

65 / 1979

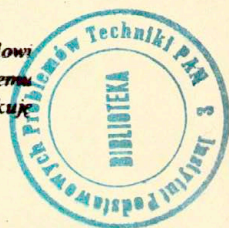
**Andrzej Nowicki**

**ULTRADŹWIEKOWE METODY  
WIZUALIZACJI NACZYŃ KRWIONOŚNYCH  
I PRZEPLYWÓW KRWI**

*Praca habilitacyjna*

*P. 269*

*Mojemu Nauczycielowi  
Prof. dr Leszkowi Filipczyńskiemu  
pracę tę dedykuję*



**WARSZAWA 1979**

Praca habilitacyjna

Praca wpłynęła do Redakcji dnia 19 grudnia 1979 r.

Zarejestrowana pod nr 65/1979



57181

Na prawach rękopisu

---

Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN  
Nakład 250 egz. Ark.wyd. 4. Ark. druk. 5,75.  
Oddano do drukarni w grudniu 1979 r.  
Nr zamówienia 784/0/79

---

Warszawska Drukarnia Naukowa, Warszawa,  
ul. Śniadeckich 8

Andrzej Nowicki  
Zakład Ultradźwięków  
IPPT PAN

ULTRADŹWIĘKOWE METODY  
WIZUALIZACJI NACZYŃ KRWIONOŚNYCH  
I PRZEBŁYWÓW KRWI

1. Wstęp

Zastosowanie fal ultradźwiękowych w diagnostyce medycznej ma już prawie 40-letnią historię. W okresie międzywojennym ultradźwięki były sukcesywnie wprowadzane w terapii, a począwszy od 1937 roku badania Sokołowa otworzyły drogę do ich aplikacji diagnostycznych. W początku lat pięćdziesiątych pojawiają się pierwsze laboratoryjne urządzenia ultradźwiękowe do wizualizacji wewnętrznych struktur anatomicznych człowieka. Wykorzystano w nich specyficzne właściwości propagacji fal ultradźwiękowych w tkankach miękkich umożliwiające wykrywanie niewielkich różnic w gęstości i elastyczności tkanek. Dzięki temu metody ultradźwiękowe można traktować jako komplementarne do metod rentgenowskich wykrywających jedynie duże różnice w gęstości tkanek. Na ogół obrazy tkanek miękkich otrzymywane w radiologii są mało czytelne.

Poprawę obrazu np. w wizualizacji naczyń krwionośnych zwanej angiografią rentgenowską otrzymuje się wprowadzając do układu krwionośnego płyn kontrastowy. Jednakże w wielu przypadkach wprowadzony pod zwiększonym ciśnieniem kontrast nie jest objętny dla zdrowia pacjenta - występuje ryzyko wstrząsu ogólnego. Wielokrotne powtarzanie tego typu badań u jednego chorego jest ograniczone ze względu na dopuszczalne dawki promieniowania oraz możliwość uszkodzenia tętnicy przy nakłuciach i wprowadzaniu cewnika.

W metodach ultradźwiękowych dla typowych natężeń, nie przekraczających kilkudziesięciu  $\text{mW/cm}^2$  nie stwierdzono do dzisiaj ujemnego wpływu ultradźwięków na zdrowie badanego [3, 14, 16]. Aparatura charakteryzuje się łatwą obsługą, a badania mogą być wielokrotnie powtarzane.

W diagnostyce układu krążenia krwi stosowane obecnie metody ultradźwiękowe wykorzystują dwa niezależne zjawiska związane z propagacją fal ultradźwiękowych w tkankach. Są to: metody wykorzystujące zjawisko odbicia fal ultradźwiękowych na granicy tkanek o różnej impedancji akustycznej oraz metody dopplerowskie wykorzystujące zjawisko zmiany częstotliwości fal odbitych lub rozproszonych od ruchomych struktur.

Pierwsze z nich służą do statycznej wizualizacji struktur anatomicznych, drugie znalazły zastosowanie w dynamicznych pomiarach przepływu krwi.

Ogólnym trendem w rozwoju techniki ultradźwiękowej jest realizacja systemu, który łączyłby obie metody prowadząc do dynamicznej wizualizacji przestrzennej z możliwością obserwacji w czasie rzeczywistym przepływu krwi w układzie krążenia.

W pracy omówiono zjawiska związane z propagacją fal ultradźwiękowych w tkankach ze szczególnym uwzględnieniem rozproszenia ultradźwięków we krwi.

Na tle istniejących metod wizualizacji naczyń krwionośnych przedstawiono opracowane przez autora oryginalne metody dynamicznej wizualizacji przepływów przy zastosowaniu ultradźwiękowej dopplerowskiej metody impulsowej i metody dopplerowskiej z tłumieniem ech stałych TES, a także szereg wersji tych metod przeznaczonych do różnych zastosowań klinicznych.

Badania te stanowią kontynuację prac z zakresu ultradźwiękowej diagnostyki układu krążenia prowadzonych przez autora od 1969 roku w Zakładzie Ultradźwięków Instytutu Podstawowych Problemów Techniki PAN.

## 2. Odbicie i rozproszenie fal ultradźwiękowych w tkankach miękkich i we krwi

Podstawowymi parametrami charakteryzującymi propagację fal ultradźwiękowych w badanym ośrodku są: prędkość i tłumienie fal ultradźwiękowych w ośrodku oraz jego impedancja akustyczna /właściwa/.

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

$$/1/ \quad c = \sqrt{\frac{B_{ad}}{\rho}}$$

gdzie:  $\rho$  - gęstość cieczy,  $B_{ad}$  - adjabatyczny współczynnik sprężystości objętościowej.

Następnym parametrem charakteryzującym ośrodek jest tłumienie jakie wnosi on dla propagującej się fali ultradźwiękowej. Spadek natężenia fali ultradźwiękowej rozchodzącej się w kierunku  $x$  określony jest wzorem

$$/2/ \quad I = I_0 e^{-2\alpha x}$$

gdzie:  $I_0$  - natężenie fali ultradźwiękowej dla  $x = 0$ ,  $\alpha$  - współczynnik tłumienia.

O ile prędkość fali ultradźwiękowej w różnych tkankach niewiele różni się od siebie i jest bliska prędkości fali ultradźwiękowej w wodzie, to tłumienie fal zmienia się w znacznych granicach.

Ostatnią, najistotniejszą wielkością charakteryzującą własności akustyczne ośrodka z punktu widzenia zjawiska odbicia fal ultradźwiękowych jest jego impedancja akustyczna. Wielkość ta jest iloczynem prędkości  $c$  fali ultradźwiękowej w ośrodku i jego gęstości  $\rho$ .

$$/3/ \quad Z_{ak} = \rho c$$

Zestawienie wyżej opisanych wielkości charakteryzujących własności akustyczne wybranych tkanek biologicznych przedsta-

wiono w tabeli I.

T a b e l a I - Prędkość  $c$ , tłumienie  $\alpha$  oraz impedancja akustyczna  $\rho c$  dla wybranych tkanek biologicznych

Ośrodek	$c$ m/s $\times 10^3$	$\alpha$ dB/cm $f = 5 \text{ MHz}$	$\rho c$ kg/m <sup>2</sup> s $\times 10^6$
tkanka miękka /średnio/	1,54	6	1,63
mięśnie	1,58 - 1,63	8	1,7
mózg	1,54 - 1,56	4	1,59
woda /20 °C/	1,49	0,1	1,49
krew	1,57	0,9	1,61
skóra	1,5	0,9	1,63
ścianka naczynia /żuk aorty/	1,57	1	1,66
tkanka tłuszczowa	1,45	3	1,38
kość	4	~100	7

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 większa jest odbicie na ich granicy. Stała proporcjonalności, zwana współczynnikiem odbicia, między natężeniem fali odbitej i padającej wyrażona jest wzorem

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

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 [9], 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.

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  $5 \cdot 10^6$ ,  $10^4$ ,  $10^6$  [2].

Wczesne badania eksperymentalne przeprowadzone przez Reida [36] 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.

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 Roelvros [37] zaproponował, aby moc sygnału rozproszonego we krwi była rozpatrywana jako suma mocy sygnałów rozproszonych na poszczególnych erytrocytach

$$/5/ \quad P = P_1 \xi V$$

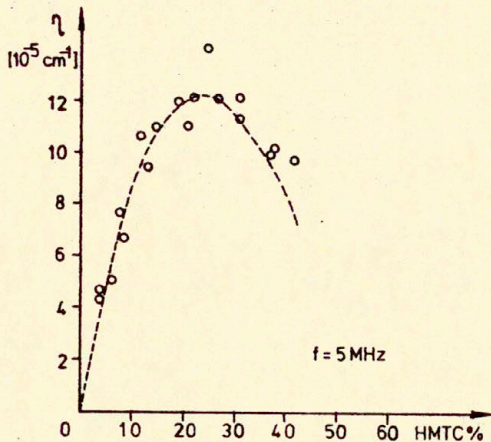
gdzie:  $P_1$  - jest mocą sygnału rozproszonego na pojedynczym erytrocycie,  $\xi$  określa koncentrację erytrocytów,  $V$  - jest objętością krwi znajdującą się w polu ultradźwiękowym.

Wyrażenie /5/ 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. [42] wykazały, że rozumowanie takie jest słuszne jedynie dla hematokrytu poniżej 10%. W tym bowiem zakresie zależność między współczynnikiem rozproszenia  $\eta$  i hematokrytem HMTC jest w przybliżeniu liniowa /rys.1/

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

Badania Bordesesa i wsp. [4] 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 swoje plateau. Ostatnie stwierdzenie jest zgodne z wynikami badań Whita i wsp. [54].





Rys. 1 - Zależność między współczynnikiem rozproszenia i wielkością hematokrytu dla częstotliwości 5 MHz /linia przerywana - krzywa teoretyczna/, punkty - wyniki pomiarów [42].

Nie mniej w niniejszej 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.

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

$$/6/ \quad I_x = \left( \frac{P_t}{4\pi x^2} \right) \left( \frac{4\pi A}{\lambda^2} \right) e^{-2\alpha x}$$

gdzie:  $P_t$  - akustyczna moc sygnału nadawczego,  $\lambda$  - długość fali,  $\alpha$  - współczynnik tłumienia fali w ośrodku,  $A$  - efektywna powierzchnia przetwornika równa jego powierzchni geometrycznej, gdy pracuje on tłokowo.

Pierwszy czynnik wyrażenia /6/ określa natężenie fali w od-

ległości  $x$  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 współczynnikiem odbicia  $R$ , natężenie fali odebranej przez przetwornik wynosi

$$/7/ \quad I_0 = \frac{P_t A}{4 x^2 \lambda^2} R e^{-4\alpha x}$$

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  $\delta$  i natężenia fali padającej. Natężenie fali odbitej równe jest więc

$$/8/ \quad I_\delta = \left( \frac{P_t A}{x^2 \lambda^2} \right) \left( \frac{\delta}{4 \pi x^2} \right) e^{-4\alpha x}$$

Pierwszy czynnik odpowiedzialny jest za natężenie fali padającej na drobinę o czynnym "przekroju rozpraszającym"  $\delta$  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 natężenie pochodzące od poszczególnych drobin opisane wzorem /8/. 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 /por. rys.1/. Tak więc całkowite natężenie sygnału rozproszonego wyrażone jest w postaci

$$/9/ \quad I_r = \frac{P_t A^2}{x^4 \lambda^2} \frac{1}{4 \pi} \frac{c \tau}{2} \eta e^{-4\alpha x}$$

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

Stosunek natężenia fali rozproszonej i odbitej od płaskiej powierzchni otrzymany dzieląc wyrażenia /9/ przez /7/. Stosunek fali rozproszonej od krwi i odbitej na granicy tkanki tłuszczowej oraz ścianki naczynia otrzymany dzieląc przez siebie wyrażenia /9/ i /7/, a następnie podstawiając do otrzymanego ilorazu odpowiednie wartości liczbowe

$$/10/ \quad \frac{I_r}{I_0} = \frac{A}{\pi R \lambda^2} \frac{c}{2} \tau \eta$$

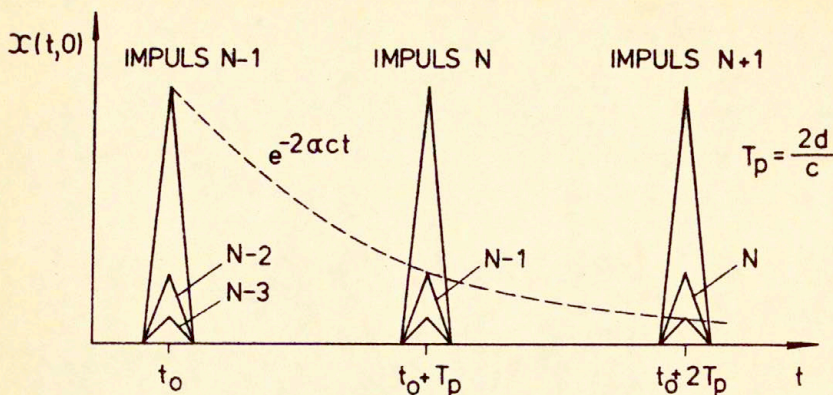
Niech czas trwania  $\tau$  impulsów wynosi 1  $\mu$ s, zaś średnica przetwornika  $2a = 5$  mm. Dla hematokrytu 30% współczynnik rozproszenia  $\eta = 11 \cdot 10^{-5}$ . Zgodnie z tabelą I impedancje akustyczne tkanki tłuszczowej i ścianki naczynia równe są odpowiednio  $1,38 \cdot 10^5 \frac{\text{kg}}{\text{s}^2}$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

Dla takich wartości liczbowych iloraz  $\frac{I_r}{I_0}$  jest równy  $6 \cdot 10^{-5}$ .

Praktycznie 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/ [25].

Na rys. 2 przedstawiono funkcję wieloznaczności  $\chi(t, 0)$  dla ciągu impulsów wielkiej częstotliwości rozchodzących się w ośrodku izotropowym.

Rozkład funkcji wieloznaczności  $\chi(t, 0)$  jak na rys.2 pokazuje, że możliwy jest odbiór w tym samym czasie  $t_0$  sygnałów odbitych od struktur odległych względem siebie o odległość  $d$  odpowiadającą okresowi powtarzania  $T_p$  nadawanych impulsów. Na ogół efekt ten można pominąć, ponieważ tłumienie fali ultradźwiękowej na drodze  $2d$  jest dostatecznie duże. Średnie tłumienie  $\alpha$  fal ultradźwiękowych w tkankach miękkich wynosi oko-



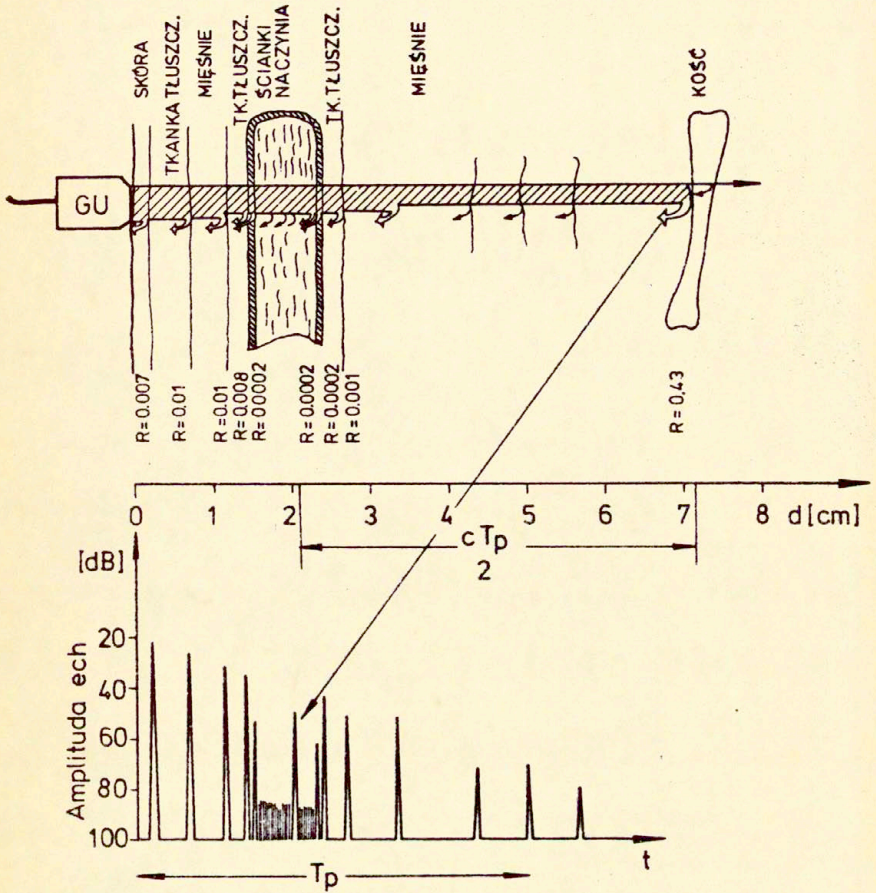
Rys. 2 - Funkcja wieloznaczności  $X(t,0)$  dla ciągu impulsów w.c.z.

ko 1 dB/cm/MHz, a więc dla  $2d = 10$  cm /  $T_p = 15$  kHz/ tłumienie wynosi około 50 dB. Efektu tego nie można natomiast pominąć w przypadku echa fali ultradźwiękowej od kości, którego amplituda jest często o ponad dwa rzędy wielkości większa od amplitudy echa od ścianki naczynia krwionośnego.

Z przypadkiem takim możemy się spotkać badając przepływy w tętnicy podobojczykowej lub udowej, które leżą średnio w odległości 1 cm od powierzchni skóry, podczas gdy kości znajdują się pod nimi na głębokości od 4 do 6 cm. Tłumienie tak dużych ech, wprowadzone przez ośrodek /40 - 50 dB/ doprowadza odebrane przez przetwornik odbiorczy sygnały jedynie do poziomu echa od ścianek naczyń, a więc ponad stokrotnie przewyższających wielkość ech rozproszonych we krwi.

Nasuwa się wniosek, że ujemny wpływ superpozycji wielokrotnych ech maskujących sygnały rozproszone na krwinkach można zmniejszyć powiększając okres powtarzania impulsów nadawczych. Zabieg ten często robiony jest w aparaturze wykorzystującej technikę echa w prezentacji A, TM lub B.

Jednakże w impulsowych systemach dopplerowskich okres powtarzania impulsów wybrany jest z punktu widzenia maksymalnego zakresu mierzonych częstotliwości dopplerowskich. W praktyce stwierdzono, że w niektórych naczyniach krwionośnych prędkość



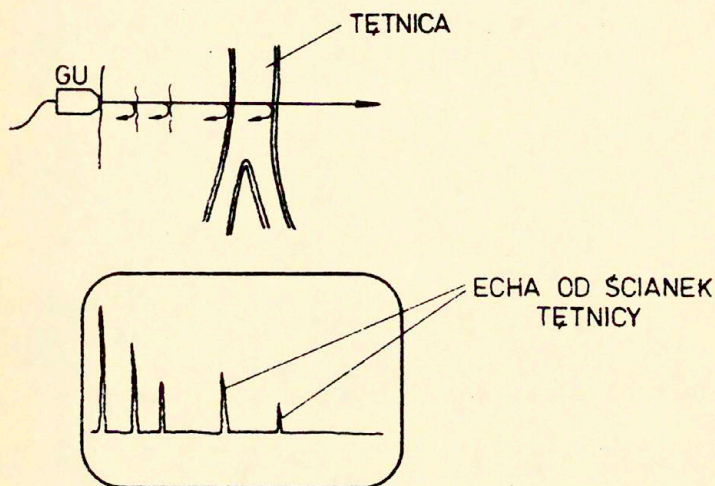
Rys. 3 - Rozkład ech od różnych tkanek w polu ultradźwiękowym. Echo od kości odległej od naczynia krwionośnego o  $\frac{cT_p}{2}$  pokrywa się na podstawie czasu lampy oscyloskopowej z sygnałem rozproszonym we krwi.

przepływu krwi może osiągnąć wartość odpowiadającą częstotliwości dopplerowskiej równej 7,5 kHz. Zgodnie z teorią próbkowania Shannona oraz dla uniknięcia wieloznaczności w pomiarze częstotliwości dopplerowskiej maksymalna mierzona częstotliwość powinna być co najmniej dwa razy mniejsza od częstotliwości powtarzania impulsów  $F_p$  [25]. Tak więc dla  $f_d = 7,5$  kHz, częstotliwość powtarzana  $F_p = \frac{1}{T_p}$  powinna być większa od 15 kHz. Odpowiada to zasięgowi  $d = 5$  cm w tkance miękkiej  $d = \frac{c}{2} T_p$ . Jak z tego wynika zwiększanie okresu powtarzania nie jest możliwe.

### 3. 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 - 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 [7] dotyczące zmian średnicy tętnicy szyjnej u ludzi zdrowych i z zaawansowaną miażdżycą.

