i analizy fourierowskiej w badaniach zaburzeń przepływu krwi.

Zasadę pomiarów interwałów czasowych pokazano na rys.3.14



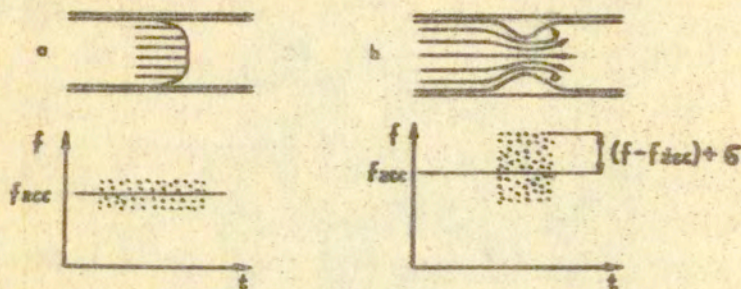
Rys.3.14 Zasada pomiaru interwałów przedziałów czasowych.

W chwili dodatniego przejścia sygnału dopplerowskiego przez poziom zerowy /podobnie jak w metodzie ZCC/ generowany jest sygnał o amplitudzie proporcjonalnej do odwrotności czasu trwania chwilowego okresu sygnału. Na ekranie monitora wyświetlony zostaje punkt świetlny, którego odległość od linii zerowej jest proporcjonalna do quasi - częstotliwości chwilowej.

Forster i Baker[22] badali możliwość zastosowania histogramów do oceny turbulencji przepływów. Założyli przy tym gausowski rozkład widma dopplerowskiego. Na podstawie analizy matematycznej oraz badań modelowych wykazali, że wariancja widma mocy sygnału dopplerowskiego jest dobrą miarą intensywności turbulencji przepływu i może być wyznaczona bezpośrednio z histogramu. Metodą tą można oszacować stopień turbulencji na podstawie analizy wariancji  $\sigma$  rozkładu /rozrzutu/ punktów wokół wartości średniej  $\mu$  /rys.3.15/.

W przypadku przepływu o spłaszczonym profilu /rys.3.15a/ przeważająca masa krwi w przekroju naczynia porusza się z podobną prędkością, co na histogramie zostaje uwidocznione w postaci

punktów skupionych blisko wartości "średniej"  $f_{zcc}$ . W miejscu zwężenia prędkości znacznie się zwiększa, a tuż z0 zwężeniem mogą powstawać zawirowania co na histogramie wyraża się zwiększeniem rozrzutu punktów wokół  $f_{zcc}$  /rys.3.16b/.



Rys.3.15 Rozkład punktów na histogramie przy różnych profilach prędkości przepływu a/ przepływ laminarny, b/ przepływ turbulentny.

Przy pewnych uproszczeniach wariacja widma może być zastąpiona przez różnicę  $(f - f_{zcc})$  [50].

Według Forstera i Bakera [22] intensywność turbulencji IT może być wyznaczona z wyrażenia

$$/3.26/ \quad |T| = \frac{f - f_{zcc}}{f_{zcc}}$$

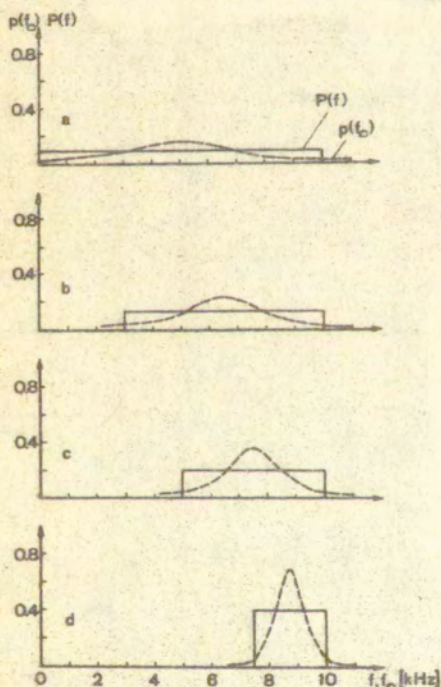
Pozorna prostota interpretacji histogramów i ich porównywanie do widma mocy spowodowała ostatnio krytyczną analizę metody.

Histogram przejść przez zero w odróżnieniu od widma mocy nie zawiera wszystkich informacji o sygnale. Ze względu na losowy charakter sygnału dopplerowskiego, przedziały czasu pomiędzy jego kolejnymi przejściami przez zero są przypadkowe. Teoretyczny opis histogramu możliwy jest więc jedynie w kategoriach prawdopodobieństwa. Dlatego też stosowanym opisem histogramu jest rozkład prawdopodobieństwa interwałów czasowych pomiędzy kolejnymi przejściami przez zero sygnału. Rozkład ten, opisuje średnią częstość pojawiania się poszczególnych quasi-częstotliwości chwilowych.

Prace teoretyczne Ricea i Angelsena [61,2] jak również symulacja komputerowa przeprowadzona przez Burckharda dowodzą, że omawiany rozkład prawdopodobieństwa nie oddaje kształtu widma, pozwala jedynie oszacować jego drugi moment oraz "rozmycie widma" [42]. Przybliżona zależność teoretyczna pomiędzy widmem mocy sygnału dopplerowskiego a rozkładem prawdopodobieństwa częstotliwości chwilowych tego sygnału ma postać

$$13.27/ \quad p(f) = \frac{\sigma_s^2}{2[(f_c - \bar{f})^2 + \sigma_s^2]^{3/2}}$$

gdzie  $\sigma_s^2$  wariancja widma mocy sygnału,  $\bar{f}$  częstotliwość średnia widma mocy sygnału,  $f_c$  częstotliwość chwilowa sygnału.



Rys.3.16 Widma  $P(f)$  oraz prawdopodobieństwa  $p(f_c)$  rozkładu częstotliwości chwilowych w pasmach częstotliwości  
 a/ 0-10 kHz,  
 b/ 3-10 kHz,  
 c/ 5-10 kHz,  
 d/ 7,5-10 kHz

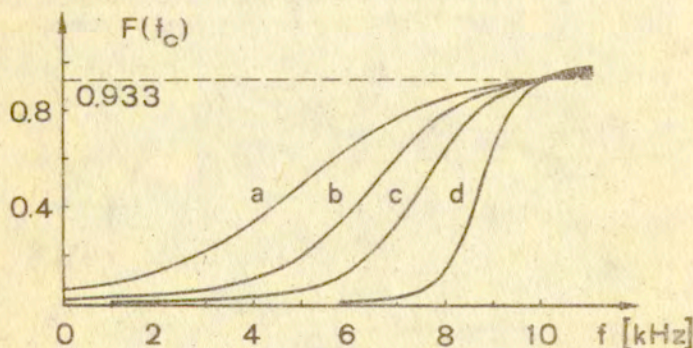
Zależność ta podana została przez Angelsena przy założeniu, że  $\sigma_s/f_c < 0.1$  a więc dla widm stosunkowo wąskich. Ze względu na jej prostotę wykorzystano tę relację w celu pokazania rozkładów prawdopodobieństwa częstotliwości chwilowych dla kilku sygnałów o prostokątnych widmach mocy /rys.3.16/. Podobne sygnały zostały następnie zastosowane w eksperymentalnych badaniach opracowanego detektora częstotliwości maksymalnej w widmie. Mają one zresztą swoje analogie w rzeczywistych przepływach.

W skurczu <sup>serca</sup> profil przepływu w tętnicach ulega spłaszczeniu w związku z czym w widmie przeważają wyższe częstotliwości. W zwężeniach profil przepływu spłaszcza się jeszcze bardziej, co manifestuje się zwężeniem widma dopplerowskiego od dołu. Wzrost amplitudy kolejnych prostokątów wynika z konieczności utrzymania stałej mocy całkowitej poszczególnych sygnałów.

Rozkłady prawdopodobieństw przedstawione na rys.3.16

nie wskazują na istnienie cechy charakterystycznej dla maksymalnej częstotliwości w widmie. Jeśli jednak obliczymy dystrybuanty przedstawionych rozkładów czyli

$$/3.28/ \quad F(f_c) = \int_{-\infty}^{f_c} p(f_c) df_c$$



Rys.3.17 Dystrybuanty rozkładów prawdopodobieństwa z rys.3.16  
<http://rcin.org.pl>



to okaże się, że dla wszystkich przedstawionych na rys. 3.16 widm mocy, wartość dystrybuanty dla maksymalnej częstotliwości jest stała i wynosi:

$$/3.29/ \quad F(f_{\max}) \approx 0.933$$

Przypomnijmy, że wartość dystrybuanty dla danej częstotliwości  $f_c$  określa prawdopodobieństwo pojawienia się częstotliwości chwilowych mniejszych lub równych od  $f_c$ .

Z faktu, że wartość dystrybuanty dla częstotliwości maksymalnych przedstawionych widm jest stała wynika określenie metody pomiaru maksymalnej częstotliwości - należy zmierzyć częstotliwość, dla której prawdopodobieństwo pojawienia się częstotliwości wyższych będzie zbliżone do wartości 0,1.

Badania eksperymentalne potwierdziły zgodność przyjętego modelu i jego realizacji układowej z metodami analizy spektralnej pomiarów częstotliwości maksymalnej widma.

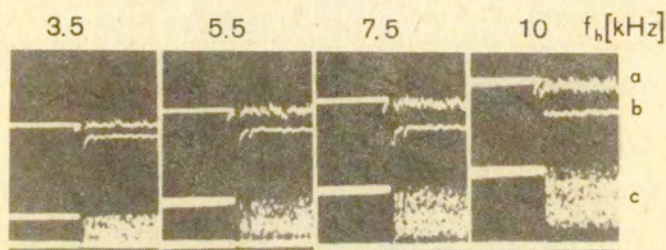
Analizowano szum biały w paśmie akustycznym od 65 Hz do 10 kHz zmieniając górną i dolną częstotliwość graniczną widma. Jako filtrów dolno i górno przepustowych użyte specjalnych filtrów typu RFT HP 601 o nachyleniu 80 dB /oktawę. Źródłem szumu był generator Sine -Random, Generator Brüel and Kjaer type 1024.

W badaniach sprawdzono zachowanie się urządzenia śledzącego maksymalną częstotliwość widma szumu porównując je z odpowiedzią układu na sygnał harmoniczny o częstotliwości równej górnej częstotliwości widma.

Na rys.3.18 przedstawiono wyniki badań dla częstotliwości 3.5 kHz, 5.5 kHz, 7.5 kHz, 10 kHz i odpowiednio dla szumu w paśmie 65 Hz - 3.5 kHz, 65 Hz - 5.5 kHz, 65 Hz - 7.5 kHz oraz 120 Hz - 10 kHz. Na przedstawionych zdjęciach wyraźnie widać skalę szarości histogramu ze zwiększoną jasnością dla środkowych częstotliwości badanego pasma /większa jasność odpowiada większej ilości punktów, a więc i większej ilości przejść, przez zero sygnału dopplerowskiego/.

Zgodnie z założeniem zachowuje się też układ śledzący częstotliwość maksymalną widma. Jak pokazano na rys.3.18 jego

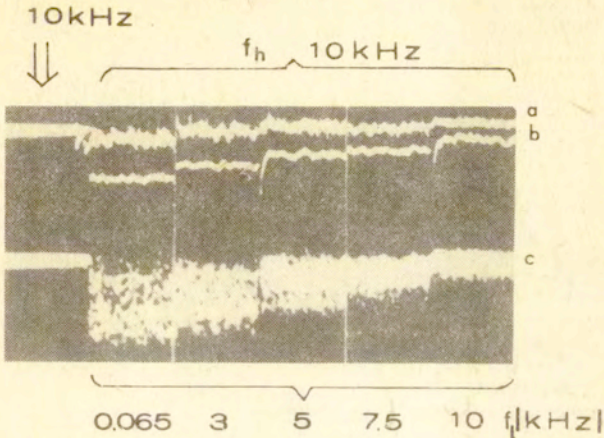
odpowiedź na sygnał szumowy jest równa odpowiedzi układu na prosty sygnał harmoniczny o częstotliwości równej maksymalnej częstotliwości szumu.



Rys.3.18 Częstotliwość maksymalna /a/ i częstotliwość  $f_{ZCC}$  /b/ dla różnych sygnałów szumowych /c/ w pasmach 65 Hz-3.5 kHz, 65 Hz-5.5 kHz, 65 Hz - 7.5 kHz, 120 Hz - 10 kHz.

Na rys.3.19 przedstawiono wyniki dla szumów o górnej częstotliwości granicznej równej 10 kHz i różnych dolnych częstotliwościach granicznych: 65 Hz, 3 kHz, 5 kHz, 7.5 kHz, 10 kHz. Dla porównania pokazano zachowanie się układu dla jednej częstotliwości równej 10 kHz. I w tym przypadku układ poprawnie mierzy częstotliwość maksymalną niezależnie od szerokości widma podczas gdy częstotliwość przejść przez zero /ZCC/ rośnie ze wzrostem dolnej częstotliwości granicznej.

Różnice w ocenie dynamiki przepływu metodą ZCC oraz TIH w tętnicy normalnej oraz zwężonej na przykładzie pomiarów przepływu w tętnicy szyjnej wspólnej zdrowego mężczyzny. W kolejnych fazach cyklu serca zależność między częstotliwością maksymalną i średnią zmienia się i zależy od rozkładu prędkości w tętnicy. W rozkurczu profil prędkości ma kształt bliski paraboli

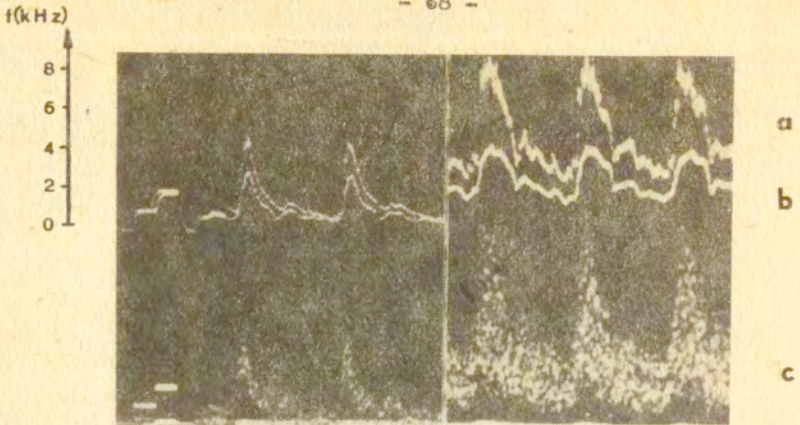


Rys.3.19 Częstotliwość maksymalna /a/ i częstotliwość  $f_{zcc}/b/$  dla szumu o górnej częstotliwości granicznej równej 10 kHz. Dolna częstotliwość graniczna zmienia się od 65 Hz do 10 kHz.

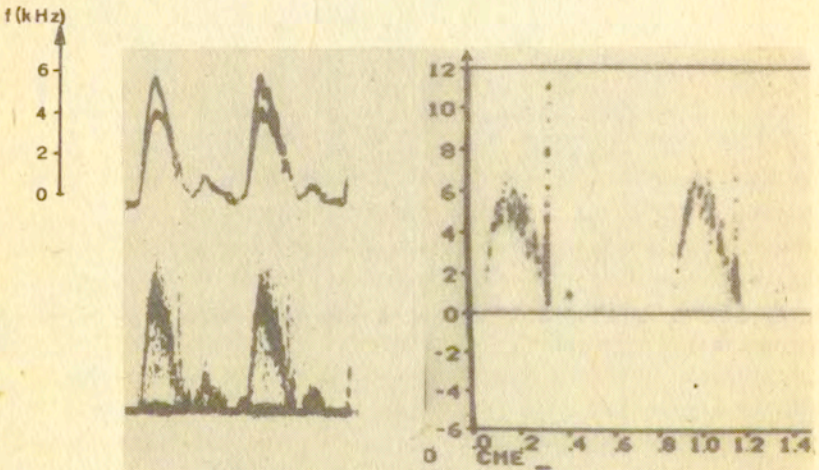
w związku z czym prędkość średnia /wyznaczona metodą ZCC/ jest w przybliżeniu równa połowie prędkości maksymalnej. W skurczu prędkość zwiększa się, profil spłaszcza się i w rezultacie w widmie dopplerowskim przeważają wyższe częstotliwości. Na rys.3.20 wyraża się to mniejszą różnicą między prędkością maksymalną i średnią.

Po uciśnięciu naczynia zarejestrowane krzywe zmieniają się. Prędkość maksymalna w miejscu zwężenia wzrasta ponad dwukrotnie podczas gdy prędkość średnia pozostaje na podobnym poziomie jak w tętnicy normalnej. Prawdopodobnie jest to wynikiem zawirowań, które wnoszą do sygnału dopplerowskiego dużą ilość składowych o niskich częstotliwościach. Porównanie maksymalnych częstotliwości otrzymywanych metodami TIH oraz FFT wykazało dużą zgodność obu metod, w pomiarach in vivo oraz in vitro.

Rys.3.21 przedstawia zależność między częstotliwością maksymalną zmierzoną aparatem HSD-83 oraz dopplerowskim analizato-

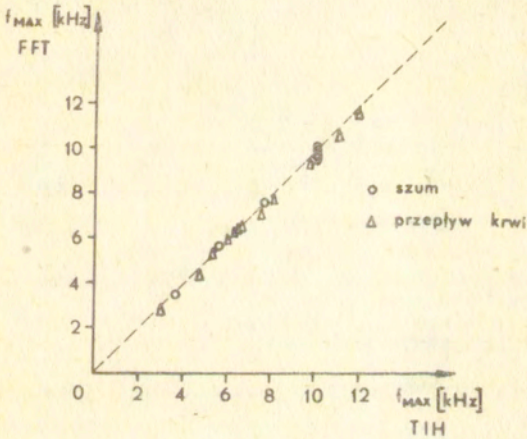


Rys.3.20 Częstotliwość maksymalna /a/, częstotliwość  $f_{zcc}$  /b/ i histogram /c/ zmierzone w normalnej i uciśniętej tętnicy szyjnej wspólnej.



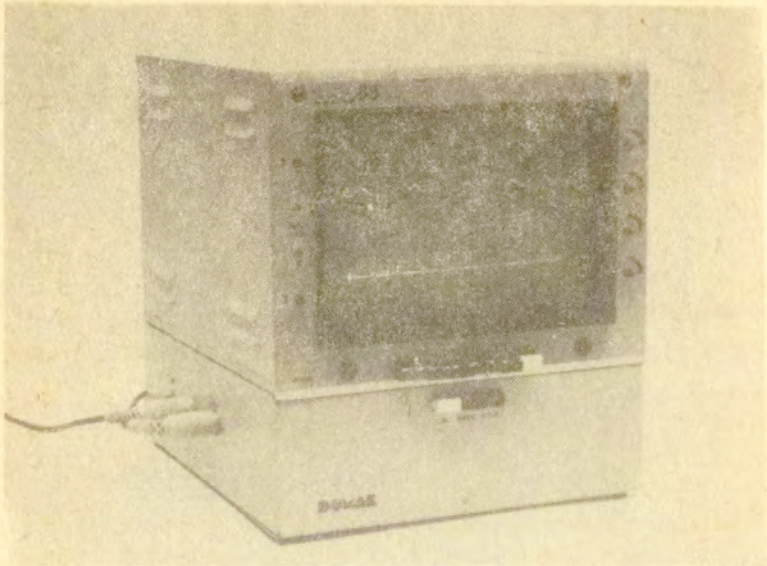
Rys.3.21 Przepływ w aorcie mierzony przepływomierzem impulsowym; Częstotliwość maksymalna przepływu mierzona metodą histogramów wynosi  $\sim 7$  kHz /impulsy kalibracji równe są 1000 Hz i 2000 Hz/. Prawa strona rys. przedstawia ten sam sygnał zmierzony przy pomocy analizatora widma FFT - Sonocolor CW Doppler - częstotliwość maksymalna podobnie wynosi  $\sim 7$  kHz. Oś pionowa w kHz, oś pozioma w sekundach.

rem widma /Sonoedór CW Doppler - Carolina Medical Electronics/  
dla różnych sygnałów widmowych generowanych elektronicznie oraz  
sygnałów przepływu krwi w sercu /4 zwężenia mitralne, 2 niedo-  
mykalności mitralne, 2 ubytki międzykomorowe, 3 zwężenia tętni-  
nicy płucnej oraz 1 normalny przepływ w aorcie wstępującej/.



Rys.3.22 Liniowa zależność między częstotliwością maksymalną wyznaczoną z histogramów oraz z widma sygnałów dopplerowskich.

Metoda histogramów sygnałów dopplerowskich znacznie rozszerza zakres zastosowań przepływomierzy dopplerowskich w badaniach przepływów wewnątrzsercowych oraz przepływów przez zwężone tętnice.



Rys. 3.22a Widok ogólny histografu HSD 83/Domar, Warszawa/

### 3.7. Dopplerowska metoda impulsowa

Omówione dotychczas metody pomiaru średnich i maksymalnych prędkości przepływu stanowią podstawową grupę zastosowań dopplerowskich metod ultradźwiękowych w badaniach układu krążenia.

Oddzielną problematykę stanowią dopplerowskie metody pomiarów profili przepływu oraz wydatku krwi w tętnicach. Wydatek można wyznaczyć znając prędkość przepływu oraz średnicę naczynia.

Wśród ultradźwiękowych metod pomiarów odległości i wymiarów struktur biologicznych w ciele człowieka najczęściej stosowana jest impulsowa metoda echa. Wykorzystuje ona zjawisko odbicia krótkich impulsów ultradźwiękowych od granicy dwóch różnych struktur biologicznych różniących się impedancją akustyczną. Mierząc czas  $t$ , który upływa od chwili wytworzenia impulsu do jego powrotu do głowicy ultradźwiękowej, możemy obliczyć odległość  $d$  między przetwornikiem ultradźwiękowym i badaną strukturą.

biologiczną równą  $d=tc/2$ , gdzie  $c$  oznacza prędkość rozchodzenia się fali w tkance. W stosowanych obecnie aparatach /wykorzystujących metodę echa/ do wizualizacji struktur wewnętrznych człowieka, np. ultrasonografy, oftalmoskopy, dokładność, z jaką możemy wyznaczyć wymiary badanych struktur, jest lepsza od 1 mm.

Dokładność pomiaru częstotliwości dopplerowskiej wynosi na ogół  $\sim 100$  Hz, co pozwala wyznaczać prędkość przepływu krwi z dokładnością lepszą od kilku cm/s.

### 3.7.1. Zasada działania

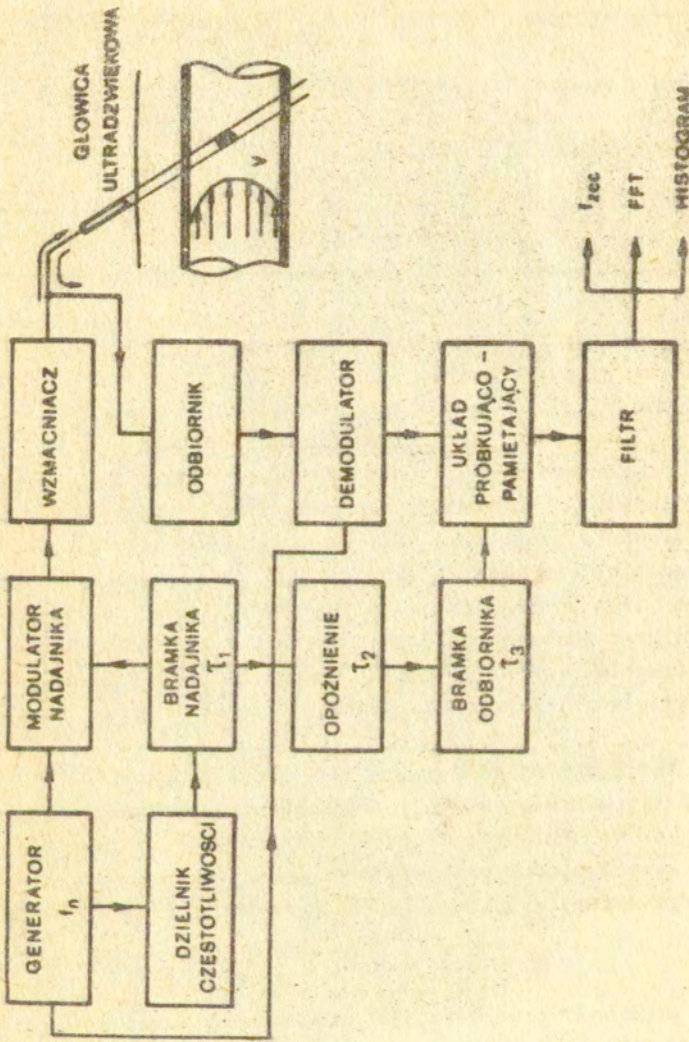
Jednoczesny pomiar obu wielkości, odległości oraz prędkości przepływu zrealizowany został przy pomocy ultradźwiękowego dopplerowskiego miernika przepływu, którego schemat blokowy i zasadę działania pokazano na rys. 3.23 i 3.24.

W generatorze wytwarzany jest sinusoidalny sygnał elektryczny o częstotliwości  $f_n$ . Dzielnik częstotliwości obniża częstotliwość  $f_n$  do wartości  $f_p$  /częstotliwość powtarzania impulsów  $f_p =$  odwrotności okresu powtarzania impulsów  $T_p$ /. Sygnał o częstotliwości  $f_p$  poprzez bramkę nadajnika o czasie trwania  $\tau$ , moduluje sygnał z generatora tak, że do głowicy ultradźwiękowej doprowadzone zostają krótkie impulsy fali sinusoidalnej. Wypromieniowana fala ultradźwiękowa ulega częściowemu odbiciu i rozproszeniu na ściankach naczynia i krwinkach. W rezultacie w czasie trwania przerwy  $T_p$  między kolejnymi impulsami nadawczymi do przetwornika powracają echa odbite od ścianek i krwinek.

Znając kąt  $\theta$  między kierunkiem fali ultradźwiękowej i kierunkiem naczynia krwionośnego i prędkość  $c$  rozchodzenia się ultradźwięków we krwi oraz mierząc czas  $t$  przejścia impulsów ultradźwiękowych między przednią oraz tylną ścianką naczynia krwionośnego możemy wyznaczyć średnicę naczynia  $d$  ze wzoru

$$/3.30/ \quad d = \frac{ct}{2} \sin \theta$$

Pomiar prędkości przepływu jest realizowany w krótkich odcinkach czasowych, odpowiadających czasowi trwania  $\tau_3$  elektronicznej bramki odbiornika. Zmiana opóźnienia  $\tau_2$  bramki analizują-



Rys. 3.23 Schemat blokowy przepływowierza impulsowego



cej powoduje, że w torze odbiornika przepuszczane są sygnały odpowiadające rozproszeniu fali ultradźwiękowej na wybranej głębokości.

Mierząc różnicę częstotliwości  $f_d$  między częstotliwością  $f_n$  sygnału nadawanego oraz częstotliwością  $f_0$  sygnału odbieranego w czasie trwania bramki analizującej, możemy wyznaczyć prędkość przepływu wybranej warstwy krwi zgodnie z wyrażeniem

$$/3.31/ \quad v = \frac{f_d c}{2 f_n \cos \theta}$$

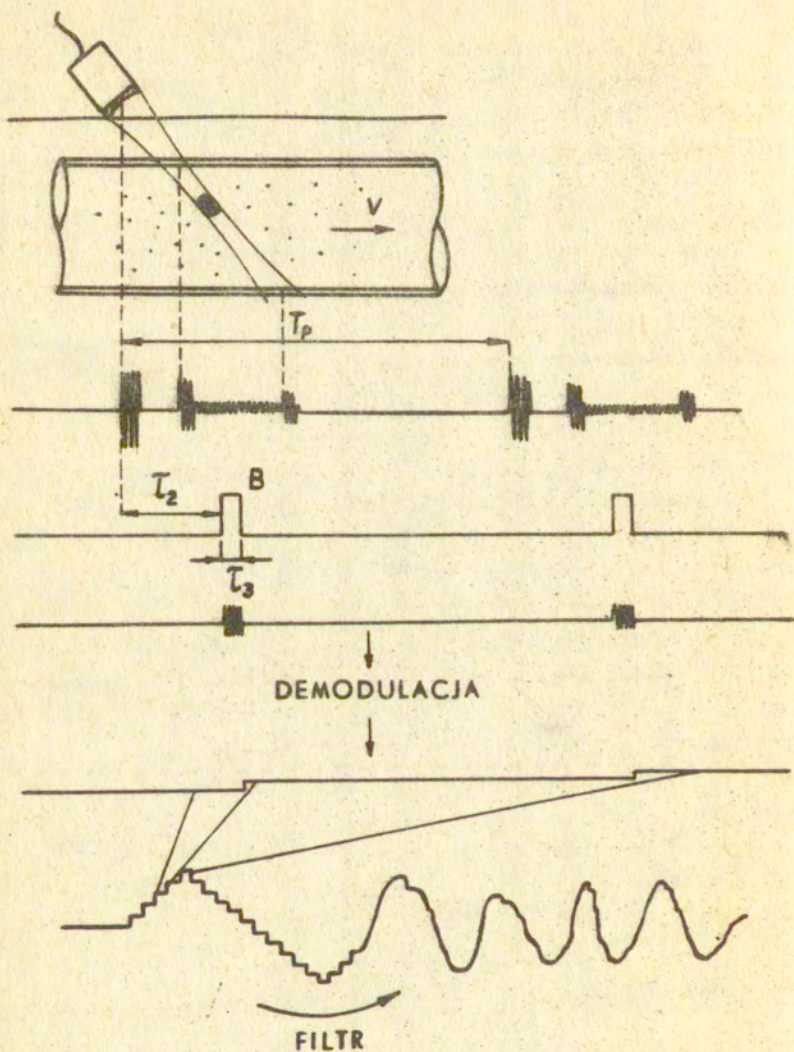
Pomiar przesunięcia dopplerowskiego między częstotliwością sygnału w bramce odbiornika i częstotliwością sygnału generatora  $f_n$  dokonywany jest w podobny sposób jak w metodzie fali ciągłej. Na ogół stosowany jest układ mieszacza iloczynowego, a następnie wartość częstotliwości  $f_d$  wyznaczana jest metodą ZCC, metodą analizy widmowej FFT lub też histogramów.

Ponieważ pomiar przesunięcia dopplerowskiego odbywa się w bardzo krótkich odcinkach czasu  $\tau_3$  /od  $1\mu s$  do kilku  $\mu s$ / oraz periodycznie z częstotliwością  $f_p$  /kilka do kilkunastu kHz/ sygnał różnicowy musi być zapamiętany na czas trwania przerwy  $T_p$  i następnie "odświeżony" podczas kolejnego impulsu bramki  $\tau_3$ . W wyniku demodulacji impulsowej na wyjściu układu próbująco - pamiętającego pojawiają się nie tylko częstotliwości dopplerowskie ale również częstotliwość powtarzania  $f_p$  i jej wielokrotności. Jednym z zadań układu filtru dolnoprzepustowego jest stłumienie tych właśnie niepożądanych sygnałów.

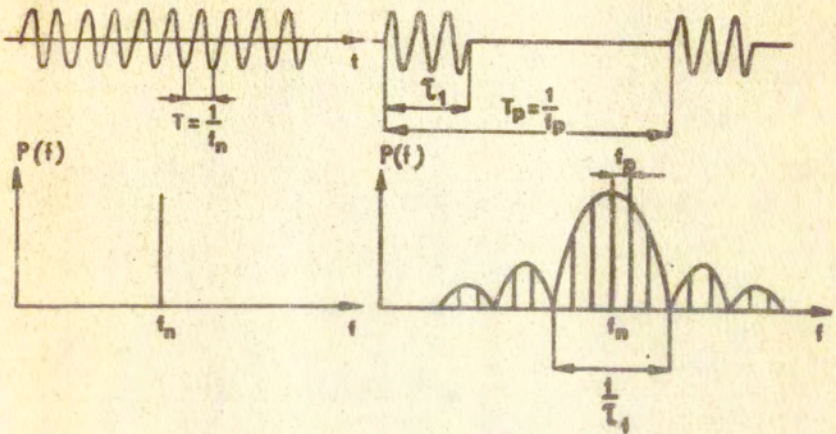
Drugie nie mniej ważne zadanie związane jest ze specyficznym charakterem impulsowego widma dopplerowskiego.

Widmo fali ciągłej zawiera tylko jeden prążek o częstotliwości  $f_n$ . Widmo fali impulsów prostokątnych o wypełnieniu sinusoidalnym składa się z wielu prążków o obwiedni

$$/3.32/ \quad \frac{\sin(\pi k f_p \tau_3)}{\pi k f_p \tau_3}$$



Rys.3.24 Zasada działania ultradźwiękowego dopplerowskiego miernika przepływu krwi.



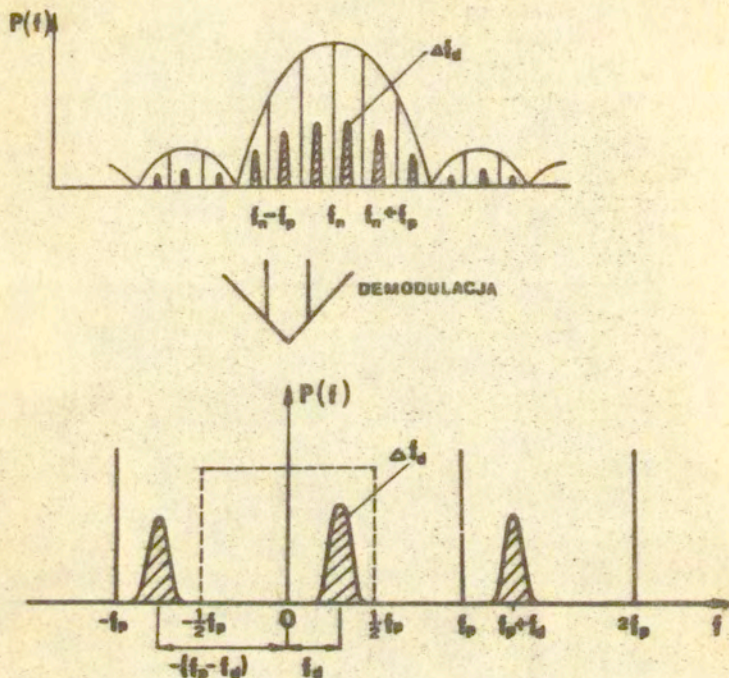
Rys.3.25 Widma fali sinusoidalnej i ciągu impulsów o wypełnieniu sinusoidalnym

W fali impulsowej odbitej od przepływających krwinek przesunięciu dopplerowskiemu ulegają wszystkie prążki tak, że po demodulacji częstotliwość dopplerowska wystąpi wokół kolejnych prążków  $nf_p$  ( $n=\pm 1, \pm 2, \dots$ ). Jak pokazano na rys.3.26 po detekcji widmo dopplerowskie znajduje się w odległości  $f_d + nf_p$  ( $n=0, \pm 1, \pm 2, \dots$ ) od początku układu współrzędnych.

I tak np. częstotliwość  $f_d = 1/4 f_p$  widziana jest jednocześnie jako  $f_d = 1/4 f_p, 5/4 f_p, 9/4 f_p$  itd. oraz  $3/4 f_p, 7/4 f_p$  itd. Częstotliwość  $f_d = 3/4 f_p$  widziana jest natomiast jako  $f_d = 3/4 f_p, 7/4 f_p$  itd. oraz  $1/4 f_p, 5/4 f_p$ , itd.