Prezentacja typu TM /time-motion/

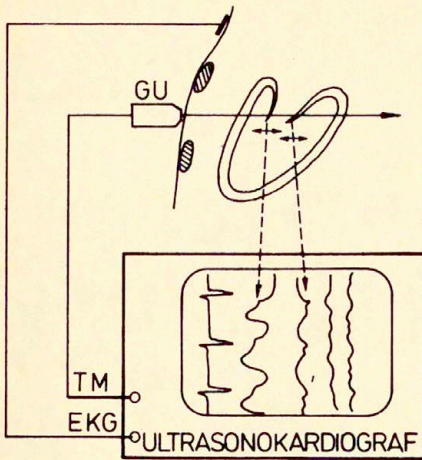
W prezentacji tej podstawa czasu na ekranie lampy oscyloskopowej jest wygaszona w przypadku braku echa, a rozjaśniona jedynie przez echa od struktur znajdujących się w polu ultradźwiękowym.

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

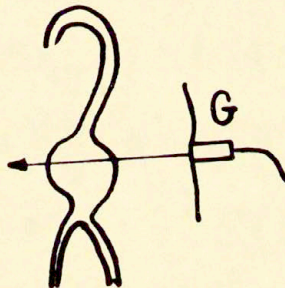
- a/ podstawa czasu przesuwa się z niewielką prędkością w górę ekranu, a świecące punkty rysują w tym czasie obraz badanej struktury znajdującej się w polu ultradźwiękowym. Otwarcie migawki aparatu fotograficznego na czas pełnego ruchu podstawy czasu w kierunku pionowym umożliwia zarejestrowanie na kliszy fotograficznej kilku ewolucji ruchu badanej struktury /rys.5/ [11];
- 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 przesuwanego 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. 5 - Zasada prezentacji typu TM



Rys. 6 - Tętniak aorty brzusznej zarejestrowany przy pomocy aparatury z prezentacją typu TM [38]. Przybliżona grubość tętniaka wraz ze skrzeplina-  
nami przy ściankach równa jest 7,5 cm.

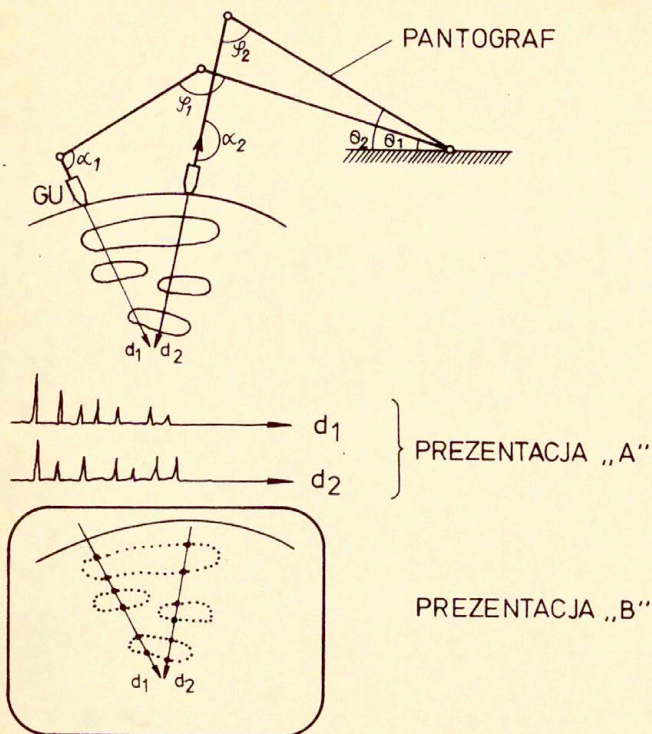
## Prezentacja typu B

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 ultradźwiękową. Transformacja taka, przetwarzająca ruch głowicy na ruch podstawy czasu na wskaźniku oscyloskopowym jest realizowana przy pomocy specjalnego układu elektronicznego np. typu Metrop [18]. 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.

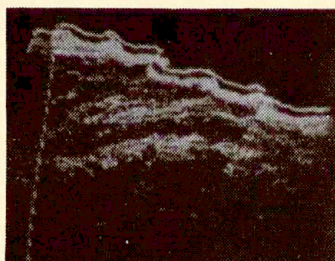
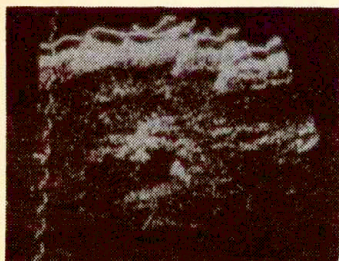
Nie mniej w ostatnich kilku latach postęp technologiczny wyrażający się zwiększoną rozdzielczością i dynamiką aparatury umożliwił zastosowanie prezentacji B do wizualizacji dużych naczyń krwionośnych, a zwłaszcza tętniaków aorty brzusznej. Na rys. 8 i 9 przedstawiono badania prawidłowej aorty w przekroju podłużnym i poprzecznym oraz chorego z tętniakiem aorty brzusznej.



Rys. 7 - Zasada prezentacji typu B

a

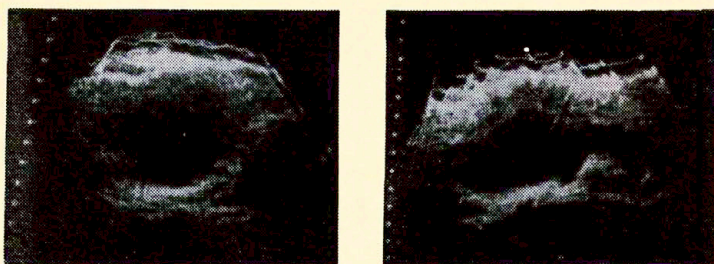
b



Rys. 8 - Ultrasonogram: a - poprzeczny, b - podłużny prawidłowej aorty.

a

b



Rys. 9 - Ultrasonogram: a - poprzeczny, b - podłużny tętniaka aorty brzusznej. Przybliżona grubość tętniaka równa jest 4,5 cm.

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.

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 naczyń i grożą wstrząsem ogólnym. Dodatkową zaletą prezentacji B jest możliwość projekcji naczyń w dwóch płaszczyznach podczas gdy w arteriografii otrzymuje się obraz tylko w jednej płaszczyźnie. Utrudnia to interpretację angiogramu tętniaków, w których występują skrzepiny.

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 naczyń. Dlatego też na wskaźniku oscyloskopowym obserwujemy jasne echa od ścianek podczas gdy obszar odpowiadający wnętrzu naczyń wy-

pełnionego krwią nie daje żadnych odbić. W technice TM i B zobrażony on jest w postaci czarnego pola. Zgubiona tym samym zostaje informacja o dynamicznym charakterze przepływu. Jednocześnie obraz może być mylnie interpretowany, ponieważ zaczernione pola mogą również wystąpić dla tkanek o izotropowej budowie.

#### 4. Dopplerowskie metody wizualizacji przepływu krwi

##### 4.1. Wprowadzenie

Do drugiej grupy ultradźwiękowych metod diagnostycznych zalicza się metody wykorzystujące zjawisko Dopplera.

O ile w prezentacji A, B i TM wykorzystane jest zjawisko odbicia fal ultradźwiękowych na granicy tkanek o różnej impedancji akustycznej to w metodach dopplerowskich wykorzystane jest zjawisko zmiany częstotliwości fal ultradźwiękowych rozproszonych na elementach morfotycznych przepływającej krwi.

Pierwsze doniesienia dotyczące pomiaru prędkości przepływu krwi przy wykorzystaniu zjawiska Dopplera ukazały się ponad 20 lat temu /Satomura [41]/, ale dopiero D.L.Franklin w 1961 roku [20] przeprowadził serię doświadczeń na zwierzętach wykazując przydatność nowej techniki w ocenie przepływu krwi w naczyniach.

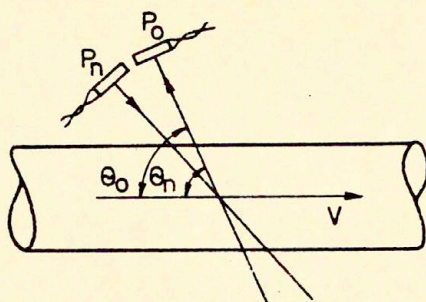
Zjawisko Dopplera polega na tym, że sygnał odbity /lub rozproszony/ od poruszającego się obiektu zmienia swoją częstotliwość  $f_o$  względem częstotliwości sygnału nadawanego  $f_n$  o częstotliwości  $f_d$  /dalej zwaną częstotliwością dopplerowską/ proporcjonalnie do liniowej prędkości obiektu zgodnie z wyrażeniem

$$/11/ \quad f_d = \frac{f_n \cdot V}{c} \cos \theta_N + \cos \theta_o$$

dla  $\frac{V}{c} \ll 1$

gdzie: V - prędkości poruszającego się obiektu /krwinki we krwi/, c - prędkość ultradźwięków we krwi,  $\theta_N$  - kąt między kierunkiem prędkości krwi oraz normalną do przetwornika nadawczego,  $\theta_o$  - kąt między kierunkiem prędkości krwi oraz normalną do przetwornika odbiorczego.

Ponieważ rozkład prędkości krwi w poprzek naczynia jest w normalnych warunkach fizjologicznych skomplikowaną funkcją promienia naczynia, pulsacji przepływu i lepkości krwi [22], a więc każda drobina w przepływającej krwi wywołuje sygnał o



Rys. 10 - Zasada działania ultradźwiękowego dopplerowskiego miernika przepływu na fale ciągłe

różnej częstotliwości tak, że sygnał wypadkowy odbierany przez przetwornik odbiorczy będzie zawierał widmo częstotliwości dopplerowskiej w zakresie  $f_d = 0$  dla drobin poruszających się przy ściankach naczynia do  $f_d = f_d \text{ max}$  dla drobin poruszających się w części środkowej naczynia.

Wyznaczenie średniej częstotliwości dopplerowskiej  $f_{d \text{ sr}}$ , a następnie wyznaczenia odpowiadającej jej średniej dla całego przekroju naczynia prędkości przepływu krwi jest więc kłopotliwe, a czasami wręcz niemożliwe, zwłaszcza dla przepływów turbulentnych. Dodatkowa trudność pojawia się w przypadku pomiaru prędkości przez skórę ze względu na nieznaną wartość kątów  $\theta_n$  i  $\theta_0$  /rys.10/.

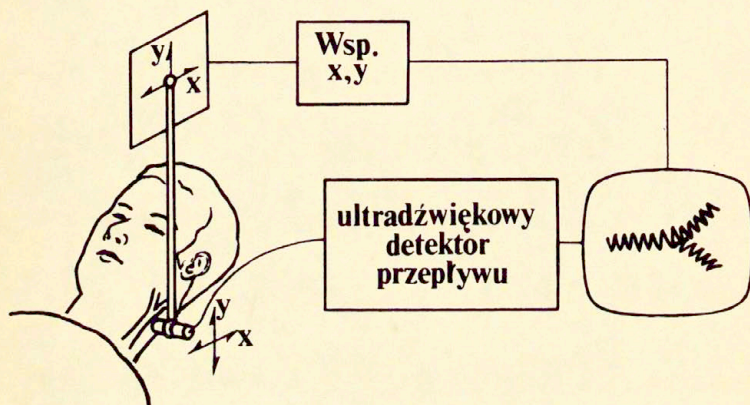
W diagnostyce chorób naczyniowych ważniejszą od średniej chwilowej prędkości przepływu  $v_{sr}$  jest informacja o średniej chwilowej wartości prędkości objętościowej krwi  $Q$  określonej zależnością

$$/12/ \quad Q = v_{sr} \cdot A$$

gdzie:  $v_{sr}$  - chwilowa prędkość średnia przepływu krwi,  $A$  - powierzchnia przekroju naczynia,  $Q$  - chwilowa prędkość objętościowa krwi.

Metoda dopplerowska fali ciągłej nie umożliwia pomiaru średnicy naczynia, a więc wyznaczenia prędkości objętościowej przepływu krwi.

Jednak ze względu na prostotę aparatury i jej łatwą aplikację kliniczną znalazła ona szerokie zastosowanie w ocenie stanu niedrożności naczyń [51], lokalizacji zakrzepów i przetok tętniczo-żylnych [48, 50] oraz ostatnio w prognozowaniu wysokości amputacji na podstawie dokładnego pomiaru ciśnienia skurczowego w naczyniach obwodowych [53]. Wśród wielu mutacji metody fali ciągłej szczególnie interesującą wydaje się opracowana w 1972 r. przez Reida i Spencera [35] technika wizualizacji naczyń krwionośnych. Ze względu na podobieństwo prezentacji naczyń w angiografii rentgenowskiej została ona nazwana przez autorów angiografią dopplerowską. W metodzie tej przetwornik ultradźwiękowy zamocowany jest w pantografie o dwóch stopniach swobody w płaszczyźnie  $x, y$  / rys.11/.



Rys. 11 - Zasada angiografii dopplerowskiej

Mechaniczny ruch głowicy zostaje przeniesiony przez system potencjometrów na ekran pamięciowej lampy oscyloskopowej. Plamka na ekranie lampy pojawia się 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. W ten sposób na ekra-



nie lampy pamięciowej powstaje obraz efektywnego przekroju naczynia, który w przypadku prezentacji typu B mógł być zafałszowany dla obszarów z miękkimi złoгами wapnia. Barber i wsp. [ 1 ] podali przybliżone wartości względnego poziomu amplitud sygnałów odbitych od tkanek zaatakowanych arteriosklerozą w odniesieniu do sygnału odbitego od normalnej ścianki naczynia krwionośnego.

T a b e l a 2 - Względny poziom ech ultradźwiękowych od różnego typu złoarów miażdżycowych [ 1 ]

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

Jak wynika z przedstawionej tabeli obszary ze złoagami tłuszczowymi zwiężającymi efektywne światło naczynia oraz obszary wypełnione krwią powodują odbicie fali ultradźwiękowej na podobnym poziomie.

Angiografia dopplerowska znalazła szerokie zastosowanie zwłaszcza w USA, gdzie ostatnio podjęto seryjną produkcję odpowiedniej aparatury /Carolina Medical Electronics, Inc./. Jej odbiorcami są jednostki kliniczne zajmujące się diagnostyką arteriosklerozy naczyń szyjnych - zwłaszcza przy zagrożeniu wystąpienia udarów mózgu. Do niedawna jedyną metodą kontroli drożności naczyń była angiografia rentgenowska - metoda obciążona w dużym stopniu ryzykiem powikłań u pacjenta.

Wstępne badanie ultradźwiękowe, chociaż nie zawsze jednoznacznie określające stopień niedrożności tętnicy szyjnej wewnętrznej i zewnętrznej, ogranicza stosowanie angiografii rentgenowskiej tylko do przypadków wątpliwych [45].

#### 4.2. Pomiary i rejestracja przepływu krwi przy pomocy dopplerowskiej metody impulsowej

Przejsie od badań jakościowych do ilościowych stało się możliwe dzięki opracowaniu metody łączącej ultradźwiękową technikę dopplerowską z impulsową metodą echa. W tej ostatniej odległość  $d$  między przetwornikiem ultradźwiękowym i badaną strukturą biologiczną proporcjonalna jest do czasu  $t$ , który upływa od chwili wysłania impulsu do chwili jego powrotu do przetwornika ultradźwiękowego.

W stosowanej obecnie aparaturze /wykorzystującej metodę echa/ do wizualizacji struktur wewnętrznych człowieka, dokładność z jaką można wyznaczyć wymiary badanych struktur jest lepsza od 1 mm.

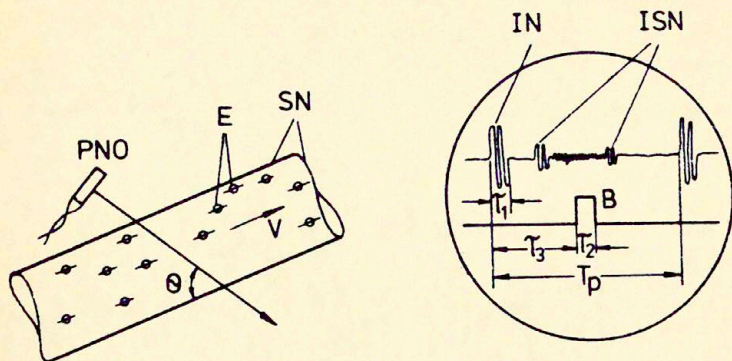
Dokładność pomiaru częstotliwości dopplerowskiej jest natomiast zazwyczaj lepsza od 50 Hz co pozwala wyznaczyć prędkość przepływu krwi z dokładnością około 1 cm/s.

Jednoczesny pomiar obu wielkości, odległości oraz prędkości przepływu, zrealizowany został przy pomocy ultradźwiękowego dopplerowskiego miernika przepływu, którego zasadę działania wyjaśniono na rys. 12 [25]. Przetwornik piezoelektryczny wysyła w kierunku naczynia krwionośnego impulsy IN wielkiej częstotliwości o czasie trwania  $\tau$ , oraz częstotliwości powtarzania  $F_p / F_p = \frac{1}{T_p}$ , gdzie  $T_p$  jest okresem powtarzania impulsów/.

Fala ultradźwiękowa ulega częściowemu odbiciu i rozproszeniu na ściankach naczynia i krwinkach. W rezultacie w czasie trwania przerwy  $T_p$  między dwoma kolejnymi impulsami nadawczymi do przetwornika powracają echa ISN odbite od ścianek naczynia krwionośnego oraz rozproszone na krwinkach.

Znając kąt  $\theta$  między kierunkiem fali ultradźwiękowej i kierunkiem naczynia krwionośnego, 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  $d$  z wzoru

$$/13/ \quad d = \frac{c \cdot t}{2} \sin \theta$$



Rys. 12 - Zasada działania ultradźwiękowego impulsowego dopplerowskiego miernika do pomiaru profili prędkości przepływu krwi. PNO - przetwornik nadawczo-odbiorczy, SN - ścianki naczyń, E - elementy morfotyczne krwi, IN - impuls nadawczy, ISN - impulsy odbite od ścianek naczyń, B - bramka analizująca

Pomiar prędkości przepływu realizowany jest w krótkich odcinkach czasowych, odpowiadających czasowi trwania  $\tau_2$  elektronicznej bramki analizującej B. Zmiana opóźnienia  $\tau_3$  bramki analizującej 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 częstotliwości  $f_o$  sygnału odbieranego w czasie trwania bramki analizującej, możemy wyznaczyć prędkość przepływu wybranej warstwy krwi zgodnie z wyrażeniem

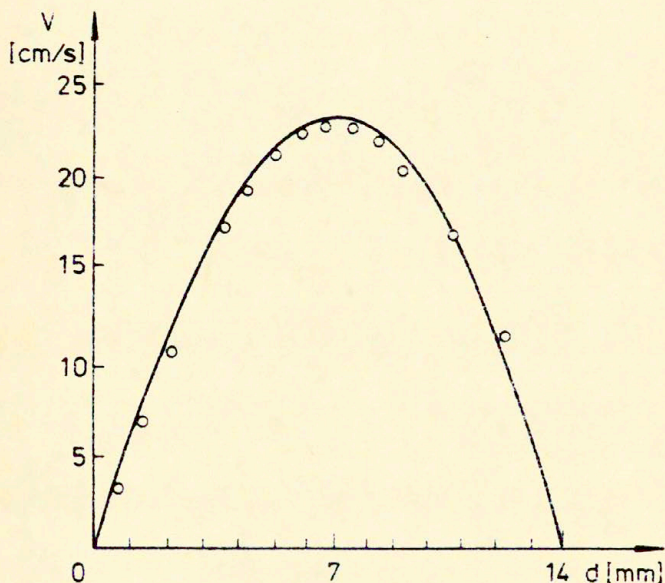
$$/14/ \quad v = -\frac{f_d \cdot c}{2 \cdot f_n \cdot \cos \theta}$$

Ocena metody przeprowadzona w wielu ośrodkach naukowych [np. 5, 23, 34, 50] potwierdziła jej wyjątkowe zalety na tle innych nieinwazyjnych metod badania przepływu krwi, zwłaszcza ze względu na możliwość chwilowej analizy profili przepływu. Przykłady potwierdzające dużą dokładność metody w pomiarach profili prędkości dla przepływów stacjonarnych oraz pulsują-

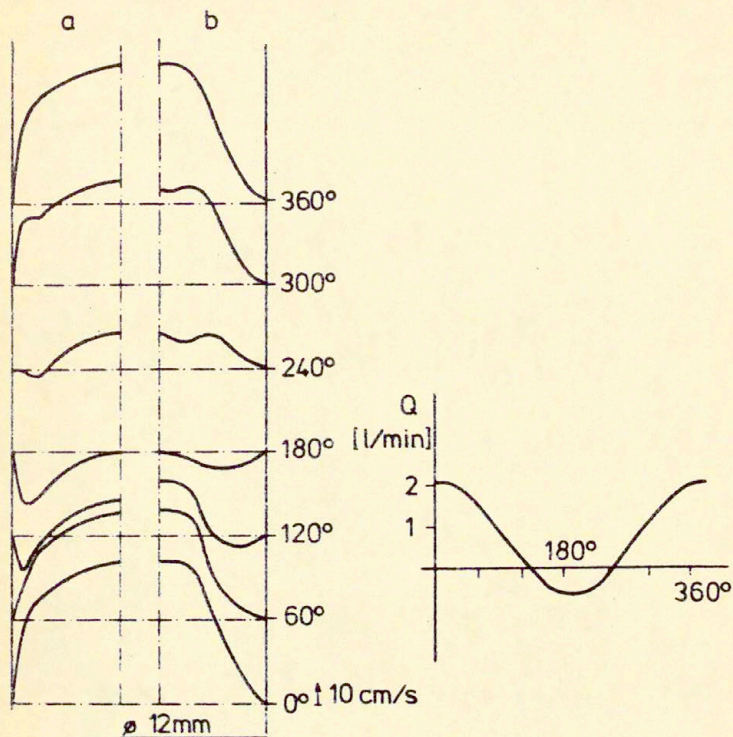
ych przedstawiono na rys. 13 i 14.

Na pierwszym z nich pokazano przykładowo zmierzony i wyznaczony analitycznie profil prędkości przepływu dla wydatku  $Q = 0,92$  l/min. Na następnym rysunku pokazano natomiast wyniki pomiarów przeprowadzonych w rurce o średnicy wewnętrznej 12 mm. W miejsce krwi użyto cieczy o lepkości kinematycznej  $0,05$  St /zawiesina krochmalu w mieszaninie wody destylowanej z gliceryną w proporcjach 100 g krochmalu na 10 l cieczy/.

Pulsujący przepływ cieczy uzyskano stosując pompę tłokową o regulowanej pulsacji i amplitudzie wychylenia tłoka [32]. Kolejne profile przepływu przedstawiono uwzględniając fazę położenia tłoka od  $0^\circ$  do  $360^\circ$  co  $60^\circ$ . Otrzymane wyniki porównano z odpowiednimi profilami przepływu obliczonymi teoretycznie w oparciu o model Womersleya [55]. O ile wydatek cieczy obliczony na podstawie zmierzonych doświadczalnie profili był zgodny z rzeczywistym wydatkiem cieczy w rurce z dokładnością lep-



Rys. 13 - Profil prędkości przepływu wyznaczony analitycznie /linia ciągła/ oraz zmierzony /punkty/ dla prędkości objętościowej  $Q = 0,92$  l/min [29].



Rys. 14 - Profile prędkości w rurce prostej dla przepływu ustalonego z dodatkowym przepływem pulsującym  $f = 4$  Hz/: a - wyznaczone teoretycznie, b - wyznaczone doświadczalnie dla różnych faz położenia tłoka pompy, c - prędkość objętościowa [32].

szą od 5% to kształt obliczanych i zmierzonych profili różni się między sobą, zwłaszcza przy ściankach. Wynika to głównie z faktu występowania odbić pulsującej cieczy od końców rurki trudnych do wyeliminowania w modelu doświadczalnym. Odbicia te nie zostały uwzględnione w teoretycznym opisie przepływu wg Womersleya.

Ote wielkości, średnica naczynia i prędkość przepływu opi-

sane wzorami /11/ i /12/ są funkcją kąta  $\theta$ , którego naogół nie znamy. Dla naczyń położonych bezpośrednio pod skórą i przebiegających równolegle do jej powierzchni problem wyznaczenia kąta  $\theta$  jest stosunkowo prosty. Dla naczyń położonych głębiej stosuje się bardziej skomplikowaną technikę pomiarową wykorzystując w tym celu specjalną dwuprzetwornikową głowicę przy zastosowaniu której można wyznaczyć kąt  $\theta$  na zasadzie "triangulacji" [27].

Wybrane zastosowania kliniczne dopplerowskiej aparatury impulsowej z jedną elektroniczną bramką analizującą prędkość przepływu krwi

Do głównych zastosowań aparatury typu UDP-30 /5 MHz/ należy zaliczyć badanie tętnic u chorych z niedokrwieniem kończyn dolnych przed, w czasie i po operacjach rekonstrukcyjnych tętnic.

Na podstawie pomiarów przeprowadzonych od 1976 roku w Klinice Chirurgii Naczyniowej CMKP w Warszawie /kier. prof. dr H. Rykowski/ u zdrowych wolontariuszy /ponad 100 badanych/ wykazano, że w tętnicach udowych ilość przepływającej krwi wynosi około 500 ml/min przy średnicach naczyń leżących w zakresie od 0,7 do 0,9 cm [49, 50]. Późniejsze badania [52] wykazały, że wyniki te zostały zawyżone, ponieważ w obliczeniach wydatku krwi uwzględniono jedynie prędkość średnią przepływu krwi w środku naczynia nie biorąc pod uwagę średniego w czasie rozkładu prędkości przepływu w poprzek badanego naczynia. Spowodowało to prawie dwukrotne zawyżenie wyników.

Badania te posłużyły do oceny przepływu u chorych z niedokrwionymi tętnicami, u których wykonano pomiary przepływu przed, w czasie i po operacji /bezpośrednio po rekonstrukcji umieszczając głowicę ultradźwiękową na tętnicy i przezskórnie w kilka dni lub tygodni po operacji/.

Uwzględniając poprawkę związaną z rozkładem średniej prędkości przepływu krwi w tętnicy otrzymane wyniki można przedstawić w tabeli. 3.

Badania przepływu mają duże znaczenie w kwalifikowaniu chorych do operacji oraz w ocenie prawidłowości wykonanej rekons-

T a b e l a 3 - Ilość krwi przepływającej w tętnicy udowej  
mierzona przy pomocy ultradźwiękowej impulsowej  
aparatury dopplerowskiej UDP-30 / 5 MHz/

Rodzaj niedrożności	Przepływ Q ml/min	
	przed operacją	po operacji
aortalno-biodrowa	80	250
udowo-podkolanowa	70	200

trukcji. Zwłaszcza w ostatnim przypadku pomiary przepływu mogą bezpośrednio wykazać czy tętnica została całkowicie udrożniona. Na ogół ocenę taką uzyskuje się na podstawie wielkości tętnienia zrekonstruowanej tętnicy. Jak mylna może być tylko tego typu ocena można pokazać na przykładzie chorego J.R. /lat 63/ ze zwężeniem tętnicy biodrowej i udowej prawej [49]. Wykonano rekonstrukcję tętnicy /udrożnienie z nasyciem łąty żyłnej/. Uzyskano bardzo dobre tętnienie zrekonstruowanej tętnicy co wskazywałoby na prawidłowy przepływ w tętnicy. Badanie ultradźwiękowe wykazało, że w chwili skurczu krew przepływa szybko /  $\approx 30$  cm/s/, ale w bardzo krótkim czasie odpowiadającym 1/15 cyklu co daje w efekcie przepływ równy około 20 ml. Następnie fala przepływu ulega odbiciu /drobne wychylenia wokół poziomu zerowego/ co wskazuje na brak przepływu w kierunku obwodu pomimo dobrego tętnienia tętnicy. Na następny dzień po operacji stwierdzono niedokrwienie kończyny i doszło do jej szybkiego odjęcia.

Dopplerowska metoda impulsowa znalazła też zastosowanie w badaniach i lokalizacji przetok tętniczo-żylnych w obrębie kończyn dolnych i górnych oraz śródoperacyjnie w narządach mięszzowych.

Znaczenie metody można pokazać na przykładzie lokalizacji trudnego przypadku przetoki tętniczo-żyłnej pomiędzy tętnicą międzyżebrową a powierzchniowymi żyłami płuca [48]. Dwukrotna aortografia łuku aorty nie pozwoliła na dokładną lokalizację,

a przede wszystkim na ocenę na jakiej głębokości w klatce piersiowej znajdowała się przetoka. Po pierwszej aortografii łuku aorty, która sugerowała przetokę tętniczo-żylną najprawdopodobniej zaopatrywaną przez tętnice z pnia tarczowo-szyjnego lewego chorą operowano. Po rozcięciu obojczyka dotarto do tętnicy podobojczykowej lewej, ale przetoki nie znaleziono.

W rok później wykonano drugą operację, podczas której użyto impulsowej aparatury dopplerowskiej. Przed operacją stwierdzono, że przetoka zaopatrywana jest punktowo przez III tętnicę międzyżebrową i znajduje się na głębokości 5 cm pod powierzchnią skóry. Podczas operacji cały czas ustalano kierunek preparowania tkanek przy pomocy aparatury dopplerowskiej, docierając w końcu do powierzchni płuca. Stwierdzono na niej istnienie tętniącego tworzywa składającego się z wężykowatego, sinego, tętniącego guzka mającego połączenie z III tętnicą międzyżebrową. Średnica guzka wynosiła około 1,5 cm. Po wycięciu guzka charakterystyczny szmer tętniczo-żylny zanikł. Badanie przeprowadzone w 4 miesiące po operacji również nie wykazało szmeru ani innych odchyłeń od normy.

Opisany przypadek wskazuje na rolę impulsowej metody dopplerowskiej i jej znaczącego uzupełnienia dla arteriografii w diagnostyce i chirurgicznym leczeniu przetok tętniczo-żylnych.

Do drugiej grupy zastosowań dopplerowskiej aparatury impulsowej należą badania przepływów żołądkowych w położnictwie przy pomocy opracowanej przez autora aparatury UDP-30 /2,5 MHz/ o zwiększonej głębokości penetracji / = 15 cm/.

Badania prowadzone są w II Klinice Położnictwa i Chorób Kobięcych AM w Warszawie /kier. prof. dr J. Roszkowski/ i dotyczą oceny dopplerowskiej metody impulsowej w lokalizacji żołądka w porównaniu z wynikami badań przeprowadzanych przy pomocy metody echa w prezentacji B [12, 13].

Do chwili obecnej badaniami objęto ponad 100 ciężarnych uzyskując zgodność wyników otrzymanych obiema metodami w 89%.

Ze względu na bardzo wysokie koszty aparatury echa typu B metoda ultrasonograficzna, jakkolwiek dająca najlepsze wyniki, może być stosowana jedynie w wyspecjalizowanych klinikach ginekologiczno-położniczych. Znacznie tańsza i łatwiejsza w uży-



ciu impulsowa aparatura dopplerowska może natomiast, zgodnie z opinią lekarzy, być użyta do skreeningowych badań mających na celu określenie położenia łożyska.

Badania przy pomocy aparatury typu UDP-30 /2,5 MHz/ polega na pomiarze głębokości z której otrzymuje się charakterystyczny sygnał dopplerowski odpowiadający przepływowi krwi w przy-czepie pępowiny do łożyska. W ten sposób ustala się lokalizację łożyska - jego położenie i wysokość na ścianie przedniej lub tylnej macicy.

Do innych zastosowań aparatu UDP-30 w wersji 2,5 MHz należy zaliczyć badania przepływów wewnątrzsercowych u dorosłych oraz komplementarne badanie zastawki dwudzielnej metodą dopplerowską i echa w prezentacji TM.

Większość impulsowych dopplerowskich mierników przepływu krwi wyposażona jest w jedną elektroniczną bramkę analizującą o regulowanym czasie opóźnienia względem impulsu nadawczego [25]. W związku z tym pomiar profili prędkości przepływu i średnicy naczynia wymaga ręcznego nastawienia opóźnienia bramki analizującej w celu pomiaru prędkości przepływu w naczyniu na wybranej głębokości.

Metodyka pomiaru profili przepływu przy pomocy w/w aparatury oraz obliczanie wydatku krwi z otrzymanych profili jest bardzo pracochłonna, 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 i rejestrację wyników [26, 28].

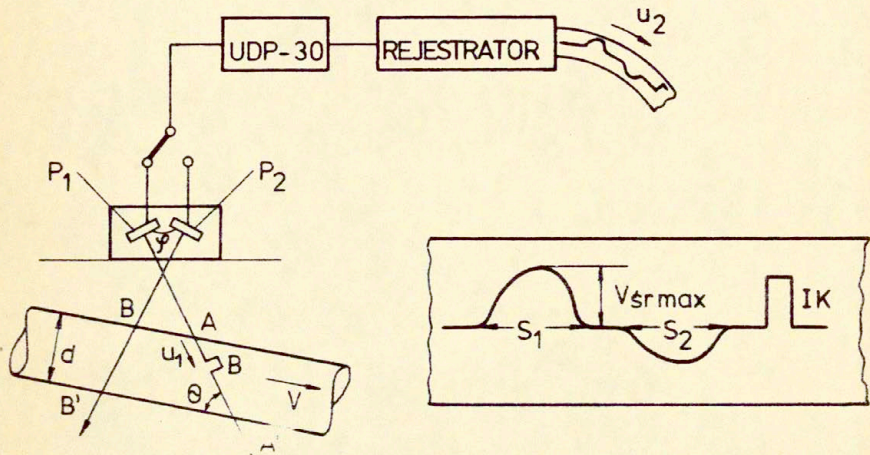
Przy automatycznym, liniowo zmienianym opóźnieniu bramki analizującej B na taśmie papierowej rejestratora otrzymywany jest rozkład krzywej prędkości przepływu krwi od prędkości 0 przy ścianie przedniej naczynia, poprzez prędkości maksymalne w środku naczynia ponownie do prędkości 0 przy jego tylnej ścianie /rys. 15/. Znając prędkość  $u_1$  automatycznego opóźnienia bramki analizującej B, prędkość  $u_2$  przesuwu taśmy papierowej oraz długość odcinków  $S_1$  i  $S_2$  między zerowymi wartościami przepływu dla pracy przetworników  $P_1$  oraz odpowiednio  $P_2$  może-

my wyznaczyć średnicę naczynia z wzoru

$$/15/ \quad d = \frac{u_1}{u_2} \cdot S_1 \cdot \sin \theta$$

gdzie: kąt  $\theta$  określony jest wzorem

$$/16/ \quad \theta = \frac{\psi}{2} + \arctg \left( \frac{S_2 - S_1}{S_2 + S_1} \cdot \operatorname{tg} \frac{\psi}{2} \right)$$



Rys. 15 - Zasada automatycznego pomiaru przepływu krwi:  $P_1$ ,  $P_2$  - przetworniki ultradźwiękowe nachylenie względem siebie pod kątem  $\psi$ , B - bramka analizująca,  $u_1$  - prędkość automatycznego opóźnienia bramki analizującej,  $u_2$  - prędkość przesuwu taśmy rejestratora, IK - impuls kalibrujący

W przypadku badań śródoperacyjnych kąt  $\theta$  między wiązką ultradźwiękową i naczyniem znany jest i dla stosowanych głowic wynosi  $67^\circ$ . Dla takiego kąta wyrażenie /15/ przejmując postać

$$/17/ \quad d = 0,91 \frac{u_1}{u_2} \cdot S_1$$

Aparat wyposażony jest w układ umożliwiający rejestrację standardowego sygnału dopplerowskiego /tzw. impuls kalibrują-

cy IK/, którego amplituda odpowiada częstotliwości dopplerowskiej  $f_{dk} = 1000$  Hz. Dla kąta  $\theta = 67^\circ$  amplituda impulsu kalibrującego odpowiada standardowej wartości prędkości przepływu  $V_K = 30$  cm/s. Znając wielkość impulsu kalibracji amplituda prędkości średniej przepływu krwi  $V_{sr \max}$  odczytywana jest bezpośrednio z zapisu na papierze rejestratora. Odpowiednio wydatek krwi Q określony jest wzorem

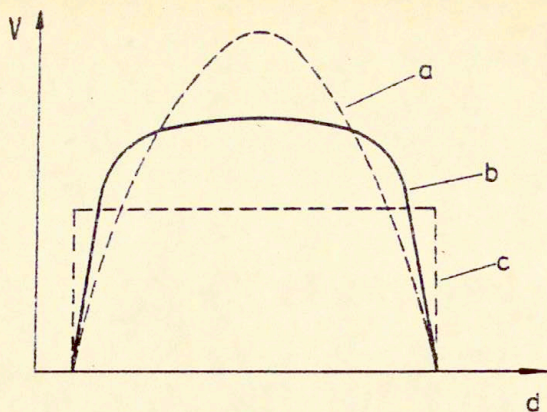
$$/16/ \quad Q = 0,67 V_{sr \max} \frac{\pi d^2}{4}$$

Współczynnik liczbowy 0,67 w ostatnim wzorze został wyznaczony eksperymentalnie dla tętnic szajnych i uda poprzez porównanie uśrednionych w czasie profili przepływu zmierzonych powyższą metodą z rozkładem profili chwilowych. Wprowadzenie takiego współczynnika ma również swoje uzasadnienie fizyczne, ponieważ profil przepływu krwi w naczyniach nie jest nacgił ani paraboliczny ani płaski, a leży pomiędzy nimi /rys.16/. W przypadku przepływu laminarnego /profil paraboliczny/ średnia prędkość przepływu równa jest połowie jego wartości maksymalnej. Przy przepływie turbulentnym profil ulega znacznemu spłaszczeniu tak, że graniczna wartość prędkości średniej zbliża się do jego wartości maksymalnej.

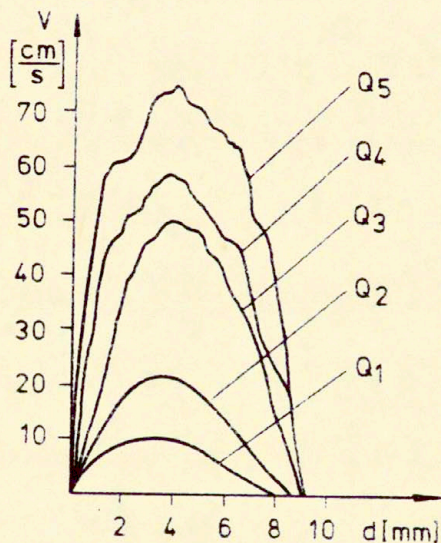
Eksperymentalne badania zostały przeprowadzone in vitro w modelu laboratoryjnym zapewniającym stacjonarny przepływ cieczy w rurce pleksiglasowej o średnicy  $d = 3$  mm i długości  $l = 100$  cm. W miejsce krwi użyto zawiesiny krochmalu w mieszaninie wody destylowanej z gliceryną w proporcjach 100 g krochmalu na 10 l cieczy. Lepkość kinematyczna tak przygotowanej cieczy była równa 0,022 St.

Badano przepływy w zakresie prędkości odpowiadających liczbie Reynolds'a od 200 do 1700, a więc w zakresie przepływów laminarnych. Wybrane wyniki pomiarów przedstawiono na rys. 17.

Weryfikację otrzymanych wyników z rzeczywistymi przepływami w rurce przeprowadzono przez porównanie wydatków wyznaczonych na podstawie pomiaru objętości cieczy wpływającej z rurki w jednostce czasu z wydatkami obliczonymi z zarejestrowanych profili przepływu. W zakresie mierzonych wydatków od 0,15 l/mm do 1,5 l/mm błąd popełniony w pomiarach nie przekroczył 10%.



Rys. 16.- Profile przepływu: a - paraboliczny  $v_{sr} = \frac{1}{2} v_{max}$ , b - spłaszczony  $v_{sr} = 0,67 v_{max}$ , c - płaski  $v_{sr} = v_{max}$



Rys. 17 - Zarejestrowane profile przepływu dla różnych wydatków Q:  $Q_1 = 0,148$  l/min,  $Q_2 = 0,348$  l/min,  $Q_3 = 0,9$  l/min,  $Q_4 = 1,089$  l/min,  $Q_5 = 1,4$  l/min

Należy podkreślić, iż lokalizacja tylnej ścianki rurki na podstawie pomiaru częstotliwości dopplerowskiej jest trudna, zwłaszcza dla rurek, których ścianki powodują duże odbicie energii akustycznej. Zgodnie z wynikami pracy Jorgensena [21] odbicie energii akustycznej od tylnej ścianki naczynia może wpłynąć na wynik pomiaru częstotliwości dopplerowskiej /a więc prędkości przepływu/ w zakresie podwójnej długości bramki obserwacyjnej B licząc od tylnej ścianki naczynia. Wynika to z faktu, że energia fali rozproszonej pochodząca od fali bieżącej oraz od fali odbitej w zakresie odległości odpowiadającej odcinkowi czasu  $2\tau$  /gdzie  $\tau$  odpowiada czasowi trwania bramki analizującej/ od tylnej ścianki odbierana jest przez odbiornik w tym samym czasie, mamy więc do czynienia z dodatkowym źródłem błędów w pomiarze częstotliwości dopplerowskiej.