O ile w pierwszym przypadku fizycznie występująca częstotliwość  $1/4 f_p$  ma swój odpowiednik podmodulacji /plus dodatkowe składowe o częstotliwości większej od  $f_p/2$ / to w drugim przypadku pojawia się składowa  $f_p/4$ , która nie występowała przed demodulacją.

Ta niejednoznaczność w pomiarze częstotliwości jest wspólną cechą wszystkich układów impulsowo-próbkujących i znana jest jako kryterium Nyquista:



Rys.3.26 Detekcja impulsowego widma dopplerowskiego

- W układach próbkujących mierzona częstotliwość nie może przekroczyć połowy częstotliwości próbkowania -

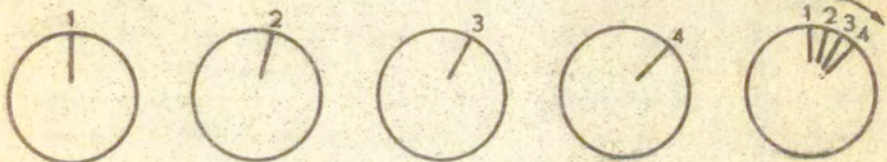
Z fizycznym "działaniem" niejednoznaczności w ocenie częstotliwości występowania zdarzeń spotykamy się często w życiu codziennym.

Jednym z przykładów może być obserwacja parkietu z tańczącymi w świetle stroboskopowym. Jeżeli częstość migania światła jest odpowiednio duża obserwujemy harmonijny ruch tancerzy. Zwalniając miganie w pewnym momencie ich ruch wydaje się nam nieuporządkowanym. Innym przykładem jest efekt z jakim widz

filmu ogląda koła jadącego wozu. Gdy wóz porusza się wolno obserwator widzi ruch kół obracających się w prawidłowym kierunku, zgodnie z kierunkiem jazdy wozu. Ze wzrostem prędkości wozu obroty kół początkowo zwiększają się by nagle zacząć obracać się szybko w przeciwnym kierunku - przekroczona została połowa częstotliwości próbkowania. W obu bowiem przypadkach i światło stroboskopowe i częstość pojawiania się kolejnych obrazów filmowych /24 klatki na sekundę/ spełniają rolę układów próbkujących

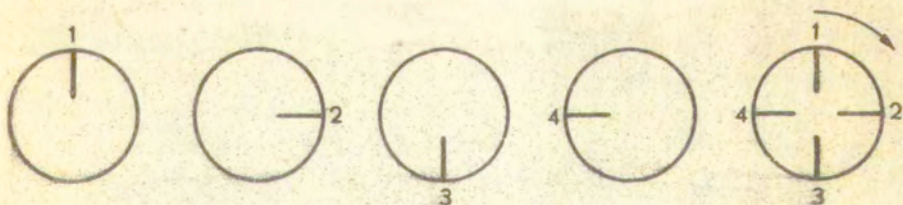
1° koło wykonuje 1 obrót/s;

w ciągu  $\frac{1}{24}$  s punkt na kole obróci się o  $15^\circ$



2° koło wykonuje 6 obrotów/s ;

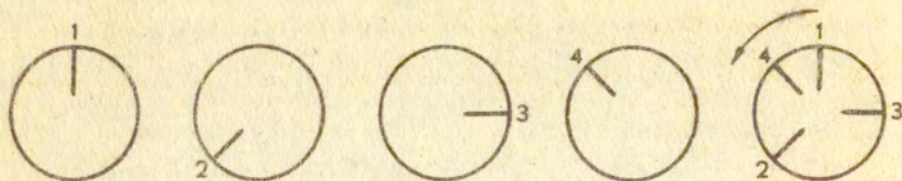
w ciągu  $\frac{1}{24}$  s punkt na kole obróci się o  $90^\circ$



3° koło wykonuje 15 obrotów/s czyli obraca się częściej

niż połowa częstotliwości z jaką kamera próbkuje ruch;

w ciągu  $\frac{1}{24}$  s punkt na kole obróci się o  $225^\circ$



Ciekawie przedstawia się sytuacja gdy koło porusza się z prędkością 24 obrotów/s - widz filmu odnosi wrażenie, że koła nie obracają się.

Efekt związany z kryterium Nyquista stanowi poważne ograniczenie w zastosowaniach impulsowej techniki dopplerowskiej do pomiarów szybkich przepływów zwłaszcza w sercu na poziomie zwężonych ew. niedomykalnych zastawek gdzie maksymalna częstotliwość dopplerowska może nawet trzykrotnie przewyższać połowę częstotliwości próbkowania.

### 3.7.2. Jednoczesny pomiar odległości i prędkości

Maksymalna głębokość na jakiej można dokonywać pomiaru położenia obiektu związana jest z częstotliwością powtarzania impulsów nadawczych

$$/3.33/ \quad d_{\max} < \frac{T_P \cdot c}{2} = \frac{c}{2f_P}$$

gdzie  $c$  oznacza prędkość rozchodzenia się ultradźwięków w ośrodku.

Warunek ten oznacza że echo od badanej struktury powinno powrócić do odbiornika zanim wysłany zostanie następny impuls. Maksymalna częstotliwość dopplerowska musi natomiast spełniać warunek

$$/3.34/ \quad f_{d \max} < \frac{1}{2} f_P$$

Porównując wyrażenia /3.33/, /3.34/ widzimy, że są one przeciwstawne. Zasięg rośnie z malejącą częstotliwością powtarzania

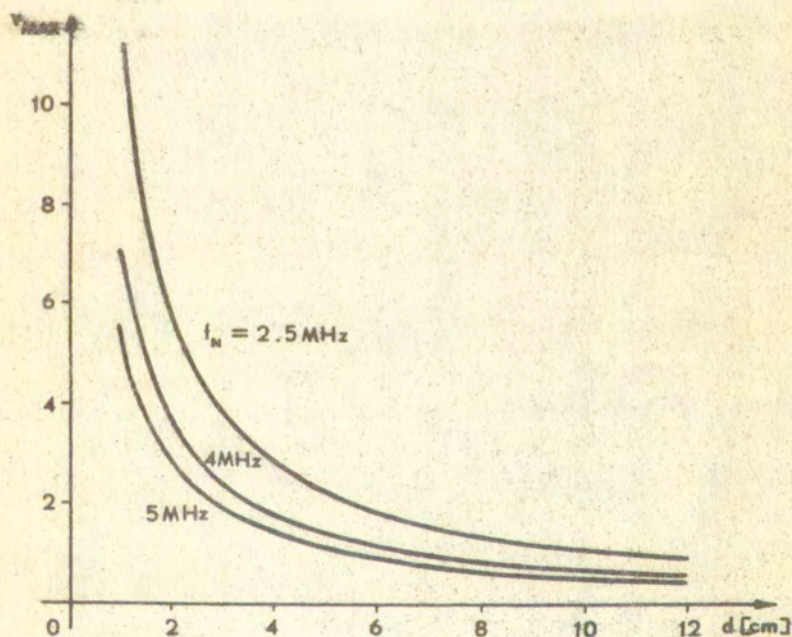
$f_P$  podczas gdy  $f_{d \max}$  rośnie ze wzrostem częstotliwości

powtarzania.

Oba warunki mogą być ujęte w jedną zależność definiującą maksymalne wartości jednocześnie mierzonych prędkości maksymalnej  $V_{\max}$  i zasięgu  $d_{\max}$

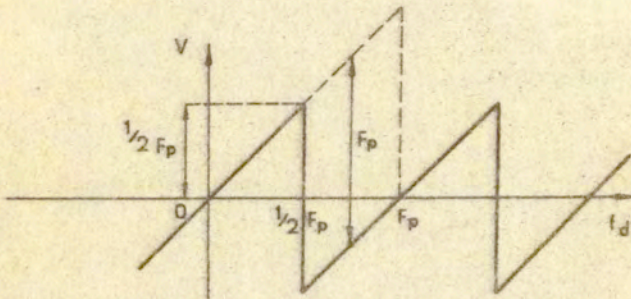
$$/3.35/ \quad d_{\max} \cdot V_{\max} < \frac{c^2}{8 f_n}$$

Graficznie zależność /3.35/ przedstawiona jest na rys.3.27  
Np. dla częstotliwości  $f_n = 4$  MHz i zasięgu 10 cm prędkość maksymalna powinna być mniejsza od 75 cm/s natomiast dla częstotliwości 2,5 MHz odpowiednio <120 cm/s. Prędkości te są często przekraczane w sercu. Hartley [26] wykazał, że w pewnych przypadkach można podwoić a nawet potroić zakres mierzonych prędkości.



Rys.3.27 Zależność między maksymalną prędkością i maksymalnym zasięgiem mierzonych dopplerowskimi przepływomierzami impulsowymi.

Oczywiście kryterium Nyquista nie traci ważności, a jedynie zostaje ono ograniczone do warunku  $\Delta f_{\text{dopp}} < F_p/2$ . Oznacza to, że widmo częstotliwościowe sygnału dopplerowskiego powinno być mniejsze od połowy częstotliwości powtarzania. W klasycznym układzie próbkującym, częstotliwości leżące w zakresie od 0 do  $\frac{1}{2} F_p$  widziane są jako częstotliwości "dodatnie", natomiast częstotliwości leżące w zakresie od  $\frac{1}{2} F_p$  do  $F_p$  jako ujemne /rys.3.28/.

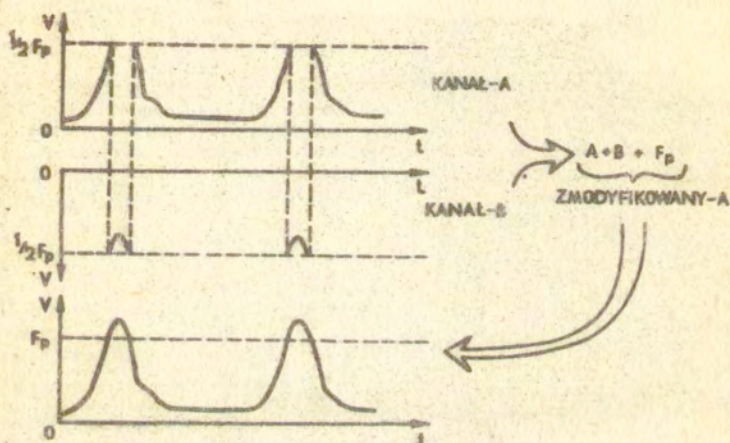


Rys.3.28 Charakterystyka częstotliwościowa przepływomierza impulsowego. Zastosowanie korekcji /linia przerywana/ podwaja zakres mierzonej częstotliwości dopplerowskiej.

Analizując rys.3.28 nasuwa się praktyczny wniosek, jeżeli krzywą w zakresie  $\frac{1}{2} F_p + F_p$  przenieść z ujemnych wartości na dodatnie dodając do każdej wartości rzędnej wartość odpowiadającą  $F_p$  otrzymamy liniową, jednoznaczną odpowiedź układu w zakresie  $0 - F_p$ . Oczywiście operacja taka musi mieć swoje fizjologiczne wytłumaczenie. Przepływ nie może zmienić się z dodatniego na ujemny w bardzo krótkim czasie, krótszym niż to wynika z prędkości narastania krzywej przepływu. Dla bardzo szybkich przepływów systolicznych w aorcie czas trwania ramienia wstępującego wynosi około 70 - 100 ms. Można więc a priori stwierdzić, że pasmo przenoszenia układu elektronicznego powinno przenieść sygnały o dwa razy większej zawartości harmonicznych,

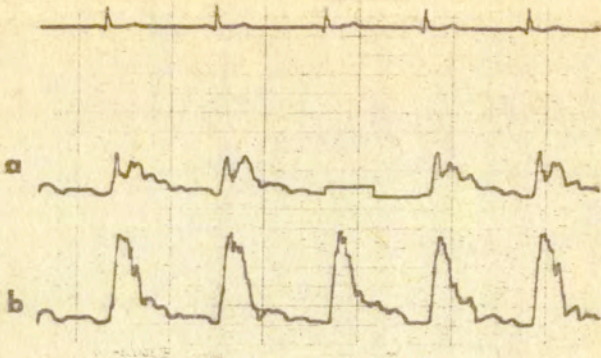


a więc do 25 Hz. Szybsze zmiany zwłaszcza z sygnału monotonicznie narastającego w jednym kanale np. dodatnia prędkość w kanale A na sygnał w kanale B gdy sygnał A osiąga wartość  $\frac{1}{2} F_p$  należy traktować jako wynikające z ograniczeń teorii próbkowania, a nie z fizjologii przepływu. Zasadę przetwarzania sygnału z podwajaniem maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej do  $F_p$  przedstawia rys.3.29.



Rys.3.29 Zasada podwajania zakresu mierzonych częstotliwości w przepływomierzach impulsowych.

Zastosowanie in vivo układu rozszerzania zakresu pomiaru prędkości przedstawiono na rys.3.30 na przykładzie rejestracji przepływu w aorcie wstępującej. Górny zapis przedstawia krzywą prędkości bez korekcji - sygnał dopplerowski po osiągnięciu częstotliwości równej  $\frac{1}{2} F_p$  nagle maleje przy czym zapis nie spada do poziomu  $-\frac{1}{2} F_p$  ze względu na ograniczoną odpowiedź częstotliwością rejestratora. Prawidłowy zapis przepływu przedstawia dolna krzywa otrzymana po zastosowaniu korekcji.

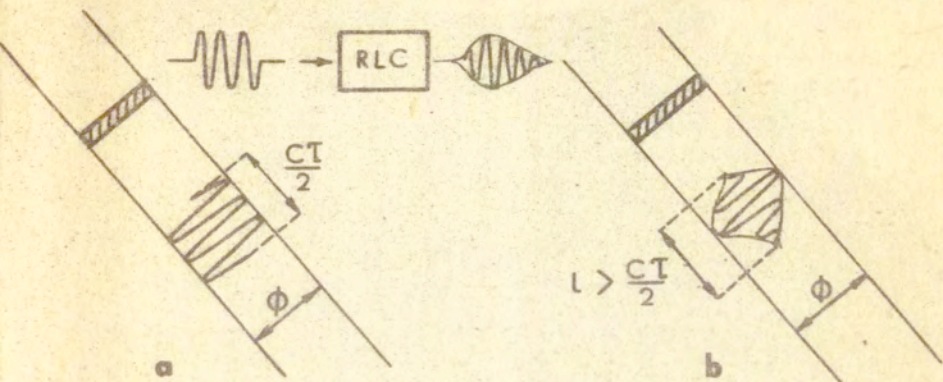


Rys.3.30 Pomiar prędkości w aorcie wstępującej w standardowym przepływomierzu impulsowym /UDP-30 TES/ zakres mierzonych prędkości ograniczony jest do wartości odpowiadających połowie częstotliwości powtarzania /a/. Zastosowanie korekcji rozszerza zakres pomiarowy umożliwiając zapis prawidłowych krzywych dla większych prędkości /b/

### 3.7.3. Objętość pomiarowa

Istotnym parametrem wpływającym na dokładność pomiarów profili przepływu jest tzw. objętość pomiarowa  $V_p$  określająca wymiary przestrzenne rozchodzącego się w ośrodku impulsu ultradźwiękowego. Posiada on swoją długość i średnicę. Średnica impulsu odpowiada aperturze /efektywnej powierzchni promieniowania/ przetwornika z uwzględnieniem kształtu wiązki w polu bliskim i dalekim. Długość impulsu zależy od czasu trwania elektrycznego impulsu nadawczego oraz od akusto-mechanicznych własności przetwornika ultradźwiękowego.

Schemat zastępczy przetwornika piezoelektrycznego można przedstawić w przybliżeniu jako szeregowy układ rezonansowy RLC, który charakteryzuje się drganiami własnymi /LC/ i tłumieniem drgań /R/. Pobudzony do drgań układ taki dopiero po chwili /kilka okresów sinusoidy/ osiąga pełną amplitudę wychyleń, natomiast po zakończeniu pobudzenia oscyluje przez pewien czas drganiami swobodnymi. Przedłużają one długość impulsu w ośrodku.



Rys.3.31 Idealny oraz rzeczywisty kształt impulsu ultradźwiękowego rozchodzącego się w ośrodku.

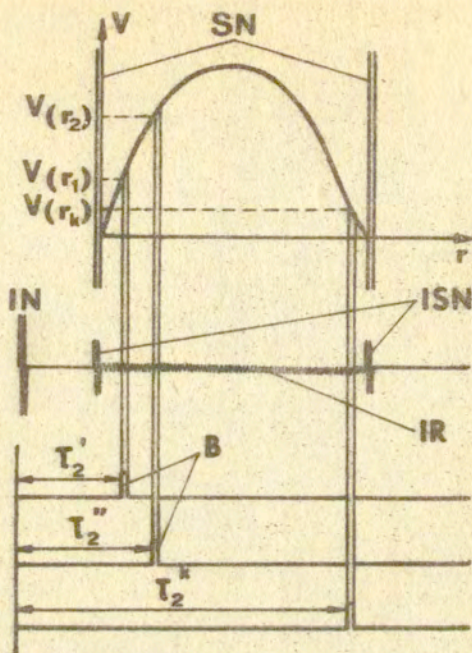
W szerokopasmowych głowicach ultradźwiękowych ilość drgań własnych nie przekracza 2-3 okresów sinusoidy. Oznacza to, że np. dla częstotliwości 5 MHz gdzie jeden okres trwa  $0.2 \mu s$  dodatkowe drgania trwają około  $0.5 \mu s$

Dla impulsu o czasie trwania  $1 \mu s$  długość idealnego impulsu w ośrodku wynosiłaby  $\sim 0.7$  mm. Efekt rezonansowego "dzwonienia" przetwornika wydłuża rzeczywisty impuls do około 1 mm. Należy uwzględnić to zjawisko w pomiarach profili w małych naczyniach. Jest omonatomiast całkowicie pomijalne w pomiarach wewnątrzsercowych dla impulsów ultradźwiękowych o czasie trwania większym od  $5 \mu s$ .

#### 3.7.4 Wydatek krwi

Wydatek krwi lub inaczej prędkość objętościową przepływu krwi można wyznaczyć na podstawie pomiarów średniej prędkości przepływu  $V_{sr}$  oraz średnicy  $d$  naczynia krwionośnego lub też na podstawie pomiarów profilu prędkości.

Rys. 3.32 poglądowo wyjaśnia zasadę pomiaru profilu prędkości  $v(r)$  w naczyniu krwionośnym.



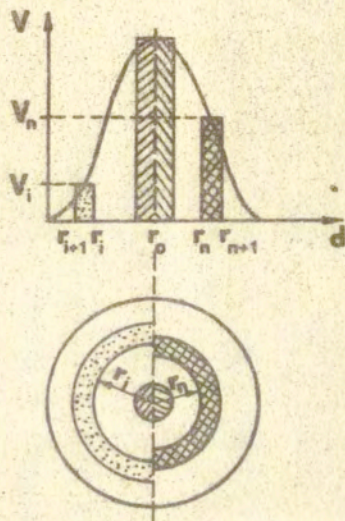
Rys. 3.32 Zasada pomiaru profilu prędkości przepływu  
 IN - impuls nadawany, IS - echa odbite od ścianek naczynia, IR - echa rozproszone na krwinkach, B - bramka analizująca.

Opóźnienie bramki analizującej B zmieniane jest skokowo /zazwyczaj co 1  $\mu$ s/ od opóźnienia  $\tau_2'$  odpowiadającego położeniu bramki przy przedniej ścianie naczynia, aż do opóźnienia  $\tau_2^k$  odpowiadającego położeniu bramki przy tylnej ścianie naczynia. Na podstawie pomiarów częstotliwości dopplerowskiej w kolejnych położeniach bramki analizującej zostają wyznaczone odpowiednie wartości prędkości przepływu  $v(r_k)$ .

Wydatek krwi wyznacza się następnie całkując pole powierzchni pod wyznaczonym profilem prędkości. W obliczeniach wprowadza się na ogół założenie, że profil prędkości przepływu jest symetryczny względem środka naczynia; na przykład w przypadku przepływu stacjonarnego i laminarnego wydatek jest proporcjo-

nalny do objętości figury ograniczonej paraboloidą obrotową.

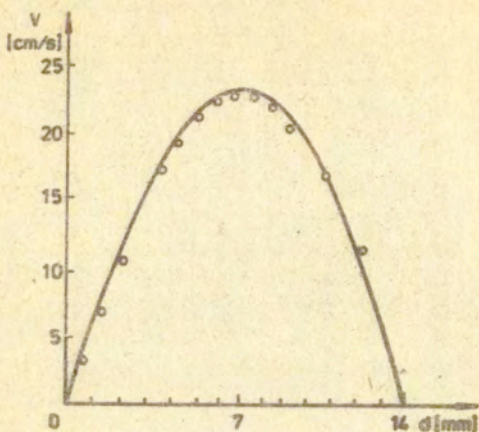
Założenie takie, często nie jest spełnione, zwłaszcza w naczyniach zakrzywionych lub o nierównych ściankach wewnętrznych. Dlatego dokładniejsze jest wyznaczenie całkowitego wydatku w postaci sumy dwóch wydatków; wydatku w pierwszej części naczynia /od przedniej ścianki do środka/ i w drugiej części /od środka <sup>do</sup> ścianki tylnej/



Rys.3.33 Sposób obliczania prędkości objętościowej Q z profili prędkości przepływu /wg Peronneau i wsp.[53]

$$/3.36/ \quad Q = \frac{1}{2} \pi \left[ \sum_0^k v_i (r_{i+1}^2 - r_i^2) + \sum_0^k v_n (r_{n+1}^2 - r_n^2) \right]$$

Również, taka procedura obarczona jest pewnym błędem i dla celów dokładnej analizy przepływów należałoby wyznaczać wydatek na podstawie pomiarów profili dokonanych z różnych kierunków padania fali ultradźwiękowej na naczynie. Jednakże przy pomiarach z powierzchni skóry nie jest to możliwe.



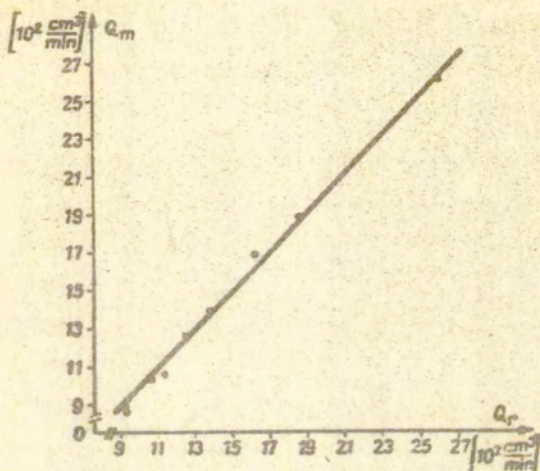
Rys.3.34 Profil prędkości przepływu wyznaczony analitycznie /linia ciągła/ oraz zmierzony /punkty/ dla wydatku  $Q = 1110$  ml/min / $Re = 760$ /

Weryfikację otrzymanych wyników z rzeczywistymi przepływami w rurce, przeprowadzono poprzez porównanie prędkości objętościowych przepływu, wyznaczonych na podstawie pomiaru objętości cieczy wypływającej z rurki w jednostce czasu, z prędkościami objętościowymi obliczonymi ze zmierzonych profili przepływu. W zakresie mierzonych wydatków od  $\sim 0,5$  l/min do  $\sim 2,6$  l/min błąd popełniony w pomiarach nie przekraczał 5%.

Obie mierzone wielkości - średnica i prędkość - zależą od kąta  $\theta$ , który na ogół nie jest znany.

Dla naczyń położonych bezpośrednio pod skórą i przebiegających równoległe do jej powierzchni problem wyznaczenia kąta  $\theta$  /między kierunkiem wiązki ultradźwiękowej i kierunkiem naczynia/ jest stosunkowo prosty. Dla naczyń położonych głębiej stosuje się bardziej skomplikowaną technikę pomiarową, wykorzystując w tym celu specjalną dwuprzetwornikową głowicę ultradźwiękową. Głowica ta ma dwa niezależne przetworniki nadawczo-odbiorcze zamontowane skośnie na absorberze akustycznym. Mierzac odpowiednio czas przejścia impulsów ultradźwiękowych

między przednią i tylną ścianką naczynia dla emisji każdego z przetworników, kąt  $\Theta$  wyznacza się na podstawie triangulacji geometrycznej /wzór 3.38/.



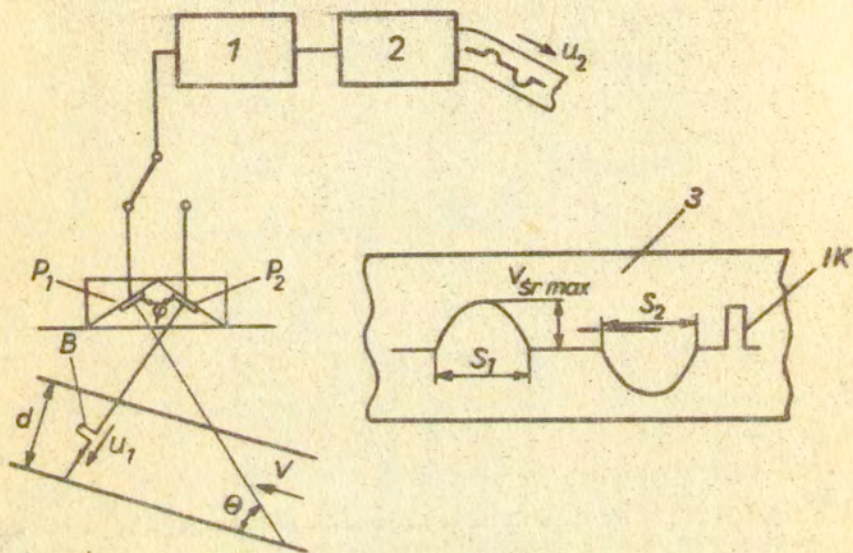
Rys.3.35 Krzywa cechowania impulsowego dopplerowskiego miernika przepływu krwi dokonana w sztywnej rurce o średnicy 14 mm przy przepływie stacjonarnym i laminarnym  $Q_m$  - wydatek zmierzony,  $Q_r$  - wydatek rzeczywisty

Większość impulsowych dopplerowskich mierników przepływu krwi jest wyposażona w jedną elektroniczną bramkę analizującą o regulowanym czasie opóźnienia względem impulsu nadawczego. W związku z tym pomiaru profili prędkości przepływu oraz średnicy naczynia dokonuje się poprzez ręczne nastawienie opóźnienia bramki analizującej.

Metodyka pomiaru profili przepływu za pomocą tej aparatury oraz obliczanie wydatku krwi z otrzymanych profili są bardzo pracochłonne, co często utrudnia przeprowadzenie kompleksowych pomiarów klinicznych, zwłaszcza podczas zabiegów operacyjnych.

Wprowadzenie automatycznego przesuwu bramki analizującej w poprzek badanego naczynia w znacznym stopniu przyspiesza badania oraz rejestrację wyników.

Przy automatycznym, liniowo zmienianym opóźnieniu bramki analizującej B na taśmie papierowej rejestratora otrzymujemy rozkład krzywej prędkości przepływu krwi uśrednionej w czasie od prędkości 0 przy ścianie przedniej naczynia, poprzez prędkości maksymalne w środku naczynia, ponownie do prędkości 0 przy jego tylnej ścianie /rys.3.36/. Znając prędkość  $u_1$  automatycznego opóźnienia bramki analizującej B prędkość  $u_2$  przesuwu



Rys.3.36 Zasada automatycznego pomiaru przepływu krwi  
 1 - ultradźwiękowy dopplerowski impulsowy miernik przepływu,  
 2 - rejestrator,  $P_1$ ,  $P_2$  - przetworniki ultradźwiękowe, B - bramka analizująca,  $u_1$  - prędkość automatycznego opóźnienia bramki analizującej,  $u_2$  - prędkość przesuwu taśmy rejestratora, 3 - zapis profili prędkości przepływu krwi uśrednionych w czasie uzyskany na papierze rejestratora za pomocą wiązki ultradźwiękowej wytworzonej odpowiednio przez przetworniki  $P_1$  oraz  $P_2$ , IK - impuls kalibrujący

taśmy papierowej oraz długość odcinków  $S_1$  i  $S_2$  między zerowymi wartościami przepływu dla pracy przetworników  $P_1$  oraz odpowiednio  $P_2$  możemy wyznaczyć średnicę naczynia ze wzoru



/3.37/

$$d = \frac{u_1}{u_2} S_1 \sin \theta$$

gdzie kąt  $\theta$  określony jest wzorem

/3.38/

$$\theta = \frac{\varphi}{2} + \arctg \left( \frac{S_2 - S_1}{S_2 + S_1} \operatorname{tg} \frac{\varphi}{2} \right)$$

Kąt  $\varphi$  występujący w tym wzorze jest kątem zawartym między przetwornikami  $P_1$  i  $P_2$ .

W przypadku badań śródoperacyjnych kąt  $\theta$  między wiązką ultradźwiękową i naczyniem jest znany i dla stosowanych głowic wynosi  $67^\circ$ . Dla takiego kąta wyrażenie /3.37/ przyjmuje postać

/3.39/

$$d = 0.91 \frac{u_1}{u_2} S_1$$

Aparat jest wyposażony w układ umożliwiający rejestrację standardowego sygnału dopplerowskiego /tzw. impuls kalibrujący IK/, którego amplituda odpowiada częstotliwości dopplerowskiej

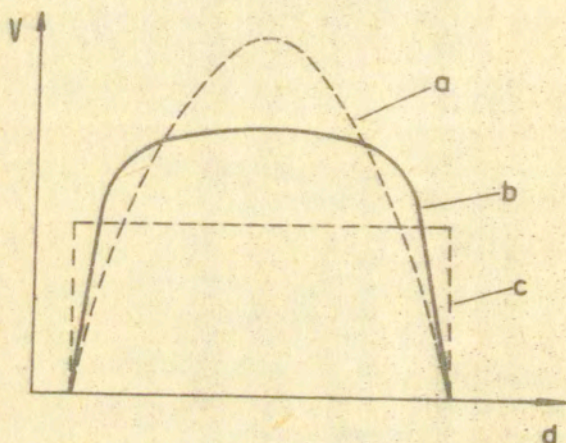
$f_d = 1000$  Hz. Dla kąta  $\theta = 67^\circ$  amplituda impulsu kalibrującego odpowiada standardowej wartości prędkości kalibracji  $V_k = 30$  cm/s. Znając wielkość impulsu kalibracji można odczytać maksymalną amplitudę prędkości średniej /uśrednionej w czasie/ przepływu krwi  $V_{srmax}$  bezpośrednio z zapisu na papierze rejestratora. Wydatek krwi  $Q$  określony jest wzorem

/3.40/

$$Q = 0.67 V_{srmax} \frac{\pi d^2}{4}$$

Współczynnik liczbowy 0,67 w tym wzorze został wyznaczony eksperymentalnie dla tętnic szyjnych i uda poprzez porównanie uśrednionych w czasie profili przepływu mierzonych tą metodą z rozkładem profili chwilowych. Wprowadzenie takiego współczynnika ma również swoje uzasadnienie fizyczne, ponieważ

profil przepływu krwi w naczyniach nie jest na ogół ani paraboliczny, ani płaski, a leży między nimi /rys.3.37/. W przypadku przepływu laminarnego /profil paraboliczny/ średnia prędkość przepływu równa jest połowie jego wartości maksymalnej. Przy przepływie turbulentnym profil ulega znacznemu spłaszczeniu tak, że wartość prędkości średniej zbliża się do jego wartości maksymalnej.



Rys.3.37 Profile przepływu  
a - paraboliczny,  $V_{\text{sr}} = 1/2 V_{\text{max}}$ ; b - spłaszczony,  $V_{\text{sr}} = 0,67V_{\text{max}}$   
c - płaski,  $V_{\text{sr}} = V_{\text{max}}$ .

#### 4. Metody wizualizacji przepływu krwi

##### 4.1. Wprowadzenie

Opracowanie optymalnego systemu wizualizacji naczyń krwionośnych wymaga oszacowania różnic w poziomach sygnałów odbitych od nieruchomych struktur oraz sygnałów rozproszonych we krwi. Dokładne rozwiązanie takiego problemu wymagałoby przeprowadzenia trudnych pomiarów in vivo energii sygnałów odbitych od wszystkich struktur biologicznych znajdujących się na drodze przetwornik ultradźwiękowy - naczynie krwionośne. Jednak nawet w takim przypadku otrzymane wyniki opisywałyby układ anatomiczny, związany ze szczególną budową tkanek, ich grubością i rozkładem w badanym polu ultradźwiękowym. Potwierdza to m.in. staranna praca Chiversa i Parry [15], w której autorzy zebrali i uszeregowali wyniki pomiarów prędkości i tłumienia ultradźwięków w tkankach ssaków. W wielu przypadkach przedstawione tam wyniki różnią się znacznie, często o rząd wielkości. Wynika to z ograniczeń techniki pomiarowej, różnych warunków fizjologicznych, w których znajdują się mierzone tkanki oraz zależy od zmian zachodzących w tkankach "post mortem". Dlatego też wydaje się, że teoretyczne oszacowanie mocy sygnałów odbitych od hipotetycznego modelu tkanek otaczających naczynie krwionośne oraz rozproszonych we krwi w dostatecznym stopniu przedstawi skalę trudności z jakimi możemy się spotkać w trakcie realizacji systemów wizualizacji przepływu.

Niech przetwornik ultradźwiękowy o promieniu  $a$  wysyła w kierunku naczynia krwionośnego falę ultradźwiękową w postaci impulsów wielkiej częstotliwości o czasie trwania  $\tau$ .

W polu dalekim natężenie na osi w odległości  $x$  od przetwornika określone jest wyrażeniem

$$/4.1/ \quad I_x = \left( \frac{P_t}{4\pi x^2} \right) \left( \frac{4\pi A}{\lambda^2} \right) e^{-2\alpha x}$$

gdzie  $P_t$  - akustyczna moc sygnału nadawczego,  $\lambda$  - długość fali,  $\alpha$  - współczynnik tłumienia fali w ośrodku,  $A$  - efektywna powierzchnia przetwornika, równa jego powierzchni geometrycz-

nej, gdy pracuje on tłokowo.

Pierwszy czynnik wyrażenia określa natężenie fali w odległości  $x$  w przypadku, gdy cała moc promieniowana jest izotropowo.

Drugi czynnik odpowiedzialny jest za wzmocnienie kierunkowego źródła w odniesieniu do źródła izotropowego. Czynnik ten obowiązuje dla akustycznych źródeł większych od dwóch długości fali /dla częstotliwości 5 MHz i przetwornika o promieniu  $a = 2,5$  mm. Stosunek  $\frac{2a}{\lambda} > 10/$ .

W przypadku odbicia fali od płaskiej struktury /np. granica tkanki tłuszczowej i ścianki naczynia/ o energetycznym współczynniku odbicia  $R$ , natężenie fali odebranej przez przetwornik wynosi

$$/4.2/ \quad I_0 = \frac{P_t A}{4x^2 \lambda^2} R e^{-4\alpha x}$$

Dla przypadku padania fali ultradźwiękowej na pojedynczą drobinę, małą w porównaniu z długością fali oraz szerokością wiązki ultradźwiękowej, fala rozproszona ma charakter izotropowy i rozchodzi się w postaci fali kulistej.