W y b r a n e z a s t o s o w a n i a k l i n i c z n e dopplerowskiej impulsowej metody automatycznego pomiaru przepływu krwi

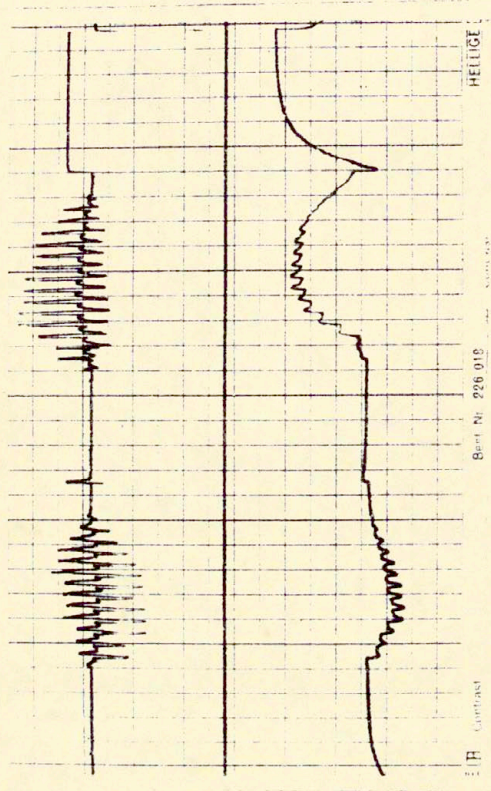
Metoda automatycznego pomiaru przepływu krwi wprowadzona została do badań rutynowych w Klinice Chirurgii Naczyniowej CMKP w Warszawie. Przebadano około 150 ludzi przy czym badania 32 zdrowych i 30 chorych porównano z badaniami reograficznymi [52].

Chorych podzielono w zależności od miejsca zwężenia lub niedrożności na 3 grupy:

- |                                 |              |
|---------------------------------|--------------|
| - niedrożność aortalno-biodrowa | - 14 chorych |
| - niedrożność udowo-podkolanowa | - 10 chorych |
| - niedrożność wielopoziomowa    | - 6 chorych  |
- /niedrożność na różnych poziomach tętnic kończyn dolnych/

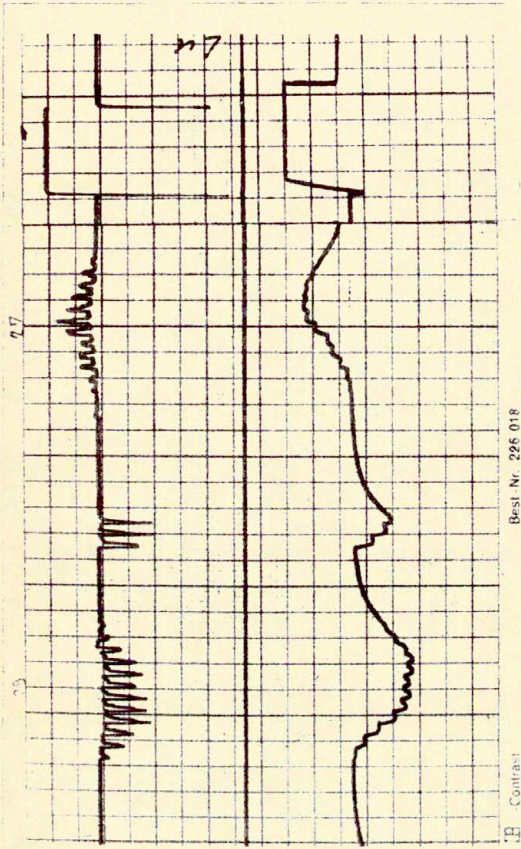
W grupie zdrowych zmierzone wartości przepływu w tętnicy udowej były odpowiednio równe:

- |  |                  | średnio    |
|--|------------------|------------|
| - metodą ultradźwiękową  | 110 - 300 ml/min | 175 ml/min |
| - metodą reograficzną dla segmentu uda /główne tętnice + krążenie oboczne/ | 120 - 600 ml/min | 260 ml/min |



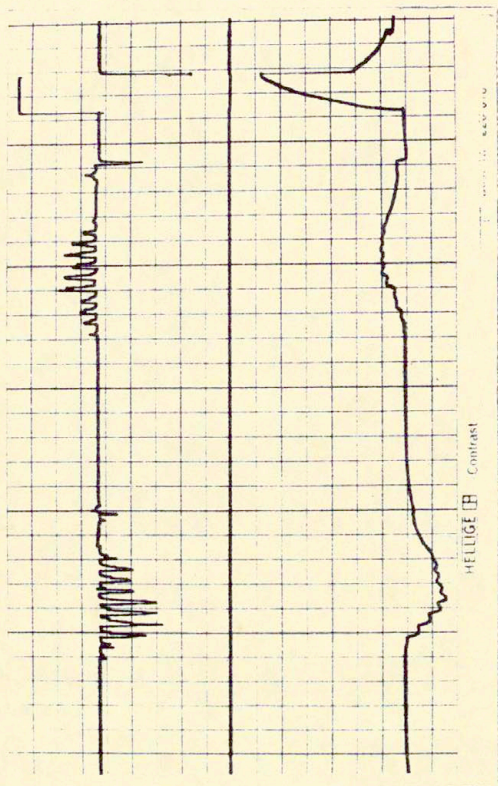
Rys. 18 - G.W., 23 l., rejestracja przepływu  
w 1ę tnicy udłowej  $d = 6,5$  mm,  $V$   $\dot{x}$  max = 22 cm/s,  
 $Q = 290$  ml/min.





Rys. 19 - W.L., 57 l., rejestracja przepływu  
w tętnicy udowej ze zmianami miążdżycowymi  
 $d = 4,6 \text{ mm}$ ,  $V_{sr \text{ max}} = 11 \text{ cm/s}$ ,  $Q = 90 \text{ ml/min}$ .





Rys. 20 - S.M., 67 l., rejestracja przepływu  
w tętnicy udowej ze zmianami miazdżycowymi  
 $d = 4,3$  mm,  $V_{ST\ max} = 10$  cm/s,  $Q = 60$  ml/min.



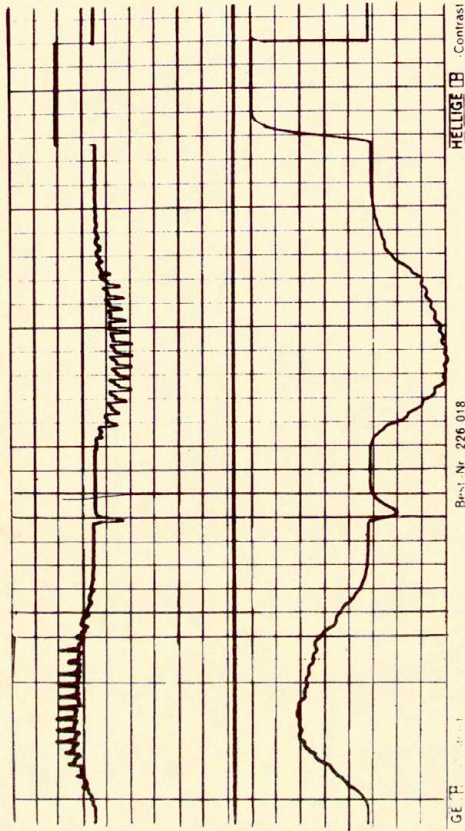
W grupie chorych stwierdzono występowanie różnic w przepływie, zależnych od poziomu zwężenia lub niedrożności tętnic kończyn dolnych.

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 przepływającą 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 Indeks Krążenia Obocznego /IKO/. Wzrasta on w przypadkach zmniejszania się przepływu przez naczynia główne.

T a b e l a 4 - Ilość przepływającej krwi w tętnicy udowej i w segmencie uda mierzony 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-podkolanowa	180	55	0,70
niedrożność wielopoziomowa	60	25	0,58

Wstępne 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 tetrapolarniej jest większy niż mierzony metodą ultradźwiękową. Może to posłużyć do określenia ilości przepływającej krwi przez tętnicę krążenia obocznego. Wyznaczony tą drogą Indeks Krążenia Obocznego /IKO/ może mieć znaczenie diagnostyczne oraz rokownicze.



Rys. 21 - A.M., 34 l., rejestracja przepływu  
w tętnicy szynnej wspólnej  $d = 7,4$  mm,  
 $V$  śr max = 29 cm/s,  $Q = 490$  ml/min.

Badania te ze względu na ich nieszkodliwość i powtarzalność pozwalają w wielu przypadkach ograniczyć stosowanie arteriografii rentgenowskiej.

Obecnie przeprowadzane są wstępne badania metody automatycznego pomiaru przepływu w ocenie układu tętnic szyjnych. W grupie kontrolnej 12 zdrowych młodych mężczyzn zmierzone średnio tętnicy szyjnej wewnętrznej wynosiły od 6 do 7 mm, a wydatek krwi od 200 do 250 ml/min.

Wyniki te są bliskie do przyjętych fizjologicznych przepływów w tętnicy szyjnej wewnętrznej.

Pozostają one również w zgodzie z wynikami pomiarów w tętnicy szyjnej wspólnej [5] leżącymi w zakresie od 350 do 500 ml/min przy założeniu, że płynie w niej około dwa razy większa ilość krwi niż w tętnicy szyjnej wewnętrznej lub zewnętrznej.

Wśród innych zastosowań impulsowej metody dopplerowskiej należy podkreślić jej przydatność w śródoperacyjnym leczeniu nadciśnienia nрко-pochodnego. Dotychczasowe obserwacje wskazują na to, że rokowania po rekonstrukcji zwężenia tętnic nerkowych w oparciu o doraźny wynik pooperacyjny jest niepewne. Śródoperacyjna ocena jakości wykonanej rekonstrukcji tętnicy nerkowej tylko na podstawie obmacywania i oglądania może być zawodna. Trudno jest także zauważyć obecność niezbyt wyraźnego błędu operacji, który może wpłynąć niekorzystnie na późniejszy wynik. Śródoperacyjne zniwelowanie gradientów ciśnienia przed i za zwężeniem, uważano do niedawna za najlepszy sprawdzian prawidłowego odtworzenia krążenia. Jednak jak się okazało, brak wyrównania gradientów nie zawsze korelował z późniejszym wynikiem klinicznym.

Coraz częściej stan czynnościowy przeszczepu /np. przeszczepu wieńcowe, udowo-podkolanowe oraz piszczelowe/ lub udrożnionej tętnicy można ocenić przez określenie ilości przepływającej w nich krwi.

Celem badań przepływu krwi w tętnicy nerkowej było sprawdzenie korelacji między objawami klinicznymi, badaniami arteriograficznymi oraz wielkością przepływu z jednej strony i późnymi wynikami pooperacyjnymi z drugiej strony.

Z uzyskanych wyników pomiarów śródoperacyjnych przeprowa-

dzonych u 9 chorych w ciągu 1977 roku wynika, że u wszystkich chorych przepływ krwi za miejscem zwężenia był znacznie obniżony i wynosił od 35 do 110 ml/min.

Po rekonstrukcji przepływ zwiększył się w porównaniu do wyjściowego o 70 do 550% i wynosił od 115 do 280 ml/min.

Normalizacja ciśnienia nie zawsze korelowała z dużym przepływem po operacji. Wyraźne zwiększenie przepływu uzyskano w każdym przypadku, ale rozrzut wielkości był duży i nie zawsze korelował z dobrym wynikiem późnym.

Wyniki wstępnych badań otrzymane przez Rykowskiego i wsp. [39, 40] można podsumować następująco: 1<sup>o</sup> powiększenie średnicy tętnicy nerkowej krytycznie zwężonej i wielokrotnienie przepływu posiada prawdopodobnie większe znaczenie w porównaniu z doradną bezwzględną wielkością przepływu, 2<sup>o</sup> brak normalizacji przepływu krwi pomimo uzyskania doradnego dużego przepływu w tętnicy nerkowej prawdopodobnie zależy przede wszystkim od rozległości i postępu choroby, zaawansowania zmian w drugiej nerce albo od ponownej niedrożności w miejscu operacji.

#### 4.3. Wielokanałowa impulsowa metoda dopplerowska

Rozwinięciem dopplerowskiej metody impulsowej było opracowanie układu wielobramkowego, w którym sygnały dopplerowskie mogą być rejestrowane jednocześnie /w czasie rzeczywistym/ na różnych głębokościach. Zasada działania układu wielobramkowego nie różni się istotnie od układu z jedną bramką analizującą z wyjątkiem części odtłornika, w którym zastosowano odpowiednio z detektorów z pamięcią typu "box car detector" zwanych czasami w literaturze polskiej detektorami z układem przedłużenia impulsów.

Technika ta została po raz pierwszy zastosowana przez Mozerskiego i wsp. [24] i stanowiła duży postęp na drodze rozwoju angiografii dopplerowskiej. Jednakże mała ilość bramek analizujących /8/ wymagała długiego czasu badania dla otrzymania czytelnego obrazu segmentu naczynia /około kilkunastu minut/. Również rozdzielczość metody równa ~2,5 mm ograniczała jej

stosowanie jedynie do naczyń dużych. W przypadku arteriosklerozy ocena stopnia zwężenia naczynia mogła być obciążona błędem dochodzącym do 100%.

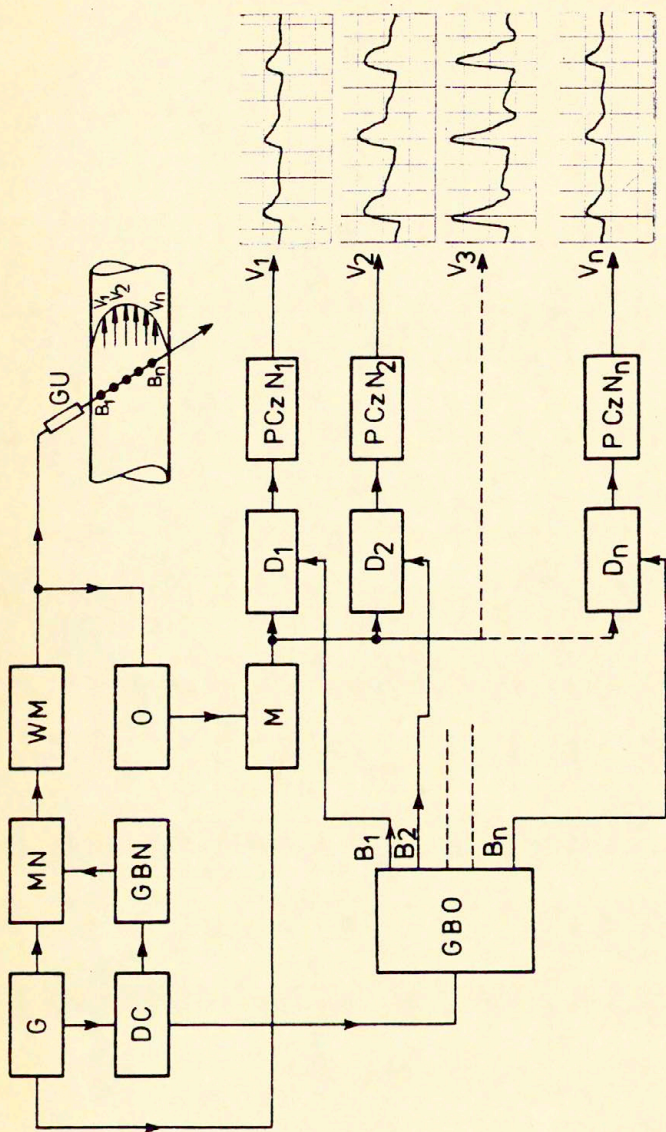
Nie mniej zachęcające rezultaty badań klinicznych wykonanych przez Mozerskiego skłoniły P.J.Fisha z King's College Hospital w Londynie do opracowania w 1975 r. 30-kanałowego dopplerowskiego impulsowego miernika przepływu [19]. Aparatura Fisha charakteryzuje się dobrą rozdzielczością /  $< 2$  mm/, a sekwencja 30 bramek analizujących odpowiada głębokości penetracji do około 5 cm. System prezentacji jest identyczny z systemem Mozerskiego, ale zwiększona ilość bramek analizujących skraca badanie przepływu w naczyniu do kilkunastu sekund w przypadku wizualizacji przekroju poprzecznego i kilku minut dla przekroju podłużnego.

Originalna aparatura tego typu została opracowana również w Polsce w Instytucie Podstawowych Problemów Techniki [17] i wdrożona do produkcji w Z.D. "Techpan".

Jednakże, o ile aparatura Mozerskiego i Fisha skonstruowana została pod kątem wizualizacji przepływów krwi w tętnicach, to opracowany przez autora wielokanałowy impulsowy miernik przepływu typu UDP-30-8 przeznaczony jest głównie do badań przepływów wewnątrzsercowych, zwłaszcza w kardiologii dziecięcej.

Badania przeprowadzone w Samodzielnej Pracowni Patofizjologii Układu Krążenia AM w Warszawie /kier. prof.dr A.Chroszicki/ umożliwiły opracowanie norm dotyczących czasu trwania, kierunku oraz zmian w szybkości przepływu krwi przez okolice zastawki trójdzielnej, drogę odpływu prawej komory, zastawkę dwudzielną oraz drogę odpływu lewej komory. O ile pewne wyniki badań są możliwe do otrzymania przy pomocy standardowej aparatury dopplerowskiej to wprowadzenie wielokanałowej aparatury impulsowej /UDP-30-8/ w poważnym stopniu zwiększyło diagnostyczną wartość oceny zmian przepływu krwi przez prawe serce, ze względu na możliwość eliminacji wpływu ruchu ścian serca na kształt krzywej przepływu [10].

Dużą zaletą tego typu badań jest możliwość jednoczesnego zapisu na wielokanałowym polifizjografie sygnałów dopplerows-

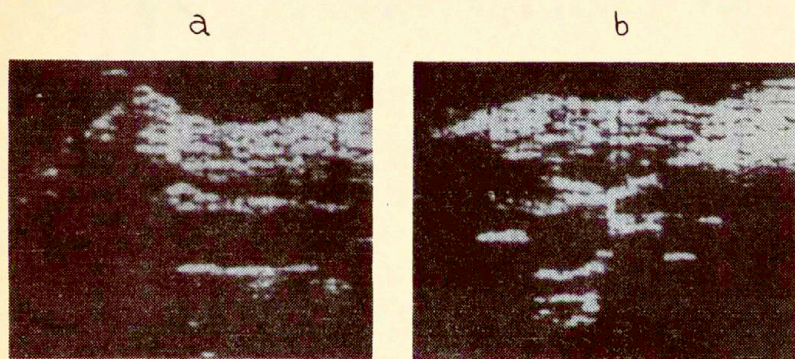


Rys. 22 - Schemat blokowy wielobramkowego impulsowego dopplerowskiego miernika przepływu: G - generator, DC - dzielnik częstotliwości, GBN - generator bramki nadajnika, MN - modulator nadajnika, WM - wzmacniacz mocy, O - odbiornik, GU - głowica ultradźwiękowa, M - mieszacz, D<sub>1</sub> - detektor, GBO - generator bramek / B<sub>1</sub> / odbiornika, PCzN<sub>1</sub> - przetworniki częstotliwości-napięcie, V<sub>1</sub>, ..., V<sub>n</sub> - przepływy w kolejnych bramkach B<sub>1</sub>, ..., B<sub>n</sub>

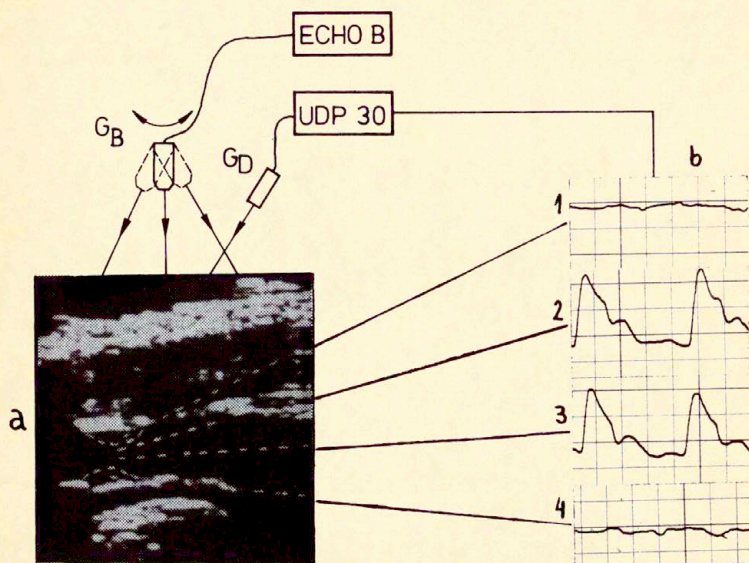
kich uzyskanych z różnych głębokości. Dzięki temu dynamiczne procesy przepływu /ewentualna turbulencja/ w prawym sercu mogą być jednocześnie analizowane i porównywane z tonami serca.

Kończąc omówienie opracowanych przez autora dopplerowskich metod wizualizacji naczyń należy wspomnieć o technice komplementarnej łączącej metodę prezentacji B z impulsową metodą dopplerowską. W Polsce pierwsze próby zastosowania takiej techniki pomiarowej zostały przeprowadzone w 1974 r. przy pomocy aparatury typu B do wizualizacji struktur wewnętrznych oka [15] oraz opracowanego przez autora prototypu ultradźwiękowego dopplerowskiego impulsowego miernika przepływu typu UDIMP-1 /rys. 24/.

Na rys. 23 przedstawiono obraz tętnicy szyjnej zdrowego młodego mężczyzny. Światło naczynia uwidocznione jest w postaci zaczerpnionego kanału /przekrój podłużny/ lub zaczerpnionego otworu /przekrój poprzeczny/ podczas, gdy na granicy ścianki naczynia powstają ostre, jasne punkty. Wynika to z faktu, że odbicie fali ultradźwiękowej od ścianek naczynia jest ponad dwa rzędy wielkości większe od energii fali rozproszonej we krwi.



Rys. 23 - Obraz tętnicy szyjnej wspólnej otrzymany przy pomocy aparatu do wizualizacji oka:  
a/ przekrój podłużny, b/ przekrój poprzeczny.



Rys. 24 - Komplementarna wizualizacja naczyń przy pomocy prezentacji typu B i opracowanej przez autora impulsowej techniki dopplerowskiej /UDP-30/: a - obraz segmentu naczynia w prezentacji "E", przerywaną linią zaznaczono obszary z miękkimi złożeniami wapnia, b - rejestracja prędkości przepływu w różnych miejscach naczynia, krzywe 1 i 4 wskazują na brak przepływu w obszarze z miękkimi złożeniami wapnia, G<sub>B</sub> - głowica ultradźwiękowa do prezentacji B, G<sub>D</sub> - głowica ultradźwiękowa "dopplerowska".

W przypadku zdrowych naczyń oraz naczyń zwężonych z powodu twardych złożeń wapnia obraz jest czytelny i łatwy do interpretacji. Dla złożeń miękkich /np. z blaszkami o charakterze tłuszczowym/ poziom odbitych sygnałów nie różni się zbyt wiele od sygnałów rozpraszonych we krwi, a więc na ekranie lampy oscyloskopowej powstaje zaciemnienie obrazu w miejscu zwężenia nie różniące się zasadniczo od obrazu naczynia wypełnionego krwią.



Jednoczesny pomiar rozkładu prędkości przepływu krwi w przekroju badanego segmentu naczynia, w którym istnieje podejrzenie wystąpienia tego typu zwężenia może uchronić badającego przed mylną interpretacją wyników.

## 5. Dynamiczna wizualizacja naczyń

### 5.1. Wprowadzenie

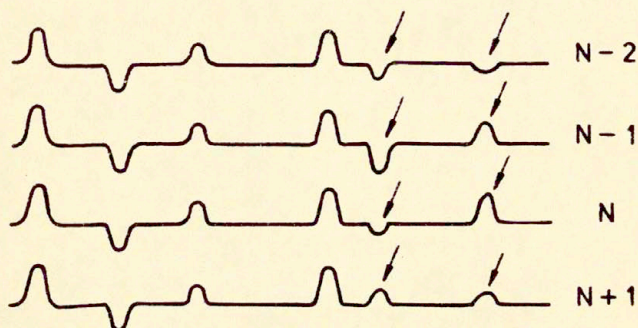
W dotychczas opisanych metodach wizualizacji naczyń, jak metoda fali ciągłej opracowana przez Reida, komplementarna metoda prezentacji B z impulsową metodą dopplerowską oraz wielokanałowa impulsowa metoda dopplerowska, ich zalety oraz zakres zastosowań były ograniczone przez strukturalne cechy aparatury, rozdzielczość systemu oraz czas niezbędny do otrzymania obrazu badanego segmentu naczynia.

W systemie wizualizacji falą ciągłą otrzymywane obrazy podobne 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 naczynia w płaszczyźnie prostopadłej do powierzchni skóry można otrzymać stosując wielokanałową impulsową aparaturę dopplerowską. Jednakże duża ilość bramek analizujących /kilkadziesiąt?/ niezbędna dla zapewnienia dobrej rozdzielczości oraz minimalizacji czasu badania naczynia komplikuje aparaturę oraz znacznie podnosi jej cenę.

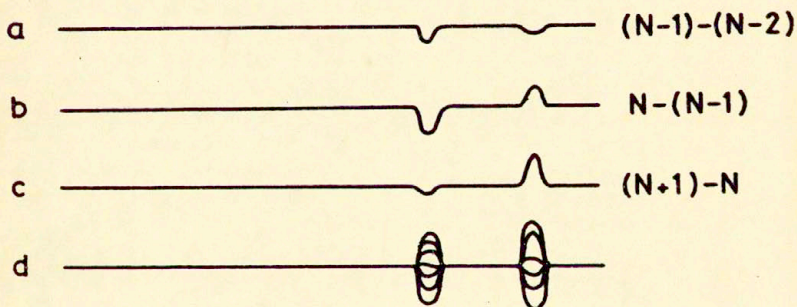
System komplementarny - prezentacji B w czasie rzeczywistym oraz impulsowej jednokanałowej metody dopplerowskiej aczkolwiek zapewnia dużą rozdzielczość i szybkość prezentacji, ograniczony jest jedynie do wizualizacji prostych odcinków naczynia leżących w płaszczyźnie ruchu głowicy B /por. rys. 24/. Ogranicza to ocenę niedrożności w rozgałęzieniach naczyń np. w rozgałęzieniu tętnicy szyjnej wspólnej na tętnice szyjne wewnętrzne i zewnętrzne oraz rozgałęzieniu tętnicy udowej na tętnice udowe głęboką i powierzchowną. Koszt dostępnej obecnie aparatury tego typu /Duplex Scanner f-my ATI - USA/ dochodzi do 100 tysięcy dolarów.

Na tle omówionych sposobów wizualizacji wyjątkowo atrakcyjnie przedstawia się metoda detekcji w czasie rzeczywistym fazy sygnałów rozproszonych we krwi z wykorzystaniem radarowej techniki tłumienia echa stałych TES [44].

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. 25 - Echa od struktur biologicznych dla kolejnych impulsów nadawczych.



Rys. 26 - Tłumienie ech stałych dla kolejnych impulsów /a, b, c/ oraz obraz na ekranie lampy oscyloskopowej z dynamicznie zmieniającymi się echami pochodzącymi od struktur ruchomych /d/.

Jak widać na rys. 25 większość ech nie zmienia się od impulsu do impulsu - odbite są więc one od struktur nieruchomych, niektóre zaś zaznaczone strzałkami różnią się między sobą ze względu na zmianę fazy przy odbiciu od struktur ruchomych. Poprzez przetwarzanie sygnału polegające 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.26/.

## 5.2. Zasada wizualizacji przepływu krwi w systemie TES

W klasycznej metodzie impulsowej przetwornik ultradźwiękowy wysyła ciąg koherentnych impulsów wielkiej częstotliwości z pewną określoną częstotliwością powtarzania  $F_p$  ( $F_p = \frac{1}{T_p}$ ). 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 /por. § 2/.

Jak widać z tego 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 warstwy 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" ilością bramek analizujących. Sformułowanie "nieskończona" ilość bramek analizujących powinno być raczej rozumiane jako bardzo duża ilość bramek przy czym ich ilość, trudna do analitycznego określenia, zależy głównie od okresu powtarzania  $T_p$  i częstotliwości  $f_n$  impulsów nadajnika. Nie należy utożsamiać pojęcia ilości bramek analizujących z rozdzielczością systemu zależną od cza-

su trwania i kształtu impulsów nadawczych.

Przybliżona ilość bramek analizujących odpowiadających systemowi TBS może być wyznaczona z wyrażenia

$$/19/ \quad n = T_p \cdot f_n$$

Dla okresu powtarzania równego 64  $\mu$ s i częstotliwości fali nośnej  $f_n = 4,37$  MHz system wielobramkowy odpowiadający systemowi TBS musiałaby zawierać około 280 bramek analizujących.

Schemat blokowy systemu wizualizacji przepływu krwi poprzez ciągły pomiar fazy sygnałów rozproszonych w ciele przedstawiono na rys. 27.

W przypadku występowania jedynie sygnału rozproszonego we krwi bez dodatkowych echa stałych sygnały  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$  i  $E_4$  na rys.27 mogą być przedstawione w postaci

$$/20/ \quad E_1 = A \cos \omega t$$

$$/21/ \quad E_2 = A \cos \omega (t - T_p)$$

$$/22/ \quad E_3 = A \sin \omega t$$

$$/23/ \quad E_4 = -\frac{A^2}{2} \sin \omega T_p = -\frac{A^2}{2} \sin \omega_d T_p$$

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

$$T_p = 2\pi N \pm \omega_d T_p$$

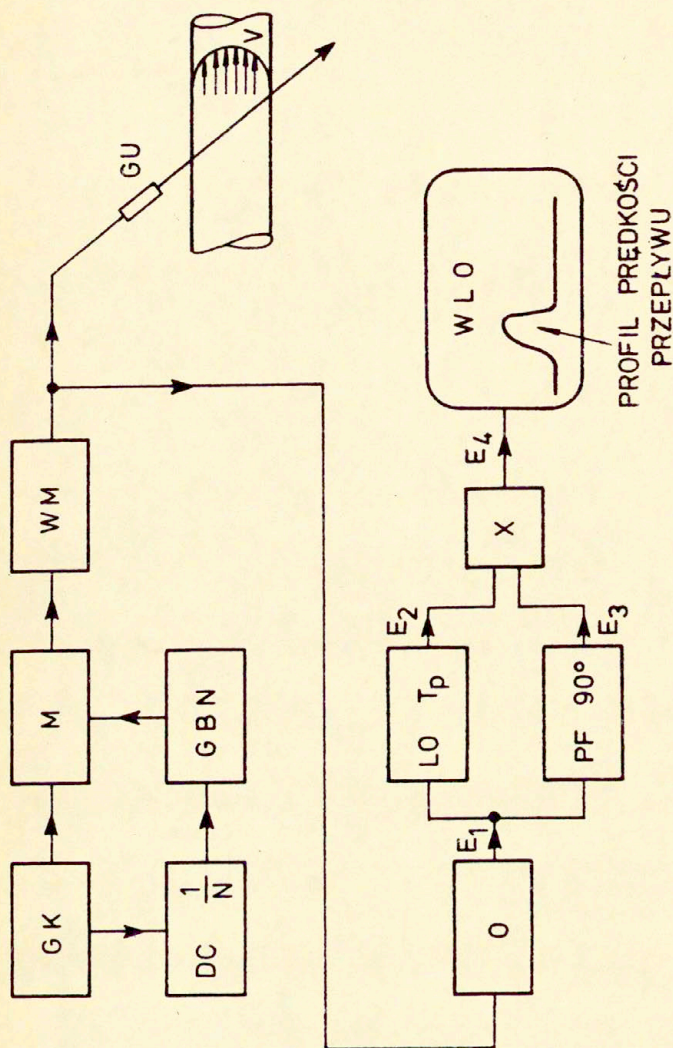
Zazwyczaj jednak odebrany sygnał zawiera jednocześnie składowe odpowiadające rozproszeniu i odbiciu.

Jeżeli amplitudę sygnału rozproszonego oznaczymy przez A oraz amplitudę sygnału odbitego przez B to równania /20/, /21/, /22/ i /23/ przyjmą odpowiednio postać

$$/24/ \quad E_1 = A \cos \omega t + B \cos \omega_n t$$

$$/25/ \quad E_2 = A \cos \omega (t - T_p) + B \cos \omega_n (t - T_p)$$

$$/26/ \quad E_3 = A \sin \omega t + B \sin \omega_n t$$



Rys. 27 - Schemat blokowy układu dynamicznej wizualizacji przepływu:  
 GK - generator kwarcowy, DC - dzielnik częstotliwości, GBN - generator  
 bramki nadajnika, M - modulator, WM - wzmacniacz mocy, GU - głowica ul-  
 tradźwiłkowa, O - odbiornik, LO - linia opóźniająca, PF - przesuwnik fazy,  
 X - mieszacz podwójnie zrównoważony, WLO - wskaźnik lampy oscyloskopowej.

/27/

$$E_4 = \frac{1}{2} \sqrt{(B^2 - A^2)^2 + 4AB(A + B)^2 \cos^2 \frac{\omega_d T_p}{2}}$$

$$e^{-j \arctg \left( \frac{B}{A \sin \frac{\omega_d T_p}{2}} + \operatorname{ctg} \omega_d T_p \right)}$$

Sygnal  $E_4$  na wyjściu detektora fazy znacznie maleje w miarę wzrostu amplitudy ech stałych i tak 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 pięćdziesięciokrotny 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 60 V echa rozproszone we krwi osiągnęły amplitudę kilkudziesięciu  $\mu\text{V}$  podczas, gdy amplituda ech o strukturze nieruchomych może przekroczyć kilkadziesiąt mV.

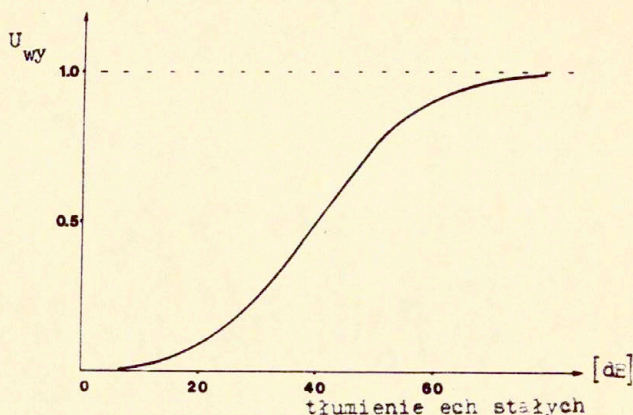
Na wyjściu typowego odbiornika, o wzmacnieniu 60 dB te ostatnie mogą osiągnąć poziom ponad 10V przekraczając zakres liniowości.

Na podstawie wyrażenia /27/ 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 w postaci wykresu na rys. 28.

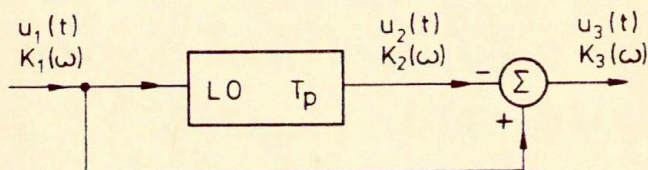
Fizyczna realizacja detekcji fazy wymaga opracowania systemu, który tłumiłby duże echa stałe pozostawiając na niezmienionym poziomie sygnały rozproszone we krwi o składowej dopplerowskiej. Skuteczność tłumienia powinna przekraczać poziom 40 dB.

W układach TES wykorzystuje się własności filtrów okresowych [47].

Podstawowy układ filtru okresowego tłumiącego echa stałe składa się z linii opóźniającej o opóźnieniu  $T_p$  równym okresowi powtarzania impulsów nadawczych i wzmacniacza różnicowego.



Rys. 28 - Wpływ tłumienia ech stałych na odpowiedź detektora fazy dla  $B/A = 100$ .



Rys. 29 - Układ TES z jedną linią opóźniającą

Charakterystykę częstotliwościową takiego układu można wyznaczyć na podstawie jego funkcji przenoszenia

$$/28/ \quad \bar{k}(\omega) = \frac{K_2(\omega)}{K_1(\omega)}$$

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

widmo sygnału  $u_2(t) = u_1(t - T_p)$  na wyjściu linii opóźniającej



cej zgodnie z twierdzeniem o przesunięciu w domenie czasowej ma postać

$$/29/ \quad K_2(\omega) = K_1(\omega) e^{-j\omega T_p}$$

Wiado sygnału różnicowego  $u_3(t)$  ma postać

$$/30/ \quad K_3(\omega) = K_1(\omega) - K_2(\omega) = K_1(\omega) [1 - e^{-j\omega T_p}]$$

Podstawiając wyrażenia /29/ i /30/ do wzoru/28/ otrzymujemy

$$/31/ \quad K(\omega) = 1 - e^{-j\omega T_p}$$

Moduł wyrażenia /31/ równy jest

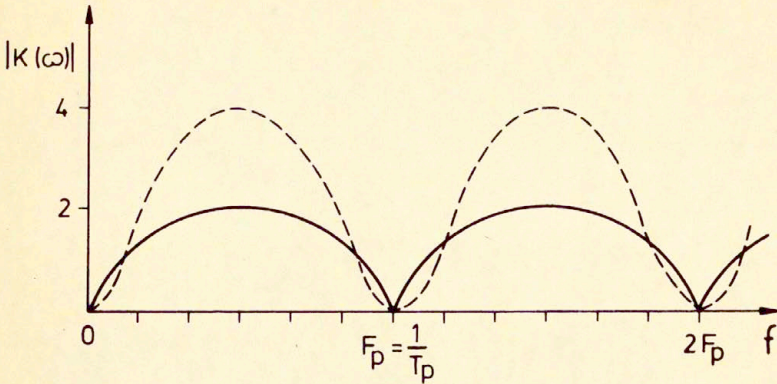
$$/32/ \quad |K(\omega)| = 2 \left| \sin \frac{\omega \frac{d}{2} T_p}{2} \right|$$

Odpowiednie moduł funkcji przenoszenia podwójnego układu TES, który jest szeregowym układem połączeń dwóch układów pojedynczych, ma postać

$$/33/ \quad |K(\omega)| = 4 \sin^2 \frac{\omega \frac{d}{2} T_p}{2}$$

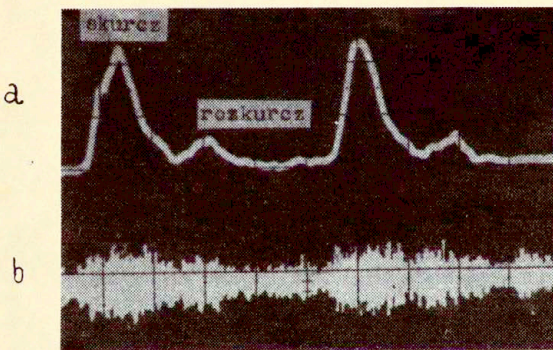
W obu układach wykrywalność ruchomych struktur jest funkcją częstotliwości dopplerowskiej przy czym zależność ta w przypadku pojedynczego układu TES jest sinusoidalna, a w przypadku podwójnego układu TES jest proporcjonalna do funkcji sinus w kwadracie. Na podstawie rys.30 widać, że tłumione są nie tylko 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.

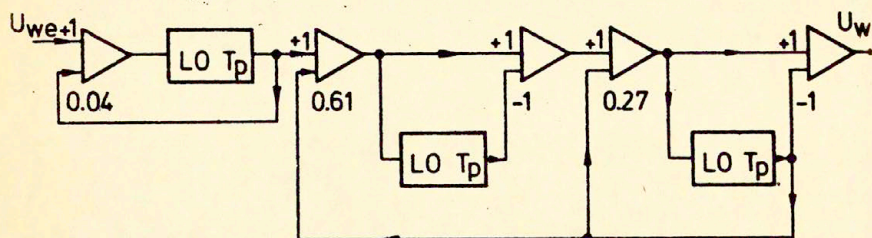


Rys. 30 - Charakterystyka częstotliwościowa pojedynczego /linia ciągła/ i podwójnego /linia przerywana/ układu TES.

Została opracowana bogata teoria filtrów okresowych ze sprzężeniami zwrotnymi, których charakterystyki przenoszenia zbliżone są do idealnych tzn. maksymalne tłumienie ech stałych i wolnozmiennych oraz płaska charakterystyka przenoszenia w zakresie prędkości występujących w badanym obiekcie.

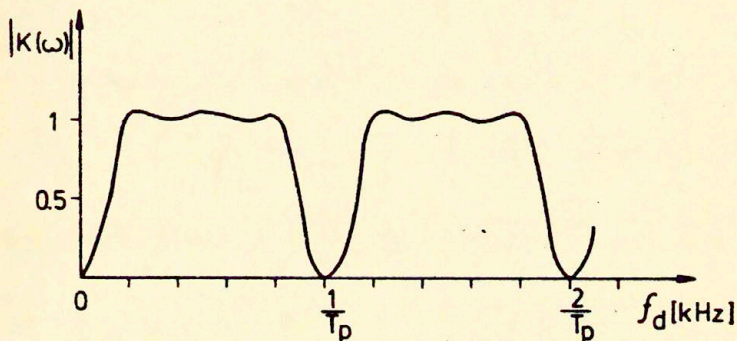


Rys. 31 - Typowy sygnał przepływu krwi w tętnicy szyjnej wspólnej: a - krzywe prędkości przepływu, b - sygnał dopplerowski.



Rys. 32 - Schemat blokowy filtra okresowego ze sprzężeniami zwrotnymi /wg Skolnika [44]/.

Na rys. 32 przedstawiono schemat blokowy filtra okresowego o charakterystyce przenoszenia dolno-przepustowego filtra Czebyszewa z wahaniami amplitudy nie przekraczającymi 0,5 dB.



Rys. 33 - Teoretyczna charakterystyka częstotliwościowa filtra okresowego przedstawionego na rys. 32.

Realizacja takiego filtra jest bardzo skomplikowana ze względu na wprowadzone w układzie sprzężenia zwrotne o ściśle określonych współczynnikach. Sprzężenia takie wprowadzają zniekształcenia fazy i na ogół rzeczywiste charakterystyki tego typu

filtrów różnią się znacznie od obliczonych teoretycznie.