Moc fali rozproszonej oblicza się w takim przypadku z iloczynu efektywnej powierzchni rozpraszającej  $\sigma$  i natężenia fali padającej. Natężenie fali odbitej równe jest więc

$$/4.3/ \quad I_\sigma = \left( \frac{P_t A}{x^2 \lambda^2} \right) \left( \frac{\sigma}{4\pi x^2} \right) e^{-4\alpha x}$$

Pierwszy czynnik odpowiedzialny jest za natężenie fali padającej na drobinę o czynnym "przekroju rozpraszającym"  $\sigma$  znajdującą się w odległości  $x$  od przetwornika, drugi zaś odpowiada rozchodzeniu się fali kulistej.

Aby obliczyć natężenie fali odbitej od wielu drobin o rozkładzie izotropowym należy zsumować kolejno natężenia pochodzące od poszczególnych drobin opisane wzorem /4.3/. Całkowita czynna powierzchnia układu drobin określona jest iloczynem objętości krwi i efektywnej powierzchni rozpraszającej na jednostkę objętości  $\eta$ . Zgodnie z Shungiem współczynnik  $\eta$

jest funkcją hematokrytu. Tak więc całkowite natężenie sygnału rozproszonego wyrażone jest w postaci

$$/4.4/ \quad I_r = \frac{P_t A^2}{\chi^4 \lambda^2 4\pi} \frac{c\tau}{2} \eta e^{-4\alpha x}$$

gdzie  $\frac{Ac\tau}{2}$  jest objętością krwi zawartą w impulsowym polu ultradźwiękowym w postaci walca o powierzchni podstawy  $A$  i wysokości równej  $\frac{c\tau}{2}$ .

Stosunek fali rozproszonej od krwi i odbitej na granicy tkanki tłuszczowej oraz ścianki naczynia otrzymamy dzieląc przez siebie wyrażenia /4.4/ i /4.2/, a następnie podstawiając do otrzymanego ilorazu odpowiednie wartości liczbowe

$$/4.5/ \quad \frac{I_r}{I_0} = \frac{A}{\pi R x^2} \frac{c\tau}{2} \eta$$

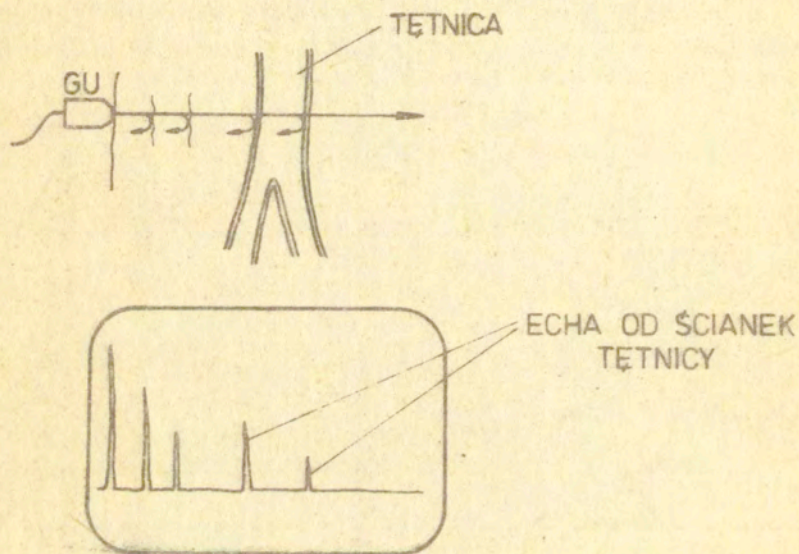
Niech czas trwania  $\tau$  impulsów wynosi 1  $\mu$ s, zaś średnica przetwornika  $2a = 5$  mm. Dla hematokrytu 30% współczynnik rozproszenia  $\eta = 11 \cdot 10^{-5}$ . Zgodnie z tabelą I impedancje akustyczne tkanki tłuszczowej i ścianki naczynia równe są odpowiednio  $1,38 \cdot 10^5 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2 \text{s}}$  i  $1,66 \cdot 10^5 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2 \text{s}}$ . Energetyczny współczynnik odbicia  $R$  na granicy w/w tkanek jest równy  $85 \cdot 10^{-4}$ . Dla takich wartości liczbowych iloraz  $\frac{I_r}{I_0}$  jest równy  $6 \cdot 10^{-5}$ .

Oznacza to, że na wejściu układu odbiornika pojawiają się kolejno dwa echa, których amplitudy różnią się o prawie trzy rzędy wielkości. Uniemożliwia więc to jednoczesną obserwację ech odbitych i rozproszonych. Należy przy tym pamiętać, że mogą wystąpić również duże echa odbite od struktur leżących na głębokości odpowiadającej podwójnemu, a nawet potrójnemu okresowi powtarzania impulsów. Zjawisko to, opisane jest przez funkcję wieloznaczności  $\chi / t, v /$  dla  $v = 0$  /obiekt nieruchomy/[45].

#### 4.2. Ultradźwiękowe metody echa w wizualizacji naczyń krwionośnych

##### Prezentacja typu A

Najprostszą metodą przedstawienia geometrycznych wymiarów naczynia krwionośnego na ekranie lampy oscyloskopowej jest metoda echa z prezentacją typu A /umowny skrót od słowa - amplituda/



Rys. 4.1. Zasada ultradźwiękowej prezentacji typu A

W przypadku struktur takich jak tkanka tłuszczowa, mięśnie itp. echa na ekranie lampy oscyloskopowej są nieruchome, natomiast echa pochodzące od struktur ruchomych takich jak naczynia krwionośne lub serce zmieniają swoje położenie na podstawie czasu lampy oscyloskopowej.

W przypadku tętnic ruch ten jest periodyczny w takt pracy serca przy czym w skurczu ścianki naczynia oddalają się od siebie, a w rozkurczu zbliżają. Efekt ten można zaobserwować na ekranie lampy, gdzie echa od ścianek fluktuują, odpowiednio

oddalając lub zbliżając się do siebie.

Prezentacja typu A nie znalazła szerszego zastosowania w wizualizacji naczyń, nie mniej powstało w oparciu o nią kilka interesujących prac, a zwłaszcza badania Bushmana [43] dotyczące zmian średnicy tętnicy szyjnej u ludzi zdrowych i z zaawansowaną miażdżycą.

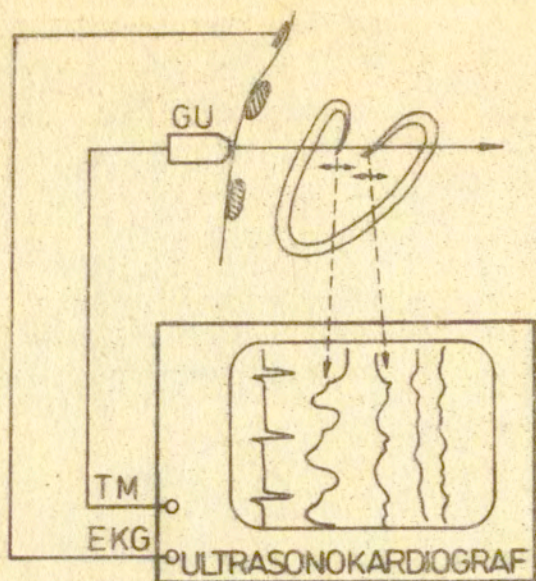
#### Prezentacja typu TM /time-motion/

W prezentacji tej podstawa czasu na ekranie lampy oscyloskopowej jest wygaszona w przypadku braku echa, a rozjaśniona jedynie przez echa od struktur znajdujących się w polu ultradźwiękowym.

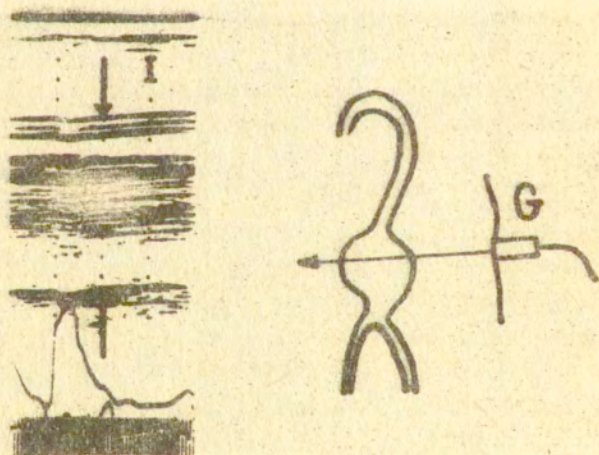
Tak więc echa wyświetlane są wzdłuż podstawy czasu w postaci świecących punktów, ruchomych w przypadku odbicia fali ultradźwiękowej od ruchomej struktury. Rejestracja ruchu struktur /prędkość i amplituda/ odbywa się zazwyczaj przy zastosowaniu dwóch technik:

- a/ podstawa czasu przesuwana się z niewielką prędkością w górę ekranu, a świecące punkty rysują w tym czasie obraz badanej struktury znajdującej się w polu ultradźwiękowym. Otwarcie migawki aparatu fotograficznego na czas pełnego ruchu podstawy czasu w kierunku pionowym umożliwia zarejestrowanie na kliszy fotograficznej kilku ewolucji ruchu badanej struktury.
- b/ nowsza technika rejestracji obrazu w technice TM polega na tym, że obraz świecących punktów z nieruchomej podstawy czasu oscyloskopu doprowadzany zostaje przy pomocy światłowodów fibrowych do wolno przesuwającego się papieru światłoczułego.

System ten jest bardzo drogi, ale jego zaletą jest natychmiastowa rejestracja echogramu TM podczas, gdy w przypadku poprzedniej metody, zarejestrowany materiał wymagał czasochłonnej obróbki fotograficznej. Technika TM znalazła głównie zastosowanie w badaniach struktur ruchomych serca, ale ostatnio coraz częściej używa się jej do wizualizacji aorty brzusznej, a zwłaszcza jej tętniaków /nieprawidłowych rozszerzeń tętnicy/.



Rys.4.2 Zasada prezentacji typu TM



Rys.4.3 Tętniak aorty brzusznej zarejestrowany przy pomocy aparatury z prezentacją typu TM. Przybliżona grubość tętniaka wraz ze skrzeplinami przy ściankach równa jest 7,5 cm [63]



## Prezentacja typu B

Podczas gdy prezentacje typu A i TM pokazywały jedynie geometryczny, jednowymiarowy obraz rozkładu struktur biologicznych wzdłuż wiązki ultradźwiękowej, to tzw. prezentacja typu B /od ang. brightness - jasność/ umożliwia dwuwymiarową wizualizację badanych struktur.

W prezentacji typu B wykorzystuje się częściowo podstawowe rozwiązania elektroniczne zastosowane w aparaturze do prezentacji typu A. Zasadnicza modyfikacja dotyczy systemu zamocowania głowicy w specjalnym pantografie przenoszącym mechaniczny ruch /położenie/ głowicy na ekran lampy oscyloskopowej.

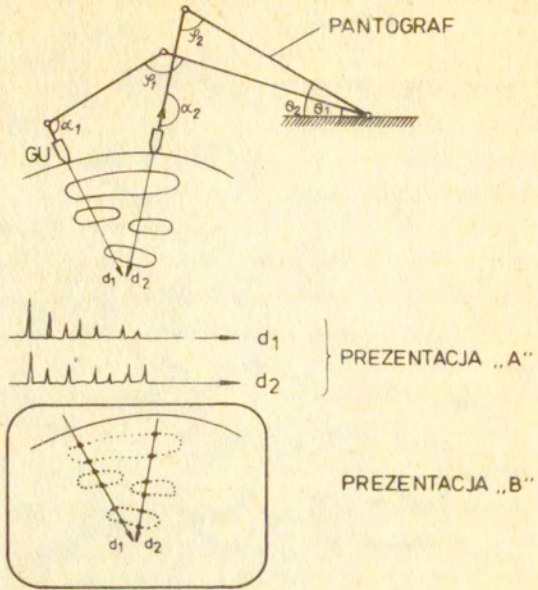
Głowica ultradźwiękowa zamocowana jest w specjalnym układzie mechanicznym pantografu o ruchomych ramionach  $L_1$  i  $L_2$ . Przesuwając głowicę wzdłuż badanej struktury ruchem postępowo-obrotowym ramiona pantografu zmieniają swoje położenie i odpowiednio zmieniają się kąty  $\theta$ ,  $\phi$  i  $\alpha$ .

Proste zależności trygonometryczne pozwalają wyznaczyć na tej podstawie współrzędne  $x, y$  położenia wiązki ultradźwiękowej wysyłanej i odbieranej przez głowicę ultradźwięków.

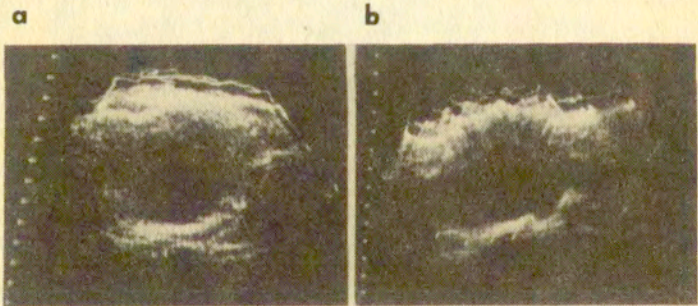
Jeżeli na drodze fali ultradźwiękowej znajdują się struktury odbijające falę, powstałe echa uwidocznione zostają na podstawie czasu lampy oscyloskopowej w postaci jasnych punktów przy czym stopień jasności świecących punktów zależy od wielkości echa. Prezentacja typu B znalazła największe zastosowanie w badaniach jamy brzusznej w położnictwie i ginekologii oraz w diagnostyce oka i oczodołu.

Nie mniej w ostatnich kilku latach postęp technologiczny wyrażający się zwiększoną rozdzielczością i dynamiką aparatury umożliwił zastosowanie prezentacji B do wizualizacji dużych naczyń krwionośnych, a zwłaszcza tętniaków aorty brzusznej.

Na podstawie badań przeprowadzonych przy pomocy ultrasonografu typu USG-10 w Klinice Chirurgii Naczyniowej CMKP w Warszawie wśród 32 chorych, u których podejrzewano tętniak aorty, w 30 przypadkach śródoperacyjnie potwierdzono wyniki badań ultrasonograficznych.



Rys.4.4 Zasada prezentacji typu B



Rys.4.5 Ultrasonogram: a - poprzeczny, b - podłużny tętniaka aorty brzusznej. Przybliżona grubość tętniaka równa jest 4,5 cm.

Prezentacja typu B w wielu wypadkach przewyższa wartość diagnostyczną arteriografii rentgenowskiej ze względu na nieszkodliwość i powtarzalność badań istotnych w śledzeniu procesu poszerzania się tętniaka. W przypadku arteriografii badania nie powinny być powtarzane zbyt często, ponieważ obciążają one chorego. Nakłucia tętnicy, wprowadzanie cewnika oraz kontrastu prowadzą często do uszkodzeń naczynia i grożą wstrząsem ogólnym. Dodatkową zaletą prezentacji B jest możliwość projekcji naczynia w dwóch płaszczyznach podczas gdy w arteriografii otrzymuje się obraz tylko w jednej płaszczyźnie. Utrudnia to interpretację angiogramu tętniaków, w których występują skrzepliny.

Omówione wyżej trzy typy prezentacji A, TM i B wykorzystują zjawisko odbicia fali ultradźwiękowej od struktur biologicznych, m.in. na granicy ścianek naczyń krwionośnych i krwi. Sama krew ze względu na swoją budowę rozprasza falę ultradźwiękową, a rozproszona energia jest o ponad cztery rzędy wielkości mniejsza od energii fali odbitej od ścianek naczynia. Dlatego też na wakażniku oscyloskopowym obserwujemy jasne echa od ścianek podczas gdy obszar odpowiadający wnętrzu naczynia wypełnionego krwią nie daje żadnych odbić. W technice TM i B zobrazowany on jest w postaci czarnego pola. Zgubiona tym samym zostaje informacja o dynamicznym charakterze przepływu. Jednocześnie obraz może być mylnie interpretowany, ponieważ zaczerpnięte pola mogą również wystąpić dla tkanek o izotropowej budowie. Barber i wsp. [7] podali przybliżone wartości względnego poziomu amplitud sygnałów odbitych od tkanek zaatakowanych arteriosklerozą w odniesieniu do sygnału odbitego od normalnej ścianki naczynia krwionośnego.

Jak wynika z przedstawionej tabeli obszary ze złożami tłuszczowymi zwężającymi efektywnie światło naczynia oraz obszary wypełnione krwią powodują odbicie fali ultradźwiękowej na podobnym poziomie. W takich przypadkach bardzo pomocną może okazać się technika komplementarna łącząca w sobie metodę prezentacji B impulsową metodę dopplerowską.

Tabela II - Względny poziom echa ultradźwiękowych od różnego typu złogów miażdżycowych

Rodzaj tkanki	Względny poziom echa dB
twarde złogi wapnia	+ 40 dB
złogi z blaszkami lub grudkami wapnia	0 - + 20 dB
ścianki naczyń	0 dB
złogi tłuszczowe	0 - - 40 dB
krew	- 40 dB

W Polsce pierwsze próby zastosowania takiej techniki pomiarowej zostały przeprowadzone w 1974 r. przy pomocy aparatury typu B do wizualizacji struktur wewnętrznych oka [20] oraz ultradźwiękowego dopplerowskiego impulsowego miernika przepływu.

Na rys.4.6 przedstawiono obraz tętnicy szyjnej zdrowego młodego mężczyzny. Światło naczynia uwidocznione jest w postaci zaszczerzonego kanału /przekrój podłużny/ lub zaczczerzonego

a

b

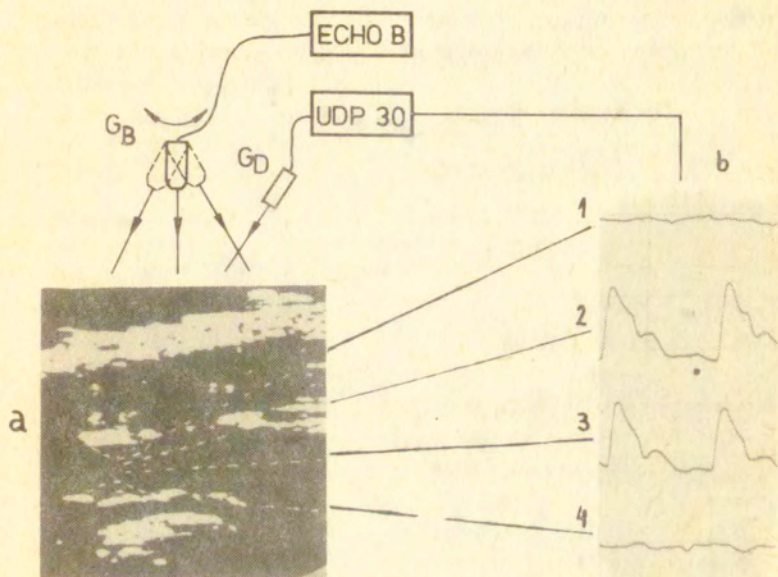


Rys.4.6 Obraz tętnicy szyjnej wspólnej otrzymany przy pomocy aparatu do wizualizacji oka: a/ przekrój podłużny, b/ przekrój poprzeczny [81]

otworu /przekrój poprzeczny/ podczas, gdy na granicy ścianki naczyń powstają ostre, jasne punkty.

W przypadku wystąpienia miękkich złogów obraz poprzeczny przekroju naczyń nie uległ zasadniczej zmianie podczas gdy pomiary przepływu wykonane metodą impulsową wykazały brak przepływu przy ściankach naczyń.

Na rynku światowym dostępne są obecnie wyspecjalizowane aparaty tego typu, m.in. Duplex Scanner ATL i Biosound.



Rys.4.7 Komplementarna wizualizacja naczyń przy pomocy prezentacji typu B i opracowanej przez autora impulsowej techniki dopplerowskiej /UDP-30/ a - obraz segmentu naczyń z prezentacją "B", przerywaną linią zaznaczono obszary z miękkimi złogami wapnia, b - rejestracja prędkości przepływu w różnych miejscach naczyń, krzywe 1 i 4 wskazują na brak przepływu w obszarze z miękkimi złogami wapnia,  $G_B$  - głowica ultradźwiękowa do prezentacji B,  $G_D$  - głowica ultradźwiękowa "dopplerowska".

#### 4.3. Angiografia dopplerowska

W 1972 r. Reid i Spencer [59] opisali system wizualizacji przepływów w tętnicach szyjnych za pomocą ultradźwiękowej dopplerowskiej metody fali ciągłej. Technika ta ze względu na podobieństwo prezentacji obrazu naczyń w angiografii rentgenowskiej została przez autorów nazwana angiografią dopplerowską.

W odróżnieniu od uzyskiwanych u ultrasonografii z prezentacją B obrazów dużych naczyń - powstających w wyniku odbicia impulsów ultradźwiękowych od ścian naczynia - metoda angiografii dopplerowskiej dostarcza informacji o dynamicznym charakterze przepływu. Umożliwia lokalizację niedrożności i zwężeń oraz dokonywanie pomiaru prędkości przepływu w określonym segmencie uwidocznionego naczynia.

Dopplerowska technika wizualizacji tętnicy szyjnej i jej gałęzi: wewnętrznej i zewnętrznej stała się obecnie, zwłaszcza w USA, podstawową /poza arteriografią rentgenowską/ metodą diagnostyczną zmian miażdżycowych tętnic szyjnych prowadzących do niedokrwienia mózgu.

Podstawy fizyczne metody są proste; wykorzystuje się zjawisko zwiększania się prędkości przepływu w miejscu zwężenia zgodnie z zasadą zachowania masy. Ilość krwi przepływającej w naczyniu o przekroju  $S_1$  /prędkość  $v_1$ / równa jest ilości krwi przepływającej przez zwężony odcinek naczynia o przekroju  $S_2$  /prędkość  $v_2$ /

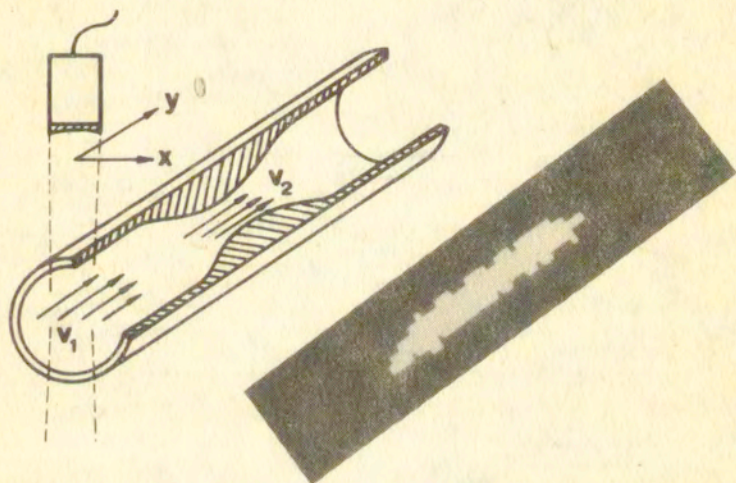
Zasada zachowania masy w zwężonych tętnicach jest słuszna przy pewnych założeniach:

- zwężenie jest krótkie; straty ciśnienia związane z lepkością są więc pomijalne,
- średnica zwężenia jest nie mniejsza niż 1 mm  
/Spencer [66] /

Przykładowo zmniejszenie średnicy tętnicy o 50% /pole przekroju maleje czterokrotnie/ powoduje w przybliżeniu czterokrotny wzrost prędkości w miejscu zwężenia; w przybliżeniu czterokrotnie powinna też wzrosnąć maksymalna częstotliwość dopplerowska.

Odpowiednia dyskryminacja poziomów prędkości pozwala na ekranie monitora wyznaczyć "mapę" prędkości przepływów w tętnicach szyjnych.

Metod dyskryminacji, a więc przypisywania odpowiedniego sygnału elektrycznego poszczególnym prędkościom przepływu jest wiele. Szczególnie przydatna i klinicznie "czytelne" są metody łączące poziomy prędkości z odpowiednim kolorem lub też jasnością plamki /w czterostopniowej skali/ na ekranie monitora. Ta też metoda została zastosowana w Angiografii Dopplerowskim opracowanym w Zakładzie Ultradźwięków IPPT-PAN.



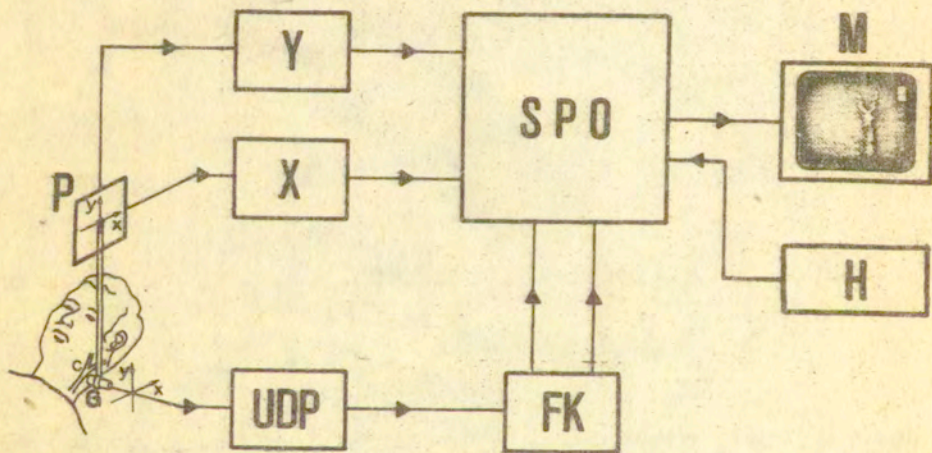
Rys.4.8 Zasada transformacji prędkości przepływu na czterostopniową skalę szarości; brak przepływu-czarny, wolny przepływ - ciemno szary, normalny przepływ w środku naczynia - szary, szybki przepływ w zwężeniu - biały.

Schemat blokowy arterioskopu przedstawiono na rys. 4.9 .

Głowica ultradźwiękowa zamocowana jest na ramieniu pantografu o dwóch stopniach swobody w płaszczyźnie  $x,y$ .

Mechaniczny ruch głowicy zostaje przeniesiony przez system potencjometrów na ekran monitora. Plamka świetlna na ekranie monitora pojawia się jedynie w czasie występowania sygnału dopplerowskiego, a więc tylko wtedy gdy głowica ultradźwiękowa znajduje się nad naczyniem krwionośnym i to jedynie nad tą jego częścią, w której przepływa krew.

Sygnał dopplerowski po przetworzeniu w układach filtrów i komparatorów FK zostaje zakodowany w systemie binarnym rozróżniającym cztery poziomy prędkości w postaci czterostopniowej skali szarości. Sygnał ten doprowadzony zostaje do bloku pamięci obrazowej SPO - odtwarzanej następnie na ekranie monitora.



Rys.4.9 Schemat blokowy arterioskopu ultradźwiękowego  
P - pantograf z głowicą ultradźwiękową G, UDP - dwukierunkowy dopplerowski przepływomierz ultradźwiękowy,  $x,y$  - układy przetwarzania współrzędnych głowicy, FK - filtry i komparatory, SPO - system pamięci obrazowej, M - monitor, H - histogram



Dzięki systemowi pamięci obrazowej na ekranie monitora zapamiętywany jest punkt po punkcie - o współrzędnych  $x, y$  odpowiadających położeniu głowicy - obraz przepływu krwi w tętnicy. Zapamiętany na ekranie obraz naczynia umożliwia następnie umiejscowienie głowicy w interesującym segmencie zwężonej tętnicy i dokonanie rejestracji prędkości przepływu metodą ZCC lub histogramów interwałów czasowych.



Rys.4.10 Arteriogram ultradźwiękowy i rentgenowski tętnic szyjnych, ze zwężonymi odcinkami tętnicy szyjnej wewnętrznej i zewnętrznej

#### 4.4 Wizualizacja przepływów przy zastosowaniu metody tłumienia ech stałych TES

##### 4.4.1. Urządzenie do wizualizacji przepływów w naczyniach krwionośnych

Zakres zastosowań opisanych metod jest zazwyczaj ograniczony przez strukturalne cechy aparatury, rozdzielczość systemu oraz czas niezbędny do otrzymania obrazu badanego segmentu naczynia,

W systemie wizualizacji falą ciągłą otrzymywane obrazy po-

dobne są do zdjęć naczyń w prezentacji angiografii rentgenowskiej. Dwuwymiarowa projekcja umożliwia ocenę drożności naczynia jedynie w płaszczyźnie równoległej do powierzchni skóry nad badanym naczyniem. Projekcję naczyń w płaszczyźnie prostopadłej do powierzchni skóry można otrzymać stosując wielokanałową impulsową aparaturę dopplerowską. Jednakże duża liczba bramek analizujących /kilkadziesiąt/, niezbędna dla zapewnienia dobrej rozdzielczości oraz minimalizacji czasu badania naczynia, komplikuje aparaturę oraz znacznie podnosi jej cenę.

System komplementarny prezentacji B w czasie rzeczywistym oraz impulsowej jednokanałowej metody dopplerowskiej zapewnia dużą rozdzielczość i szybkość prezentacji, ale ograniczony jest jedynie do wizualizacji prostych odcinków naczynia, leżących w płaszczyźnie ruchu głowicy  $G_B$  /rys.4.7/. Ogranicza to ocenę niedrożności w rozgałęzieniach naczyń, np. w rozgałęzieniu tętnicy szyjnej wspólnej na tętnice szyjne wewnętrzną i zewnętrzną oraz rozgałęzieniu tętnicy udowej na tętnice udowe głęboką i powierzchniową.

Na tle omówionych sposobów wizualizacji ciekawa wydaje się metoda detekcji w czasie rzeczywistym fazy sygnałów rozproszonych we krwi z wykorzystaniem radarowej techniki tłumienia ech stałych TES.

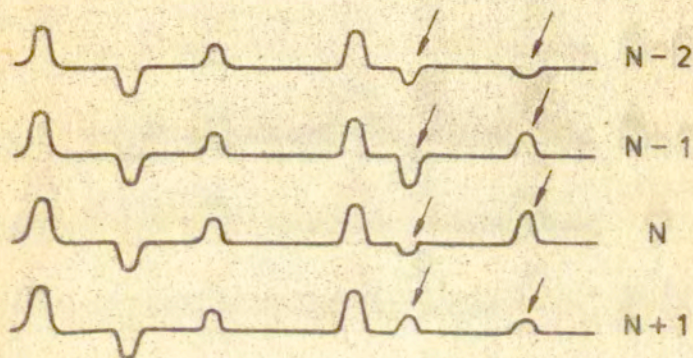
W rozwijanej obecnie na świecie aparaturze TES zaznaczają się dwa podstawowe kierunki;

- 1° przetwarzania cyfrowego sygnału dopplerowskiego z zastosowaniem bardzo szybkich 8-bitowych przetworników analogo - cyfrowych. /Brandestini [10] , Hoeks [30], Meister [43]
- 2° analogowego przetwarzania sygnałów dopplerowskich przy wykorzystaniu kwarcowych linii opóźniających lub linii typu Charge Couple Device - CCD /Nowicki, Reid [47] /.

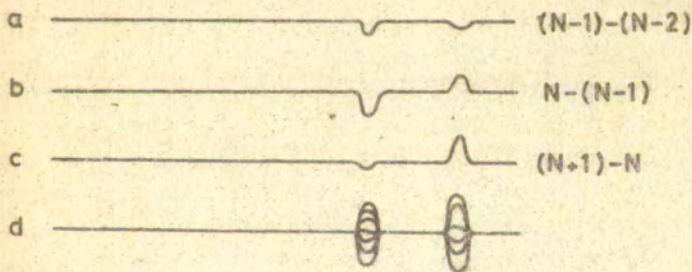
Rozdział ten poświęcony jest opisowi analogowych systemów TES, ponieważ na krajowym rynku dostępny jest obecnie aparat typu UDP30TES wykorzystujący tę technikę.

Przyjmijmy, że do ciała pacjenta wprowadzony zostaje sygnał ultradźwiękowy w postaci ciągu impulsów wielkiej częstotliwości Dla struktur nieruchomych zarówno faza, jak i amplituda kolejno

odbitych impulsów pozostaje jednakowa. W przypadku struktur ruchomych, zakładając nawet, że amplituda odbitych impulsów jest stała, faza ulega zmianie ze względu na zmianę odległości między strukturą odbijającą i źródłem fal ultradźwiękowych w czasie, który upływa od chwili wysłania impulsu  $N$  do chwili wysłania impulsu  $N + 1$ .



Rys.4.11 Echa od struktur biologicznych dla kolejnych impulsów nadawczych



Rys.4.12 Trumienie ech stałych dla kolejnych impulsów a, b, c, oraz obraz na ekranie lampy oscyloskopowej z dynamicznie zmieniającymi się echemi pochodzącymi od struktur ruchomych/d/.

Jak widać na rys.4.11, większość ech nie zmienia się impulsy odbite są więc od struktur nieruchomych, niektóre

zaś zaznaczone strzałkami różnią się między sobą ze względu na zmianę fazy przy odbiciu od struktur ruchomych. Poprzez przetwarzanie sygnału polegającego na odejmowaniu od siebie kolejnych dwóch ciągów ech, przy czym ciąg ech pochodzący od wcześniej nadanego impulsu opóźniony jest o czas  $T_p$  równy okresowi powtarzania impulsów nadawczych, uzyskuje się efekt tłumienia ech stałych /rys.4.12/.

W klasycznej metodzie impulsowej przetwornik ultradźwiękowy wysyła ciąg koherentnych impulsów wielkiej częstotliwości z pewną określoną częstotliwością powtarzania  $f_p$  ( $f_p = T_p^{-1}$ ) Sygnały ultradźwiękowe ulegają w ciele odbiciu na granicy tkanek o różnej impedancji akustycznej  $\rho c$  oraz rozproszeniu na elementach morfotycznych krwi, przy czym stosunek amplitud sygnałów odbitych i rozproszonych może być większy od 100. Wynika stąd, że duże sygnały odbite od nieruchomych tkanek lub też wolno poruszających się /np. ścianki naczyń/ mogą zamaskować słabe sygnały rozproszone we krwi, zawierające informację dopplerowską o jej prędkości. O ile w metodzie impulsowej pomiar prędkości strugi krwi z wybranej głębokości odbywa się w krótkich odcinkach czasowych, odpowiadających czasowi trwania bramki analizującej, to poprzez ciągły pomiar fazy sygnałów rozproszonych można bezpośrednio otrzymać rozkład prędkości ruchu wszystkich struktur znajdujących się w polu ultradźwiękowym. Z punktu widzenia jednoczesnego pomiaru częstotliwości dopplerowskiej i czasu /prędkości ruchu i położenia/ system taki równoważny jest aparaturze impulsowej z "nieskończoną" liczbą bramek analizujących, co powinno być rozumiane jako bardzo duża liczba bramek, trudna do analitycznego określenia, która zależy głównie od okresu powtarzania  $T_p$  i częstotliwości  $f_n$  impulsów nadajnika. Nie należy utożsamiać pojęcia liczby bramek analizujących z rozdzielczością systemu, zależną od czasu trwania i kształtu impulsów nadawczych.

Przybliżona liczba bramek analizujących, odpowiadających systemowi TES, może być wyznaczona z wzoru

$$/4.6/ \quad n \approx T_p f_n$$

Dla okresu powtarzania  $64\mu\text{s}$  i częstotliwości fali nośnej  $f_n = 4,37$  MHz system wielobramkowy, odpowiadający systemowi TES, musiałby zawierać około 280 bramek analizujących.

Schemat blokowy systemu wizualizacji przepływu krwi poprzez ciągły pomiar fazy sygnałów rozproszonych w ciele przedstawiono na rys.4.13.

W przypadku występowania jedynie sygnału rozproszonego we krwi, bez dodatkowych ech stałych, sygnały  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$  i  $E_4$  mogą być przedstawione w postaci

$$/4.7/ \quad E_1 = A \cos \omega t ,$$

$$/4.8/ \quad E_2 = A \cos \omega(t - T_p) ,$$

$$/4.9/ \quad E_3 = A \sin \omega t ,$$

$$/4.10/ \quad E_4 = -\frac{A^2}{2} \sin \omega T_p = -\frac{A^2}{2} \sin \omega_d T_p ,$$

gdzie

$$\omega = \omega_n \pm \omega_d , \quad T_p = \frac{2\pi N}{\omega_n} , \quad \omega T_p = 2\pi N \pm \omega_d T_p$$

Zazwyczaj jednak odebrany sygnał zawiera jednocześnie składowe odpowiadające rozproszeniu i odbiciu.

Jeżeli amplitudę sygnału rozproszonego oznaczymy przez A oraz amplitudę sygnału odbitego przez B, to równania /4.7/ - /4.10/ przyjmą następującą postać:

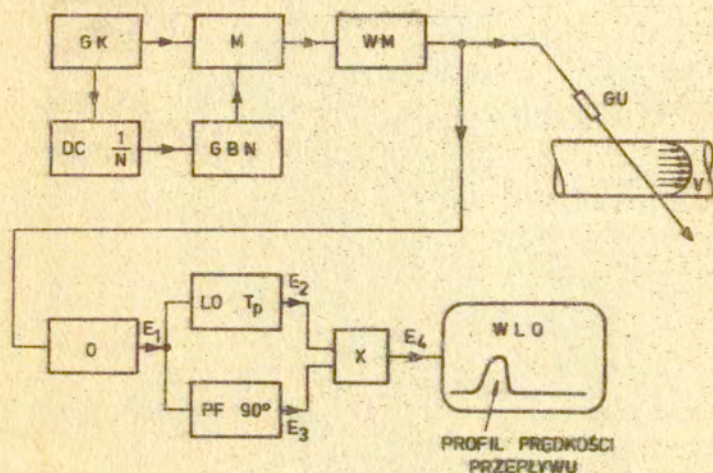
$$/4.11/ \quad E_1 = A \cos \omega t + B \cos \omega_n t$$

$$/4.12/ \quad E_2 = A \cos \omega(t - T_p) + B \cos \omega_n(t - T_p)$$

$$/4.13/ \quad E_3 = A \sin \omega t + B \sin \omega_n t$$

/4.14/

$$E_4 = \frac{1}{2} \sqrt{(B^2 - A^2)^2 - 4AB(A-B)^2 \cos^2 \frac{\omega_d T_p}{2}} \times \exp \left[ -j \arctg \left( \frac{B}{A \sin \omega_d T_p} + \operatorname{ctg} \omega_d T_p \right) \right]$$



Rys.4.13 Schemat blokowy układu dynamicznej wizualizacji przepływu

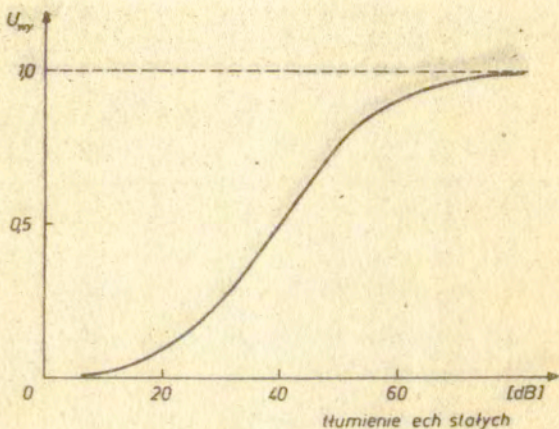
GK - generator kwarcowy, DC - dzielnik częstotliwości, GBN - generator bramki nadajnika, M - modulator, WM - wzmacniacz mocy, GU - głowica ultradźwiękowa, O - odbiornik, LO - linia opóźniająca, PF - przesuwnik fazy, X - mieszacz podwójnie zrównoważony, WLO - wskaźnik lampy oscyloskopowej

Sygnal  $E_4$  na wyjściu detektora fazy znacznie maleje w miarę wzrostu amplitudy ech stałych i np. dla jednakowego poziomu sygnałów odbitych i rozproszonych  $A = B$  sygnał na wyjściu detektora fazy osiąga amplitudę równą połowie poziomu dla  $B=0$ . Dla ech nieruchomych, stokrotnie większych od ech rozproszonych, obserwujemy ponad 50-krotny spadek sygnału na wyjściu detektora fazy. Dodatkowy spadek czułości detektora fazy związany jest z ograniczeniem zakresu liniowej charakterystyki odbiornika dla dużych sygnałów. Dla impulsów nadawczych o amplitudzie 60V echa rozproszone we krwi osiągają amplitudę kilkudziesięciu  $\mu V$ , podczas gdy amplituda ech od struktur nieruchomych może

przekroczyć kilkadziesiąt mV.

Na wyjściu typowego odbiornika, o wzmacnieniu 60 dB, te ostatnie mogą osiągać poziom ponad 10 V, przekraczając zakres liniowości.

Na podstawie wyrażenia /4.14/ obliczono wpływ stopnia tłumienia ech stałych na amplitudę sygnału wyjściowego z detektora fazy. Założono przy tym, że amplituda ech stałych jest sto razy większa od ech rozproszonych  $B=100A$ . Wyniki obliczeń przedstawiono na rys.4.14.



Rys.4.14 Wpływ tłumienia ech stałych na odpowiedź detektora fazy dla  $B/A = 100$

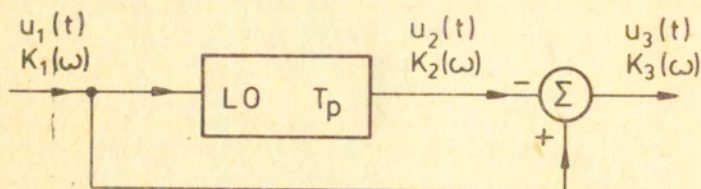
Fizyczna realizacja detekcji fazy wymaga opracowania systemu, który tłumićby duże echa stałe, pozostawiając na nie zmienionym poziomie sygnały rozproszone we krwi o składowej dopplerowskiej. Skuteczność tłumienia powinna przekroczyć poziom 40 dB.

W układach TES wykorzystuje się własności filtrów okresowych [70].

Podstawowy układ filtru okresowego tłumiącego echa stałe składa się z linii opóźniającej o opóźnieniu  $T_p$  równym okresowi powtarzania impulsów nadawczych i wzmacniacza różnicowego. Charakterystykę częstotliwościową takiego układu można wyznaczyć na podstawie jego funkcji przenoszenia

$$/4.15/ \quad K(\omega) = \frac{K_3(\omega)}{K_1(\omega)}$$

gdzie  $K_1(\omega)$  i  $K_3(\omega)$  - widma sygnałów na wejściu i wyjściu filtru.



Rys.4.15 Układ TES z jedną linią opóźniającą

Widmo sygnału  $u_2(t) = u_1(t - T_p)$  na wyjściu linii opóźniającej, zgodnie z twierdzeniem o przesunięciu w domenie czasowej, ma postać

$$/4.16/ \quad K_2(\omega) = K_1(\omega) \exp(-j\omega T_p)$$

Widmo sygnału różnicowego  $u_3(t)$  ma postać

$$/4.17/ \quad K_3(\omega) = K_1(\omega) - K_2(\omega) = K_1(\omega) \left[ 1 - \exp(-j\omega T_p) \right]$$

Podstawiając wyrażenia 4.16 i 4.17 do wzoru 4.15 otrzymujemy

$$/4.18/ \quad K(\omega) = 1 - \exp(-j\omega T_p)$$

Moduł wyrażenia /4.18/ równy jest

$$/4.19/ \quad |K(\omega)| = 2 \left| \sin \frac{\omega_d T_p}{2} \right|$$

Odpowiednio moduł funkcji przenoszenia podwójnego układu TES, który jest szeregowym układem połączeń dwóch układów

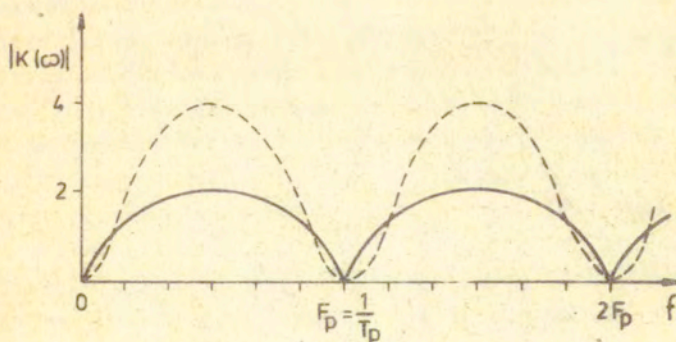


pojedynczych, ma postać

$$/4.20/ \quad |K(\omega)| = 4 \sin^2 \frac{\omega_d T_p}{2}$$

. W obu układach wykrywalność ruchomych struktur jest funkcją częstotliwości dopplerowskiej, przy czym zależność ta w przypadku pojedynczego układu TES jest sinusoidalna, a w przypadku podwójnego układu TES jest proporcjonalna do funkcji sinus w kwadracie. Z rys.4.16 widać, że tłumione są nie tylko echa o częstotliwości dopplerowskiej, równej zero /echa stałe/ i wielokrotności częstotliwości powtarzania, ale również te sygnały, których częstotliwość jest bliska zero. Sygnały te zazwyczaj pochodzą od wolno poruszających się ścianek naczyń oraz od krwi przepływającej przy ściankach naczynia.

Eksperymentalnie stwierdzono, że amplituda sygnału dopplerowskiego zmienia się zgodnie z fazą skurczu i rozkurczu serca i rośnie dla większych prędkości przepływu /faza skurczu/. Dlatego też prawdopodobieństwo wykrywalności małych prędkości jest dla opisanych układów TES małe, wprowadzając błąd w ocenie średnicy naczynia, zwłaszcza w fazie rozkurczu.



Rys.4.16 Charakterystyka częstotliwościowa pojedynczego /linia ciągła/ i podwójnego /linia przerywana/ układu TES

Kompromis między optymalną, z punktu widzenia wizualizacji przepływu, charakterystyką przepływu, charakterystyką przepływu układu TES i możli-

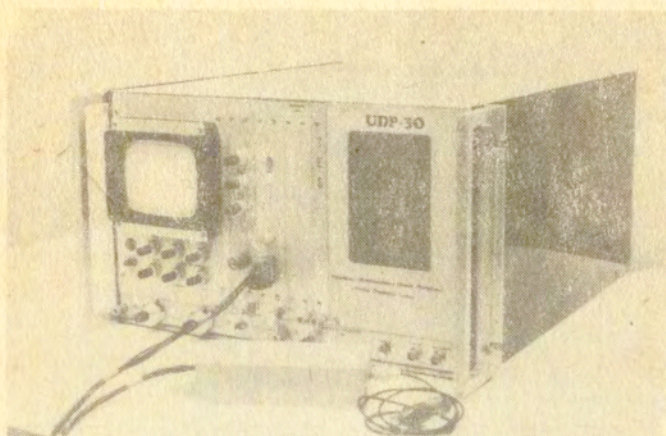
wościami jego technicznej realizacji osiągnięto opracowując podwójny szeregowy układ TES.

### Schemat blokowy urządzenia do wizualizacji przepływów krwi UDP-30TES

W układzie blokowym aparatu UDP-30 TES można wyróżnić dwie niezależne funkcjonalnie części. Pierwsza, to zmodyfikowany dopplerowski impulsowy miernik przepływu, umożliwiający pomiar i rejestrację chwilowych wartości przepływu krwi oraz uśrednionych w czasie profili przepływu. Druga część, to układy TES oraz układ detekcji fazowej sygnałów dopplerowskich do obserwacji dynamiki przepływu krwi w czasie rzeczywistym. Aparatura zawiera kilka bloków wspólnych: generator wielkiej częstotliwości, dzielnik częstotliwości, nadajnik mocy z modulatorem, limiter oraz przedwzmacniacz w.cz. Modyfikacja tych bloków w odniesieniu do standardowego aparatu typu UDP-30 polegała na zastąpieniu generatora LC układem generatora kwarcowego, którego częstotliwość  $f_n$  równa jest całkowitej wielokrotności czasu opóźnienia  $T_p$  linii opóźniających ( $f_n = N/T_p$ ).

W proponowanym rozwiązaniu częstotliwość generatora kwarcowego  $f_n = 4,379060$  MHz, a w układzie dzielniką częstotliwości zastosowano podział przez  $N = 280$ . Zmieniono też konstrukcję odbiornika w.cz., wprowadzając dodatkowo do istniejącego układu zasięgowej regulacji wzmocnienia /Z.R.W/ układ blokowania przedwzmacniacza na czas równy  $3\mu s$ , licząc od chwili wyskoczenia impulsu nadawczego. Dzięki temu słumiono w odbiorniku bezpośredni impuls nadawczy oraz impulsy odbite w soczewce ogniskującej głowicy ultradźwiękowej i od powierzchni skóry. Ponieważ eliminacja ech stałych odbywa się dla sygnałów wielkiej częstotliwości, wymagana jest więc duża zgodność okresu powtarzania nadawnych impulsów wysokiej częstotliwości i czasu opóźnienia  $T_p$  linii opóźniającej. Narzuca to ostre warunki na stabilność termiczną linii opóźniającej oraz generatora wysokiej częstotliwości /w.cz./. Koherentny ciąg impulsów w.cz. o czasie powtarzania  $T_p$  otrzymywany jest poprzez podział częstotliwości sygnału generowanego przez oscylator kwarcowy - tak więc stabilność okresu powtarzania impulsów nadawczych równa

jest stabilności kwarcu.



Rys.4.17 Widok ogólny ultradźwiękowego dopplerowskiego impulsowego miernika przepływu typu UDP-30-TES /Techpan, Warszawa/

Przyjmując, że tłumienie ech stałych, równe 40 dB, jest wystarczające dla poprawnej pracy detektora fazy dla pojedynczego układu TES, otrzymujemy

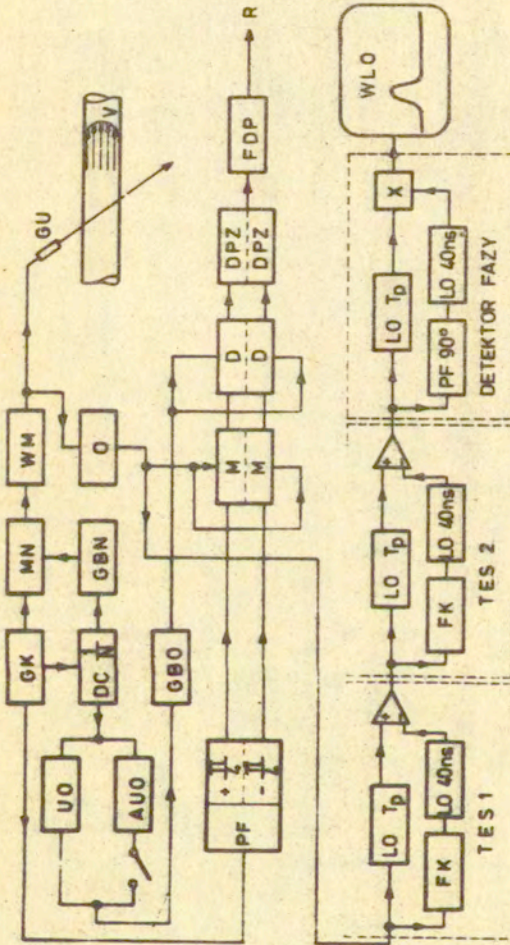
$$/4.21/ \quad \left| \sin \frac{\omega_n \Delta T_p}{2} \right| < 0.01$$

Dla małego argumentu  $\sin x = x$ , więc

$$/4.22/ \quad \omega_n \Delta T_p < 0.02$$

Dla częstotliwości zastosowanego generatora kwarcowego równej 4,379060 MHz dopuszczalne zmiany  $\Delta T_p$  powinny być mniejsze od  $0,7 \cdot 10^{-3} \mu s$ . Dla podwójnego układu TES wymagania te są odpowiednio mniejsze, a mianowicie  $\Delta T_p < 7 \cdot 10^{-3} \mu s$ .

Dostępne obecnie na świecie kwarcowe linie opóźniające mają dryft czasu opóźnienia równy  $5 \cdot 10^{-3} \mu s$  w zakresie temperatur od  $+20^\circ C$  do  $50^\circ C$ . W tym zakresie temperatur należy więc oczekiwać



Rys.4.18 Schemat blokowy wizualizatora przepływu UDP-30-TES

GK - generator kwarcowy, DC - dzielnik częstotliwości, GBN - generator bramki nadajnika, MN - modulator nadajnika, WM - wzmacniacz mocy, GU - głowica ultradźwiękowa, O - odbiornik, UO - układ opóźnienia bramki odbiornika, AUO - automatyczny układ opóźnienia bramki odbiornika, PF - przesuwnik fazy, GEO - generator bramki odbiornika, M - mieszacz, D - detektor, DPZ - detektor przejść przez zero, FDP - filtr dolno-przepustowy, R - rejestrator, LO - linia opóźniająca, FK - filtr korekcyjny, X - mieszacz podwójnie zrównoważony, WLO - wskaźnik lampy oscyloskopowej

40-decybelowego tłumienia ech stałych jedynie dla podwójnego /lub wyższego stopnia/ układu TES.

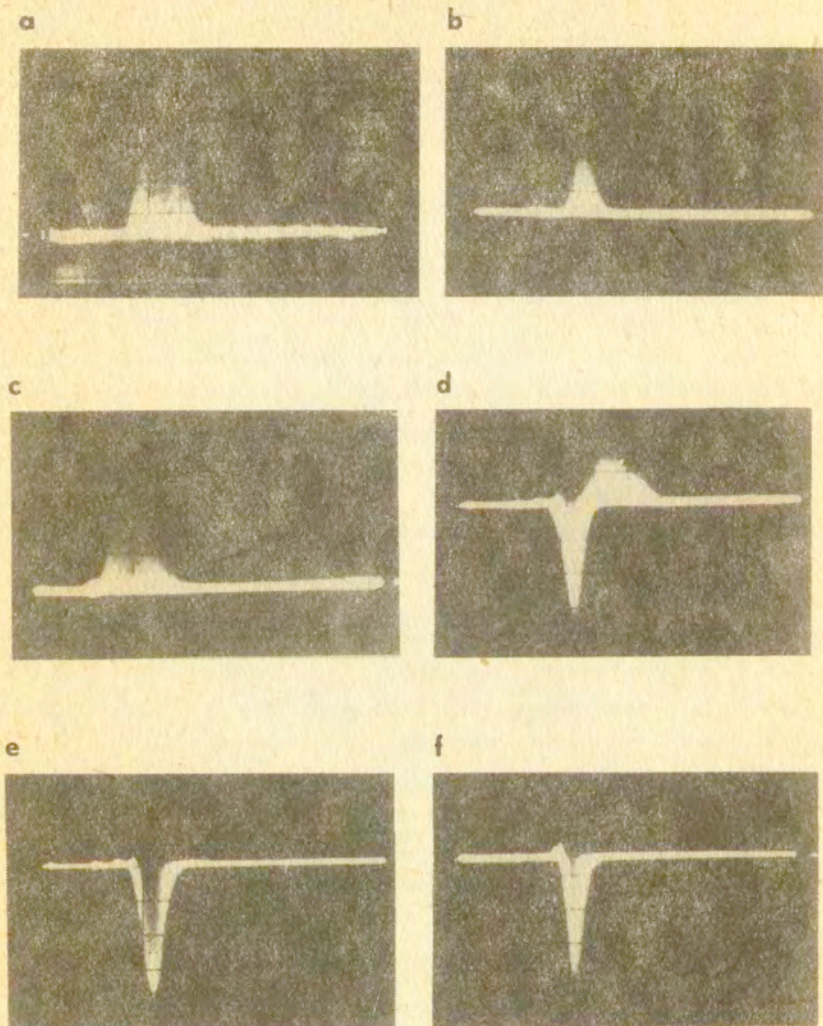
Istotnym elementem wizualizatora TES jest układ detekcji fazowej. Zastosowano w nim również linię opóźniającą o czasie opóźnienia  $T_p$  równoległe z szerokopasmowym przesuwnikiem fazy o przesunięciu  $+ 90^\circ$  w paśmie od 3,8 do 4,8 MHz. W praktyce okazało się, że układ ten działa wystarczająco skutecznie przy zawężonym paśmie przesuwnika  $/f = 0,5 \text{ MHz}/$ , co znacznie upraszcza jego konstrukcję. Pomiar fazy realizowany jest za pomocą podwójnie zrównoważonego mieszacza, w którym sygnał przesunięty w fazie o  $90^\circ$  mnożony jest przez sygnał opóźniony o czas  $T_p$ .

Wyjście detektora fazy połączone jest z wbudowanym w urządzenie oscyloskopem, na którego wskaźniku wyświetlone są jednocześnie dynamiczne profile przepływu, położenie bramki analizującej oraz znaczniki odległości.

Na rys.4.19 pokazano zdjęcia typowych sygnałów odpowiadających dynamicznej prezentacji profili przepływu krwi na wskaźniku lampy oscyloskopowej. Długość podstawy czasu na ekranie lampy odpowiada głębokości 5 cm w ciele. W przypadku tętnic podstawa przedstawionych na zdjęciu profili przepływu, odpowiadająca średnicy badanego naczynia, jest szersza niż w rzeczywistości, ponieważ pulsująca tętnica porusza się w kierunku do przetwornika i od niego. Powoduje to rozmazanie obrazu na zdjęciu. Efekt ten łatwo można zaobserwować w trakcie obserwacji profili przepływu w czasie rzeczywistym, bezpośrednio na ekranie lampy oscyloskopowej. Widoczny jest kierunkowy charakter detekcji przepływu krwi - profile odpowiadające przepływowi krwi w tętnicach mają kierunek dodatni, podczas gdy w żyłach ujemny.

#### 4.4.2. Wizualizacja przepływów w sercu

Opisana w poprzednim paragrafie aparatura UDP-30 TES znajduje zastosowanie w badaniach naczyń obwodowych i przepływów w sercach noworodków. Jej ograniczony zasięg badania wynika z zastosowania w eliminatorach ech stałych kwarcowych linii opóźniających o czasie opóźnienia  $T = 64 \mu\text{s}$  co odpowiada zasię-



Rys.4.19 Dynamiczne profile przepływu w tętnicy szyjnej wspólnej /a/, tętnicy szyjnej wewnętrznej /b/, tętnicy udowej wspólnej /c/, jednocześnie w żyłę szyjnej i tętnicy szyjnej/d/ żyłę podobojczykowej /e/ i żyłę udowej /f/

gowi - 4.5 cm

Zwiększony zasięg badania / $\sim 12$  cm/ osiągnięto w nowej generacji aparatury wykorzystując do konstrukcji filtrów okresowych detektora fazy oraz integratora z dodatnią pętlą sprzężenia zwrotnego analogowych linii opóźniających typu CCD. Linia taka składa się z 295 "członów opóźniających". Sygnał analogowy sterowany jest czetero-fazowym sygnałem o częstotliwości zegarowej

$f_c$ . Czas opóźnienia  $T_0$  linii równy jest  $T_0 = 295/f_c$ .

W opracowanej aparaturze wybrano częstotliwość nadajnika

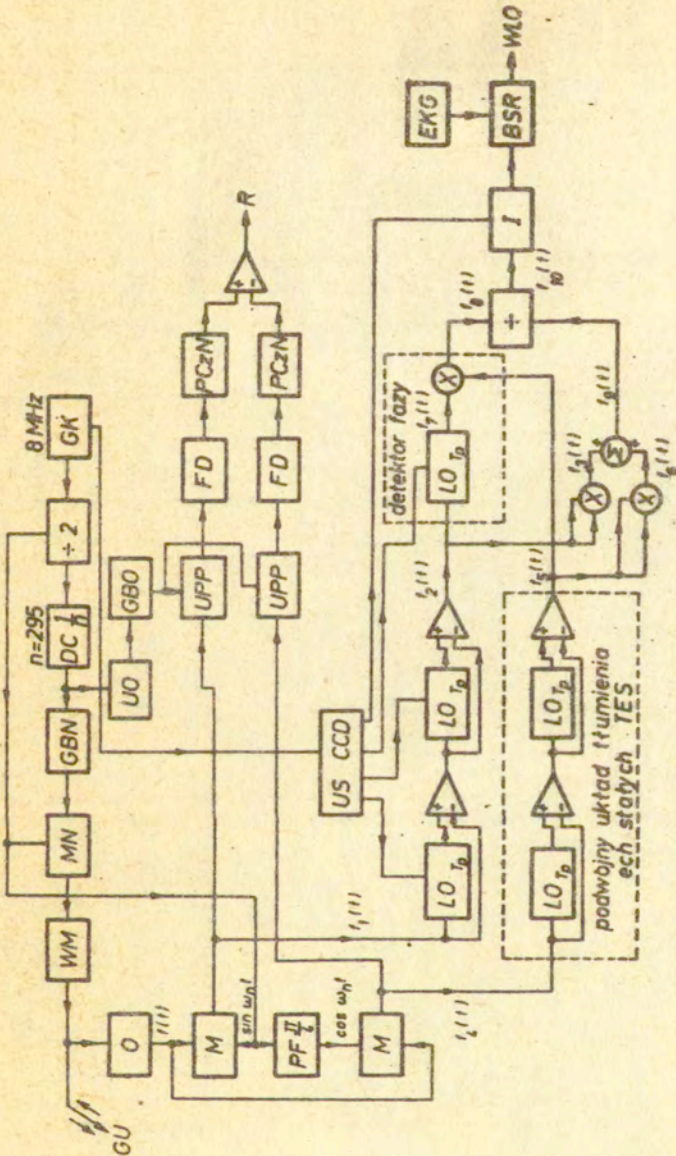
$f_m = 4$  MHz oraz okres powtarzania nadanych impulsów  $T_p = 147,5 \mu s$

Należy zaznaczyć, że czas powtarzania impulsów w.c.z., sygnał w.c.z. oraz sygnał zegarowy linii CCD muszą być koherentne dla uniknięcia dryftu fazy w kanale detekcji częstotliwości dopplerowskiej oraz dryftu czasu opóźnienia linii względem czasu przetwarzania impulsów nadawczych. Okres powtarzania  $T_p$  odpowiada zasięgowi  $d = 11,4$  cm przy założeniu, że średnia prędkość  $c$  rozchodzenia się ultradźwięków w ciele wynosi 1550 m/s.

Ze względu na ponad stukrotną różnicę w poziomie ech odbitych od ścian serca i sygnałów rozproszonych we krwi przepływającej w naczyniach wieńcowych i jamach serca, tłumienie ech stałych TES w proponowanym rozwiązaniu powinno być większe od 40 dB. Narzuca to warunek stosowania w urządzeniu filtrów okresowych TES co najmniej drugiego rzędu. Elementy teorii opisującej działania takich filtrów przedstawiono w p.4.4.1. Zasadę działania urządzenia /rys.4.20/ wyjaśniono na podstawie analizy fourierowskiej przedstawiając transformaty sygnałów czasowych w charakterystycznych punktach układu. Na wyjściu każdego z mieszaczy  $M$  otrzymuje się sygnały  $f_1(t)$  i  $f_4(t)$  których transformaty Fouriera opisane są wyrażeniami

$$/4.23/ \quad F_1(f) = \frac{1}{2} [F(f-f_n) + F(f+f_n)]$$

$$/4.24/ \quad F_4(f) = -\frac{1}{2} j [F(f-f_n) - F(f+f_n)]$$



Rys.4.20 Schemat blokowy aparatury TES

GK - Generator kwarcowy, DC - dzielnik częstotliwości, GBN - Generator bramki nadajnika, MN - modulator nadajnika, WM - wzmacniacz mocy, GU - głowica ultradźwiękowa, UO - układ opóźnienia bramki odbiornika, GBO - generator bramki odbiornika, UFP - układ próbkujący pamiętający, FD - filtr dolnoprzepustowy, PCzN - przetwornik częstotliwości/napięcia, R - rejestrator, O - odbiornik, M - mieszacz, PF - przesuwnik fazy, IO - linia opóźniająca, CCD, USCCD - układ czterofazowej synchronizacji linii opóźniających CCD, I - integrator, EKG - układ synchronizacji sygnałem EKG, BSR - klucz elektroniczny przepuszczający sygnał przepływu krwi w skurczu lub rozkurczu serca, WIO - wskaźnik lampy oscyloskopowej.



Dla pojedynczego filtra okresowego TES

$$/4.25/ \quad F_{wy}(f) = F_{we}(f) \exp(-j2\pi fT)$$

W podwójnym filtrze TES jak na rys.4.17

$$/4.26/ \quad F_2(f) = F_1(f) [\exp(-j2\pi fT) - 1]^2$$

$$/4.27/ \quad F_5(f) = F_4(f) [\exp(-j2\pi fT) - 1]^2$$

Zgodnie z własnościami transformacji Fouriera, iloczyn sygnałów w dziedzinie czasu równy jest splotowi jego transformat w dziedzinie częstotliwości

$$/4.28/ \quad f_a(t) f_b(t) \leftrightarrow F_a(f) * F_b(f) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_a(f-\nu) F_b(\nu) d\nu$$

Zgodnie z powyższym

$$/4.29/ \quad F_3(f) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_2(f-\nu) F_2(\nu) d\nu$$

$$/4.30/ \quad F_6(f) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_5(f-\nu) F_5(\nu) d\nu$$

Składowa stała transformaty Fouriera sygnału na wyjściu układu mnożącego ma postać

$$/4.31/ \quad F_8(f)_{DC} = F_7(f) * F_5(f) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_7(f-\nu) F_5(\nu) d\nu$$

Przyjmując tożsamościową równość  $F(f)_{DC} \equiv F(0)$  oraz pamiętając, że  $F(-\nu) = F^*(\nu)$  gdzie \* oznaczono operator funkcji zespolonej sprzężonej, otrzymujemy

$$/4.32/ \quad F_g(0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_z^*(\nu) F_5(\nu) d\nu =$$

$$= -\frac{j}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} [\exp(j2\pi\nu T) - 1]^2 [\exp(-j2\pi\nu T) - 1]^2 \exp(j2\pi\nu T) S(\nu) d\nu$$

gdzie  $S(\nu) = F^*(\nu) F(\nu)$  jest gęstością mocy widma otrzymanego sygnału.

Składowa stała transformaty Fouriera sygnału z sumatora, wyznaczona w podobny sposób, ma postać

$$/4.33/ \quad F_g(0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} [\exp(j2\pi\nu T) - 1]^2 [\exp(-j2\pi\nu T) - 1]^2 S(\nu) d\nu$$

przy czym przy obliczaniu  $F_g(0)$  uwzględniono, że iloczyny typu  $F(f-\nu) F(f+\nu)$  równe są zero jako iloczyny sygnałów nieskorelowanych.

Zadaniem układu dzielącego jest wyeliminowanie wpływu zmiennej amplitudy sygnału rozproszonego

oraz ograniczenia wpływu charakterystyki typu  $\sin^2 \omega T/2$  na sygnał z detektora fazy, zatem

$$/4.34/ \quad F_{10}(0) = \frac{F_g(0)}{F_9(0)} = \frac{1}{2} j \frac{\int_{-\infty}^{\infty} [\exp(j2\pi\nu T) - 1]^2 [\exp(-j2\pi\nu T) - 1]^2 d\nu}{\int_{-\infty}^{\infty} [\exp(j2\pi\nu T) - 1]^2 [\exp(-j2\pi\nu T) - 1]^2 \times \frac{\exp(j2\pi\nu T) S(\nu) d\nu}{S(\nu) d\nu}}$$

Wyrażenie /4.34/ znakomicie upraszcza się dla jednej tylko częstotliwości dopplerowskiej, a więc gdy mamy do czynienia z jedną krwinką lub grupą krwinek płynących z tą samą prędkością. W takim przypadku odebrany sygnał ma postać  $A \sin 2\pi\nu t$ ,  $S(\nu) = A^2$  a iloczyn  $[\exp(j2\pi\nu T) - 1]^2 [\exp(-j2\pi\nu T) - 1]^2 = 16 \sin^4 \pi\nu T$ .

Po kolejnych uproszczeniach część rzeczywista wyrażenia /4.34/ wynosi

$$/4.35/ \quad \operatorname{Re} F_{10}(0) = \frac{1}{2} \sin 2\pi\nu T$$

Podobną charakterystykę posiada poprzednio opisany wizualizator TES; quasi monotoniczną charakterystykę częstotliwości w zakresie od  $-1/4 F_p$  do  $+1/4 F_p$ . Istotną różnicą jest natomiast niezależnienie sygnału wyjściowego od amplitudy sygnału odebranego.

Interpretacja wyrażenia /4.34/ dla szerokiego widma częstotliwości dopplerowskiej jest bardziej kłopotliwa. Niech

$$/4.36/ \quad \left[ \exp(j2\pi\nu T) - 1 \right]^2 \left[ \exp(-j2\pi\nu T) - 1 \right]^2 S(\nu) = K(\nu)$$

gdzie  $K/$  / jest iloczynem funkcji gęstości mocy i funkcji przenoszenia podwójnego filtra okresowego.

Podstawiając /4.36/ do /4.34/ otrzymujemy

$$/4.37/ \quad F_{10}(0) = -\frac{1}{2} j \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \exp(j2\pi\nu T) K(\nu) d\nu}{\int_{-\infty}^{\infty} K(\nu) d\nu}$$

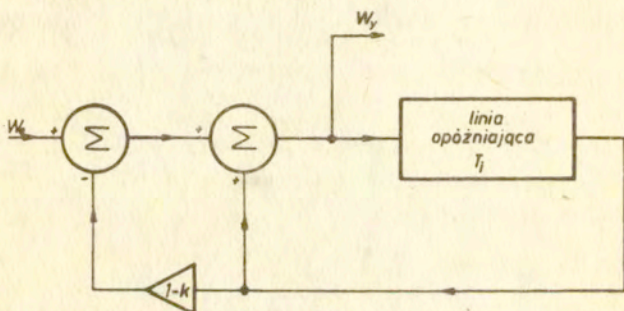
Funkcja ta przypomina wyrażenie na pierwszy moment widma określający częstotliwość średnią widma

$$/4.38/ \quad f_{sr} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f K(f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} K(f) df}$$

Wyrażenie ostatnie stanowi pierwszy składnik części rzeczywistej wyrażenia /4.37/ po rozłożeniu go na szereg Taylora. Możemy więc przyjąć interpretację, że wyrażenie /4.37/ jest sumą pierwszego, trzeciego /ze znakiem - / i wyższych momentów widma dopplerowskiego. Oznacza to, że w przybliżeniu /pomijając wyrazy wyższych rzędów/ na wyjściu układu otrzymujemy sygnał proporcjonalny do średniej prędkości przepływu w każdej z 295 bramek. Inaczej mówiąc, sygnał na wskaźniku lampy oscylo-

skopowej WLO odpowiada profilom prędkości przepływu krwi.