Kompromis, między optymalną z punktu widzenia wizualizacji przepływu charakterystyką przeniesienia układu TBS i możliwościami jego technicznej realizacji, osiągnięto opracowując podwójny szeregowy układ TES. Dla polepszenia jego parametrów, w torach sygnałów nieopóźnionych, zastosowano dodatkowe układy kompensacji charakterystyki częstotliwościowej linii opóźniających oraz czasu opóźnienia w zakresie od 0 do 40 ns. Ponieważ eliminacja ech stałych odbywa się dla sygnałów wielkiej częstotliwości, wymagana jest duża zgodność okresu powtarzania nadawanych impulsów w.cz. i czasu opóźnienia  $T_p$  linii opóźniającej. Narzuca to ostre warunki na stabilność termiczną linii opóźniającej oraz generatora 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.

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

$$\left| \sin \frac{\omega_n \Delta T_p}{2} \right| < 0,01$$

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

$$\omega_n \Delta T_p < 0,02$$

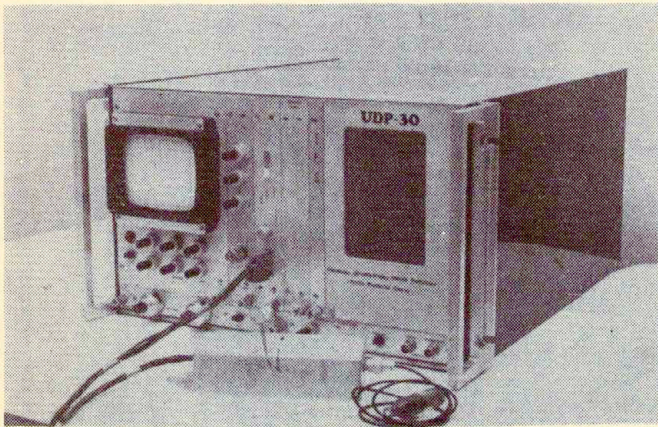
Dla częstotliwości zastosowanego generatora kwarcowego równej 4.379060 MHz dopuszczalne zmiany  $\Delta T_p$  powinny być mniejsze od  $0,7 \cdot 10^{-3} \mu s$ .

Dla podwójnego układu TBS wymagania te są odpowiednio mniejsze, a mianowicie  $\Delta T_p \approx 7 \cdot 10^{-3} \mu s$ .

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

### 5.3. Schemat blokowy i opis działania urządzenia do wizualizacji naczyń w systemie TES

W opracowaniu modelu urządzenia do wizualizacji przepływu z tłumieniem ech stałych wykorzystano częściowo prototyp impulsowego dopplerowskiego miernika przepływu typ UDP-30. W układzie blokowym można wyróżnić dwie niezależne funkcjonalnie części.

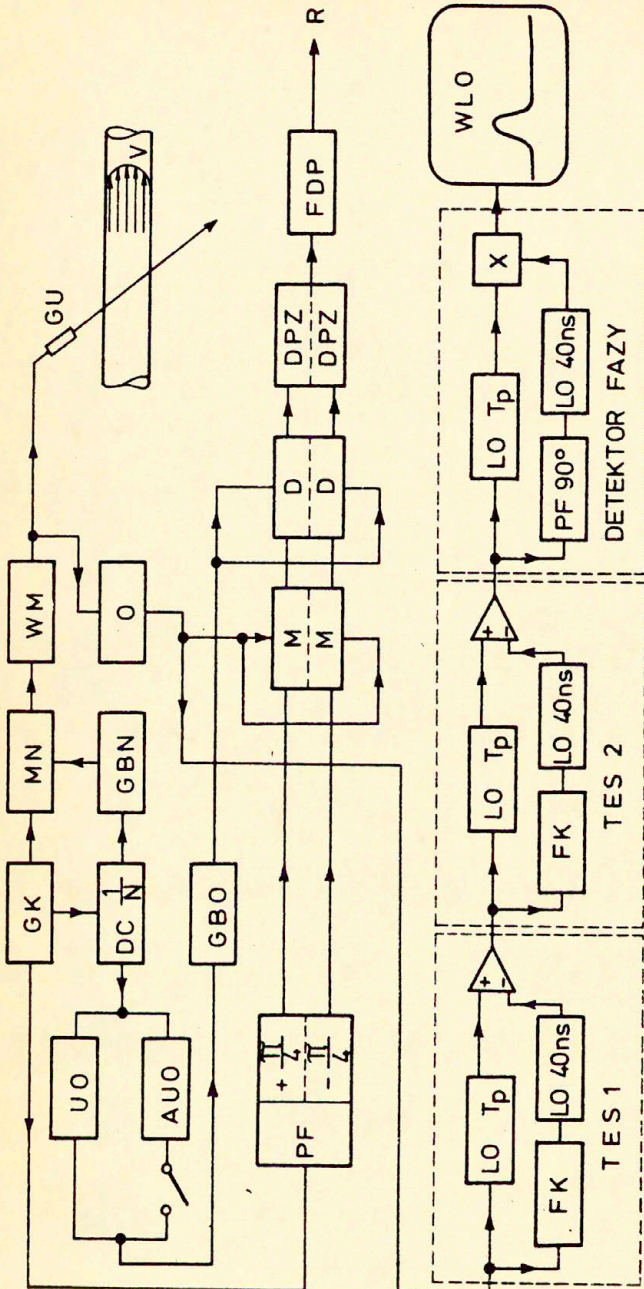


Rys. 34 - Widok ogólny ultradźwiękowego dopplerowskiego impulsowego miernika przepływu typu UDP-30 - TES.

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, są to: generator wielkiej częstotliwości, dzielnik częstotliwości, nadajnik mocy z modulatorem, limiter oraz przedwzmacniacz w.c.z.



Rys. 35 - Schemat blokowy wizualizatora przepływu UDP-30 - TES: GK - generator kwarcowy, DC - dzielnik częstotliwości, GBN - generator bramki nadajnikowa, MN - modulator nadajnikowa, WM - wzmacniacz mocy, GU - głowica ultradźwiękowa, O - odbiornik, UO - układ opóźnienia bramki odbiornika, AUO - automatyczny układ opóźnienia bramki odbiornika, FF - przesuwnik fazy, GBO - generator bramki odbiornika, M - mieszacz, D - detektor, DPZ - detektor przebieg przez zero, FDP - filtr dolno-przepustowy, R - rejestrator, LO - linia opóźniająca, FK - filtr korekcyjny, X - mieszacz podwójnie zrównoważony, WLO - wskaźnik lampy oscyloskopowej

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 odwrotności czasu opóźnienia  $T_p$  linii opóźniających ( $f_n = \frac{N}{T}$ ).

W zaprojektowanym rozwiązaniu częstotliwość generatora kwarcowego  $f_n$  równa jest 4.379060 MHz, a w układzie dzielnika częstotliwości zastosowano podział przez  $N = 280$ .

Zmieniono też konstrukcję odbiornika w.c.z. wprowadzając dodatkowo do istniejącego układu zasięgowej regulacji wzmocnienia /Z.R.W./, układ blokowania przedwzmacniacza na czas równy 3  $\mu$ s licząc od chwili wysłania impulsu nadawczego. Dzięki temu stłumiono w odbiorniku bezpośredni impuls nadawczy oraz impulsy odbite w soczewce ogniskującej głowicy ultradźwiękowej i od powierzchni skóry.

Amplitudy tych sygnałów przekraczają na ogół zakres liniowej charakterystyki odbiornika. Sygnały te na wyjściu linii opóźniającej ulegają znacznemu zniekształceniu tak w amplitudzie jak i w fazie, oraz powodują wzrost poziomu trzecich ech w linii opóźniającej zmniejszając skuteczność działania układu TES.

Podwójny szeregowy układ tłumienia ech stałych zbudowany został przy użyciu linii opóźniających stosowanych w odbiornikach telewizji kolorowej. Przy wyborze linii zwrócono uwagę na jej stabilność temperaturową, minimalne tłumienie sygnałów bezpośrednich /opóźnienie  $T_p$ / przy możliwie dużym tłumieniu trzecich ech /opóźnienie 3  $T_p$ / oraz innych niepożądanych odbić w linii [30].

Wśród dostępnych obecnie na rynkach światowych linii opóźniających podobnymi parametrami charakteryzują się linie firm Telefunken, Andersen, Laboratories Inc., Matsushita i Kinsekisha.

Zastosowane w układzie linie f-my Andersen Laboratories Inc., różnią się od pozostałych większym tłumieniem trzecich ech oraz innych odbić /ang. spurious echoes/ co wpłynęło na ich wybór.

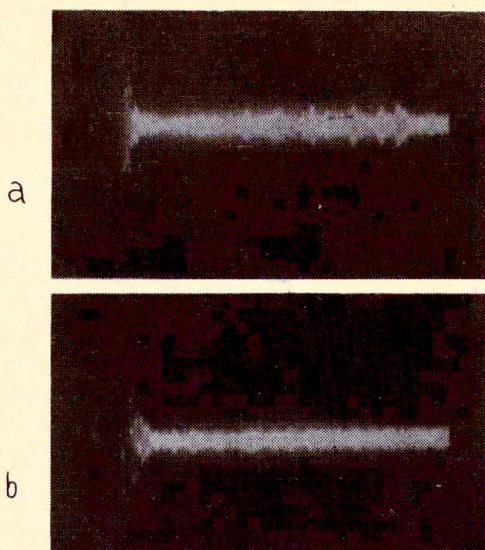
T a b e l a 5 - Typowe wartości parametrów linii opóźniających

Para m e t r	Andersen Lab. Inc., PDL 641E	Matsushita, EFD-EN 645	Kinsekisha
częstotliwość [MHz]	4.433619	4.4336	4.4336
opóźnienie $T_p$ [ $\mu$ s] +0,005	63.943	63.943	63.943
pasmo - 3 dB [MHz]	3,4 - 5,2	3,6 - 5,2	3,3 - 5,3
tłumienie [dB]	8	8	8
stabilność temperaturowa $\frac{\mu$ s +20 °C - +50 °C	5	5	5
tłumienie trzecich ech [dB]	22	20	20
tłumienie innych ech [dB]	30	22	22
zakres temperatur roboczych	-20°C - +70°C	-	-

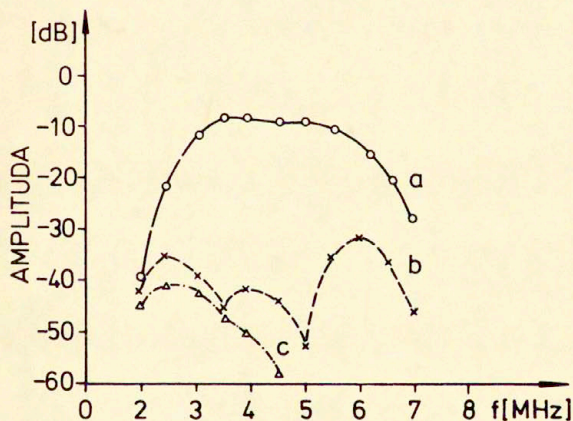
Przy obecnym rozwoju technologii telewizji kolorowej w Polsce wydaje się, że w następnych egzemplarzach wizualizatorów przepływu TES zastosowane zostaną linie opóźniające produkcji krajowej.

Jak poprzednio wspomniano, skuteczność działania układu TES zależy od temperaturowej stabilności czasu opóźnienia  $T_p$ . W zastosowanych liniach opóźniających jest ona lepsza od 5 ns w zakresie temperatur od +20 °C do +50 °C, jednakże między poszczególnymi liniami występowały różnice w czasie opóźnienia dochodzące do 20 ns. W związku z tym w torze sygnałów bezpośrednich w obu układach TES czas w układzie detektora fazy zastosowano układy dokładnej korekcji całkowitego czasu opóźnienia w zakresie od 0 do 40 ns. W układach tych wykorzystano miniaturowe linie opóźniające z ciągłą regulacją opóźnienia. Linie te kompensują dodatkowo różnice w czasach opóźnienia wprowadzone przez filtry korekcyjne kompensujące charakterystykę częstotliwościową kwarcowych linii opóźniających.





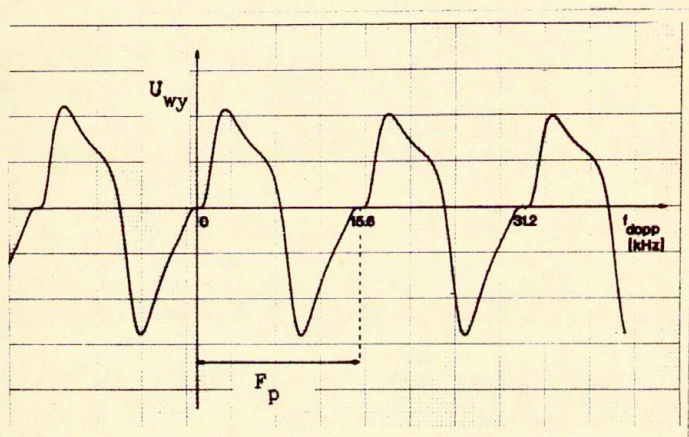
Rys. 36 - Tłumienie trzecich ech oraz innych niepożądaných odbić zmierzone w liniach opóźniających typu EFD-EN645 /a/ oraz PDL-641E /b/.



Rys.37 - Charakterystyka częstotliwościowa linii opóźniającej PDL-641E dla sygnałów bezpośrednich /opóźnienie  $T_p$  /a/ trzeci ech /b/ oraz innych odbić /c/ wg Andersen Lab.Inc./.

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  $\Delta f = 0,5 \text{ MHz}$ , co znacznie upraszcza jego konstrukcję. Pomiar fazy realizowany jest przy pomocy 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 wyświetlane są jednocześnie dynamiczne profile przepływu, położenie bramki analizującej oraz znaczniki odległości. Charakterystyka częstotliwościowa systemu zmierzona na wyjściu detektora fazy została przedstawiona na rys. 38.



Rys. 38 - Charakterystyka częstotliwościowa opracowanego przez autora systemu wizualizacji TES.

Układ ma quasi-monotoniczną charakterystykę częstotliwość-napięcie w zakresie od  $-\frac{1}{4} F_p$  do  $+\frac{1}{4} F_p$  /  $\pm 3 \text{ kHz}$ / natomiast na zewnątrz tego przedziału faza sygnału zmienia się przy

zachowaniu zgodności znaku częstotliwości dopplerowskiej /rozróżnialność kierunku przepływu/ w zakresie od  $-\frac{1}{2} F_p$  do  $+\frac{1}{2} F_p$ , a więc w zakresie częstotliwości mierzonych przy pomocy impulsowego dopplerowskiego miernika przepływu.

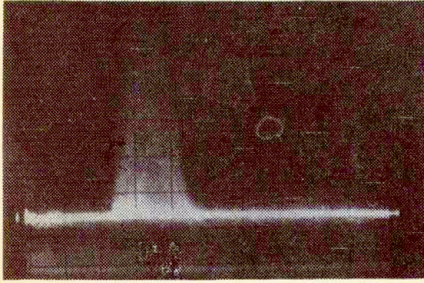
Na podstawie wykresu można ocenić stopień tłumienia ech stałych /częstotliwość  $n F_p$ , gdzie  $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ / oraz ech od wolno poruszających się obiektów, których prędkość odpowiada częstotliwości dopplerowskiej  $< 300$  Hz.

Na uwagę zasługuje szerokopasmowy charakter systemu TES. W impulsowych dopplerowskich miernikach przepływu maksymalna mierzona częstotliwość nie może przekroczyć połowy częstotliwości powtarzania  $F_p$ . Warunek ten w poważnym stopniu ogranicza możliwość oceny prędkości przepływu w zężeniu tętnicy szyjnej, gdzie wg Spencera i wsp. [46] górna częstotliwość dopplerowska może przekroczyć 20 kHz. Ograniczeniu temu nie podlega system wizualizacji TES, którego charakterystyka rozciąga się w zakresie + kilkudziesięciu kHz.

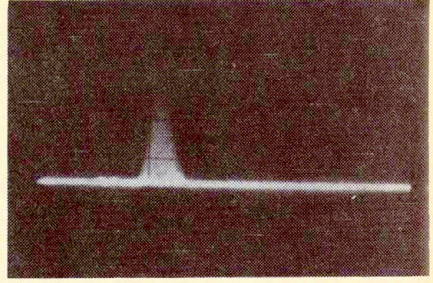
Na rys. 39 pokazano zdjęcia typowych sygnałów odpowiadających dynamicznej prezentacji profili przepływu krwi na wskaźniku lampy oscyloskopowej. Długość podstawy czasu na ekranie lampy odpowiada głębokości 5 cm w ciele. W przypadku tętnic podstawa przedstawionych na zdjęciu profili przepływu odpowiadająca średnicy badanego naczynia jest szersza niż w rzeczywistości, ponieważ pulsująca tętnica porusza się w kierunku do i od przetwornika. Powoduje to pewne 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.

Skuteczność tłumienia ech stałych można ocenić na podstawie pomiarów przepływu w tętnicy szyjnej wspólnej. Na rys. 40a przedstawiono echa odbite od różnych tkanek i ścianek tętnicy mierzone na wejściu układu TES podczas, gdy na rys. 40b przedstawiono profil przepływu na wyjściu detektora fazy po stłumieniu ech stałych w układzie TES.

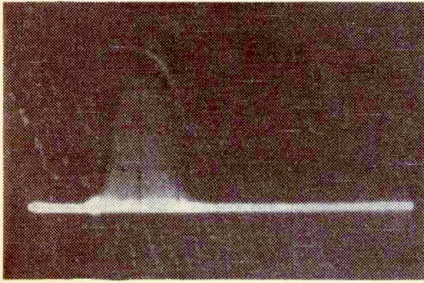
a



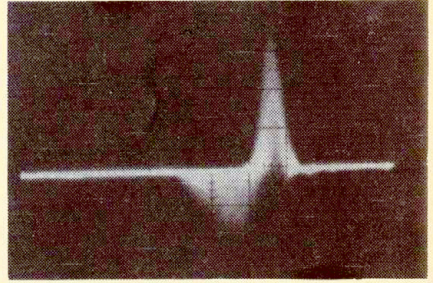
b



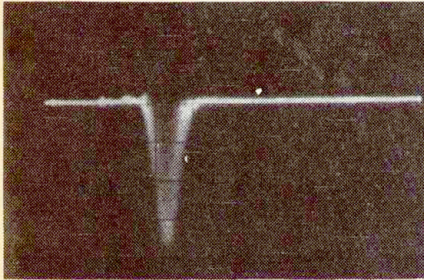
c



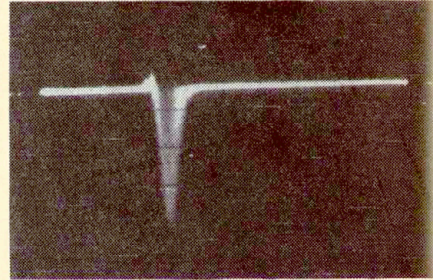
d



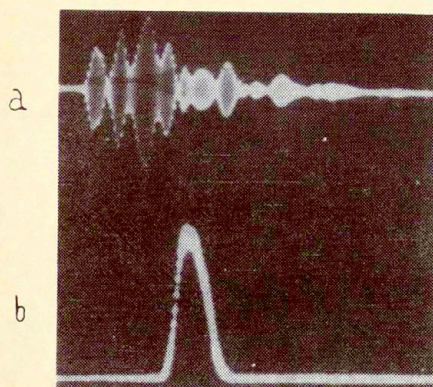
e



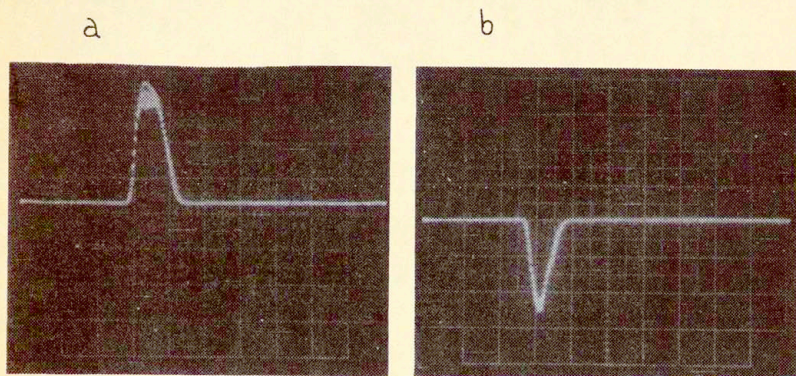
f



Rys. 39 - Dynamiczne profile przepływu w tętnicy szyjnej wspólnej /a/, tętnicy szyjnej wewnętrznej /b/, tętnicy udowej wspólnej /c/, jednocześnie w żyłę szyjną i tętnicę szyjną /d/, żyłę podobojczykową /e/ i żyłę udową /f/.



Rys. 40 - Echa ultradźwiękowe na wejściu układu TES uzyskane przy badaniu przepływu w tętnicy szyjnej wspólnej /a/ i profil przepływu w w/w tętnicy po stłumieniu ech stałych o  $\sim 55$  dB.



Rys.41 - Typowe chwilowe profile prędkości przepływu krwi w tętnicy szyjnej wspólnej /a/ i w żyłę szyjnej /b/ uzyskane przy pomocy aparatury typu UDP-30-TES. Długość podstawy czasu na zdjęciu odpowiada głębokości 5 cm w tkance miękkiej.