Znaczną poprawę stosunku sygnał/szum uzyskano dzięki zastosowaniu integratora z pętlą sprzężenia zwrotnego. Integrator ma też istotny wpływ na "czytelność" dynamicznych profili przepływu; chwilowe zmiany natężenia rozproszonego sygnału dopplerowskiego, wynikające ze stochastycznego rozkładu czerwonych krwinek w polu ultradźwiękowym, wpływają w dużym stopniu na sygnał z eliminatora ech stałych i detektora fazy. Integrator wygładza te zmiany, a jego funkcję przyrównać można do funkcji jaką pełnią w przepływomierzach dopplerowskich układy filtrujące analogowy sygnał prędkości.

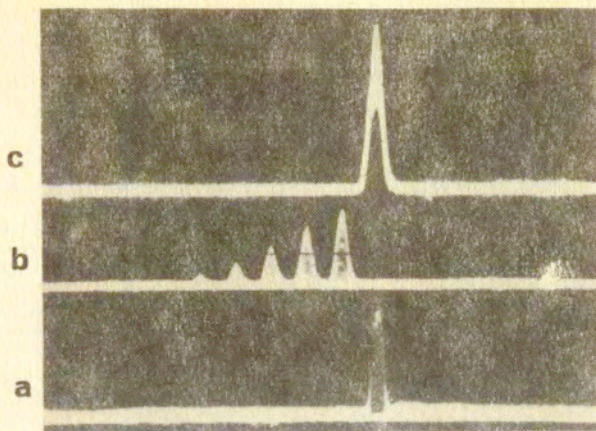


Rys.4.21 Schemat blokowy integratora

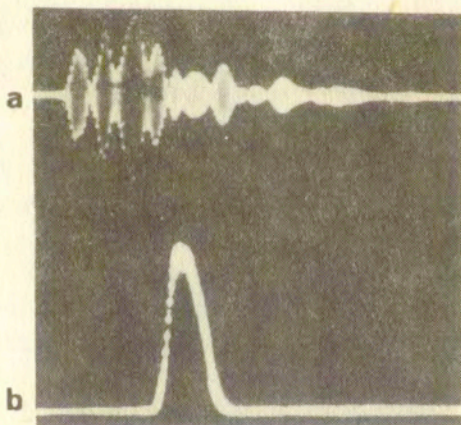
W opracowanym integratorze efektywna liczba sumowanych profili wynosi  $\sim 1/(1-k)^{-1}$ , gdzie  $1-k$  jest wzmacnieniem w pętli dodatniego sprzężenia zwrotnego. Osiągnięto stabilną pracę integratora dla dużej wartości współczynnika  $k=0,97$ , co oznacza, że około 30 profili poddanych jest integracji - zwiększa to stosunek sygnał/szum  $\sqrt{30}$  razy [47].

Czas opóźnienia  $T$ , linii opóźniającej typu CCD w integratorze jest krótszy o około 350 ns od opóźnienia linii w układach TES. Różnica wynika z faktu, że sygnał w pętli sprzężenia zwrotnego jest dodatkowo opóźniony o w/w wartość w filtrach kompensacyjnych, wzmacniaczu operacyjnym  $1-k$  oraz w sumatorach.

Zachowanie się układu w obecności dużych ech stacjonarnych pokazano na przykładzie rys.4.22. Górny przebieg przedstawia



Rys.4.22 Zasada działania integratora  
a/ sygnał /"profil"/ przepływu na wejściu integratora,  
b/ kolejne "profile" poddane integracji dla czasu opóźnienia  
linii mniejszego od czasu powtarzania impulsów / $T_{int} < T_p$ /  
c/ sygnał na wyjściu integratora,  $T_{int} = T_p$



Rys.4.23 Echa ultradźwiękowe a/ na wejściu systemu TES  
oraz b/ "profil" przepływu w tętnicy szyjnej. Tłumienie ech  
stałych  $\approx 60$  dB.

superpozycję ponad 100 profili z integratora /1 profil - 147,5 $\mu$ s 30 profili 4,4 ms/, otrzymanych podczas 500 ms /czas otwarcia przysłony w aparacie fotograficznym/.

Dwuwymiarowy obraz przepływu krwi otrzymuje się przez połączenie systemu TES z głowicą ultradźwiękową poruszającą się obrotowo lub ruchem drgającym wokół swej osi symetrii.

Ruch obrotowy głowicy przetwarzany jest w układzie elektronicznym na ruch podstawy czasu na ekranie monitora telewizji kolorowej.

W ciągu 1/10 sekundy wiązka ultradźwiękowa "przemiatą" sektor o kącie około 45°. W tym czasie przetwornik wysyła kilkadziesiąt impulsów.

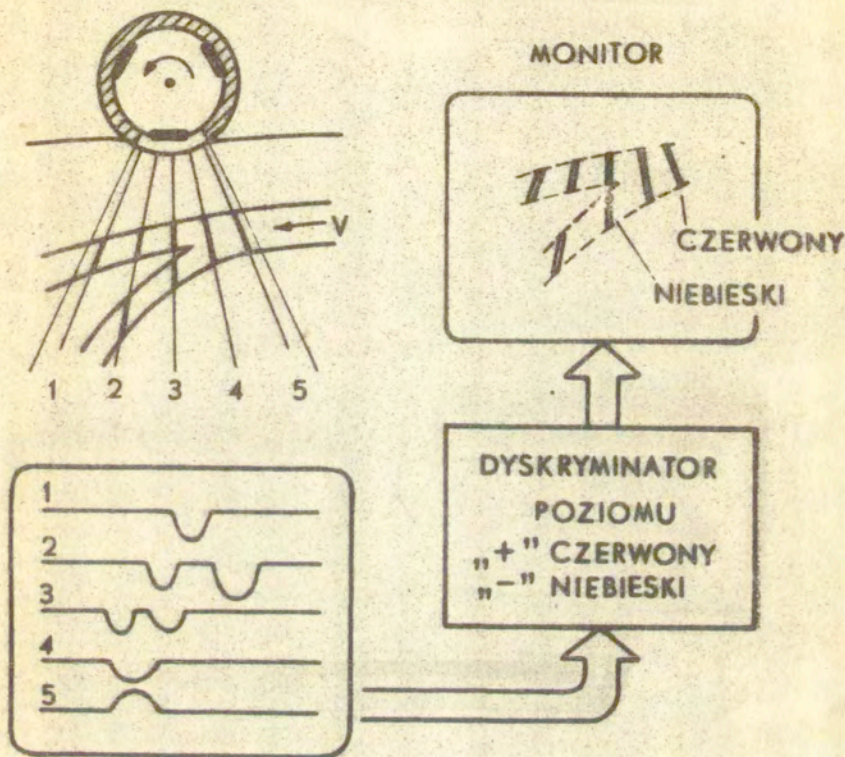
Dla czasu powtarzania  $\sim 147,5 \mu$ s ilość emitowanych impulsów wynosi  $\frac{0,1}{0,0001475 \text{ s}} \approx 650$ .

Przyjmując czas integracji równy 5 ms /  $\sim 30$  impulsów/ obraz sektora będzie zawierał około 20 linii. Dla krótszego czasu integracji ilość linii w sektorze zwiększy się.

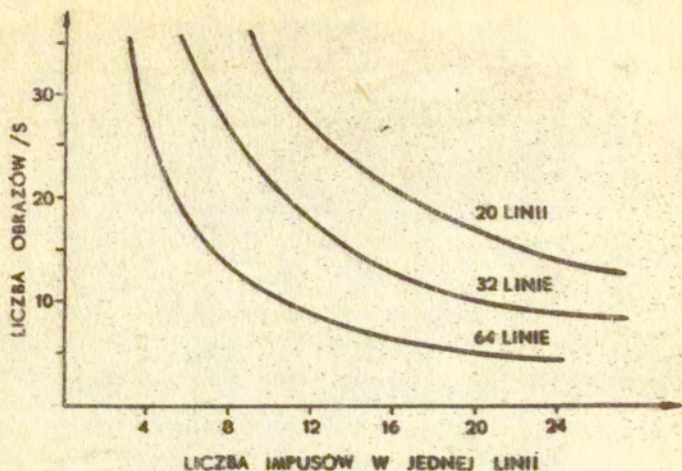
Profile prędkości przepływu, odpowiadające kolejnym położeniom głowicy nad badanym naczyniem, zostają przetworzone w układzie dyskryminatora poziomu na sygnał modulujący intensywność koloru plamki na ekranie monitora. Kolor czerwony odpowiada przepływowi w kierunku głowicy, kolor niebieski odpowiada natomiast przepływowi w kierunku przeciwnym.

Aparatura do dwuwymiarowego uwidaczniania przepływów z kodowaniem kolorowym znajduje się obecnie we wstępnej fazie rozwoju. Pierwsze prototypowe urządzenie zostało zademonstrowane przez japońską firmę Aloca w 1984 wzbudzając olbrzymie zainteresowanie.

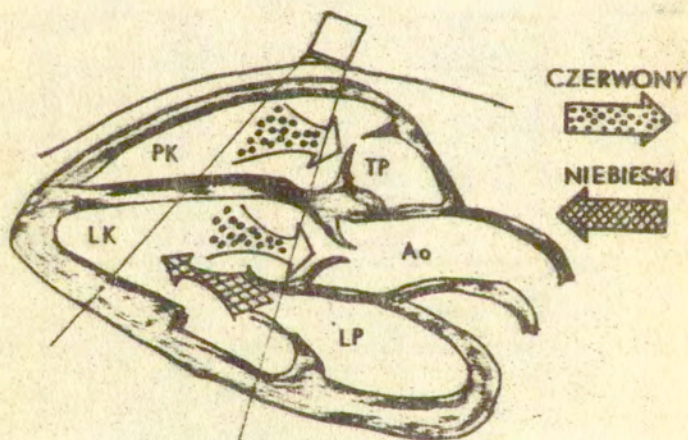
Niezależnie od diagnostycznych zastosowań, wizualizacja przepływów wnosi całkowicie nowe wartości dydaktyczne w opisie dynamiki przepływów krwi w sercu. W sposób niezwykle czuły można przy jej pomocy wykrywać niewielkie wady serca i wynikające z nich patologie przepływów zwłaszcza niedomykalności i zwężenia zastawek oraz ubytki międzykomorowe [52].



Rys.4.24 Zasada dwuwymiarowej wizualizacji przepływu krwi. Kolor "czerwony" oznacza przepływ w kierunku głowy a kolor "niebieski" w kierunku przeciwnym.



Rys.4.25 Zależność między ilością impulsów i ilością obrazów tworzonych w ciągu 1 sekundy dla określonej liczby linii w sektorze. Maksymalna głębokość badania  $\sim 12$  cm.



Rys.4.26 Zasada uwidaczniania przepływów wewnątrzsercowych.



## 5. Zastosowanie techniki dopplerowskiej w badaniu przepływów w tętnicach szyjnych i w kończynach dolnych.

### 5.1. Badania tętnic szyjnych

Charakterystyczną cechą tętniczego przepływu krwi w różnych miejscach drzewa naczyniowego jest wyraźny podział cyklu serca na przepływ skurczowy i rozkurczowy. Ten ostatni, poczynając od dolnych partii aorty brzusznej ma wyraźną składową ujemną - oznaczającą fazę zwrotną przepływu - do serca.

W tętnicach szyjnych; wspólnej, wewnętrznej i zewnętrznej przepływ wsteczny nie jest obserwowany. Przeciwnie, przez cały cykl serca występuje składowa stała przepływu - może ona stanowić aż 60% całkowitego wydatku. Zjawisko to związane jest z bardzo małą opornością naczyniową mózgu.

Składowa stała przepływu jest większa w tętnicy szyjnej wewnętrznej, która w głównej mierze odpowiada za perfuzję mózgu. Obszary głowy, zasilane przez tętnicę szyjną zewnętrzną oraz oczną, mają większą oporność naczyniową co bezpośrednio odbija się na wielkości składowej rozkurczowej.

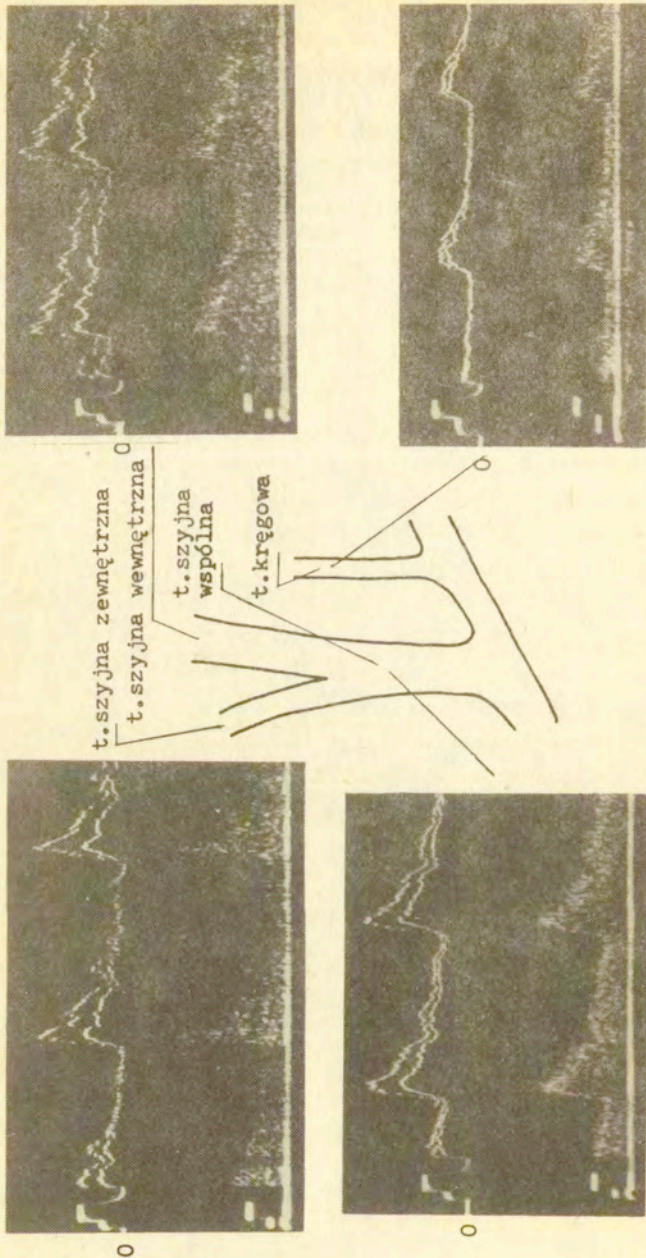
Sygnały dopplerowskie mierzone w zdrowych tętnicach szyjnych oraz w tętnicach zwężonych, znacznie różnią się i na podstawie akustycznego osłuchiwania przepływu można wstępnie ocenić miejsce oraz wielkość zwężenia.

Sygnal z tętnicy zwężonej charakteryzuje się szerokim widmem częstotliwości oraz "chropowatym" dźwiękiem związanym z zaburzeniem przepływu.

Pewne kłopoty może sprawiać rozróżnienie zmienionej międzykątowo tętnicy zewnętrznej i wewnętrznej. W takich przypadkach bardzo pomocną okazuje się metoda angiografii dopplerowskiej przeznaczonej do przezskórnego uwidaczniania odcinka tętnicy szyjnej wspólnej i jej podziału na tętnicę wewnętrzną i zewnętrzną.

Odrębne zagadnienie stanowią metody ilościowej oceny stopnia zwężenia tętnicy.

W p.3.2 omówiono wpływ kształtu widma dopplerowskiego na średnią częstotliwość dopplerowską mierzoną metodą przejść



Rys. 5. 1 Typowe krzywe przepływu krwi w tętnicach szyjnych. a/ prędkość maksymalna, b/ prędkość średnia, c/ histogram. Impulsy kalibracji dla kąta  $\theta = 60^\circ - 30 \text{ cm/s}$  i  $60 \text{ cm/s}$ .

przez zero -  $f_{zcc}$ . Na ogół w miejscu zwężenia częstotliwość  $f_{zcc}$  nie jest miarą średniej prędkości przepływu. Zależy ona bowiem od turbulencji i zawirowań przed i po zwężeniu.

Znacznie dokładniejszą jest metoda pomiaru maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej - a więc pośrednio maksymalnej prędkości przepływu.

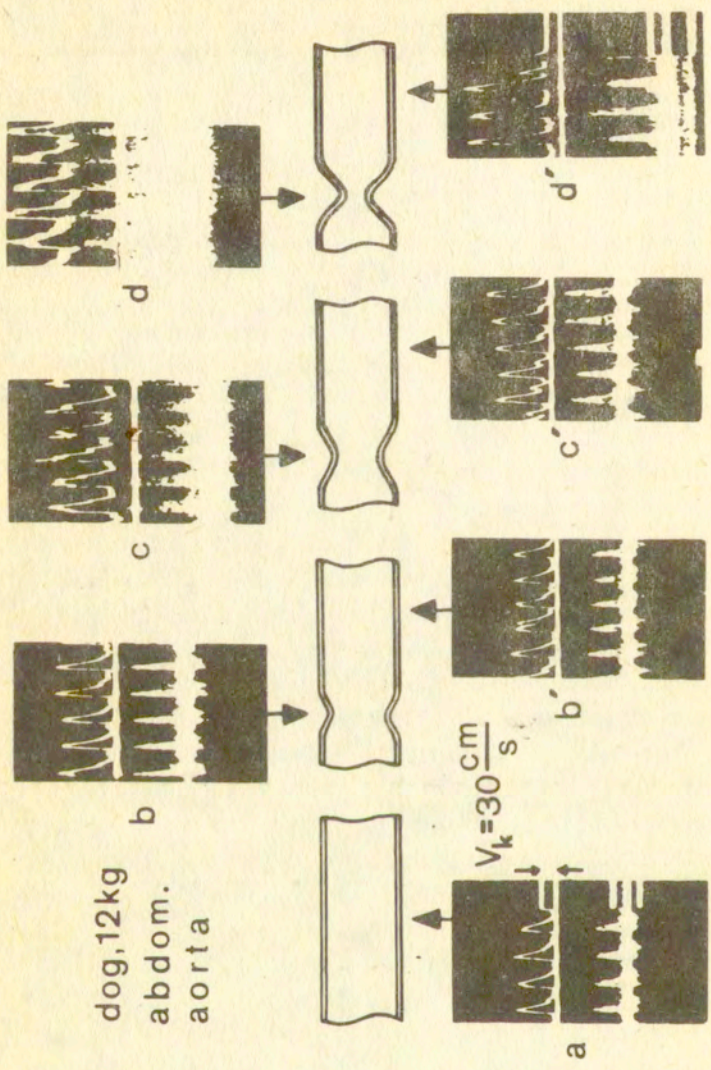
Na rys.5.2 pokazano wyniki pomiarów prędkości maksymalnych w stopniowo zwężonej aorticie brzusznej psa. Do pomiarów wykorzystano przepływomierz UDP-83 oraz Histogram Sygnałów Dopplerowskich HSD-83. Przepływ badano w aorticie brzusznej; niezwązonej, zwężonej o 25%, 50% i powyżej 75%. Głowicę ultradźwiękową przykładano tuż poniżej zwężenia i 2 cm poniżej zwężenia rejestrując histogramy sygnałów dopplerowskich oraz częstotliwość maksymalną. Impuls kalibracji 1000 Hz odpowiadał prędkości 30 cm/s dla kąta  $60^\circ$  między wiązką ultradźwiękową i tętnicą. Rys.5.2a przedstawia zapis prędkości w niezwązonej aorticie - prędkość maksymalna równa jest 80 cm/s.

Zwężenie światła naczynia o 25% spowodowało wzrost prędkości maksymalnej do wartości 110 cm/s t.zn. o około 30%. Dwa cm poniżej zwężenia prędkość spada do około 80 cm/s /rys. 5.2b,b'/. Tak w zwężeniu jak i dystalnie do niego nie obserwuje się widocznych zaburzeń przepływu.

Zwężenie światła naczynia o 50% spowodowało prawie dwukrotny wzrost prędkości maksymalnej do wartości 170 cm/s /około 86%/ przy czym pojawia się składowa stała prędkości przepływu, która w dwu poprzednich przypadkach była równa 0. Za zwężeniem prędkość maleje, niewiele różniąc się od prędkości za zwężeniem 25%. Również w tym przypadku nie obserwowano większych zaburzeń.

Obraz przepływu zmienia się znacznie przy zwężeniu 75%. Prędkość maksymalna rośnie do 220 cm/s /około 144%/, znacznie rośnie również składowa stała przepływu oraz pojawiają się zawirowania co manifestuje się rozmyciem histogramu dla prędkości dodatnich i ujemnych. Poniżej zwężenia prędkość spada do około 190 cm/s, maleje składowa stała przepływu, natomiast rozmycie histogramu w zakresie ujemnych prędkości świadczy o dużych zawirowaniach przenoszonych z przepływem.

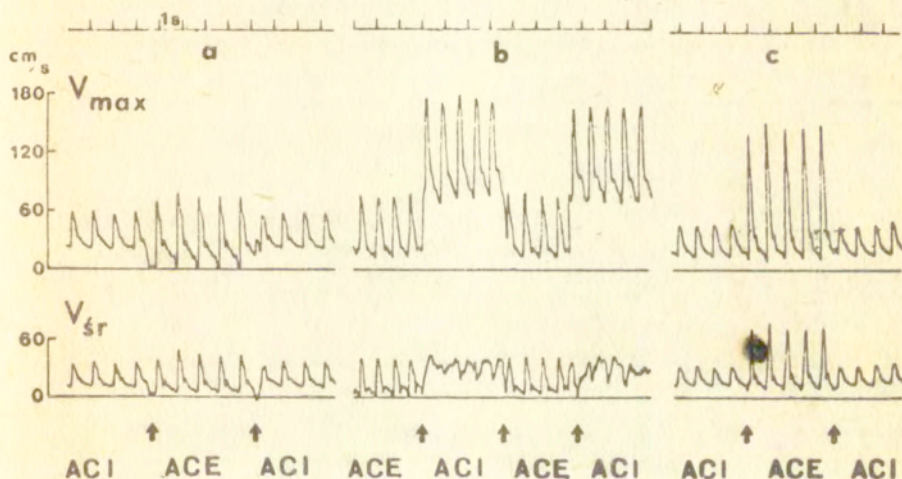
dog, 12 kg  
abdom.  
aorta



Rys. 5.2. Histogramy oraz prędkości maksymalne w tętnicy brzusznej psa dla różnych zwężeń. Pomiarów dokonywano w miejscu zwężenia i 2 cm poniżej zwężenia. /a/ bez zwężenia, /b-b'/ 25% zwężenia, /c-c'/ 50% zwężenia, /d-d'/ 75% zwężenia.

Kolejno wykonane serie pomiarów wykazały powtarzalność wyników. Na ich podstawie można stwierdzić, że wzrost prędkości maksymalnej tuż za zwężeniem jest proporcjonalny do stopnia zwężenia nie przekraczającego 50%. Powyżej prędkość maksymalna wzrasta nieco wolniej, pojawia się natomiast składowa stała przepływu oraz turbulencje. Dla zwężenia 75% prędkość maksymalna powinna wzrosnąć około 3 razy przy zerowej prędkości w czasie rozkurczu. Pojawienie się składowej rozkurczowej powoduje, że mierzone jedynie jej dwu i pół-krotny wzrost.

Lindegaard i wsp. [ 39 ] przedstawili bardzo dobrze udokumentowane wyniki badań prędkości przepływu krwi w zwężonych tętnicach szyjnych pokazując, że mierzona prędkość średnia nie wykazywała znamionego wzrostu w miejscu zwężenia.



Rys.5.3 Krzywe przepływu w t.szyjnej wewnętrznej ACI i zewnętrznej ACE. a/ tętnice zdrowe, b/ zwężenie 75% ACI i 30% ACE. W ACI prędkość maksymalna rośnie trzy razy podczas gdy krzywa prędkości średniej zmienia swój kształt /wzrsta składowa stała/, c/ 75% zwężenia ACE / bez zmian w ACI/. Prędkość średnia rośnie o 50%, a prędkość maksymalna wzrasta prawie trzykrotnie [39].

### 5.1.1. Tętnica szyjna wspólna

Całkowita niedrożność ACC /arteria carotis communis/ występuje bardzo rzadko. Jeżeli umiejscowiona ona jest w dolnym odcinku tętnicy to czasami można zarejestrować przepływ w tętnicy szyjnej wewnętrznej i zewnętrznej - spowodowany rozwijającym się krążeniem obocznym /głównie z tętnicy tarczowej/.

Zwężenie ACC występuje częściej. Prędkość przepływu wzrasta w miejscu zwężenia. Tuż za zwężeniem wyraźnie słyszy się "chropowaty" dźwięk dopplerowski świadczący o przepływie turbulentnym. O ile mamy do dyspozycji dwukierunkowy przepływomierz /rys.UDP-83/ to zawirowania spowodują pojawienie się wyraźnego sygnału w kanale rejestrującym przepływ wsteczny.

Zmienia się również kształt krzywej przepływu w momencie skurczu; narasta ona wolniej, a wierzchołek prędkości maksymalnej zaokrągla się.

### 5.1.2. Tętnica szyjna wewnętrzna

Pourcelot [ 56 ] określa trzy różne miejsca, w których najczęściej występuje całkowita niedrożność ACI /arteria carotis interna/

- 1° rozgałęzienie /najczęściej/
- 2° między rozgałęzieniem i początkiem tętnicy ocznej
- 3° powyżej odejścia tętnicy ocznej.

W przypadku całkowitej niedrożności ACI poniżej odejścia tętnicy ocznej, przepływ w ACI zanika.

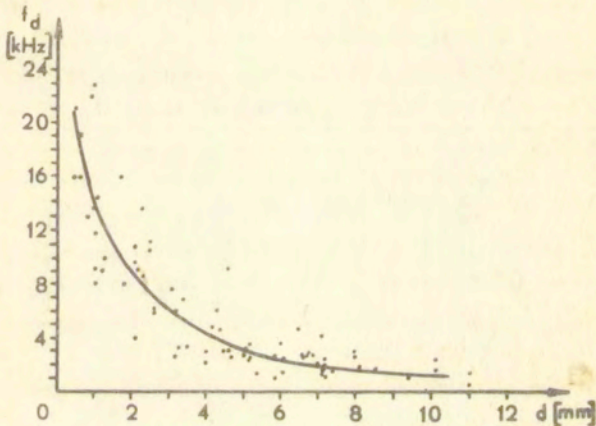
Skurczowa składowa prędkości w tętnicy szyjnej wspólnej maleje a jej rozkurczowa składowa zanika prawie całkowicie. Wynika to z faktu, że zasilana jest jedynie tętnica szyjna zewnętrzna - rosna więc znacznie opory przepływu. Przepływ w tętnicy ocznej zmienia kierunek, ponieważ krew dopływa do niej z odwrotnego kierunku poprzez krąg Willisa.

Inaczej przedstawia się sytuacja gdy ACI jest niedrożna powyżej odejścia tętnicy ocznej. Obserwowana jest wtedy często zwiększona składowa skurczowa /przepływ bezpośrednio do tętnicy ocznej/ oraz przepływ wsteczny we wczesnej fazie rozkurczu /wpływ elastycznego rozszerzenia się naczyń pod

wpływem wzrostu ciśnienia w skurczu i powrót do normalnej średnicy w rozkurczu/.

Jeżeli zwężenie ACI umiejscowione jest tuż nad rozgałęzieniem i nie przekracza 70%-80% to prędkość przepływu w miejscu zwężania znacznie wzrasta. Odpowiada mu wzrost maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej.

Spencer i Reid [66] wykazali na podstawie pomiarów maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej oraz zdjęć angiograficznych wykonanych w grupie 95 chorych, że  $f_{\max}$  rośnie w przybliżeniu hiperbolicznie ze zmniejszającą się średnicą tętnicy.



Rys.5.4 Ocena średnicy tętnicy szyjnej wspólnej w miejscu zwężenia na podstawie pomiarów maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej i angiografii rentgenowskiej. /wg. Spencera i Reida [66] /

Zdolność oceny średnicy tętnicy jest bardzo dobra w środkowej części pasma częstotliwości dopplerowskich 5 kHz - 12 kHz. Dla częstotliwości ultradźwiękowej 5 MHz /UDP-30/ 1 kHz odpowiada prędkości 30 cm/s dla kąta  $\theta = 60^\circ$ .

W zwężeniach poniżej 1 mm rosną siły oporów związane z lepkością krwi oraz wzrasta intensywność turbulencji tuż za zwężeniem powodując znaczne straty ciśnienia i spadek prędkości

maksymalnej przepływu.

Wg. Spencera, Pourcelota i innych, dokładność pomiarów średnicy tętnicy w miejscu zwężenia przekraczającego 60% jest podobna do dokładności metody w ocenie całkowitej niedrożności: Jest ona lepsza od 90% co stawia ją na równi z metodą angiograficzną.

Na rys.5.5 pokazano przykład rejestracji prędkości przepływu krwi u chorego ze zwężoną tętnicą szyjną wewnętrzną i zewnętrzną. Prędkość maksymalna w ACI jest równa 2,3 m/s a w ACE - 1.6 m/s. Wyznaczona z wykresu na rys. 5.4 średnica ACI w miejscu zwężenia wynosi ~ 3 mm co zgodne jest z obrazem angiograficznym /zwężenie światła tętnicy o ~ 75%/.

Jeżeli istnieje wątpliwość, która z gałęzi tętnicy szyjnej jest aktualnie badana przydatnym okazuje się test polegający na kilkakrotnym energicznym uciśnięciu tętnicy skroniowej. Jeżeli w zapisie prędkości przepływu wystąpią niewielkie wachania to znaczy, że badana jest tętnica szyjna zewnętrzna. Wpływu tego nie zauważa się w tętnicy szyjnej wewnętrznej.

Wykrycie zwężenia poniżej 50%, aczkolwiek technicznie możliwe należy do rzadkości. W przeważającej ilości przypadków przepływ mózgowy zmniejsza się jeżeli zwężenie głównej tętnicy zasilającej przekracza 70% [67]. Związane jest to prawdopodobnie z wazodylatacją naczyń powyżej zwężenia, kompensującą straty ciśnienia. Zmiany neurologiczne są niewielkie w związku z czym chorzy nie zgłaszają się na badania ultradźwiękowe i angiograficzne tętnic szyjnych.

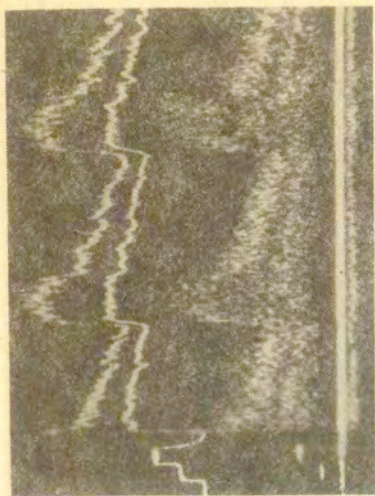
Ostatnie lata przyniosły pewną zmianę w tym zakresie. Wprowadzenie badań przeglądowych /głównie w USA - w Seattle przebadano do 1983 r. ponad 10 000 ludzi w wieku powyżej 50 lat/ zwiększyło wykrywalność zwężeń powyżej 50% i umożliwiło wczesne wykonanie udroźnienia przywracając chorym całkowitą sprawność.

### 5.1.3 Tętnica kręgową

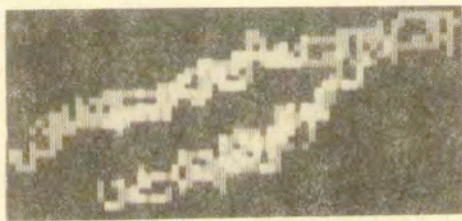
Badanie przeprowadza się umieszczając głowicę w okolicach otworu wielkiego tuż poniżej podstawy czaszki.



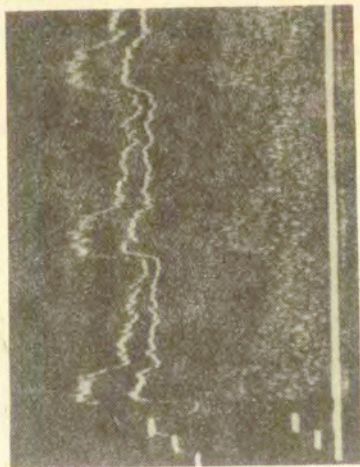
t. szyjna wewnętrzna



t. szyjna wspólna



t. szyjna zewnętrzna



Rys. 5.5. Histogramy oraz krzywe prędkości średnich i maksymalnych w zwężonej tętnicy szyjnej wewnętrznej i zewnętrznej. Impulsy kalibracji odpowiadają prędkościom 30 cm/s i 60 cm/s dla kąta  $\theta = 60^\circ$ . Na angiogramie ultradźwiękowym białe punkty oznaczają miejsce zwężenia, w którym dokonano pomiarów.

O ile nie mamy pewności czy rzeczywiście rejestrujemy przepływ w t.kręgowej należy ucisnąć tętnicę szyjną wspólną - brak zmian w przepływie w badanym odcinku naczynia jest pozytywnym dowodem właściwej lokalizacji t.kręgowej.

Na ogół doświadczony operator nie powinien mieć kłopotów ze znalezieniem t.kręgowej. Jednak brak sygnału nie może być jedynym wskaźnikiem diagnostycznym całkowitej niedrożności tętnicy.

Zdecydowanie większą wartość diagnostyczną ma badanie tętnicy kręgowej w celu określenia przetok tętniczo żylnych /prędkość rośnie/ oraz w badaniach niedrożności odcinka tętnicy podobojczykowej pomiędzy odejściami t.szyjnej wspólnej i tętnicy kręgowej. Jest to t.zw. zespół podkradania. Tętnica kręgowa przejmuje wtedy funkcję zasilania kończyny górnej. Zmienia się kierunek przepływu w t.kręgowej /odgłowowo/ a zaciskanie dłoni /po stronie badanej/ i jej rozluźnianie wpływa na wzrost składowej rozkurczowej przepływu.

## 5.2 Badanie kończyn dolnych

### 5.2.1 Diagnostyczna wartość kształtu krzywej prędkości przepływu krwi

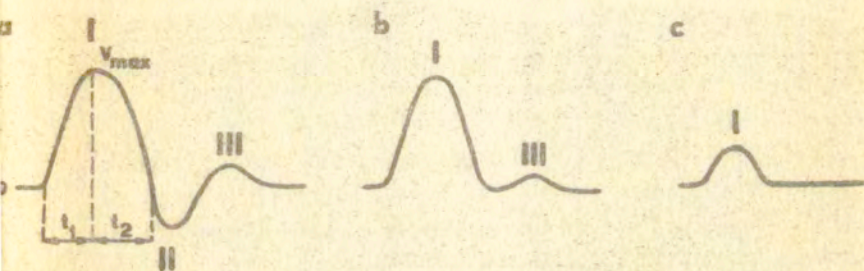
Analiza morfologii kształtu krzywej prędkości przepływu krwi należy obecnie do jednej z podstawowych metod diagnostyki tętnic w kończynach dolnych.

Krzywa prędkości przepływu krwi /kppk/ odzwierciedla zmiany prędkości krwi płynącej w naczyniu w funkcji czasu. Te zmiany: liczba, amplituda i kształt załamków krzywej zależą od pracy serca, pracy jego zastawek, lepkości krwi, ciśnienia krwi jak również od oporu obwodowego, stopnia elastyczności ściany tętnicy, od gładkości jej błony wewnętrznej i wielkości światła tętnicy. Wymienione cechy określają stan tętnicy. Zatem kppk umożliwią odróżnienie zdrowej tętnicy od tętnicy zmienionej jak również ocenę zaawansowania procesu chorobowego toczącego się w tętnicy.

Kppk w prawidłowych tętnicach: biodrowej zewnętrznej, udowej, podkolanowej, piszczelowej tylnej i grzbietowej stopy, charakteryzuje się obecnością trzech załamków przypadających na

cykl serca. Pierwszy załamek, o największej amplitudzie odpowiada gwałtownemu przyspieszeniu przepływu w kierunku obwodowym. Drugi, o mniejszej amplitudzie, odpowiada przyspieszeniu przepływu w kierunku przeciwnym - dośrodkowo. Trzeci, o amplitudzie równej lub mniejszej od drugiego i zawsze mniejszej od pierwszego odpowiada przyspieszeniu przepływu w kierunku obwodowym.

Na ogół ilość załamek krzywej - dwa lub jeden jest wprost proporcjonalna do wielkości światła chorej tętnicy. Kppk dla tętnic zwężonych w niewielkim stopniu, których średnica jest większa niż 50% tętnicy zdrowej posiada dwa załamki odpowiadające przepływowi krwi w kierunku obwodu.



Rys.5.6 Krzywe prędkości przepływu krwi w tętnicy udowej a/ zdrowej, b/ zwężonej w niewielkim stopniu, c/ znacznie zwężonej > 50% I,II,III - charakterystyczne fazy kppk.

Istotne znaczenie ma morfologia pierwszego załamka. Średnica światła tętnicy jest odwrotnie proporcjonalna do podstawy załamka /czasu trwania załamka/ -  $t_1+t_2$ . Jest również odwrotnie proporcjonalna do czasu narastania prędkości maksymalnej -  $t_1$ , jak i do czasu zmniejszania się prędkości -  $t_2$ .

Kppk dla tętnic znacznie zwężonych, których średnica jest mniejsza niż 50% tętnicy zdrowej ma tylko jeden załamek.

Jeżeli krzywa ma charakter trójfazowy a amplituda drugiego załamka /fazy przepływu wstecznego/ dorównuje niemal amplitudzie pierwszego - świadczy to, że tuż poniżej miejsca badania - obwodowo - zlokalizowana jest zwężka, kilkugodzinna

niedrożność tętnicy. Oznacza to brak rozwiniętego krążenia obocznego.

Jeżeli krzywa posiada jeden załamek - wierzchołek załamka jest wydłużony w czasie i ma nieregularny kształt, świadczy to, że obwodowo od miejsca badania tętnica jest niedrożna i niedrożność ta trwa dłużej niż kilkadziesiąt godzin. Jest to sytuacja gdzie już obecne jest krążenie oboczne.

Istnieją przypadki, w których na podstawie "osłuchiwania" przepływu przy pomocy detektora dopplerowskiego trudno jest zróżnicować, czy sygnał jest jeszcze prawidłowy, czy już patologiczny. Analiza morfologii znacznie to ułatwia. Jest ona również pomocna w różnicowaniu dolegliwości u pacjentów o niecharakterystycznych objawach niedokrwienia kończyn dolnych, w początkowym okresie choroby.

Analiza morfologii kppk jest bardzo obszernie opisywana w piśmiennictwie światowym. M.in. Waters [72] ustalił kryteria dla rozpoznania zwężenia odcinka aortalno-biodrowego. Dokonując analizy kształtu kppk oraz biorąc pod uwagę jej przesunięcie względem zespołu QRS krzywej EKG wyliczył graniczną wartość współczynnika, która dzieliła grupę chorych od zdrowych. Stwierdził że im krótszy jest czas pomiędzy załamkiem "R" krzywej EKG a pierwszym załamkiem kppk oraz im szybciej narasta krzywa prędkości /im krótszy jest odcinek  $t_1$  kppk/ tym większe jest światło tętnicy. Wyniki badań dopplerowskich ściśle korelowały z wynikami arteriografii.

Analiza kppk dokonana przez Fronek'a [23] umożliwiła zróżnicowanie izolowanej niedrożności aortalno-udowej, udowo-podkolanowej i zmian wielopoziomowych. Stwierdził on również, że im krótsza jest podstawa pierwszego załamka kppk /odcinek  $t_1+t_2$ / oraz im szybciej narasta  $V_{max}$ / im krótszy jest odcinek  $t_1$ / tym tętnica jest zdrowsza. Już niewielkie wydłużenie  $t_1$  świadczy o zwężeniu tętnicy.

Hutchinson [34] podaje korelację wyników rozpoznania rozmiaru zwężenia przy pomocy badania dopplerowskiego i arteriografii. Wynoszą one: dla t.udowej 70%, dla podkolanowej blisko 80%, dla t.piszczelowej tylnej blisko 90%.

Większość autorów jest zgodnych co do tego, że: zmniejszenie  $V_{\max}$ , zanik drugiego załamka /fazy wstecznego przepływu/ i zanik trzeciego załamka świadczą o patologii. Należy tu jednak zawsze uwzględniać wpływ wieku badanego na wielkość poszczególnych załamków. Fabris i wsp. [ 17 ] na podstawie badań 10 zdrowych młodych wolontariuszy /średni wiek 30 lat/ i 10 starszych bez zmian w tętnicach /średni wiek 70 lat/ wykazali że:

1° W I fazie różnice między prędkościami szczytowymi nie są znaczne. W grupie młodych  $V_I = 80.9 \pm 2.75$  cm/s /patrz przykład na rys.5.7,  $V_I = 87$  cm/s/, w grupie starszych  $V_I = 71 \pm 10.13$  cm/s

2° Istotna różnica występuje w III fazie. W grupie młodych  $V_{III} = 9.9 \pm 3.19$  cm/s /rys.5.7  $V_{III} = 10$  cm/s/, natomiast w grupie starszych  $V_{III} = 4 \pm 3.19$  cm/s.

Jak wynika z powyższego brak lub znaczne zmniejszenie załamka w III fazie nie może być jedynym kryterium w ocenie stanu tętnic.

Podobne badania prowadzone są w Klinice Chirurgii Naczyniowej CMKP w Warszawie /kier.Prof. H.Rykowski/.

Zarembowski [ 80 ] wykazał, że analiza kppk w tętnicach kończyn dolnych /badania przeprowadzone aparatem UDP-10/ może być metodą uzupełniającą a czasami i konkurencyjną dla arteriografii. Przeprowadził on ocenę wartości obu metod w aspekcie trafności lokalizacji zwężenia oraz określenia jego rozmiaru /średnica większa niż 50% normalnej, mniejsza i niedrożność/. Obie metody weryfikowano śródoperacyjnie. Stwierdzono, że trafność rozpoznania arteriograficznego co do lokalizacji zmian chorobowych wynosi 88% zaś ultradźwiękowego 97%. Analogiczne liczby odnoszące się do rozmiaru zwężenia wynoszą 66% i 76%.

Należy podkreślić, że kppk nie ma znaczenia diagnostycznego u chorych z utrwalonym migotaniem przedsionków oraz z niedomykalnością zastawek aorty. U tych chorych ocenę stanu tętnic należy przeprowadzać wyznaczając ilość krwi i średnicę tętnicy przy pomocy metody impulsowej oraz indeks ciśnienia kostka-ramię metodą fali ciągłej.

### 5.2.2. Pomiary ciśnienia skurczowego w kończynie

Pierwsze próby zastosowania przepływomierza dopplerowskiego do pomiarów ciśnienia skurczowego w tętnicach obwodowych zostały opisane przez Yao i wsp. już w 1968 r. [79]. Od tego czasu technika dopplerowska wyparła w zasadzie stetoskopową metodę pomiaru ciśnienia, zwłaszcza w przypadkach gdy tętno jest niewyczuwalne palpacyjnie.

Najczęściej określa się ciśnienie skurczowe w stopie. Mankiet sfigmamanometru umieszcza się powyżej kostki i napełnia powietrzem do ciśnienia wyższego o około 30 mm Hg od ciśnienia mierzonego na tętnicy ramiennej. Głowicę ultradźwiękową przykładą się nad tętnicą piszczelową lub grzbietową stopy. Ciśnienie odczytane na wskaźniku manometru w chwili pojawienia się pierwszego słyszalnego dźwięku dopplerowskiego określa wartość ciśnienia skurczowego.

Dla dokładnego umiejscowienia zwięzienia lub niedrożności tętnic kończyn dolnych wykonywane są pomiary skurczowego ciśnienia krwi na różnych poziomach kończyny oraz w tętnicy ramiennej. Iloraz tych wartości określa się jako wskaźnik ciśnieniowy.

Wesołowski [74] przebadał 40 kończyn u 20 zdrowych wolontariuszy oraz 188 kończyn u 140 chorych z objawami niedokrwienia. Obliczał on następujące wskaźniki ciśnieniowe

udo/ramię	- U/R
podkolano/ramię	- P/U
kostka/udo	- K/U
kostka/podkolano	- K/P
kostka/ramię	- K/R

Wskaźnik ciśnieniowy K/R badano w przebiegu pooperacyjnym, natomiast wskaźniki ciśnieniowe wzdłuż całej kończyny badano przed wypisaniem chorego z Kliniki.

W grupie zdrowych wskaźniki ciśnienia wzdłuż kończyny wynosiły:

Tabela III

Wskaźniki ciśnienia	Zakres wartości	Średnia
U/R	1.0 - 1.2	1.1
P/U	0.95 - 1.0	1.0
K/U	0.95 - 1.05	1.0
K/P	0.95 - 1.1	1.0
K/R	0.95 - 1.2	1.0

U wszystkich chorych wskaźnik ciśnienia K/R był zawarty w granicach od 0 do 0.7 i zależał od poziomu niedrożności i objawów klinicznych

Chorzy:

wskaźnik ciśnieniowy K/R

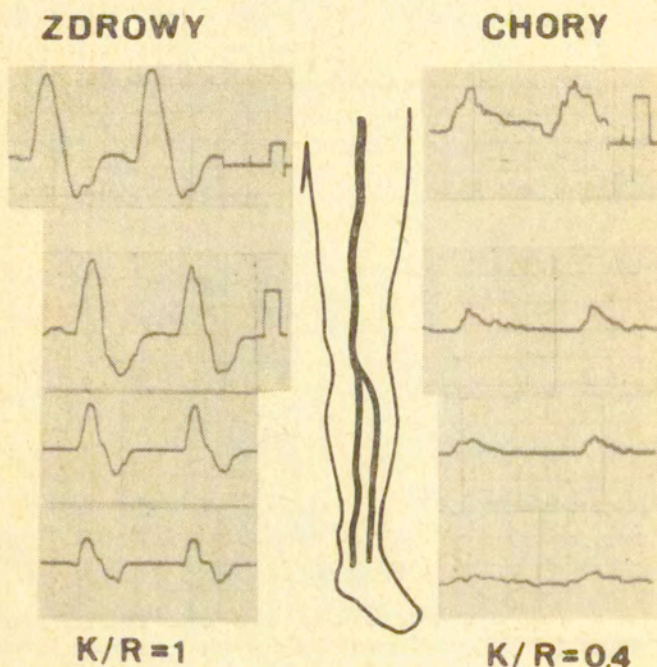
z chromaniem przestankowym	0.2 - 0.7
z bólami spoczynkowymi	0 - 0.6
z bólami spoczynkowymi i martwicą stóp	0 - 0.5

W grupie chorych stwierdzono, że statystycznie znamienne dla oceny stopnia zmian miażdżycowych w kończynie jest wskaźnik K/R. Wesołowski podkreśla znaczenie wskaźników U/R i U/K jedynie dla rozróżnienia czy zmiany są w obrębie miednicy czy też niżej w tętnicach obwodowych podczas gdy wskaźnik K/R ilustruje zmiany na obu poziomach.

Po udanych rekonstrukcjach ciśnienie krwi wzrasta w obrębie miejsca operowanego i poniżej przeszczepu co znajduje swoje odbicie w wyrównaniu się wskaźników ciśnieniowych wzdłuż całej kończyny - ich wartości zbliżają się do około 1.0. W razie ponownej niedrożności wskaźniki te zachowują się tak jak przed operacją. Im niższa wartość wskaźnika K/R tym większe jest prawdopodobieństwo wystąpienia wczesnej niedrożności pooperacyjnej. Jeżeli wskaźnik K/R przed operacją wynosił poniżej 0.2 to niedrożność pooperacyjna przeszczepu udowo-podkolanowego wynosiła 80%. U 36.3% chorych z niedrożnością aortalno-biodrową

oraz u 33% chorych z zespołem Leriche'a, którzy mieli przed operacjami wskaźniki ciśnienia K/R poniżej 0.4 nie było poprawy po operacjach.

Otrzymane przez Wesołowskiego wskaźniki ciśnieniowe stanowią ważny element w prognozowaniu wyników operacji i szansy przeżycia przeszczepu.



Rys.5.7 Krzywe przepływu i wskaźnik ciśnienia K/R w zdrowej i chorej kończynie /zwężenie tętnicy biodrowej/

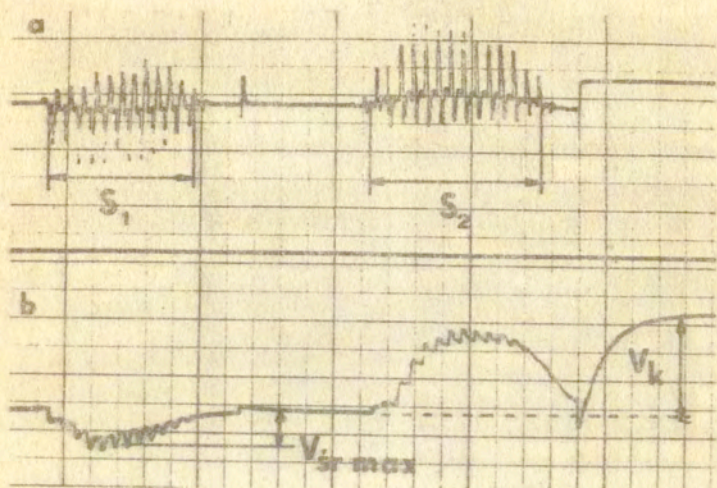
### 5.2.3 Indeks krążenia obocznego

Pomiary ilości krwi przepływającej przez tętnice kończyn dolnych wykonuje się przy pomocy impulsowej metody dopplerowskiej

Przykład obliczenia średnicy i ilości przepływającej krwi w tętnicy udowej u zdrowego 23-letniego mężczyzny.



Pomiar wykonano przepływomierzem impulsowym UDP-30 o częstotliwości nadawczej  $f_{\pi} = 5 \text{ MHz}$  [51].



Rys.5.8 Przykład zapisu rozkładu chwilowej prędkości /a/ i prędkości średniej /b/ w zdrowej tętnicy udowej.

Metoda pomiaru oraz wzory obliczeniowe zostały podane w

p.3.7.4

1<sup>o</sup> Obliczenie kąta  $\theta$

$$\theta = \frac{\psi}{2} + \arctan \left( \frac{S_2 - S_1}{S_2 + S_1} \tan \frac{\psi}{2} \right)$$

$\frac{\psi}{2} = 67^\circ$ , wartości  $S_1$  i  $S_2$  odczytujemy z rys.5.8

$$\frac{S_2 - S_1}{S_2 + S_1} = \frac{30 \text{ mm} - 27 \text{ mm}}{30 \text{ mm} + 27 \text{ mm}} = \frac{3}{57} \approx 0.05$$

stąd  $\theta \approx 73^\circ$

2<sup>o</sup> Obliczenie wartości impulsu kalibracji

impuls kalibracji  $V_k$  odpowiada częstotliwości  $f_d = 1000 \text{ Hz}$

$$\text{stąd } V_k = \frac{c f_d}{2 f_n \cos \theta} = \frac{155000 \text{ cm/s} \cdot 1000 \text{ 1/s}}{2 \cdot 5 \cdot 10^6 \text{ 1/s} \cdot \cos 73^\circ} = \frac{155}{2.9} = 52 \text{ cm/s}$$

- 3° Wyznaczenie  $V_{\text{sr max}}$   
amplituda  $V_{\text{sr max}} = 7 \text{ mm}$   
amplituda  $V_k = 17 \text{ mm}$

$$\text{stąd } V_{\text{sr max}} = \frac{17 \frac{\text{mm}}{\text{mm}}}{7} \cdot 52 \text{ cm/s} \approx 21.5 \text{ cm/s}$$

- 4° Wyznaczenie średnicy  $d$

Prędkość przesuwu papieru w zastosowanym rejestratorze wynosiła 4 mm/s. Dla tej prędkości 1 mm zapisu na taśmie rejestratora odpowiada 0.25 mm w tkance

$$d = S_1 \cdot 0.25 \text{ mm} \cdot \sin 73^\circ \approx 0.65 \text{ cm}$$

- 5° Obliczenie wydatku  $Q$

$$Q = 0.67 V_{\text{sr max}} \frac{\pi d^2}{4} = 0.67 \cdot 21.5 \text{ cm/s} \cdot \frac{3.14 \cdot 0.65^2 \text{ cm}^2}{4} \cdot 60$$

280 ml/min

Wesołowski i wsp. [ 75 ] wykazali na podstawie pomiarów grupy zdrowych i chorych, że ilość przepływającej krwi przez główną tętnicę doprowadzającą krew do kończyny dolnej różni się znacznie w obu grupach. W grupie zdrowych wynosiła ona od 110 do 300 ml/min, średnio 175 ml/min. W grupie chorych nie przekraczała ona 60 ml/min.

Jednocześnie z pomiarami ultradźwiękowymi mierzono ilość krwi przepływającej w badanym segmencie kończyny przy pomocy tetrapolarnej reografii. W grupie zdrowych przepływ przez segment uda wyniósł od 120 - 600 ml/min, średnio 260 ml/min.

Ogółem przebadano 150 ludzi przy czym badania 32 zdrowych i 30 chorych porównano z badaniami reograficznymi. Chorych podzielono na 3 grupy w zależności od miejsca zwężenia lub niedrożności:

- |                                 |               |
|---------------------------------|---------------|
| - niedrożność aortalno-biodrowa | - 14 chorych, |
| - niedrożność udowo-podkolanowa | - 10 chorych, |

- niedrożność wielopoziomowa

- 6 chorych

W grupie chorych stwierdzono występowanie różnic w przepływie, zależnych od poziomu zwężenia lub niedrożności tętnic kończyn dolnych.

Na podstawie otrzymanych wyników podjęto próbę określenia wielkości krążenia obocznego w udzie jako różnicy pomiędzy wielkością przepływu krwi określoną reograficznie w segmencie uda a ilością krwi przepływającej przez tętnicę udową wspólną określoną ultradźwiękowo. Stwierdzono, że stosunek ilości przepływającej krwi przez krążenie oboczne do całkowitej ilości przepływu w udzie zmienia się w zależności od poziomu niedrożności - stosunek ten nazwano Indekssem Krążenia Obocznego /IKO/. Wzrasta on w przypadkach zmniejszenia się przepływu przez naczynia główne.

Tabela IV - Ilość przepływającej krwi w tętnicy udowej i w segmencie uda mierzona impulsową metodą dopplerowską oraz metodą reograficzną, Indeks Krążenia Obocznego /IKO/

Rodzaj niedrożności	Wydatek Q ml/min		IKO
	reografia	ultradźwięki	
zdrowi	260	175	0,33
niedrożność aortalno-biodrowa	110	50	0,55
niedrożność udowo-podkolanową	180	55	0,70
niedrożność wielopoziomowa	60	25	0,58

Otrzymane wyniki wskazują na wyraźną i stałą różnicę w wielkości przepływu krwi, mierzonej w określonym obszarze w niedokrwionej kończynie impulsową metodą dopplerowską i metodą reograficzną, przy czym wydatek mierzony metodą reografii tetrapolarnej jest większy niż mierzony metodą ultradźwiękową. Może to posłużyć do określenia ilości przepływającej krwi przez tętnice krążenia obocznego. Indeks Krążenia Obocznego IKO w połączeniu ze wskaźnikiem ciśnienia K/R /kostka/ramię/ może mieć znaczenie diagnostyczne, zwłaszcza w prognozowaniu o wyniku operacji.

## 6. Pomiary przepływu krwi w sercu

### 6.1. Cykl serca

Cykl pracy serca zawiera dwa podstawowe okresy: skurczu i rozkurczu komór i przedsionków. W tych też okresach występują charakterystyczne przepływy:

w skurczu

- z lewej komory przez zastawkę aortalną do aorty
- i z prawej komory przez zastawkę płucną do tętnicy płucnej

w rozkurczu

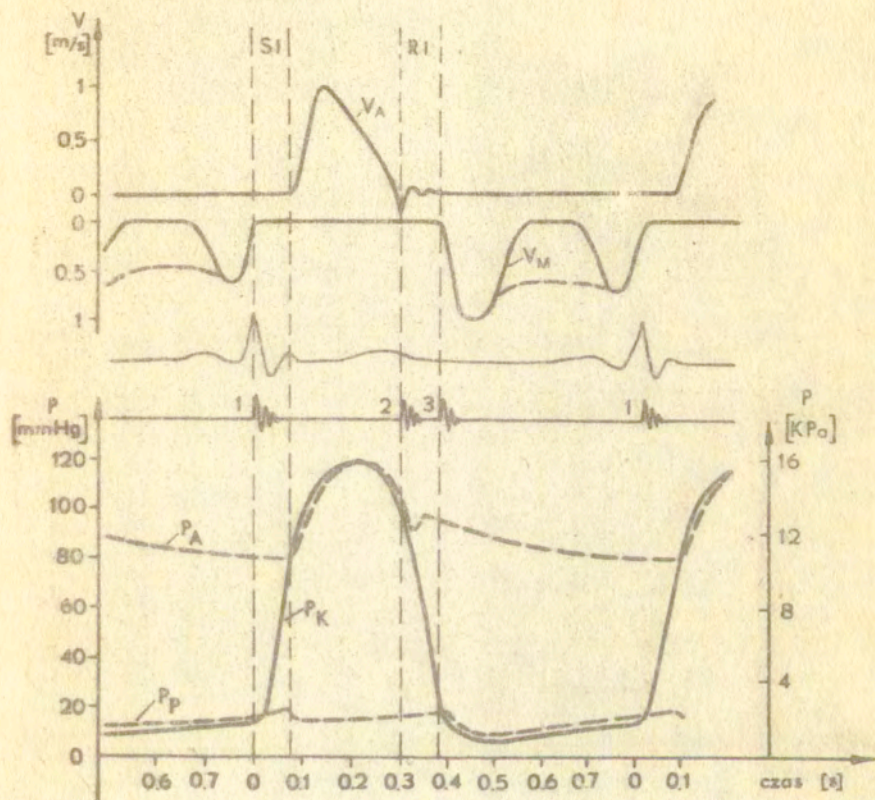
- z lewego przedsionka do lewej komory i odpowiednio z prawego przedsionka do prawej komory.

W chwili gdy ciśnienie w lewej komorze  $P_K$  przewyższy ciśnienie w lewym przedsionku  $P_P$  zamyka się szybko zastawka dwudzielna  $M_z$ . Po okresie około 50 ms szybkiego wzrostu, ciśnienie w komorze  $P_K$  przewyższa ciśnienie w aorcie  $P_A$ . Następuje wtedy szybki wyrzut krwi z komory do aorty osiągający maksymalną prędkość po czasie równym około  $1/4$  okresu skurczu.

Następnie rozpoczyna się podokres wolnego wyrzutu krwi, ciśnienie w komorze osiąga swoje maksimum i zaczyna spadać. Z chwilą gdy zrówna się z ciśnieniem w aorcie zastawki aorty zamykają się.

Niech rzut serca wynosi  $Q = 70$  ml/s oraz średnica aorty  $2r = 2.5$  cm, stąd średnia prędkość przepływu  $Q/r^2\pi = 14$  cm/s. Przyjmując, że skurcz trwa około 0.4s otrzymujemy średnią prędkość w czasie skurczu  $V_{\text{śr.sk.}} = 35$  cm/s. Prędkość maksymalna jest około 2.5 razy większa co daje  $V_{\text{max}} = 90$  cm/s.

Jak pokazano na rys.1.6 u wlotu rurki połączonej ze zbiornikiem profil przepływu jest płaski i prędkość średnia /uśredniona w przekroju/ przepływu jest bliska prędkości maksymalnej. Podobnie w sercu, u wylotu z komory profil przepływu jest spłaszczony i średnia prędkość przepływu w aorcie wstępującej jest niewiele mniejsza od prędkości maksymalnej. Hatle i Angelsen [ 27 ] potwierdzili tę hipotezę na podstawie pomiarów prędkości maksymalnych i średnich u 70 zdrowych wolontariuszy /30 dzień w wieku od 1 do 16 lat oraz 40

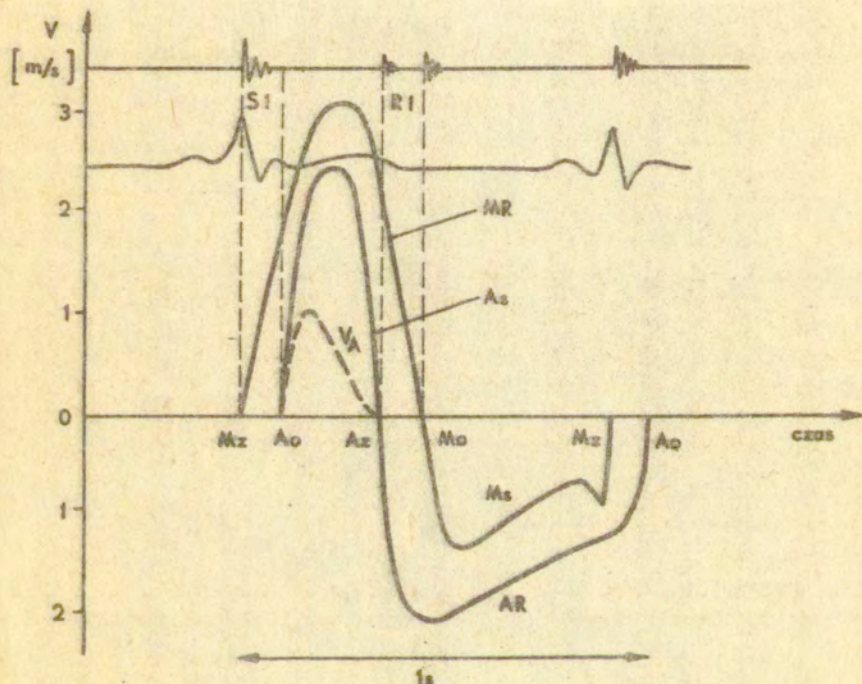


Rys.6.1 Cykl pracy lewego serca. SI - skurcz izowolemetyczny, RI - rozkurcz izowolemetyczny,  $V_A$  - prędkość przepływu krwi w aorcie,  $V_M$  - prędkość przepływu krwi przez zastawkę dwudzielną,  $P_A$ ,  $P_K$  i  $P_P$  oznaczają ciśnienia w aorcie, lewej komorze i lewym przedsionku.

doroślých w wieku od 18 do 72 lat/.

Następnym charakterystycznym podokresem cyklu serca jest występujący po rozkurczu izowolumetycznym, podokres szybkiego napełniania komory. Rozpoczyna się on po całkowitym zwiotczeniu komory i otwarciu zastawki dwudzielnej. Różnica ciśnień,

równa u zdrowego człowieka około 0.7 kPa /~5 mm Hg/, powoduje szybkie napełnianie komory /maksymalna prędkość przepływu od 0.6 m/s do 1.3 m/s/. Ciśnienie wyrównuje się i na ogół w tzw. okresie stazy przepływ krwi ustaje. Po załamku P w wyniku depolaryzacji przedsionka następuje skurcz przedsionka i dopełnienie komory. Prędkość przepływu jest wtedy na ogół mniejsza od prędkości w podokresie szybkiego napełniania komory.



Rys.6.2 Kształt krzywych prędkości przepływu krwi przez zwężoną lub niedomykalną zastawkę aortalną i dwudzielną. Wartości prędkości przepływu należy traktować jedynie orientacyjnie - zależą one bowiem od wielkości wady.  $M_z$  - zamknięcia zastawki dwudzielnej,  $A_o$  - otwarcie zastawek aortalnych,  $A_z$  - zamknięcie zastawek aortalnych,  $M_o$  - otwarcie zastawki dwudzielnej,  $MR$  - niedomykalność zastawki dwudzielnej,  $M_s$  - zwężenie zastawki dwudzielnej,  $AR$  - niedomykalność aortalna,  $AS$  - zwężenie aortalne /wg Spencera [68]/

W zwężeniu lub niedomykalności zastawek serca prędkość przepływu wzrasta, zmienia się też kształt krzywej /rys. 6.2 /.

Prędkość w zwężonej zastawce aortalnej może osiągnąć bardzo dużą wartość - do 4 m/s. W niewielkich zwężeniach prędkość ta jest mniejsza, poniżej 2 m/s, przewyższając tylko nieznacznie prędkość przez zdrową zastawkę. Istotna różnica występuje natomiast w kształcie krzywej normalnej i patologicznej. Ostre maksimum krzywej przepływu normalnego występuje około 50 ms po zamknięciu zastawek aortalnych podczas gdy maksimum krzywej w zwężeniu jest opóźnione o około 100 - 150 ms i jest zaokrąglone. W zwężeniu mitralnym prędkość zawsze przekracza 1,5 m/s oraz nie obserwuje się podokresu stazy.

## 6.2. Zasada pomiarów przepływu krwi w sercu

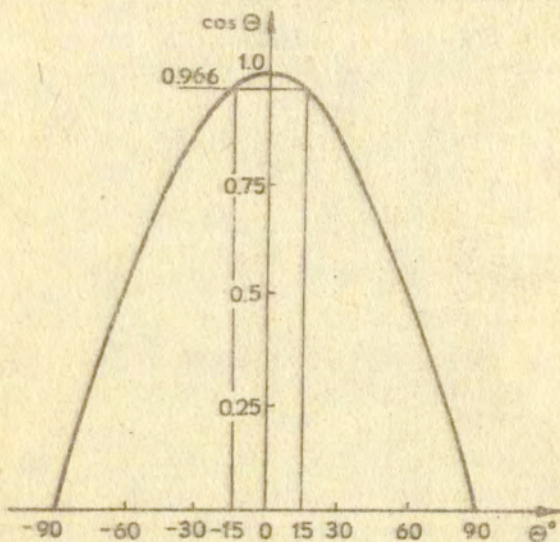
Idea wykorzystania zjawiska Dopplera w diagnostyce układu krążenia krwi ma już prawie 30-to letnią historię. W 1956 roku Satomura [64] zarejestrował sygnał dopplerowski o częstotliwości około 100 Hz pochodzący od ruchu ścian komór w skurczu i rozkurczu. Paradoks polega na tym, że należało czekać aż do połowy lat 70-tych aby efekt Dopplera w pełni został wykorzystany do badań przepływów wewnątrzsercowych. Główną przyczyną tak długiego okresu czasu, który upłynął od odkrycia Satomury do jego praktycznej realizacji należy upatrywać w niedoskonałości technicznej i małej początkowo czułości aparatury pomiarowej do badań przepływów na znacznych głębokościach.

W międzyczasie rozwinęły się natomiast dopplerowskie metody ultradźwiękowe do pomiarów przepływów w dużych naczyniach obwodowych. Kilkanaście firm na świecie /w Polsce Z.D.Techpan oraz Z.A.A. Sonopan/ produkuje różnego typu przepływomierze dopplerowskie, bez których trudno sobie wyobrazić współczesne laboratorium badań naczyniowych.

Dzięki nowej generacji przepływomierzy dopplerowskich współpracujących z analizatorami widna ew. z histografami, znacznie rozszerzył się krąg użytkowników aparatury - zwłaszcza w badaniach przepływów wewnątrzsercowych.

Poprawny pomiar prędkości przepływu krwi w jamach serca zależy od dokładności z jaką wyznaczamy kąt  $\theta$  między wiązką

ultradźwiękową i wektorem prędkości. Im większy kąt  $\theta$  tym bardziej krytyczny jest wpływ wartości funkcji  $\cos \theta$  na mierzoną częstotliwość dopplerowską. Dla kąta  $\theta = 60^\circ$  błąd  $\pm 5^\circ$  powoduje 15-to procentowy błąd pomiaru częstotliwości dopplerowskiej, dla kąta  $\theta = 0^\circ \pm 5^\circ$  błąd ten maleje do zaledwie 0,5%.

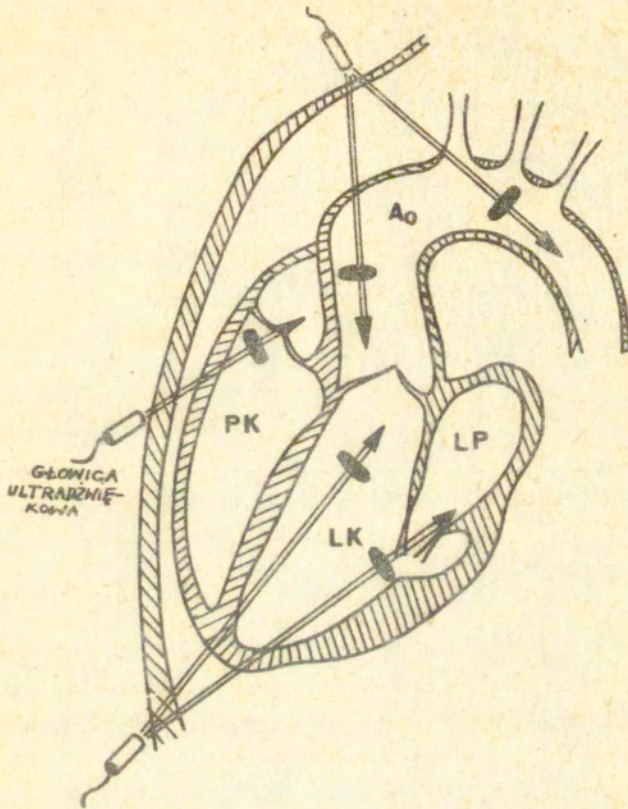


Rys.6.3 Wpływ kąta  $\theta$  na wartość funkcji  $\cos \theta$ . W pobliżu kąta  $\theta = 0^\circ$  zmiany wartości funkcji  $\cos \theta$  są niewielkie i jego wpływ na dokładność pomiaru częstotliwości dopplerowskiej może być pominięty.

W p.3.7.4 opisano metodę obliczania kąta  $\theta$  w badaniach przepływu w dużych naczyniach za pomocą dwuprzetwornikowej głowicy ultradźwiękowej. W badaniach serca metoda ta jednak zawodzi ponieważ kierunki wektorów prędkości zmieniają się w fazie skurczu i rozkurczu. Dlatego też w badaniach przepływów wewnątrzsercowych podstawowym kryterium poprawnego pomiaru prędkości jest taka orientacja głowicy ultradźwiękowej, aby mierzona częstotliwość dopplerowska osiągnęła maksymalną wartość. Zgodnie z wyrażeniem  $\int_a^b f(x) dx$  jest największe dla  $\theta = 0^\circ$ .