Prezentacja profili przepływu na ekranie lampy oscyloskopowej jest w zasadzie pewną modyfikacją prezentacji typu A, gdzie współrzędna  $x$  określa głębokość, a współrzędna  $y$  prędkość przepływu /w typowej prezentacji A współrzędna  $y$  jest proporcjonalna do natężenia sygnału ultradźwiękowego odbitego na granicy tkanek o różnych impedancjach akustycznych/.

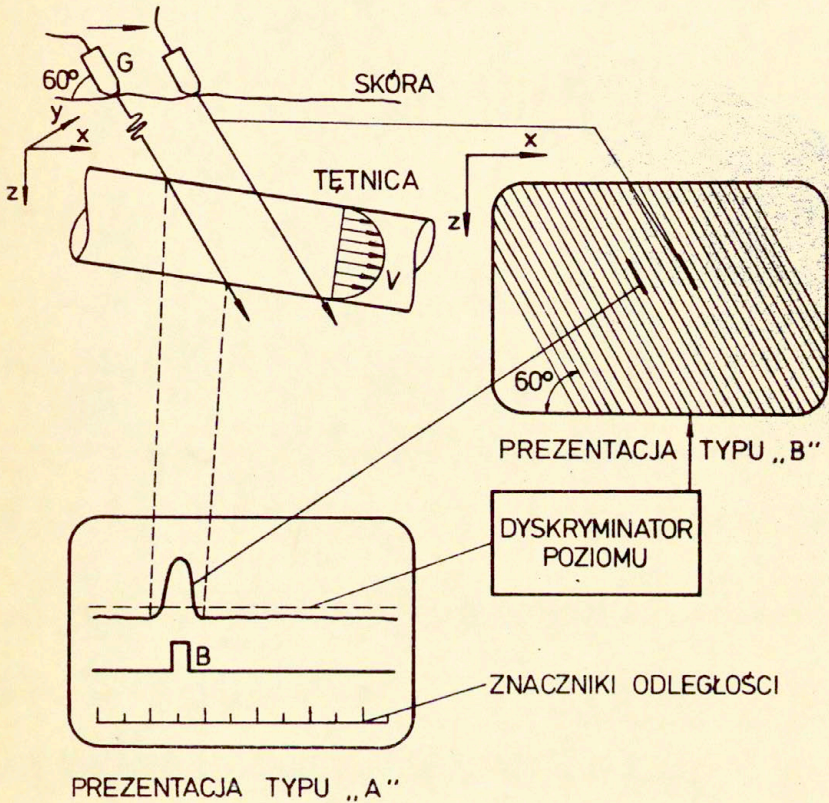
Poprzez połączenia układu detekcji fazowej z dyskryminatorem poziomu profili prędkości i układem modulacji jasności plamki na wskaźniku lampy oscyloskopowej możemy otrzymać system wizualizacji naczyń przypominający prezentację typu B /rys. 42/.

W systemie tym głowica ultradźwiękowa zamocowana jest w pantografie, którego ruch w osi  $x$  przetwarzany jest w układzie elektronicznym na ruch podstawy czasu w kierunku  $x$ . Współrzędna  $z$  określa natomiast głębokość. Profile prędkości przepływu odpowiadające kolejnym połączeniom głowicy nad badanym naczyniem zostają przetworzone w układzie dyskryminatora poziomu na sygnał modulujący jasność plamki na lampie oscyloskopowej. Podstawa czasu na ekranie lampy jest wygaszona w przypadkach braku przepływu krwi, a rozjaśniona jedynie przez sygnał odpowiadający profilowi prędkości. Długość rozjaśnionego odcinka podstawy czasu odpowiada średnicy naczynia w badanym miejscu.

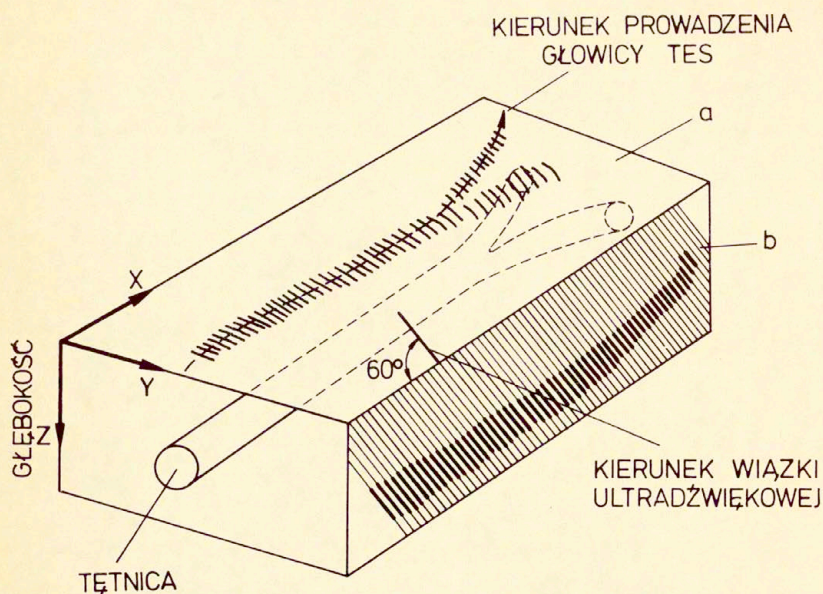
Rozwinięciem opisanej metody wizualizacji naczyń jest połączenie wizualizatora TES z układem wizualizacji dopplerowskiej fali ciągłej.

Jak podano w § 4.1 wizualizacja naczyń falą ciągłą umożliwia prezentację na ekranie lampy oscyloskopu badanego segmentu naczynia w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny ciała. Zgubiona tym samym zostaje informacja o kącie zawartym między kierunkiem wiązki ultradźwiękowej i naczyniem krwionośnym - istotnym parametrem w ilościowych pomiarach przepływu krwi ultradźwiękową metodą dopplerowską. Połączenie obu systemów prowadzi do wizualizacji przestrzennej [31].

Na rys. 43 przedstawiono zasadę wizualizacji w trzech wymiarach: w płaszczyźnie powierzchni ciała  $xy$  oraz we współ-



Rys. 42 - Zasada wizualizacji segmentu naczynia w systemie TES.



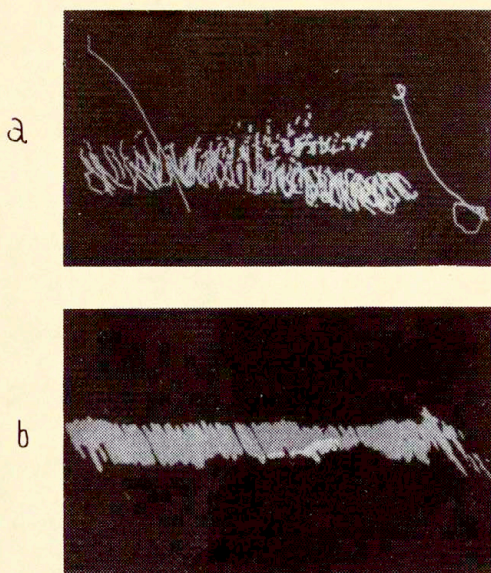
Rys. 43 - Zasada wizualizacji przestrzennej. Obraz w płaszczyźnie ciała otrzymuje się przy pomocy dopplerowskiej fali ciągłej, a obraz w płaszczyźnie prostopadłej do powierzchni ciała przy pomocy wizualizacji w systemie TSS.

rzędnej z odpowiadającej głębokości. W rozwiązaniu tym głowice ultradźwiękowe /fali ciągłej i impulsowa/ zamocowane są we wspólnym pantografie. Przy pomocy metody fali ciągłej otrzymuje się ogólny obraz naczynia głównie w celu wyznaczenia kierunku jego przebiegu pod skórą. Obraz ten zapamiętany na ekranie lampy oscyloskopowej znacznie ułatwia prowadzenie głowicy impulsowej nad naczyniem, a w przypadku rozgałęzienia /bifurkacji/ nad jego wybraną gałęzią.

Obraz tętnicy szyjnej w dwóch płaszczyznach przedstawiono na rys. 44. Całkowity czas badania segmentu naczynia nie przekracza 3 min.

Istotną zaletą wizualizacji naczyń w systemie TSS jest możliwość pomiaru kąta zawartego między naczyniem i powierzchnią





Rys. 44 - Przykład komplementarnego badania tętnicy szyjnej wspólnej, wewnętrznej i zewnętrznej: a - wizualizacja naczyń metodą ciągłą, b - wizualizacja w systemie TES segmentu tętnicy szyjnej wspólnej i szyjnej zewnętrznej.

skóry bezpośrednio na ekranie lampy oscyloskopowej. Dzięki temu można dokonywać bezwzględnych pomiarów prędkości przepływu z powierzchni skóry obu metodami: fali ciągłej i impulsową.

Ze względu na ograniczony materiał pomiarów klinicznych trudno jest przeprowadzić pełną ocenę opracowanej aparatury TES. Obecnie przechodzi ona badania w Klinice Chirurgii Naczyniowej CMKP w zakresie wizualizacji naczyń kończyn dolnych. Pierwsze wyniki wskazują, że oprócz wizualizacji naczyń, metoda będzie wyjątkowo przydatna w ocenie dynamiki przepływów wewnątrzsercowych w kardiologii dziecięcej. Równoległy kierunek badań dotyczył adaptacji aparatury do monitorowania przepływów w przeszczepach żylnych w leczeniu niedokrwienia mięśnia sercowego.

## 6. Podsumowanie i wnioski

Głównym celem niniejszej pracy było przedstawienie całości kształtu problemów związanych z wizualizacją naczyń krwionośnych przy pomocy różnych technik ultradźwiękowych opracowanych przez autora.

Na tle znanych i coraz częściej stosowanych w diagnostyce układu krążenia metod wykorzystujących zjawiska echa oraz zjawisko Dopplera, przedstawiono opracowane przez autora oryginalne metody wizualizacji przepływu ze szczególnym uwzględnieniem automatycznego pomiaru rejestracji uśrednionych w czasie profili przepływu krwi oraz dynamicznej wizualizacji w systemie TBS /tłumienie ech stałych/.

W oparciu o model Siegelmana i Reida rozproszenia fal ultradźwiękowych we krwi pokazano zależności energetyczne między sygnałami odbitymi od tkanek miękkich i sygnałami rozproszonymi we krwi. Wykazano, że energia tych ostatnich jest o ponad cztery rzędy wielkości mniejsze od energii sygnałów odbitych na granicy tkanek miękkich.

W związku z tym sygnały odpowiadające rozproszeniu ultradźwięków we krwi są na ogół niewykrywalne przy pomocy standardowej diagnostycznej ultradźwiękowej aparatury wykorzystującej zjawisko echa.

Obraz naczynia w prezentacji typu B lub TM przedstawiony jest na wskaźniku lampy oscyloskopowej w postaci jasnych punktów odpowiadających ściankom naczynia i zaczerpnionego pola odpowiadającego obszarowi wypełnionemu krwią. W przypadku zwężenia naczynia obraz jest czytelny i łatwy do interpretacji. Natomiast miękkie złoże o charakterze tłuszczowym są na ogół nierozróżnialne, dając obraz zaczerpniony podobny do obrazu krwi. Podobnie tkanki o izotropowej budowie odwzorowane zostają na ekranie w postaci równomiernie zaczerpnionego pola prowadząc do wieloznacznej interpretacji badania. Obrazy są statyczne bez możliwości śledzenia w czasie rzeczywistym dynamiki przepływów.

Nie mniej metody echa, a zwłaszcza prezentacja typu B, ze

względem na dużą głębokość penetracji /15 - 25 cm/ oraz dobrą rozdzielczość znalazły zastosowanie w badaniach tętniaków /nieprawidłowych rozszerzeń/ aorty. Wyniki badań pokrywają się w ponad 97% z wynikami badań przy pomocy angiografii rentgenowskiej i badaniami śródoperacyjnymi.

Metody te zawodzą jednak przy badaniu małych naczyń, położonych płytko pod powierzchnią skóry.

Do dynamicznych metod badania układu krążenia zalicza się metody dopplerowskie. Prosta metoda fali ciągłej przeznaczona jest do pomiarów liniowej prędkości przepływu w naczyniu bez możliwości oceny jego średnicy wewnętrznej /stopnia zwężenia/ a więc i ilości przepływającej krwi.

W dopplerowskiej metodzie impulsowej otrzymuje się informację o obu wielkościach, prędkości i średnicy naczynia a więc w konsekwencji o wydatku krwi. Jednakże pomiary takie są bardzo pracochłonne, co ogranicza zastosowanie aparatury w rutynowych badaniach klinicznych, zwłaszcza śródoperacyjnych.

Zaproponowana przez autora metoda automatycznego przesuwu bramki analizującej przepływ z jednoczesną rejestracją uśrednionego w czasie profilu prędkości przepływu znacznie przyspiesza badania i opracowywanie wyników.

Prawie dwuletnie badania kliniczne aparatury wykorzystującej tę technikę, w pełni potwierdziły jej przydatność w diagnostyce chorób naczyniowych.

Ostatnia część pracy dotyczy nowej metody dynamicznej wizualizacji przepływu. W metodzie tej zastosowano specjalny system przetwarzania sygnałów ultradźwiękowych polegający na eliminacji dużych echa stałych pochodzących od odbić od nieruchomych tkanek miękkich, pozostawiając na niezmiennym poziomie echa rozproszone od struktur ruchomych /np. od erytrocytów we krwi/.

Metoda ta, z punktu widzenia jednoczesnego pomiaru prędkości przepływu i średnicy badanego naczynia, jest równoważna wielokanałowej impulsowej metodzie dopplerowskiej z 280-cioma bramkami analizującymi. W opracowanej do dzisiaj na świecie aparaturze dopplerowskiej ilość równoległych kanałów z bramkami analizującymi przepływ nie przekracza 30-tu.

Trudno jest w pełni ocenić wartość kliniczną opracowanego systemu wizualizacji TES.

Niewątpliwie jej zaletą jest możliwość obserwacji w czasie rzeczywistym na ekranie lampy oscyloskopowej profili prędkości przepływu oraz bezpośredniego pomiaru średnicy naczynia w miejscu badanym.

Wydaje się, że w wielu przypadkach badań niedrożności lub zwężeń tętnic powierzchniowych metoda ta z powodzeniem zastąpi angiografię rentgenowską. Obecnie obrazy otrzymywane przy pomocy systemu TES w połączeniu z wizualizacją falą ciągłą umożliwiającą przestrzenną wizualizację badanego segmentu naczynia w angiografii rentgenowskiej otrzymuje się jedynie płaski obraz naczynia.

Pełne wykorzystanie zaproponowanej metody wymaga opracowania wygodnego systemu rejestracji w czasie rzeczywistym. Jedną z koncepcji dotyczy zastosowania w tym celu magnetycznej rejestracji obrazów przy pomocy magnetowidu - techniki coraz powszechniej używanej w rejestracji obrazów w echo kardiografii w czasie rzeczywistym.

Wnioski z przedstawionej pracy można podsumować następująco:

- 1<sup>o</sup> Natężenie fal ultradźwiękowych rozproszonych we krwi jest o ponad cztery rzędy wielkości mniejsze od natężenia fal ultradźwiękowych odbitych od tkanek miękkich.
- 2<sup>o</sup> Natężenie fal ultradźwiękowych odbitych od wewnętrznych ścianek naczynia ze zwężeniami spowodowanymi miękkimi złożeniami nie różni się zasadniczo od natężenia fal rozproszonych we krwi. W związku z tym zwężenia takie są niewykrywalne w prezentacji A, B i TM /por. tabela 2/.
- 3<sup>o</sup> Impulsowa metoda dopplerowska pomiaru przepływu krwi z automatycznym przesuwem bramki analizującej przepływ umożliwia jednoczesny pomiar prędkości przepływu, uśrednionego w czasie profilu przepływu oraz średnicy naczynia. Metoda ta ze względu na powtarzalność wyników i łatwość aplikacji znalazła zastosowanie w rutynowych badaniach przepływu krwi w naczyniach obwodowych oraz w śródoperacyjnym leczeniu ciśnienia nerko-pochodnego.

Opisana metoda, chociaż przyśpiesza rejestrację i interpretację wyników, może w przypadku pomiarów *in vivo* wprowadzić błąd w pomiarach w granicach 30%, co wynika z przyjętego uproszczenia na kształt uśrednionego w czasie profilu przepływu /por. wzór /18/, rys. 16/.

- 4<sup>o</sup> Jednoczesne pomiary ilości przepływającej krwi w tętnicy udowej niedokrwionej kończyny przy pomocy impulsowej metody dopplerowskiej i w segmencie uda przy pomocy tetrapolarnej metody reograficznej oraz wyznaczony na tej podstawie Indeks Krążenia Obocznego /IKO/ mogą być pomocne w określaniu ilości przepływającej krwi przez tętnice krążenia obocznego w badanym obszarze.
- 5<sup>o</sup> Opracowany system wizualizacji TES jest w przybliżeniu równoważny wielokanałowej dopplerowskiej aparaturze z 280-ma brankami analizującymi przepływ /por. wzór /19//.
- 6<sup>o</sup> System TES nadaje się do dynamicznej wizualizacji przepływu w czasie rzeczywistym z możliwością bezpośredniego pomiaru efektywnej wewnętrznej średnicy naczynia w miejscu badanym. Badania mogą być wielokrotnie powtarzane - dzięki temu metoda nadaje się do śledzenia procesu choroby przed, w czasie i po operacji.
- 7<sup>o</sup> Wizualizacja w systemie TES jest jedyną metodą wykorzystującą zjawisko Dopplera, w której kąt zawarty między wiązką ultradźwiękową i kierunkiem naczynia mierzony jest bezpośrednio na ekranie lampy oscyloskopowej. Dzięki temu można dokonać bezwzględnego pomiaru prędkości przepływu w dowolnym miejscu badanego segmentu naczynia.
- 8<sup>o</sup> System TES, dzięki szerokopasmowej charakterystyce wyjściowej układu nadaje się do wizualizacji bardzo szybkich przepływów /w zwężeniach tętnicy szyjnej/, dla których częstotliwość dopplerowska przekracza wartość kilkunastu kHz. W standardowej ultradźwiękowej dopplerowskiej metodzie impulsowej górna częstotliwość graniczna, zgodnie z teorią próbkowania Shannona-Kotielnikowa, równa jest połowie częstotliwości powtarzania nadawanych impulsów i nie przekracza na ogół wartości 7,5 kHz.
- 9<sup>o</sup> Opracowana aparatura została wdrożona do produkcji w Z.D.

"Techpan" IPPT PAN. Jej parametry techniczne przedstawiono w Dodatku.

10<sup>0</sup> Opracowana aparatura została zastosowana w badaniach klinicznych /przy czynnym współudziale autora/ w następujących działach medycyny /por. Dodatek/:

- chirurgii naczyniowej,
- kardiologii dziecięcej,
- położnictwie.

Metoda wizualizacji w systemie TES została zainicjowana przez autora w Instytucie Podstawowych Problemów Techniki PAN w ramach problemu węzłowego 10.4.3, a następnie zrealizowana technicznie podczas rocznego pobytu autora w Instytucie Fizjologii i Medycyny Stosowanej w Seattle /USA/ w ramach problemu badawczego nr NO1 - HV - 7 - 2926 Ministerstwa Zdrowia, Edukacji i Opieki Społecznej USA.

Obecnie, opisana aparatura znajduje się w stadium wdrażania do produkcji w Z.D. "Techpan" IPPT PAN.

## 7. Piśmiennictwo

1. 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. Vol. BME-21, No 2 March /1974/
2. BERGEL D.H., Cardiovascular fluid dynamics, vol.1, Academic Press, London /1972/
3. BOBROW M., BLACKWELL N., UNRAU A.E., ELEANY B., Absence of any observed effect of ultrasonic irradiation on human chromosomes. J. Obst. Gynec. Brit. Wnlth., 78, 730-736 /1971/
4. BORDERS S.E., FRONEK A., KEMPER W.S., FRANKLIN D., Ultrasonic Energy Backscattered from blood. An experimental determination of the variation of sound energy with hematocrit, J.A.S.A. /w druku/
5. 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/
6. BRODY W.R., MEINDL I.D., Theoretical analysis of the C.W. Doppler ultrasonic flowmeter, IEEE Trans. on Biom. Engng. 21, 3, 183-192 /1974/
7. BUSCHMAN W., Ultrasonic imaging of arterial wall echoes., Ultrasound in Med. and Biol., 1, 33-43 /1975/
8. CARPENTIER M.O., Radar. Nouveaux concepts. Publ. Dunod Paris /1966/
9. CHIVERS R.C., PARRY R.J., Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues, J.A.S.A., 63, 3, 940-963 /1978/
10. CHROŚCICKI A., FILIPCZYŃSKI L., SĘCOMSKI W., NOWICKI A., Mechanizm przepływu krwi przez prawe serce na podstawie pomiarów techniką dopplerowską - fali ciągłej lub impulsowej jedno i wielokanałowej. Mat. do publikacji z konf. Polskiego Towarzystwa Pediatrycznego, październik, Warszawa /1979/
11. ETIENNE J., FILIPCZYŃSKI L., ILMURZYŃSKA K., SARMOWSKI J., Ultrasonokardiograf UKG-1 i jego zastosowanie do badania czynności serca, Probl. Techn. Med., 1, 19 /1970/
12. ETIENNE J., KRĘTOWICZ J., GRONIEWSKI J., NOWICKI A., Analiza widmowa ultradźwiękowych sygnałów dopplerowskich uzyskiwanych w położnictwie, Ginekologia Polska, 45, 89 /1978/
13. ETIENNE J., FILIPCZYŃSKI L., GRONIEWSKI J., KRĘTOWICZ J., NOWICKI A., Three ultrasonic methods of placenta location,

Proc. of FASE 78, II-18, 89-92, Sept. 18-22, Warszawa /1978/

14. FILIPCZYŃSKI L., KRĘTOWICZ J., NOWICKI A., POMALŃSKI T., STARZYŃSKA J., Badanie wpływu ultradźwięków promieniowanych przez detektor tętna na chromosomy człowieka w hodowli limfocytów, *Archiwum Akustyki* 8, 3, 247-264, /1973/
15. FILIPCZYŃSKI L., ŁYPACEWICZ G., SĄŁKOWSKI J., WASZCZUK T., Automatic eye visualization and ultrasonic intensity determination in focused beams by means of electrodynamic and capacitance methods. Proc. 2 nd European Congress on Ultrasonic in Medicine Munich 12-16 May /1975/ *Excerpta Medica Amsterdam* /1975/
16. FILIPCZYŃSKI L., STARZYŃSKA J., Bezpieczeństwo badań ultradźwiękowych, Diagnostyka ultradźwiękowa w położnictwie i chorobach kobiecych, pod redakcją L.Filipczyńskiego i I. Roszkowskiego, PZWL, Warszawa /1977/
17. FILIPCZYŃSKI L., NOWICKI A., BORODZIŃSKI K., Impulsowy ultradźwiękowy miernik przepływu i profilu prędkości cieczy zwłaszcza krwi płynącej w naczyniach krwionośnych. Patent PRL Nr 99449 /1976/
18. FILIPCZYŃSKI L., GRONIEWSKI J., ŁYPACEWICZ G., SĄŁKOWSKI J., WASZCZUK T., Konstrukcja ultrasonografu UG-4 i jego zastosowanie w położnictwie i ginekologii, *Probl.Techn.Med.* 6, 231 /1975/
19. FISH P.J., Multi-channel, direct resolving Doppler angiography, Proc. 2 nd European Congress on Ultrasonic in Medicine, Munich 12-16 May /1975/ *Excerpta Medica Amsterdam* /1975/
20. FRANKLIN D.L., SCHLEGAL W.A., RUSHMER R.F., Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound, *Science*, 134, 564-565 /1961/
21. JORGENSEN J.E., CAMPAU D.N., BAKER D.W., Physical characteristic and mathematical modelling of pulsed ultrasonic flowmeter. *Med.and Biol.Engng.*, 12, 4, 404-420 /1973/
22. McDONALD D.S., Blood flow in arteries. Publ.Edward Arnold Ltd., London /1974/
23. McLEOD F.Jr., Multichannel pulsed Doppler techniques, In.: Cardiovascular applications of ultrasound, 85-107, Ed.R.S. Reneman, North Holland Publ.Comp. Amsterdam /1974/
24. MOZERSKY D.J., HOKANSON D.E., SUMNER D.S., STRANDNESS D.E., Ultrasonic visualization of the arterial lumen., *Surgery*, vol.72, 2, 253-259 /1972/
25. NOWICKI A., Ultradźwiękowa dopplerowska impulsowa metoda pomiaru przepływu krwi, *Archiwum Akustyki*, 12, 4, 353-370, /1977/ /również w jęz.angielskim/



26. NOWICKI A., Automatic simplified measurement of blood flow by means of ultrasonic pulse Doppler method. Digest of papers of 1 st Mediterranean Conf. on Med. and Biol. Engng., Vol.1, 4-17, September 12-17, Sorrento /1977/
27. NOWICKI A., Sposób wyznaczenia kąta nachylenia wiązki ultradźwiękowej względem naczynia krwionośnego oraz urządzenia do realizacji tego sposobu. Patent PRL nr 97775 /1976/
28. NOWICKI A., Pomiary i rejestracja przepływu krwi za pomocą dopplerowskiej metody impulsowej, Archiwum Akustyki /w druku/
29. NOWICKI A., BORODZIŃSKI K., Quantitative steady flow measurements with pulsed ultrasonic Doppler velocity meter., Proc.Scientific.Conf.of the Faculty of Electr.Engng.Techn. Univ., Brno, B-57, 193-202, June 3-5, Brno /1975/
30. NOWICKI A., REID J., An infinite gate pulse Doppler. Proc. of 23 rd. AIUM, 139, Oct. 20-23, San Diego /1978/
31. NOWICKI A., REID J.M., Infinite gate pulse Doppler, Ultrasound in Medicine and Biology /w druku/
32. PERONNEAU P.A., KHAARD M., NOWICKI A., PELLET M., DELOUCHE Ph., HINGAIS 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/
33. PERONNEAU P., BOURNAT J.P., BOUGNON A., BARBET A., KHAARD M., Theoretical and practical aspects of pulsed Doppler flowmetry; real-time application to the measure of instantaneous velocity profiles in vitro and in vivo in: Cardiovascular application of ultrasound, 66-84, Ed.R.S.Reneman, North Holland Publ.Comp., Amsterdam /1974/
34. REID M.J., The scattering of ultrasound by tissues, N.B.S. Special Publ. No 453, 29-47 /1976/
35. REID J.M., SPENCER M.P., Ultrasonic Doppler technique for imaging blood vessels, Science, 176, 1235-1236 /1972/
36. REID J.M., SIGELMANN R.A., NASSER M.G., BAKER D.W., The scattering of ultrasound by human blood. Proc.8th ICMBE, Chicago-Illinois, July 20-25 /1969/
37. ROEVROS J.M.J.G., Analogue 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.S.Reneman, North Holland Publ.Comp., Amsterdam /1974/
38. RYKOWSKI H., CZERNIK A., WESOŁOWSKI J., KWISIENIAK Z., ZA-

- REMBOWSKI M., The value of ultrasounds in the diagnosis and prognosis of the abdominal aorta, *Materia Medica Polona*, vol.10, 4, 37 /1978/
39. RYKOWSKI H., SZCZAWIŃSKI A., RATYŃSKI B., WESOŁOWSKI J., NOWICKI A., STAWOWIAK S., KWIEŃNIAK Z., Przydatność ultradźwiękowego oznaczania przepływu po rekonstrukcji tętnicy nerkowej dla późniejszego rokowania, *Polski Przegląd Chirurgiczny /w druku/*
  40. RYKOWSKI H., SZCZAWIŃSKI A., NOWICKI A., WESOŁOWSKI J., KWIEŃNIAK Z., STRYGA W., ZAREMBOWSKI M., Value of ultrasonic blood flow measurement in renovascular surgery. *British Journal of Surgery /w druku/*
  41. SATOMURA S., Study of the flow patterns in peripheral arteries by ultrasonic. *J.Acoust.Soc.Japan*, vol.15, 151-158, /1959/
  42. SHUNG K.K., SIGELMANN R.A., REID J.M., Scattering of ultrasound by blood. *IEEE Trans.ob Biom.Engng.*, Vol. BME-23, 6 Nov. /1976/
  43. SIEGELMANN R.A., REID J.M., Analysis of ultrasound backscattering from an ensemble of scatterers excited by sinewave burts. *J.Acoust.Soc.Am.*, 53, 1351 /1973/
  44. SKOLNIK M.I., Introduction to radar system. *Publ.McGraw Hill Comp.Inc.*, New York /1962/
  45. SPENCER M.P., REID J.M., DAVIS O.L., PAULSON P.S., Cervical Carotid Imaging with a continuous wave Doppler flowmeter, *Stroke*, 5, 145-154 /1974/
  46. SPENCER M.P., REID J.M., THOMAS G.I., Non invasive cerebrovascular evaluation. *Special Publ. of IAPM*, Seattle, Washington /1977/
  47. URKOVITZ H., Analysis and synthesis of delay line periodic filters, *IRE Trans.*, vol. CT-4, 41-53 /1957/
  48. WESOŁOWSKI J., ZAKRZEWSKI Z., MILLER J., NOWICKI A., BORO-DZIŃSKI K., Przydatność przepływomierza ultradźwiękowego w umiejscowieniu przetoki tętniczo-żylnej, *Polski Przegląd Chirurgiczny*, 48, 709-712 /1976/
  49. WESOŁOWSKI J., NOWICKI A., Zastosowanie ultradźwiękowego impulsowo-dopplerowskiego miernika przepływu krwi w chirurgii, *Polski Przegląd Chirurgiczny*, 50, 1, 41-48 /1978/
  50. WESOŁOWSKI J., NOWICKI A., Przydatność ultradźwiękowych przepływomierzy polskiej produkcji do badania tętnic i żył *Polski Tygodnik Lekarski*, T.XXXII, Nr 23 /1977/

51. WESOŁOWSKI J., NOWICKI A., BORKOWSKI M., HUBL S., ZAREMBOWSKI M., KWIETNIAK Z., Zastosowanie ultradźwiękowego detektora przepływu krwi UDF-10 produkcji krajowej do badań drożności tętnic obwodowych. Wiadomości Lekarskie, XXX, 18 1427-1432 /1977/
52. WESOŁOWSKI J., NOWICKI A., TOPOLSKA B., PAWLICKI G., PAŁKO T., FILIPCZYŃSKI L., RYKOWSKI H., - Próba oznaczania ilościowego przepływu krwi w krążeniu obocznym poprzez porównanie przepływu krwi w kończynie prawidłowej i niedokrwionej metodą ultradźwiękową i reograficzną. Polski Przegląd Chirurgiczny /w druku/
53. WESOŁOWSKI J., KLUKOWSKI M., ORŁOWSKI J., ZAREMBOWSKI M., KWIETNIAK Z., KOWALSKI A., RYKOWSKI H., Wybór poziomu amputacji kończyn przy użyciu ultradźwięków. Polski Przegląd Chirurgiczny 50, 671 /1978/
54. WHITE S.W., ANGUS J.A., McRITCHIE R.J., PORGBS 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/
55. WOMERSLEY J.R., Flow in the larger arteries and its relation to the oscillating pressure. J.Phys., 124, 31-32 /1964/

## S t r e s z c z e n i e

W pracy przedstawiono ultradźwiękowe metody, aparaturę i zastosowania kliniczne wizualizacji przepływów krwi w naczyniach krwionośnych.

Na podstawie obliczeń teoretycznych energii fal ultradźwiękowych i rozproszonych w hipotetycznym modelu anatomicznym tkanek otaczających naczynie krwionośne wykazano, że energia fal odbitych od tkanek miękkich jest o ponad cztery rzędy wielkości większa od energii fal rozproszonych we krwi. W związku z tym aparaty ultradźwiękowe wykorzystujące metodę echa /prezentacja A, B i TM/ na ogół nie nadają się do wizualizacji naczyń z niewielkimi wewnętrznymi skręplinami oraz naczyń ze znacznym spowolowanym złogami o charakterze tłuszczowym. Te ostatnie są często nierozróżnialne, ponieważ energia fal odbitych od nich jest bliska energii fal rozproszonych we krwi.

Do drugiej grupy ultradźwiękowych metod wizualizacji naczyń krwionośnych należą metody wykorzystujące zjawisko Dopplera.

Omówiono znane metody pomiaru prędkości przepływu krwi oraz wizualizacji przepływu przy pomocy fali ciągłej i impulsowej, a na tym tle dwie nowe metody /oraz ich mutacje/ opracowane przez autora:

Pierwsza z nich to impulsowa metoda dopplerowska z automatyczną bramką analizującą przepływ, przeznaczona do pomiarów i rejestracji uśrednionych w czasie profili prędkości przepływu krwi. Aparatura wykorzystująca tę metodę, pod nazwą "Impulsowy ultradźwiękowy miernik przepływu i profilu prędkości krwi typu UDP-30" została wdrożona do produkcji w Z.D. "Techpan" IPPT PAN i znalazła zastosowanie w przezskórnych i śródoperacyjnych badaniach niedrożności tętnic obwodowych oraz w śródoperacyjnych pomiarach przepływu w zwężonych tętnicach nerkowych w chirurgicznym leczeniu nadciśnienia nerko-pochodnego.

Następnie przedstawiono szereg mutacji opracowanej aparatury oraz metod przeznaczonych do badań przepływów krwi, a mianowicie:

a/ do pomiarów i wizualizacji krwi w naczyniach krwionośnych,

- b/ do badań przepływów wewnątrzsercowych,
- c/ do badań przepływów krążkowych i lokalizacji krążyska w problematyce położniczej.

Druga z metod opracowanych przez autora przeznaczona jest do dynamicznej wizualizacji w czasie rzeczywistym przepływów krwi. W metodzie tej zastosowano specjalny system przetwarzania sygnałów polegający na tłumieniu echa stałych /TES/ pochodzących od odbić fal ultradźwiękowych od tkanek miękkich z ciągłym pomiarem fazy sygnałów rozproszonych we krwi.

Układ tłumienia echa stałych został opracowany w oparciu o własności filtrów okresowych przy zastosowaniu kwarcowych linii opóźnicowych. Osiągnięto stopień tłumienia echa stałych przekraczający 55 dB, co przy zastosowaniu oryginalnego detektora fazy sygnałów rozproszonych we krwi umożliwia obserwację w czasie rzeczywistym profili przepływu krwi. Dzięki temu można bezpośrednio ocenić wewnętrzną średnicę naczynia /wielkość zwężenia/ w miejscu badanym.

Łatwość aplikacji opracowanej aparatury, powtarzalność wyników oraz całkowite bezpieczeństwo badań ultradźwiękowych pozwoli w wielu przypadkach zastąpić lub co najmniej ograniczyć stosowanie angiografii rentgenowskiej - metody nieobojętnej dla zdrowia chorego - jedynie do przypadków wątpliwych.

Aparatura do dynamicznej wizualizacji naczyń w systemie TES /UDF-30-TES/ znajduje się obecnie w trakcie wdrażania do produkcji w Z.D. "Techpan" IPPT PAN.

ULTRADŹWIĘKOWE METODY  
WIZUALIZACJI NACZYŃ KRWIONOŚNYCH  
I PRZEPŁYWÓW KRWI

D O D A T E K

T a b e l a I - Zastosowania kliniczne opracowanej przez autora ultradźwiękowej impulsowej aparatury dopplerowskiej w chirurgii naczyniowej, kardiologii dziecięcej i położnictwie

Dział medycyny	Rodzaj zastosowania	Typ aparatury, uwagi
1	2	3
	Pomiary prędkości średniej i maksymalnej w zwężonych tętnicach kończyn dolnych, pomiary profilu prędkości a/	UDP-30 /prototyp UDIMP/, badania pozwalają na ustalenie miejsca i stopnia zwężenia tętnicy. Przeszkorna i śródoperacyjna lokalizacja miejsca odcinkowej niedrożności oraz bezpośrednia ocena zrekonstruowanego łożyska naczyniowego [49, 50]
	Pomiary ilości przepływającej krwi przed, w czasie i po operacji rekonstrukcyjnej tętnic obwodowych a/	UDP-30 z automatyczną rejestracją uśrednionych w czasie profili przepływu krwi. Ilościowa pomiary przepływu w tętnicach kończyn dolnych [25, 26, 52]
Chirurgia naczyniowa	Pomiary ilości przepływającej krwi w tętnicy nerkowej a/	UDP-30 /prototyp UDIMP/. Pomiary przeprowadzone są w czasie operacji zwężonych tętnic nerkowych w chirurgicznym leczeniu nadciśnienia nerko-pochodnego. Zwiększenie ilości przepływającej krwi w tętnicy nerkowej świadczy o prawidłowości wykonanej rekonstrukcji [39, 40]
	Badanie przetok tętniczo-żylnych a, b/	UDP-30 /UDIMP/. Lokalizacja przetok tętniczo-żylnych w obrębie kończyn dolnych i górnych oraz śródoperacyjnie w narządach mięśśniowych [48]
	Wizualizacja naczyń obwodowych kończyn dolnych oraz tętnic i żył szyjnych a/	UDP-30-TES. Pomiary i ocena w czasie rzeczywistym dynamiki przepływu krwi w badanym przekroju naczyń. Bezpośrednia ocena średnicy naczyń a/ w miejscu badanym [30, 31]

## T a b e l a I - c. d.

1	2	3
Kardiologia	Badanie przepływu wewnątrzsercowych u dzieci i młodzieży c/	UDP-30-8. Ocena przepływu przez zastawkę trójdzielną, drogę odpływu prawej komory zastawkę dwudzielną i drogę odpływu lewej komory [10]
działająca	Wizualizacja przepływów wewnątrzsercowych u dzieci i młodzieży c/	UDP-30-TM3. Badanie wad zastawki płucnej i aortalnej oraz przecieków na poziomie przedsionków, komór i przetrwałego przewodu tętniczego [10]
Poloznictwo	Badanie przepływów łożyskowych d/	UDP-30 /2, 5 MHz/. Pomiar przepływów w przybliżeniu pewnowy, lokalizacja łożyska - Jego położenie i wysokość na przedniej lub tylnej ścianie macicy [12, 13]

- a/ Klinika Chirurgii Naczyniowej CMKP w Warszawie. Kierownik prof.dr H.Rykowski
- b/ Oddział Chirurgiczny Szpitala Czerniakowskiego w Warszawie. Ordynator doc.dr J.Miller
- c/ Samodzielna Pracownia Patofizjologii Układu Krążenia Instytutu Pediatrii AM w Warszawie, Kierownik prof.dr A.Chrościcki
- d/ II Klinika Położnictwa i Chorób Kobiocych w Warszawie. Kierownik prof.dr I.Roszkowski



T a b e l a II - Parametry techniczne opracowanej przez autora ultradźwiękowej impulsowej aparatury dopplerowskiej przeznaczonej do badania układu krążenia

P a r a m e t r	UDP - 30	UDP-30-8	UDP - 30 - TFS
Częstotliwość nadajnika $f_n$ [MHz]	2,5	5	4.379060
Częstotliwość powtarzania $F_p$ [MHz]	4,88	9,76	15.639
Maksymalny zasięg [cm]	15,4	7,7	5
Maksymalna częstotliwość dopplerowska $f_d$ [kHz]	2,4	4,8	pomiar 7,5 wizualiz. 50
Maksymalna migrzona prędkość przepływu $v/\theta = 60/$ [cm/s]	148	148	260
Nieliniowość w pomiarze prędkości w zakresie od 5 do 150 cm/s [%]	1	1	1
Czas trwania impulsu nadawczego [ $\mu$ s]	2,10,50	1, 5	1
Czas trwania bramki analizującej [ $\mu$ s]	1 - 50	1 - 20	1 - 20
Rozdzielczość [mm]	2 - 35	1 - 3,5	1 - 3,5
Ilość ramek analizujących	1	1	8
Natężenie fal ultradźwiękowych [ $mW/cm^2$ ]	10 - 200	15 - 300	15 - 300
Automatyczny przesuw bramki analizującej	+	+	-
Pomiar kąta $\theta$	-	+	+
Zastosowanie	Położnictwo, lokalizacja żołyśka. Kardiologia - przepływy wewnątrzserco- we u dorosłych/2,5 MHz/ diagnostyka i chirurgia naczyniowa i przepływy wewnątrzsercowe u dzieci i mitochondry /5 MHz/	Przepływy wewnątrz- serwoce u dzieci i mitochondry	Diagnostyka i chi- rurgia naczyń ob- wodowych, wizuali- zacja naczyń, prze- pływy wewnątrzser- cowe u dzieci i mitochondry

# S P I S   T R E Ś C I

	str.
1. Wstęp . . . . .	3
2. Odbicie i rozproszenie fal ultradźwiękowych w tkankach miękkich i we krwi . . . . .	5
3. Ultradźwiękowe metody echa w wizualizacji naczyń krwionośnych . . . . .	15
4. Dopplerowskie metody wizualizacji przepływu krwi. . . . .	22
4.1. Wprowadzenie . . . . .	22
4.2. Pomiar i rejestracja przepływu krwi przy pomocy dopplerowskiej metody impulsowej. . . . .	26
4.3. Wielokanałowa impulsowa metoda dople- rowska . . . . .	44
5. Dynamiczna wizualizacja naczyń. . . . .	50
5.1. Wprowadzenie . . . . .	50
5.2. Zasada wizualizacji przepływu w systemie TES. . . . .	52
5.3. Schemat blokowy i opis działania urządze- nia do wizualizacji naczyń w systemie TES . . . . .	61
6. Podsumowanie i wnioski. . . . .	74
7. Piśmiennictwo . . . . .	79
Streszczenie. . . . .	84
Dodatek . . . . .	86