Na rys.6.4 schematycznie zaznaczono typowe miejsca, z których dokonuje się pomiarów przepływu w sercu.





Rys.6.4 Pomiary przepływów w sercu - typowe miejsca przyłożenia głowicy ultradźwiękowej /czarne prostokąty oznaczają położenie bramki analizującej w metodzie impulsowej/.

Przepływ w aorcie wstępującej  
i zstępującej

Badanie przeprowadza się na ogół z dołka jarzmowego. Pacjent leży na plecach z poduszką pod łopatkami tak aby szyja i ramiona były wysunięte ku górze. Skierowując głowicę do dołu, lekko w lewo rejestruje się przepływ w aorcie wstępującej

natomiast nachylając głowicę w prawo wiązka ultradźwiękowa przecina łuk aorty, a następnie aortę zstępującą.

Z wiekiem prędkość w aorcie maleje, a u pacjentów z przekroczonym 50-tym rokiem życia "jakość" sygnału nie zawsze umożliwi dokonanie bezwzględnego pomiaru maksymalnej prędkości [28]. Zjawisko to występuje zwłaszcza w ciasnych zwężeniach zastawek aorty wywołujących asymetryczny profil przepływu.

Szczytowa prędkość w aorcie wstępującej zależy od chwilowego rzutu serca /wysiłek, niemiarowość itp./. Prędkość ta rośnie w przebiegu niedomykalności zastawek aorty i nie powinna być podstawą diagnozy ewentualnego zwężenia zastawek aorty. Istotnym czynnikiem różniącym szybkie przepływy w aorcie od przepływu przez zwężone zastawki jest kształt krzywej prędkości. Normalne krzywe mają szybkie zbocze narastające oraz wolniejsze opadające z ostrym wierzchołkiem. Krzywa prędkości w zwężeniu aortalnym ma zaokrąglony wierzchołek prędkości, przesunięty w kierunku podokresu zwolnionego wyrzutu.

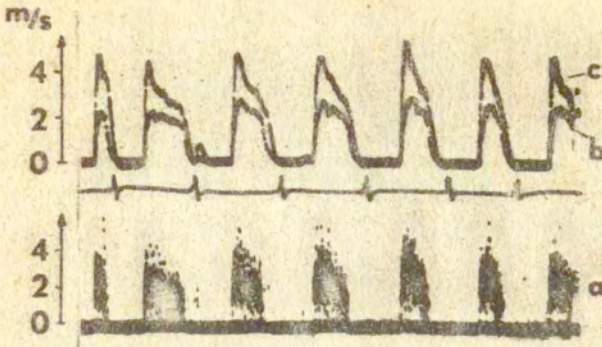
P r z e p ł y w p r z e z z a s t a w k ę d w u d z i e l n ą .

Prędkość przepływu krwi przez zdrową zastawkę dwudzielną nie przekracza 1.3 m/s. Krzywa prędkości ma dwa charakterystyczne załamki odpowiadające pasywnej i aktywnej fazie napełnienia lewej komory. Przypomina ona kształtem literę M.

W zwężonej zastawce prędkość znacznie rośnie i zaciera się różnica między przepływem pasywnym i późną fazą skurczu przed-sionka.

Badanie wykonuje się kładąc pacjenta na lewym boku<sup>z</sup> głowicą umieszczoną na koniuszku serca i skierowaną ku górze. Kąt między wiązką ultradźwiękową i strumieniami krwi przepływającymi przez zastawkę jest bliski 0° z chwilą gdy zapis na taśmie rejestratora lub krzywa na ekranie monitora histografu osiąga największą wartość.

Jeżeli po zlokalizowaniu przepływu przez zastawkę dwudzielną rejestruje się w fazie skurczu krzywą prędkości w przeciwnym kierunku to prawdopodobnie odpowiada ona przepły-



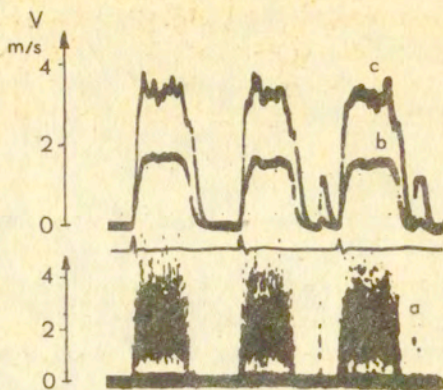
Rys.6.5 Histogram /a/, prędkość średnia /b/ oraz prędkość maksymalna - 2.4 m/s /c/ w zwężonej zastawce dwudzielnej.

wowi wstecznemu z komory do przedsionka. Należy jednak zawsze sprawdzić czy nie jest to przepływ w drodze odpływu lewej komory.

Celowym jest odwołanie się do schematycznego rysunku /6.2/ przedstawiającego patologiczne przepływy w sercu. Przepływ przez zwężone zastawki aorty rozpoczyna się po pierwszym tonie serca podczas gdy zwrotny przepływ przez zastawkę dwudzielną powinien rozpocząć się w chwili zamknięcia zastawki. Przepływ aortalny kończy się w chwili wystąpienia drugiego tonu, natomiast zwrotny przepływ przez niedomykalną zastawkę kończy się z chwilą pojawienia się trzeciego tonu serca.

Wydawałoby się, że optymalną metodą pomiaru przepływu jest metoda impulsowa - pomiar w bramce na wybranej głębokości eliminuje bowiem wpływ ruchu ścian, zastawek i innych artefaktów. Tak jest w istocie, jednakże kryterium Nyquista o próbkowaniu ogranicza zastosowania metody impulsowej jedynie do pomiarów niewielkich prędkości.

W kardiologicznej wersji przepływomierza impulsowego częstotliwość nadajnika wynosi 3.5 MHz, a częstotliwość powtarzania  $f_p = 5.9$  kHz. Maksymalna częstotliwość dopplerowska nie może przekroczyć  $f_p/2$  czyli 2.95 kHz. Dla kąta  $\theta = 0^\circ$



Rys.6.6 Przepływ przez niedomykalną zastawkę dwudzielną. a - histogram, b - prędkość średnia, c - prędkość maksymalna równa 4 m/s odpowiada gradientowi ciśnienia  $\Delta P = 64 \text{ mm Hg}$

częstotliwość ta odpowiada prędkości

$$V_{\max} = \frac{f_d \cdot c}{2 f_n \cos \theta} = \frac{2,95 \cdot 10^3 \cdot 1,55 \cdot 10^5}{2 \cdot 3,5 \cdot 10^6} = 66 \text{ cm/s}$$

Opisana w p.3.7.2 metoda podwajania zakresu mierzonych częstotliwości dopplerowskich zwiększa  $V_{\max}$  do wartości 130 cm/s zapewniając poprawne pomiary przepływu w normalnych sercach dzieci i dorosłych /Tabela V/.

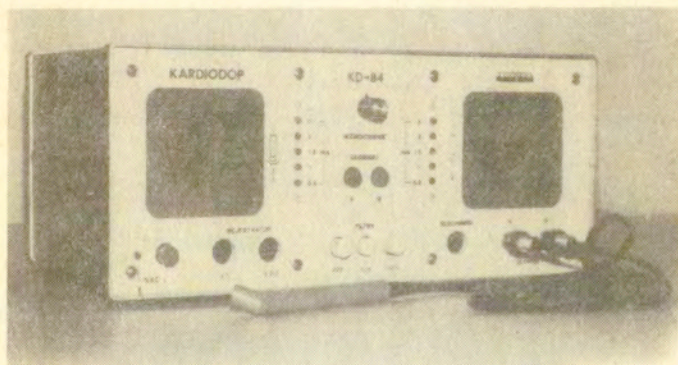
Tabela V Maksymalna prędkości przepływu w sercach dzieci i dorosłych

	Prędkość m/s	
	dzieci	dorośli
Aorta	0,8 - 1,8	0,8 - 1,5
Tętnica płucna	0,6 - 1,1	0,6 - 0,9
Zastawka dwudzielną	0,6 - 1,3	0,6 - 1,2
Zastawka trójdzielną	0,5 - 0,8	0,3 - 0,7

Przepływ przez zwężone zastawki, ubytki międzykomorowe, koarktację aorty itd. jest znacznie szybszy od wartości podanych w Tabeli V i metoda impulsowa nie zawsze może być zastosowana.

Optymalny system powinien składać się z przepływomierza impulsowego i fali ciągłej. Pierwszy służy do dokładnej lokalizacji wady i pomiarów wolnych przepływów /np. w ubytkach międzyprzedsionkowych/, przepływomierz fali ciągłej powinien być natomiast stosowany wszędzie tam gdzie występują szybkie przepływy.

Stosując metodę fali ciągłej należy jednak pamiętać o problemach związanych z pomiarami szerokiego widma częstotliwości dopplerowskich. W polu wiązki ultradźwiękowej znajdują się bowiem ruchome struktury serca, wprowadzające do widma dopplerowskiego niskie częstotliwości /o bardzo dużej amplitudzie/, oraz strumienie krwi poruszające się w różnych kierunkach rozszerzając widmo częstotliwości. W takich warunkach pomiar średniej częstotliwości widma dopplerowskiego ma niewielkie znaczenie praktyczne. Jedyną jednoznaczną jak się dotychczas wydaje informację o przepływie otrzymuje się mierząc maksymalną częstotliwość widma dopplerowskiego.



Rys.6.7 Ultradźwiękowy miernik przepływu krwi w sercu  
Kardiodop - KD84 /Sonopan, Białystok/

Większość stosowanych obecnie w kardiologii przepływomierzy dopplerowskich wyposażona jest w analizatory widma - są to urządzenia bardzo kosztowne i nie należy spodziewać się aby wprowadzone zostały one do powszechnego użytku w kraju.

Pewną alternatywą dla analizy widmowej jest znacznie tańsza metoda histogramów sygnałów dopplerowskich /patrz p.3.6.2/. Przeprowadzone badania wykazały, że może ona być stosowana do pomiarów prędkości maksymalnych przepływów w naczyniach i w sercu.

### 6.3. Obliczanie gradientów ciśnień w sercu na podstawie pomiaru częstotliwości dopplerowskiej.

W rozdziale 1 omówiono zależność między spadkiem ciśnienia i zmianami prędkości przepływu w zwężeniach.

Całkowity spadek ciśnienia  $\Delta P$  jest sumą spadków ciśnień związanych z tarcieniem lepkiem, siłami bezwładności oraz przyspieszeniem konwekcyjnym w zwężeniu.

$$/6.1/ \quad \Delta P = \underbrace{\frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2)}_{\Delta P_1} + \underbrace{\rho \int_{l_1}^{l_2} \frac{dv}{dt} dl}_{\Delta P_2} + \underbrace{\frac{8 \eta L}{R^2} v}_{\Delta P_3}$$

Spróbujmy oszacować wpływ poszczególnych składników we wzorze /6.1/ na całkowity spadek ciśnienia w zwężeniu zastawki dwudzielnej.

Niech prędkość  $v_1$  w przedsionku wynosi 0.2 m/s. Prędkość na poziomie zwężonej zastawki zazwyczaj zawarta jest w granicach od 1 m/s do 3 m/s. W obliczeniach przyjęto  $v_2 = 2$  m/s. Gęstość krwi  $\rho = 1.06 \cdot 10^3 \text{ kg m}^{-3}$ , lepkość krwi  $= 3.8 \cdot 10^{-3} \text{ kg m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ .

$$1^{\circ} \quad \Delta P_1 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2) = \frac{1}{2} \cdot 1.06 \cdot 10^3 \cdot (4 - 0.04) = 2100 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = 2.1 \text{ kPa}$$

2.1 kPa odpowiada około 16 mm Hg

2<sup>o</sup> W chwili otwarcia zastawki dwudzielnej krew wypływająca z przedsionka zostaje przyspieszona z prędkości 0,2 m/s do prędkości 2 m/s w czasie równym w przybliżeniu 0.1 s.

$$\text{Pochodna } \frac{dv}{dt} = \frac{2 - 0.2}{0.1} = 18 \text{ m/s}^2$$

Przyjmując długość zwężenia  $l_2 - l_1 = 2$  cm otrzymujemy

$$\Delta P_2 = \rho \int_{l_1}^{l_2} \frac{dv}{dt} dl = 1.06 \cdot 10^3 \cdot 18 \cdot 2 \approx 381 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \approx 0,4 \text{ kPa}$$

0,4 kPa odpowiada około 3 mm Hg

3<sup>o</sup> Straty związane z tarciem lepkiem są trudne do dokładnego obliczenia ponieważ wzór Poiseuille'a jest ważny dla parabolicznego profilu prędkości przepływu - w rzeczywistości jest on spłaszczony. W obliczeniach przyjęto prawdziwość równania Poiseuille'a.

Przyjmując średnicę zwożenia  $2R = 5$  mm, spadek ciśnienia

$$\Delta P_3 = \frac{8 \eta L}{R^2} v = \frac{8 \cdot 3 \cdot 8 \cdot 10^{-3} \cdot 2 \cdot 10^{-2} \cdot 4,2}{25 \cdot 10^{-6}} = 194,5 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \approx 0,2 \text{ kPa}$$

0,2 kPa odpowiada około 1,5 mm Hg.

Jak wykazano na powyższym przykładzie, dominuje pierwszy składnik co zgodne jest z doświadczeniami m.in. Holena [31] i Hatle [27].

Z dostateczną dokładnością gradient ciśnienia można więc przedstawić w postaci

$$/6.2/ \quad \Delta P = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2)$$

$v_1$  jest zazwyczaj dużo mniejsze od  $v_2$  więc praktyczny wzór ma postać

$$/6.3/ \quad \Delta P \approx 4 v_2^2$$

[mm Hg]    [m/s]

lub

$$/6.4/ \quad \Delta P \approx 0.53 v_2^2$$

[kPa]    [m/s]

Powyższa zależność może być przedstawiona w równoważnej postaci wstawiając w miejsce prędkości  $v_{\text{max}}$  jej odpowiednik wynikający z wyrażenia na częstotliwość dopplerowską.

$$/6.5/ \quad \Delta P \approx 2.4 \left( \frac{f_{d\text{max}}}{f_n} \right)^2$$

gdzie  $\Delta P$  wyrażone jest w mm Hg,  $f_{d\text{max}}$  oznacza maksymalną częstotliwość dopplerowską /w kHz/ mierzoną w zwożeniu,  $f_n$  oznacza częstotliwość /w MHz/ nadajnika ultradźwiękowego.

W urządzeniu Kardiodop prod. Sonopan częstotliwość nadajnika  $f_n = 2.5$  MHz i wyrażenie /6.5/ upraszcza się do postaci

$$\begin{aligned} /6.6/ \quad \Delta P &\approx 0.4 f_{dmax}^2 \\ &[\text{mm Hg}] \quad [\text{kHz}] \end{aligned}$$

#### 6.4. Obliczanie czasu połowicznego spadku ciśnienia /PSP/

Straty ciśnienia wzdłuż zastawki dwudzielnej zależą od stopnia zwężenia. Im większe zwężenie tym większy spadek ciśnienia - wzrasta prędkość przepływu przez zastawkę.

Wielkość PSP określa czas jaki upływa od chwili wystąpienia maksimum ciśnienia do chwili, w której spada ono do połowy tej wartości.

Normalne wartości PSP zawarte są w granicach od 20 ms do 60 ms.  $PSP > 100$  ms zawsze związany jest ze zwężeniem zastawki - rośnie bowiem czas, w którym przez zwężony otwór z przedsionka do komory przepompowywana jest objętość krwi odpowiadająca rzutowi serca.

Batle i Angelsen [27] eksperymentalnie wykazali zależność między czasem połowicznego spadku ciśnienia i powierzchnią otworu zastawki dwudzielnej PZM.

$$/6.7/ \quad PZM = \frac{220}{PSP} \quad \begin{matrix} \\ [\text{cm}^2] \end{matrix} \quad \begin{matrix} \\ [ms] \end{matrix}$$

Na podkreślenie zasługuje bardzo dobra korelacja /0,87/ między wartością PZM wyznaczoną na podstawie wzoru /6.7/ i z cewnikowania serca u kilkudziesięciu pacjentów.

#### 6.5. Wydatek serca

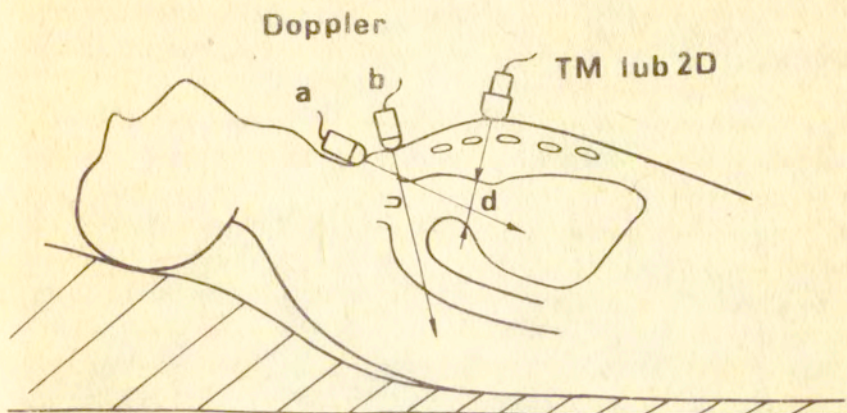
Light [37], Mackey [40], Huntsman [33] i inni wykazali, że przy pomocy metody ultradźwiękowej można nieinwazyjnie zmierzyć ilość krwi przepływającą przez aortę, tętnicę płucną i zastawkę mitralną.

Do wyznaczenia wydatku niezbędna jest znajomość dwóch wielkości: średniej prędkości przepływu w aorcie wstępującej i średnicy aorty.

Średnicę  $d$  aorty wyznacza się na podstawie pomiarów metodą M-mode ewentualnie ultrasonografii dwuwymiarowej. Można również wykorzystać badanie arteriograficzne.



Prędkość przepływu wyznacza przy pomocy metody dopplerowskiej.



Rys.6.8 Zasada pomiaru wydatku serca. Głowicą dopplerowską dokonuje się pomiaru prędkości przepływu, głowicą TM lub 2-D wyznacza się średnicę aorty.

Głowicę umieszcza się we wcięciu jarzmowym skierowując ją do dołu tak aby wiązka ultradźwiękowa była równoległa do strumienia przepływającej krwi.

Pewne wątpliwości dotyczą pomiaru średniej prędkości przepływu - jak wykazały jednak liczne doświadczenia profil przepływu u wlotu aorty jest spłaszczony tak że prędkość średnia jest zbliżona do maksymalnej.

Huntsman i Stewart [ 32 ] wykonali 129 pomiarów ultradźwiękowych u 63 pacjentów z wprowadzonym do serca cewnikiem, przebywających w oddziale intensywnej opieki. Wyniki pomiarów ultradźwiękowych w bardzo dobry sposób korelowały z pomiarami wykonanymi metodą rozcieńczenia wskaźnika /  $r = 0.96/$ .

Alverson i Berman [ 1 ] wykonali pomiary u 33 dzieci porównując wydatek wyznaczony metodą ultradźwiękową z metodą Ficka otrzymując również bardzo dobre wyniki ze współczynnikiem korelacji  $r = 0.98$ .

H.Light [ 38 ], prekursor ultradźwiękowej metody pomiaru wydatku, proponuje nieco odmienną technikę pomiarową

eliminującą częściowo pewne niedogodności związane z pomiarem prędkości w aorcie wstępującej.

Wprowadzenie wiązki ultradźwiękowej do aorty wstępującej wymaga pewnego, niekiedy nieprzyjemnego dla badanego, ucisku w okolicach przełyku.

W przypadku asymetrycznego otwarcia zastawek aortalnych kształt profilu przepływu odbiega od płaskiego z maksymalnym wektorem prędkości w pobliżu zewnętrznej ścianki aorty. Może to być powodem błędu w ocenie średniej prędkości przepływu - na ogół wyniki są zawyżone.

Light uważa, że pomiar prędkości w łuku aorty pozbawiony jest w/w wad i może być dokonany u większej ilości chorych /ponad 90%/ z bardzo dobrą powtarzalnością /odchylenie standardowe <7%/, pomimo faktu, że około 20% wydatku nie zostaje uwzględniona w pomiarze ze względu na odpływ do głowy i rąk.

Niezależnie od pomiarów bezwzględnych wielkości wydatku, wszyscy wymienieni autorzy zwracają uwagę na przydatność metody ultradźwiękowej w monitorowaniu zmian wydatku pod obciążeniem oraz w czasie stosowania leków.

#### 6.6. Zastosowanie metod dopplerowskich w badaniu wad serca u dzieci.

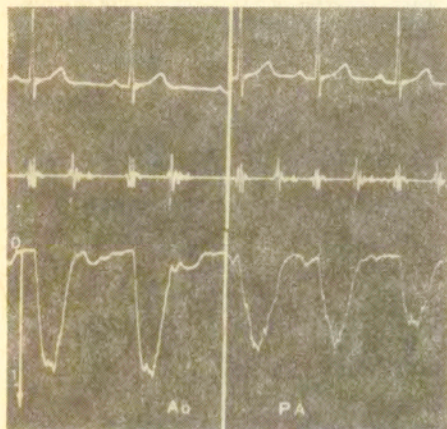
Badanie dopplerowskie wykazuje największe zalety w diagnostyce następujących wad serca; ubytki w przegrodzie międzykomorowej, ubytki w przegrodzie międzyprzedsionkowej /tylko metoda impulsowa/, przetrwałe przewody tętnicze Botalla, zwężenie i niedomykalność zastawek, koarktacja aorty i pewne przypadki tetralogii Fallota.

#### Przepływ w aorcie i tętnicy płuцnej

Głowicę umieszcza się w dołku jarzmowym i skierowując ją do dołu wzdłuż osi ciała lub też nieznacznie w prawo uzyskuje się rejestracje prędkości przepływu krwi w aorcie wstępującej. Czasami należy odchylić głowę dziecka do tyłu przez podłożenie miękkiego wałka pod łopatki.

Skierowując głowicę lekko do tyłu i w lewo rejestruje się

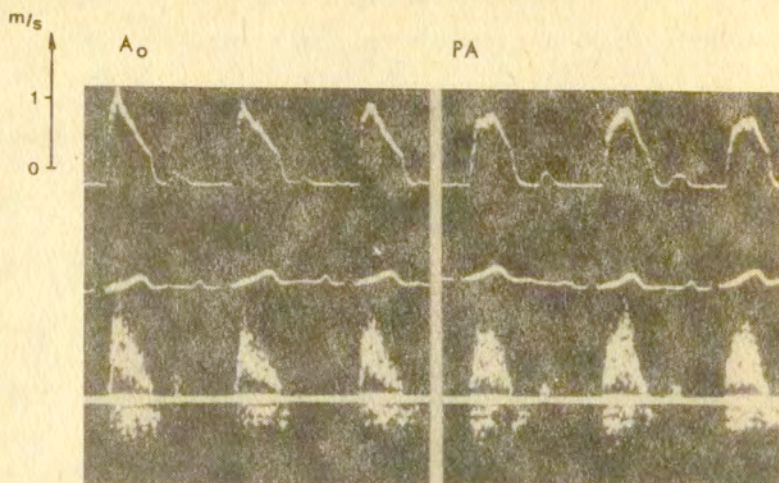
krzywą prędkości w aorticie zstępującej - nieznacznie mniejszą od prędkości w aorticie wstępującej. Przesunięcie głowicy do lewego obojczyka i jej nachylenie do przodu umożliwia rejestrację przepływu w tętnicy płucnej. U starszych dzieci lepszy sygnał uzyskuje się z II lub III przestrzeni międzyżebrowej kierując głowicę do góry dośrodkowo - w położeniu tym sygnał dopplerowski zawiera dwa charakterystyczne dźwięki odpowiadające otwarciu i zamknięciu zastawki tętnicy płucnej



Rys.6.9 Krzywe prędkości przepływu krwi w aorticie wstępującej  $A_0$  i w tętnicy płucnej  $PA$  zdrowego dziecka. Pomiar wykonano przepływomierzem impulsowym. Maksymalna prędkość w  $A_0$  jest bliska 1 m/s a w  $PA$  wynosi około 0.7 m/s.

Porównując krzywe prędkości przepływu zmierzone metodą impulsową w obu wielkich naczyniach w przeważającej ilości przypadków prędkości w aorticie jest wyższa o około 20% i szybciej osiąga wartość maksymalną niż w tętnicy płucnej, w której zapis przypomina kształtem trójkąt równoramienny o lekko zaokrąglonym wierzchołku.

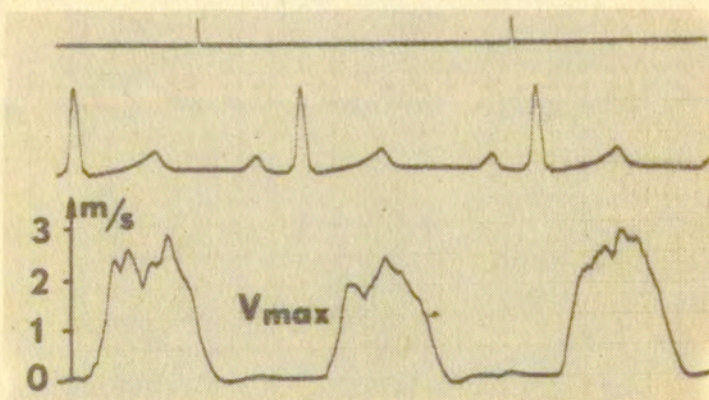
Podobne wyniki uzyskuje się stosując metodę fali ciągłej z estymatorem maksymalnej częstotliwości widma dopplerowskiego - bądź to typu szybkiej analizy Fouriera lub też wykorzystując właściwości metody histogramów sygnałów dopplerowskich.



Rys.6.10 Przepływ przez aortę wstępującą i tętnicę płucną zdrowego dziecka /11 lat/ zmierzony metodą fali ciągłej /Kardi Dop KD-84 + Histograf Sygnałów Dopplerowskich HSD-83/.

### Zwężenie tętnicy płucnej

Badanie przepływu w tętnicy płucnej wykonuje się umieszczając głowicę w dołku jarzmowym lub też w drugim /trzecim/



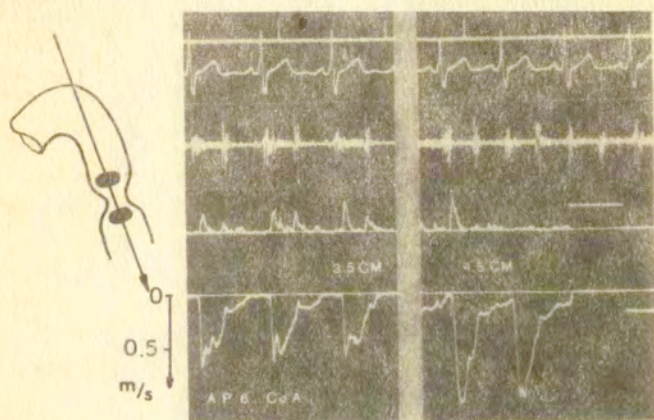
Rys.6.11 Zastawkowe i podzastawkowe zwężenia tętnicy płucnej.

międzyżebżu poniżej zastawki tętnicy płucnej.

Zakres mierzonych prędkości w zwężonej tętnicy płucnej jest bardzo szeroki od zaledwie 1,5 m/s w zwężeniach na całej długości pnia płucnego do  $\sim 4$  m/s w zwężeniach zastawkowych i podzastawkowych.

### K o a r k t a c j a a o r t y

Obie metody, fali ciągłej i impulsowa, są wyjątkowo przydatne w wykrywaniu koarktacji aorty. W miejscu zwężenia prędkość znacznie wzrasta a tuż przed i po zwężeniu rejestruje się przepływ zaburzony.

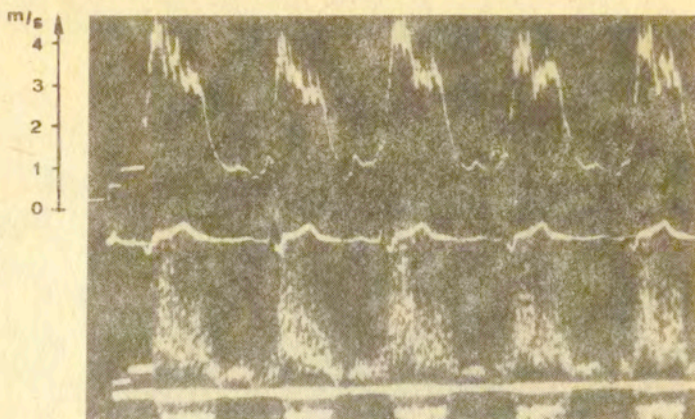


Rys.6.12 Przepływ powyżej i w miejscu koarktacji aorty. Tuż nad zwężeniem występuje przepływ zaburzony, natomiast w miejscu zwężenia prędkość wzrasta, pojawia się znaczna składowa rozkurczowa.

W "ciasnych" koarktacjach prędkość maksymalna może wzrosnąć aż do 4 m/s przekraczając ponad dwukrotnie zakres pomiarowy przepływomierza impulsowego - należy wtedy stosować metodą fali ciągłej /rys.6.13/.

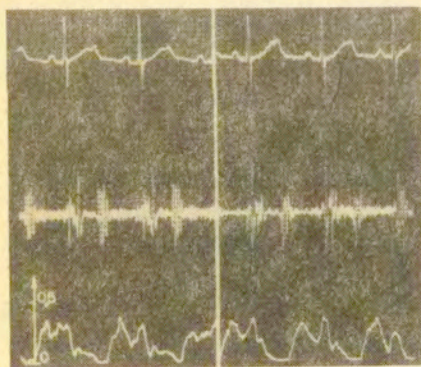
Przepływ przez zastawkę dwudzielną i trójdzielną.

W celu zarejestrowania prędkości przepływu przez ujęcia żyłne /przedsionkowo - komorowe/ głowicę zazwyczaj umieszcza się w okolicach koniuszka serca skierowując ją do góry



Rys.6.13 Koarktacja aorty. Prędkość maksymalna  $v_{max} \approx 3,9$  m/s, bardzo duża składowa prędkości w fazie rozkurczowej.

/zastawka dwudzielna/ lub w lewo - przyśrodkowo /zastawka trójdzielna/. Dziecko powinno leżeć na lewym boku. Wiązkę ultradźwiękową należy tak skierować aby usłyszeć charakterystyczny dźwięk otwierającej i zamykającej się zastawki. Krzywa prędkości przepływu przez zastawkę dwudzielną posiada dwa załamki; pierwszy zazwyczaj wyższy w fazie rozkurczowej i drugi, w którym ponowny wzrost prędkości występuje w następstwie skurczu przedsionka. Różnica między dwoma załawkami zanika w wypadku przyspieszenia akcji serca.



Rys.6.14 Przepływ przez zastawkę trójdzielną TV i zastawkę dwudzielną MV. Pomiar wykonano przepływomierzem impulsowym.

MV

TV

## Niedomykalność zastawki dwudzielnej

Metoda dopplerowska jest szczególnie przydatna w diagnostyce niedomykalności zastawki dwudzielnej. Według danych literaturowych należy ona do najczulszych i najdokładniejszych metod detekcji tej wady [68].

Pomiarów dużych prędkości w fazie skurczu dokonuje się przy pomocy metody fali ciągłej umieszczając głowicę na koniuszku serca i skierowując ją do góry i bardziej w prawo niż przy badaniu przepływu z przedsionka do komory.



Rys.6.15 Przepływ krwi przez niedomykalną zastawkę dwudzielną. Krzywa w kanale A odpowiada prędkości przepływu przez zastawkę w fazie rozkurczowej w kierunku głowicy umieszczonej w okolicy koniuszka. Krzywa B w fazie skurczowej, skierowana jest w przeciwnym kierunku i odpowiada przepływowi z komory do przedsionka - prędkość maksymalna wynosi około 3 m/s.

## Ubytek w przegrodzie międzykomorowej

Badanie tej wady ma bardzo bogatą dokumentację w literaturze. W 1978 r. Stevenson [69a] pokazał, że czułość badania dopplerowskiego wynosi około 90% natomiast jego dokładność 98%. Badanie metodą echografii dwuwymiarowej nie wpływa

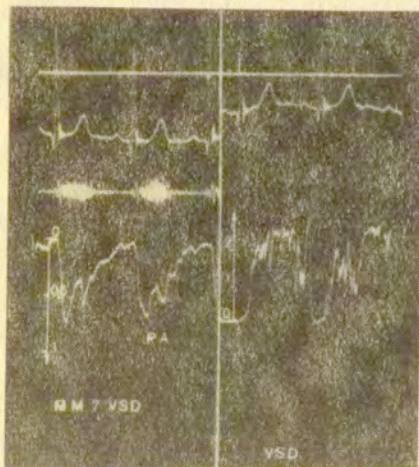
radykałnie na jeszcze lepszą wykrywalność VSD - tłumaczy się to bardzo charakterystycznym, głośnym, chropowatym sygnałem dopplerowskim, którego nie sposób pomylić z innymi sygnałami w sercu.

Jeżeli VSD stanowi część bardziej złożonych wad jak np. w tetralogii Fallota ocena wielkości wady jest trudniejsza. Zwłaszcza w wysoko położonym ubytku, sygnał dopplerowski spowodowany zaburzonym przepływem w prawej komorze przypomina sygnał otrzymywany ze zwężonej tętnicy płucnej.

Z naszych doświadczeń oraz z danych literaturowych wynika, że prędkość przepływu przez ubytek zmienia się w dużych granicach od kilkudziesięciu cm/s do 5 m/s przekraczając zakres pomiarowy przepływomierzy impulsowych. Dlatego też metoda impulsowa służy tu jedynie do lokalizacji wady i rozróżnienia przepływu przez ubytek i drogę odpływu prawej komory. Metodą fali ciągłej dokonuje się natomiast pomiaru maksymalnej prędkości przepływu krwi przez ubytek w przegrodzie.

Głowicę ultradźwiękową umieszcza się między drugą i czwartą przestrzenią międzyżebrową w odległości około 3-4 cm od mostka kierując wiązkę ultradźwiękową do dołu i dośrodkowo.

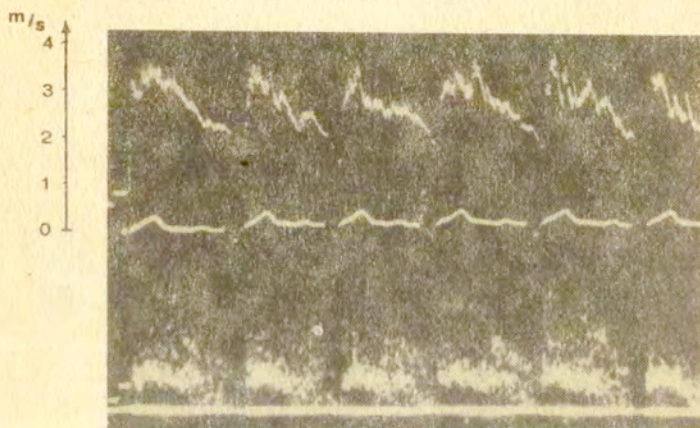
Na rys.6.16 pokazano krzywą prędkości przepływu przez ubytek, rozpoczynającą się we wczesnej fazie skurczowej. Prędkość przekracza 2 m/s. Krzywa ma bardzo nieregularny kształt



Rys.6.16 Krzywa prędkości przepływu krwi przez ubytek VSD i tętnicę płucną PA zmierzone przepływomierzem impulsowym.



związany z zawirowaniami. Przepływ przez drogę odpływu prawej komory nie zwiększa się w fazie skurczowej, przedłuża się natomiast faza wyrzutu i praktycznie przez cały cykl serca krew wypływa do tętnicy płucnej.

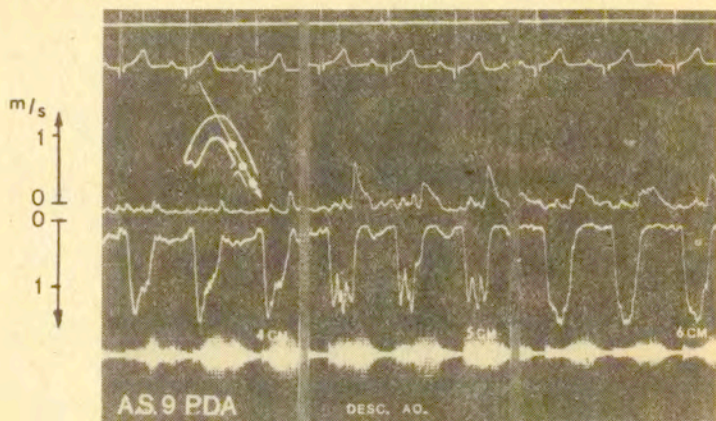


Rys.6.17 Histogram i maksymalna prędkość przepływu przez ubytek w przegrodzie międzykomorowej.  $V_{\max} \approx 3.8$  m/s, stąd obliczony gradient ciśnienia wynosi 58 mm Hg.

#### Przetrwają przewód tętniczy Botalla

W wadze tej krew płynie z aorty do tętnicy płucnej w czasie całego cyklu serca. Związane to jest z mniejszymi oporami przepływu w krążeniu płucnym w porównaniu z krążeniem systemowym. W fazie skurczu przepływ w przewodzie wymuszony jest napływem z aorty wstępującej natomiast w rozkurczu część krwi powraca z tętnic podobojczykowych i z aorty zstępującej. W badaniach przetrwałego przewodu Botalla najczęściej stosuje się metodę impulsową. Głowicę umieszcza się w dołku jarzmowym kierując ją do aorty zstępującej. Przesuwając bramkę wzdłuż aorty rejestruje się różne krzywe przepływu. Na wysokości przewodu zawsze rejestruje się zaburzony przepływ w skurczu i fale przepływu zwrotnego /do t.płucnej/ w rozkurczu.

Badania tej wady można również dokonać z drugiego międzyżebra na wysokości zastawki płucnej. W fazie skurczu rejestruje się zazwyczaj prędkości wyższe od normalnych natomiast w rozkurczu występuje przepływ zwrotny w kierunku do głowicy.



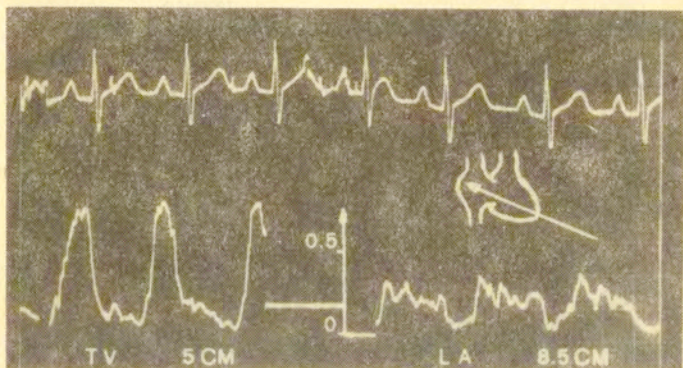
Rys.6.18 Przepływ w aorcje zstępującej w pobliżu przetrwałego przewodu tętniczego Botalla. Na głębokości 4 cm rejestruje się prawidłowy przepływ w aorcje /w kierunku obwodowym - kanał B/. Na poziomie przewodu na głębokości 5 cm wydłuża się faza skurczowa z charakterystycznym piłowatym kształtem wierzchołka /przepływ zaburzony/, w kanale A pojawia się przepływ w kierunku głowicy w fazie rozkurczowej, zwrotny przepływ rozkurczowy występuje również 1 cm poniżej przewodu.

U b y t e k   w   p r z e g r o d z i e   m i ę d z y -  
p r z e d s i o n k o w e j

W przebiegu tej wady przepływ krwi ma zawsze kierunek z lewego do prawego przedsionka, który ma większą objętość. Różnica ciśnień między przedsionkami jest niewielka w związku z czym i prędkość przepływu przez ubytek jest mała nie przekraczając kilkudziesięciu cm/s.

Głowicę ultradźwiękową umieszcza się na koniuszku serca w kierunku zastawki trójdzielnej. Nieco poniżej zastawki trójdzielnej rejestruje się zwiększony przepływ w kierunku prawej komory - wynika to ze zwiększonej objętości krwi w prawym przedsionku napełnianym dodatkowo z lewego przedsionka poprzez ubytek.

Przesuwając objętość pomiarową głębiej do prawego przedsionka, w obecności ubytku rejestruje się przepływ w całej fazie skurczowo-rozkurczowej.



Rys.6.19 Ubytek w przegrodzie międzyprzedsionkowej. Krzywe prędkości przepływu przez zastawkę trójdzielną /5 cm od koniuszka/, w prawym przedsionku /8,5 cm od koniuszka/.

#### 6.7 Badanie drożności przeszczepów wieńcowych

Technika dopplerowska stosowana jest z powodzeniem w pooperacyjnym, przezskórnym badaniu drożności przeszczepów wieńcowych.

Weyman i wsp. [77] pokazali, że dwuwymiarowa echokardiografia może być przydatna w uwidacznianiu tętnicy wieńcowej.

Diebold i wsp. [18] zastosowali dopplerowską metodę impulsową do badania lewego przedniego przeszczepu wieńcowego. Podkreślili oni jednak, że badania nie były powtarzalne.

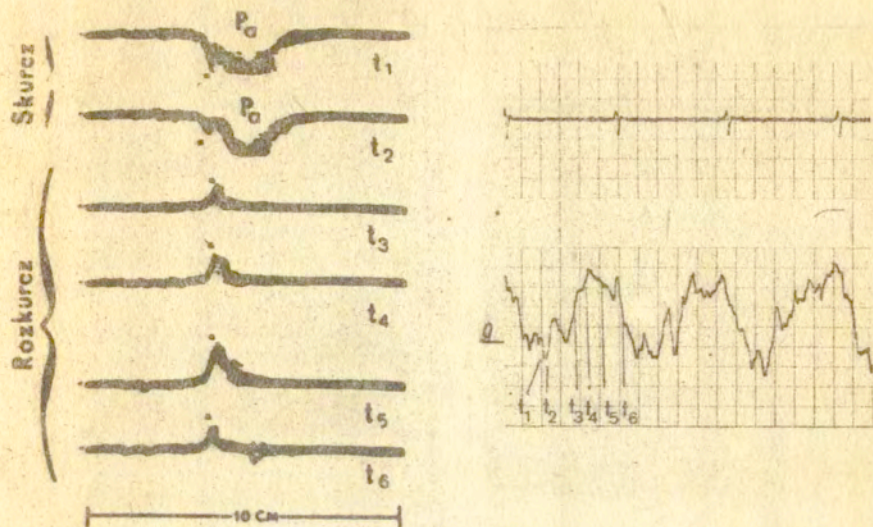
Położenie lewego, przedniego przeszczepu wieńcowego, przebiegającego od aorty skośnie w dół w okolicy drogi odpływu prawej komory, powoduje, że metoda fali ciągłej może być bardzo zawodna, ze względu na jednoczesny wpływ przepływów w obu naczyniach /aorta + tętnica płucna/ przy lewo skośnym ustawieniu głowicy w drugiej lub trzeciej przestrzeni międzyżebrowej oraz wpływ ruchu zastawki płucnej, a często i dwudzielnej. Wyróżnienie niewielkiego sygnału wieńcowego z bogatej gamy sygnałów sercowych, tak skurczowych jak i rozkurczowych, wydaje się co

najmniej trudne.

Nowicki i wsp. [48,49] opracowali w 1980 r. dopplerowski przepływowierz impulsowy z tłumieniem ech stałych przeznaczony do wizualizacji przepływu krwi w przeszczepach wieńcowych. Zasadę działania urządzenia opisano w p.4.4.2.

Wstępne badania kliniczne przeprowadzono u pacjentów z przeszczepami w okresie od jednego miesiąca do dwóch lat po przeprowadzonym zabiegu chirurgicznym. Badania te przeprowadzono niezależnie od badań arteriograficznych /koronografia/. Badano jedynie przeszczepy lewe przednie ze względu na ich anatomiczne położenie, łatwo dostępne z lewej strony klatki piersiowej w drugiej lub rzeciej przestrzeni międzyżebrowej. Za drożne uznano przeszczepy, w których występował wyraźny przepływ rozkurczowy. Aby uniknąć błędnej interpretacji wyników w przypadku superpozycji przepływu w żyłę piersiowej stosowano manewr Valsalvy.

Po zidentyfikowaniu dynamicznych przepływów jednocześnie wzdłuż wiązki ultradźwiękowej w 295 bramkach rejestrowano prędkość przepływu w jednej bramce umiejscowionej w miejscu, w którym na ekranie oscyloskopu wyraźnie występował przepływ w fazie rozkurczu. Przykład badania przeszczepu wieńcowego /mężczyzna, 56 lat/ pokazano na rys.6.19 . Lewa strona rysunku przedstawia kolejne fazy sygnału obserwowanego na ekranie monitora. W fazie skurczu rejestruje się profil przepływu w tętnicy płucnej a tuż przed nim niewielki załamek, który prawdopodobnie odpowiada fluktuacjom przepływu w przeszczepie leżącym bezpośrednio na tętnicy płucnej. Z końcem podokresu skurczu przepływ w tętnicy płucnej ustaje, narasta natomiast przepływ w przeszczepie, który osiąga swoje maksimum w środkowej fazie rozkurczu. O ile w skurczu przepływ w przeszczepie ma ten sam kierunek co przepływ w tętnicy płucnej to w całej fazie rozkurczu rejestruje się kierunek przeciwny odpowiadający napływowi krwi do mięśnia sercowego. Bramka odbiornika została ustawiona około 5 mm przed przednią ścianą tętnicy płucnej i na rejestratorze EKG zapisano krzywą prędkości przepływu w przeszczepie.



Rys.6.20 Zapis prędkości przepływu krwi w przeszczepie wieńcowym.

Bardzo pobieżny i z konieczności niezbyt precyzyjny przegląd zastosowań metod dopplerowskich w kardiologii z pewnością nie zadowoli fizjologów i lekarzy klinicystów. Najbliższe lata powinny przynieść szersze opracowania tej tematyki w polskim piśmiennictwie.

Do podstawowych pozycji kardiologicznej literatury "dopplerowskiej" należą:

L.Hatle, B.Angelsen, Doppler ultrasound in cardiology - physical principles and clinical applications., Lea and Febiger, Philadelphia /1982/

M.P.Spencer - editor., Cardiac Doppler diagnosis. Martinus Nijhoff Publ., Boston, The Hague, /1983/

W. Berman - editor.; Pulsed Doppler ultrasound in clinical pediatrics., Futura Publ. Comp., New York /1983/

Czułość, dokładność, nieinwazyjny i całkowicie bezpieczny charakter badań - cechy te zjednują coraz większą ilość zwolenników echografii dopplerowskiej. W niektórych krajach wchodzi ona nawet w zakres obowiązkowych przedmiotów w ramach specjalizacji kardiologicznej.

Doceniając wagę tej problematyki w maju 1984 zostało utworzone nowe Towarzystwo Lekarskie - International Cardiac Doppler Society z siedzibą w Institute of Applied Physiology and Medicine, Seattle, U.S.A.

#### Podziękowanie

Chciałbym serdecznie podziękować prof.dr Leszkowi Filipczyńskiemu i dr Ryszardowi Herczyńskiemu za cenne sugestie udzielone mi podczas pisania niniejszej pracy. Doc.dr hab.med. Jerzy Wesołowski i lek.med. Marek Pleskot służyli mi pomocą w praktycznych badaniach klinicznych oraz w wyborze materiału ilustrującego zastosowania metod ultradźwiękowych w pomiarach przepływów w tętnicach i w sercu. Dziękuję również Panu Stanisławowi Wojciechowskiemu za przygotowanie rysunków zamieszczonych w pracy.

Piśmiennictwo

1. Alverson, D.C., Berman, W., Pulsed Doppler-derived cardiac output measurements in the intensive care unit. in: Pulsed Doppler ultrasound in clinical pediatrics ed: W.Berman, Futura Publ.Comp., New York./1983/
2. Angelsen, B.A.J., Spectral estimation of a narrowband gaussian process from the distribution of the distances between adjacent zeros, IEEE Trans.Biom.Enging. 27,2/1980/
3. Angelsen, B.A.J., Analog estimation of the maximum frequency of Doppler spectra in ultrasonic blood velocity measurements, Dep.Eng.Cybern,Norwegian Inst.Technol., Trondheim, Norway, Rep. 76-21-w /1976/
4. Arts, M.G.J., Roevros J.H.J.G., On the instanteneous measurement of blood flow by ultrasonic means., Med.Biol. Enging., Vol.10, 23-34,/1972/.
5. Baker, D.W. et all., Prospectus for quantification of transcutaneous pulse Doppler techniques in cardiology and peripheral disease, Cardiovascular Appl. Ultrasound ed. R.Reneman, North-Holland Elsevier, 108-124 /1974/.
6. Baker,D.W., Forster,F.K, Daigle, R.E., Doppler Principle and technique, in: Ultrasound: Its applications in medicine and biology. Chapter III, 161-287 ed: F.J.Fry, Elsevier Sc.Publ.Comp., New York/1978/.
7. Barber,F.E., Baker,D.W., Nation,A.W.C., Strandness,D.E., Reid,J.M., Ultrasonic duplex echo - Doppler scanner, IEEE Trans.on Biom.Engng., HME-21,2/1974/.
8. Bharadvaj,B.K., Mabon,R.F., Giddens, D.P., Steady flow in a model of the human carotid bifurcation. Part I,II J.Biomechanics, Vol.15,5, 349-378,/1982/.
9. Borders, S.E., Fronek,A., Kemper, W.S., Franklin,D., Ultrasonic energy backscattering from blood. An experimental determination of the variation of sound energy with hematocrit, Ann.Biomed.Eng.,vol.6,83-92,/1978/
10. Brandestini, M., Topoflow, a digital full range Doppler velocity meter. IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, SU-25, 287/1978/.
11. Brody,W.R., Meindl,I.D., Theoretical analysis of the C.w. Doppler ultrasonic flowmeter., IEEE Trans. on Biomedical Engng.,21,2, 183-192 /1974/.
12. Burchardt, C.B., Comparison between spectrum and time interval histogram of ultrasound Doppler signal. Ultrasound Med.Biol. 7, 79-82,/1981/.

13. Buschman, B., Ultrasonic imaging of arterial wall echoes, *Ultrasound in Med. and Biol.*, I, 33-43/1975/.
14. Caro, C.G., Fitzgerald, J.M., Schroter, J.C., Atheroma and arterial wall shear. Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis., *Proc. Roy. Soc. London. B.*, 177, 109-159/1971/
15. Chivers, R.C., Parry, R.J., Ultrasonic velocity and attenuation in mamalian tissues, *J.A.S.A.*, 3, 940-963, /1978/.
16. Clark, C., The fluid mechanics of aortic stenosis. I. Theory and steady flow experiments. *J. Biomechanics* 9. 521-528, /1976/.
17. Fabris, F., Poli, L., Zancocci, M., Friziero, M., Malfi, G., Age-related modification of C.W. Doppler findings., in: *Atherosclerosis Reviews*, vol. 10, ed. R.J. Hegyeli, Raven Press, New York, /1983/.
18. Diebold, B., i wsp., Noninvasive assessment of aorto-coronary bypass graft patency using pulse Doppler echocardiography, *Am. J. Cardiology*, 43, 10-43, /1979/.
19. Filipczyński, L., Herczyński, R., Nowicki, A., Powałowski, T., Przepływy krwi: hemodynamika i ultradźwiękowe dopplerowskie metody pomiarowe, PWN, Warszawa-Poznań /1980/.
20. Filipczyński, L., Łypacewicz, G., Sałkowski, J., Waszczuk, T., Automatic eye visualization and ultrasonic intensity determination in focused beams by means of electrodynamic and capacitance methods, *Proc. 2nd European Congress on Ultrasonic in Medicine*, Munich 12-16 May, 1975; *Excerpta Medica*, Amsterdam/1975/.
21. Flax, S.W., Webster, J.G., Updike, S.J., Statistical evaluation of the Doppler ultrasonic blood flowmeter., *ISA Trans.*, 10, 1-20, /1971/.
22. Forster, F.K., Baker, D.W., Quantitative flow measurement utilizing a time interval histogram of Doppler shifted ultrasound, *Ultrasound in Medicine*, Vol. 4 ed. D. White, Plenum Press, 349-353, 1978.
23. Fronek, A., Quantitative ultrasonographic studies of lower extremity flow velocity in health and disease. *Circulation* vol. 53/6 p. 957 /1976/.
24. Fry, D.L., Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients. *Circulation Res.* 22, 165-197/1968/.
25. Gosling, R.G., King, D.H., Side, C., Spectrum analysis and arterial ultrasound Doppler -shift: the intensity dilution syndrome, *Proc. 23rd ACEMB*, 283, Washington, /1970/



26. Hartley, C.J., Resolution of frequency aliases in ultrasonic pulsed Doppler velocimeters., IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-28, 2, 69-75, /1981/
27. Hatle, L., et. al., Non-invasive assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound, Br. Heart J., 43, 284-292, /1980/.
28. Hatle, L., Angelsen, B.A.J., Doppler Ultrasound in Cardiology, Lea and Febiger, Philadelphia, /1982/.
29. Histan, M.B., Anliker, M., Influence of flow and pressure on wave propagation in the canine aorta, Circulation Research, 32, 524, /1973/.
30. Hoeks, A.P.G., i wsp., A multi gate pulse Doppler system with serial data processing, IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, SU-28, 4, 242-247 /1981/.
31. Holen et al., Determination of pressure gradient in mitral stenosis with noninvasive ultrasound Doppler technique, Acta Med. Scand., 199, 455-460, /1976/.
32. Huntsman, L.L., Stewart, D.K., Ventricular ejection dynamics in: Cardiac Doppler diagnosis., 61-67, ed.: Spencer M.P., Martinus Nijhoff Publ. Boston, The Hague, /1983/.
33. Huntsman, L.L., Gams, E., Johnson, C.C., Fairbanks, E., Transcutaneous determination of aortic blood flow velocities in man, Am. Heart J., 89, 609, /1975/.
34. Hutchison, K.J., Oberle, K., Scott, J.A., A comparison of Doppler ultrasonic waveforms processed by zero crossing and spectrographic techniques in the diagnosis of peripheral arterial disease., Angiology, Vol. 32, 4, 277-289, /1981/.
35. Johnston, K.W., Kakkar, V.V., Rate of rise of arterial pressure as an index of peripheral arterial disease in: Clinical blood flow measurement, ed. J. Woodcock, Sector Publ. Ltd., London /1976/.
36. Khalifa, A.M.A., Gidens, D.P., Characterization and evaluation of poststenotic flow disturbances. J. Biomechanics, vol. 14, 370-377, /1981/.
37. Light, L.M., Transcutaneous aortovelocity a new window on the circulation, Br. Heart J., 38, 433-442, /1976/.
38. Light, L.H., Cross, G., Convenient monitoring of cardiac output and global left ventricular function by transcutaneous aortovelocity - an effective alternative to cardiac output measurements, in: Cardiac Doppler Diagnosis, 69-80, Ed. M.P. Spencer, - Martinus Nijhoff Publ. Boston, The Hague, /1983/.

39. Lindegard, K.F., Bakret, S.J., Grip, A., Nornes, H., Pulsed Doppler techniques for measuring instantaneous maximum and mean flow velocities in carotid arteries., *Ultrasound in Med. and Biol.* 4, 419-426, /1984/.
40. Mackey, R.S., Non-invasive cardiac output measurement. *Microvascular Res.* 4, 428, /1972/
41. McLeod, F.D., Multichannel pulsed Doppler techniques in: *Cardiovascular Applications of Ultrasound*, ed: R.S. Reneman, North Holland Publ.Comp., 85-107, Amsterdam, /1974/
42. McLeod, F.Jr., A directional Doppler flowmeter, *Digest 7th Int. Conf. Med. Biol. Engng.*, 271, Stockholm, /1967/
43. Meister, J.-J., Measure par echographie Doppler et modelisation theorique de l'effet de troubles cardiaques sur la pression et la debit arteriels, These nr 504 EPFL, Lausanne, /1983/.
44. Nowicki, A., Pomiar i rejestracja przepływu krwi za pomocą ultradźwiękowej dopplerowskiej metody impulsowej., *Archiwum Akustyki* 14, 4, 359-366, /1979/.
45. Nowicki, A., Ultrasonic pulse Doppler method in blood flow measurement, *Archives of Acoustics*, 2, 4, 305-323 /1977/.
46. Nowicki, A., Reid, J., An infinite gate pulse Doppler, *Ultrasound in Med. and Biol.*, 7, 41-50 /1981/.
47. Nowicki, A., Reid, J., Pulse Doppler imaging system for evaluation of aortocoronary bypass graft patency, *Proc. 26th AIUM*, 134, 17-21 sierpień, San Francisco 1981.
48. Nowicki, A., Reid, J.M., Ultradźwiękowa dynamiczna wizualizacja naczyń krwionośnych i przepływów krwi. *Archiwum Akustyki*, 17, 3-4, 283-304 /1982/.
49. Nowicki, A., Klepper, J.R., Reid, J.M., Spencer M.P. An imaging gate pulse Doppler for examination of coronary bypass graft patency., in: *Cardiac Doppler Diagnosis*, ed. M.P. Spencer, Martinus Nijhoff Publ., Boston, The Hague, /1983/.
50. Nowicki, A., Wesołowski, J., Matulewicz, M., Filipczyński, L., Rykowski, H., Próby badania intensywności zaburzeń przepływu krwi w tętnicach., *Polski Przegląd Chirurgiczny*, 55, 2, 105-108, /1983/.
51. Nowicki, A., Wesołowski, J., Metoda obliczania prędkości chwilowej, średniej, średnicy i ilości przepływającej krwi w naczyniach krwionośnych za pomocą impulsowo-dopplerowskiego miernika przepływu krwi UDP-30., *Wiad. Lekarskie*, XXXVII, 9, 724-732, /1984/.

52. Omoto, R., editor., Color atlas of real-time two dimensional Doppler echocardiography., Shinden-To-Chiro Co. Ltd. Tokyo, /1984/.
53. Peronneau P., Pellet, M., Xhaard, M., Hinglais, J., Pulsed Doppler ultrasonic blood flowmeter, real-time instantaneous velocity profiles, Proc. of the Symp. on Flow, 4.2., 146, Pittsburgh, /1971/.
54. Peronneau, P., Xhaard, M., Nowicki, A., Pellet, M., Delouche, Ph., Hinglais, J., Zastosowanie ultradźwiękowego impulsowo-dopplerowskiego miernika prędkości przepływu do analizy profilu prędkości cieczy w rurkach o ściankach sztywnych, Archiwum Akustyki, 8, 2, 311-320, /1973/.
55. Planiol, T., Pourcelot, L., Etude de la circulation carotidienne au moyen de l'effet Doppler., in: Traites de Radiodiagnostic, vol. 17, Hassenon, Paris /1971/.
56. Pourcelot, L., C.W. Doppler techniques in cerebral vascular disturbances., in: Doppler ultrasound in the diagnosis of cerebrovascular disease. ed. R.S. Reneman and A.P.G. Hoeks., Research Studies Press, Chichester, /1982/.
57. Powalowski, T., Ultradźwiękowa dopplerowska metoda pomiaru prędkości przepływu krwi za pomocą fali ciągłej., Archiwum Akustyki, 16, 3, 315-334, /1981/.
58. Reid, J.M., The scattering of ultrasound by tissues, N.B.S. Special Publ. 453, 29-47, /1976/.
59. Reid, J.M., Spencer, M.P., Ultrasonic Doppler technique for imaging blood vessels, Science, 176, 1235-1236 /1972/.
60. Rice, S.O., Mathematical analysis of random noise, Bell System Techn. I., 23, 282-332 /1947/.
61. Rice, S.O., Statistical properties of a sine wave plus random noise., Bell System Techn. Journal 27, 109-157, /1948/.
62. Roelvros, J.M., Analog processing of C.W. Doppler flowmeter signals to determine average frequency shift momentarily without the use of a wave analyser., in: Cardiovascular Applications of Ultrasound, 43-54, Ed. R. Reneman, North Holland Publ. Comp., Amsterdam, /1974/.
63. Rykowski, H., Czernik, A., Wesołowski, J., Kwietniak, Z., Zarembowski, M., The value of ultrasound in the diagnosis and prognosis of the abdominal aorta., Materia Medica Polona, vol. 10, 4, 37, /1978/.

64. Satomura, S., Ultrasonic Doppler method for the inspection of cardiac function., J.A.S.A., 29, 1181-1185, /1957/.
65. Spencer, M.P., Reid, J.M., Davis, O.L., Paulson, P.S., Cervical carotid imaging with a continuous wave Doppler flow-meter, Stroke, 5, 145-154, /1974/.
66. Spencer, M.P., Reid, J.M., Quantitation of carotid stenosis with C.W. Doppler ultrasound, Stroke, 10, 3, 326-330, /1979/
67. Spencer, M.P., Doppler evaluation of the aortocervical circulation using carotid imaging and hand-held probing in: Doppler ultrasound in the diagnosis of cerebrovascular disease, ed. R.S. Reneman and A.P.G. Hoeks., Research Studies Press, Chichester, /1982/.
68. Spencer, M.P., Fujioka, K., C.W. Doppler with spectral analysis in acquired valve disease., in: Cardiac Doppler Diagnosis, 153-174, Ed. M.P. Spencer Martinus Nijhoff Publ. Boston, The Hague, /1983/.
69. Shung, K.K., Sigelmann, R.A., Reid, J.M., Scattering of ultrasound by blood, IEEE Trans. on Biom. Engng., BME-23, 6, /1976/.
- 69/a. Stevenson, J.G., Kawabri, I., Dooley, T.K., Guntheroth, W.G., Diagnosis of ventricular septal defect by pulsed Doppler echocardiography: Sensitivity, specificity and limitations., Circulation 58, 322, /1978/.
70. Urkovitz, H., Analysis and synthesis of delay line periodic filters, IRE Trans., CT-4, 41-53, /1957/.
71. Wass, W.K., et al. Joint study of extracranial occlusion. II, Arteriography, techniques, sites and complications. J.A.M.A. 203, 961-968, /1968/.
72. Waters, K.J., The significance of aortoiliac arteriosclerosis. Am. Journal of Surgery vol. 134, 388, /1977/.
73. Wells, P.N.T., Biomedical ultrasonics, Academic Press, London, /1977/.
74. Wesołowski, J., Badania doświadczalne i kliniczne nad przydatnością ultradźwięków w chirurgii naczyniowej. Praca habilitacyjna, Prace IPPT, nr 24, Warszawa, /1982/.
75. Wesołowski, J., Nowicki, A., Topolska, B., Pawlicki, G., Pałko, T., Filipczyński, L., Rykowski H., Próba oznaczenia ilościowego przepływu krwi w krążeniu obocznym przez porównanie przepływu krwi w kończynie prawidłowej i niedokrwionej metodą ultradźwiękową i reograficzną, Polski Przegląd Chirurgiczny, 53, 2, 129-135, /1981/.

76. White, S.W., Angus, J.A., McRitchie, R.J., Porges, W.L., Evaluation of the Doppler flowmeter for measurement of blood flow in small vessels., *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, Supp.I., 79-92, /1971/.
77. Weyman, A., i wsp. Noninvasive visualization of the left main coronary artery by cross - Sectional echocardiograph, *Circulation*, 54,2, 169-174, /1976/.
78. Womersley, J.R., Method for the calculation of velocity rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *J. Physiology*, 127, 553-563, /1955/
79. Yao, S.T., i wsp., Pulse examination by an ultrasonic method. *Br. Med.J.*, 4, 555-557, /1968/.
80. Zarembowski, M., Ocena przydatności ultradźwiękowego, dopplerowskiego badania przepływu krwi w diagnostyce chorób tętnic kończyn dolnych - porównaniu z rozpoznaniem arteriograficznym i śródoperacyjnym. Praca doktorska, Centrum Medycznego Kształcenia Podyplomowego, Warszawa, /1983/.
81. Borodziński K., Filipczyński L., Nowicki A., Powałowski T., Quantitative transcutaneous measurements of blood flow in carotid artery by means of pulse and continuous wave Doppler methods. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2, 189-193, /1976/.

S p i s t r e ś c i

	str.
1. Podstawowe prawa rządzące przepływami krwi w tętnicach . . . . .	3
1.1. Prawo zachowania masy . . . . .	4
1.2. Przepływ cieczy lepkich - przepływ Poiseuille'a . . . . .	5
1.3. Prawo Bernoulliego - przepływ przez zwężenia . . . . .	9
1.4. Profile przepływu . . . . .	12
1.5. Prędkość fali tętna . . . . .	19
1.6. Wpływ elastyczności naczyń i oporów przepływu na kształt krzywej prędkości przepływu krwi; teoria "powietrznika" . . . . .	20
2. Podstawy fizyczne . . . . .	25
2.1. Wprowadzenie . . . . .	25
2.2. Prędkość rozchodzenia się fal ultradźwiękowych . . . . .	25
2.3. Zjawisko odbicia i załamania fal . . . . .	27
2.4. Tłumienie i rozproszenie . . . . .	28
2.5. Generacja fal ultradźwiękowych . . . . .	35
2.6. Zjawisko Dopplera . . . . .	38
3. Dopplerowskie metody pomiaru przepływu krwi ..	42
3.1. Wprowadzenie . . . . .	42
3.2. Widmo sygnału dopplerowskiego .. . . .	43
3.3. Wpływ czasu przejścia na widmo dopplerowskie . . . . .	47
3.4. Detekcja sygnału dopplerowskiego . . . . .	48
3.5. Metody wyznaczania kierunku przepływu krwi . . . . .	50
3.6. Metody pomiaru częstotliwości dopplerowskiej . . . . .	56
3.6.1. Metoda pomiaru przejść przez zero . . . . .	56
3.6.2. Metoda pomiarów interwałów czasowych . . . . .	60

3.7. Dopplerowska metoda impulsowa . . . . .	70
3.7.1. Zasada działania . . . . .	71
3.7.2. Jednoczesny pomiar odległości i prędkości . . . . .	78
3.7.3. Objętość pomiarowa . . . . .	82
3.7.4. Wydatek krwi . . . . .	83
4. Metody wizualizacji przepływu krwi . . . . .	91
4.1. Wprowadzenie . . . . .	91
4.2. Ultradźwiękowe metody echa w wizualizacji naczyń krwionośnych . . . . .	94
4.3. Angiografia dopplerowska . . . . .	102
4.4. Wizualizacja przepływów przy zastosowaniu metody tłumienia ech stałych TES... . . . .	105
4.4.1. Urządzenie do wizualizacji przepływów w naczyniach krwionośnych . . . . .	105
4.4.2. Wizualizacja przepływów w sercu . . . . .	117
5. Zastosowanie techniki dopplerowskiej w badaniu przepływów w tętnicach szyjnych i w kończynach dolnych . . . . .	129
5.1. Badanie tętnic szyjnych . . . . .	129
5.1.1. Tętnica szyjna wspólna . . . . .	134
5.1.2. Tętnica szyjna wewnętrzna . . . . .	134
5.1.3. Tętnica kręgową . . . . .	136
5.2. Badanie kończyn dolnych . . . . .	138
5.2.1. Diagnostyczna wartość kształtu krzywej prędkości przepływu krwi . . . . .	138
5.2.2. Pomiar ciśnienia skurczowego w kończynach . . . . .	142
5.2.3. Indeks krążenia obocznego . . . . .	144
6. Pomiar przepływu krwi w sercu . . . . .	148
6.1. Cykl serca . . . . .	148
6.2. Zasada pomiarów przepływu krwi w sercu . . . . .	151
6.3. Obliczanie gradientów ciśnień w sercu na podstawie pomiaru częstotliwości dopplerowskiej . . . . .	158
6.4. Obliczanie czasu połowicznego spadku ciśnienia /PSP/ . . . . .	160

6.5. Wydatek serca . . . . .	160
6.6. Zastosowanie metod dopplerowskich w badaniu wad serca u dzieci . . . . .	162
6.7. Badanie drożności przeszczepów wieńcowych . . . . .	171
Piśmiennictwo . . . . .	175



W pracy podjęto próbę przedstawienia zwięzłego opisu zjawisk hemodynamicznych i podstaw fizycznych metod ultradźwiękowych w ich powiązaniu z praktycznymi klinicznymi badaniami przepływu krwi.

Praca zawiera 6 rozdziałów.

W rozdziale 1 zwrócono szczególną uwagę na wpływ zwężeń tętnic na straty ciśnienia związane z tarciem lepkiem /prawo Poiseuilla/ i konwekcyjnym przyspieszeniem przepływu /prawo Bernoulliego/. Omówiono również profile i kształt krzywych prędkości przepływu.

Rozdział 2 poświęcony jest opisom podstawowych zjawisk fizycznych związanych z propagacją fal ultradźwiękowych.

Materiał przedstawiony w rozdziale 3 dotyczy problematyki pomiarów częstotliwości dopplerowskiej. Omówiono w nim wpływ widma i skończonego czasu przejścia krwinek przez pole ultradźwiękowe na wyniki pomiarów średniej maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej. Przedstawiono zwięzłą analizę działania typowych układów aparatury dopplerowskiej. Część rozdziału poświęcona jest opisowi metody impulsowej i jej przydatności do pomiarów wydatku krwi.

W rozdziale 4 omówione zostały metody wizualizacji przepływów krwi ze szczególnym uwzględnieniem angiografii dopplerowskiej i dynamicznej wizualizacji w czasie rzeczywistym przy pomocy metody tłumienia ech stałych.

Rozdziały 5 i 6 dotyczą praktycznych zastosowań wcześniej opisanych metod dopplerowskich do pomiaru przepływów w tętnicach i w sercu. Wyniki doświadczalne uwzględniają pomiary in vivo na psach oraz w zwężonych tętnicach szyjnych. Zwrócono uwagę na diagnostyczną wartość analizy kształtu krzywych prędkości przepływu, pomiarów ciśnienia skurczowego i pomiarów wydatku krwi w kończynach dolnych.

Ostatni 6 rozdział w całości poświęcony opisowi zastosowań metod dopplerowskich - ciągłej i impulsowej - w pomiarach przepływu krwi w sercu i przeszczepach wieńcowych.

Przeanalizowano cykl pracy serca uwzględniając kształt i wielkość krzywych prędkości w normalnym sercu i w sercu ze zwężonymi lub niedomykalnymi zastawkami. Zwrócono uwagę na możliwość oceny gradientów ciśnienia w sercu i przekroju zwężonej zastawki

dwudzielnej na podstawie maksymalnej częstotliwości dopplerowskiej.

Przydatność metod dopplerowskich została udokumentowana szeregiem przykładów pomiarów u dzieci z wrodzonymi wadami serca.