



**SKRYPT DO LABORATORIUM**

# **ELEKTRONICZNA APARATURA MEDYCZNA**

## **ĆWICZENIE 9: Metody ultradźwiękowe: technika dopplerowska**

**dr hab. inż. Jerzy Wtorek**

**dr inż. Adam Bujnowski**

**Gdańsk, 2010**



**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



## 1. Opis ćwiczenia

### Wymagania wstępne:

Od studentów realizujących ćwiczenie wymaga się znajomości podstawowych zagadnień fizjologii, umiejętności posługiwania się oprogramowaniem Matlab, .

### Cele ćwiczenia:

Zapoznanie studentów z podstawowymi właściwościami elektronicznej aparatury wspomagającej diagnostykę i terapię.

### Zestaw przyrządów

Komputer klasy PC z systemem operacyjnym co najmniej MS Windows XP, aparat SonoMed, karta dźwiękowa.

### Spodziewane efekty kształcenia - umiejętności i kompetencje:

Umiejętność doboru sposobu przetwarzania sygnału w zależności od jego właściwości. Wykorzystanie wiedzy o właściwości sygnału do konstruowania układów pomiarowych spełniających kryteria zapewniające wymaganą jakość ultradźwiękowego sygnału dopplerowskiego. Student będzie potrafił ocenić wpływ wybranych czynników na jakość rejestrowanego sygnału dopplerowskiego.

### Metody dydaktyczne:

Samodzielna praca pod nadzorem i bez nadzoru nauczyciela. Studenci samodzielnie realizują pomiary, zestawiają i konfigurują układy pomiarowe. W tych czynnościach są wspomagani przez nauczyciela prowadzącego zajęcia. Następnie samodzielnie opracowują wyniki przeprowadzonych pomiarów, analizują je i przedstawiają wynikające wnioski.

### Zasady oceniania/warunek zaliczenia ćwiczenia

Ćwiczenie uważane jest za zrealizowane, gdy wykonane zostały wszystkie zadania opisane w dalszej części. Istotny wpływ na ocenę mają wnioski, które zostaną przedstawione w sprawozdaniu.

### Wykaz literatury podstawowej do ćwiczenia:

1.	Skrypt do wykładu Biosygnaly
2.	Skrypt do ćwiczenia

## 2. Przebieg ćwiczenia

L.p.	Zadanie
1.	Zapoznać się z instrukcją do ćwiczenia 9
2.	Zestawić i przygotować stanowisko do pomiarów.
3.	Przeprowadzić pomiary wg spisu zadań.
4.	Przegrać pliki zawierające dane pomiarowe.

### UWAGA!

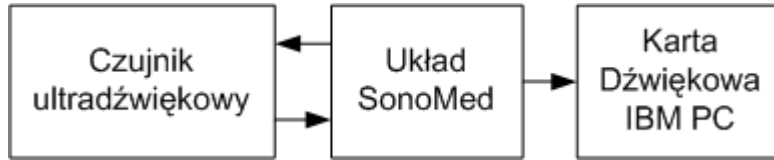
Każdorazowa zmiana układu pomiarowego wymaga jej zatwierdzenia przez prowadzącego zajęcia jeszcze przed włączeniem zasilania!!! Studenci nieprzestrzegający tej zasady nie będą mogli kontynuować ćwiczenia!!!

### 3. Wprowadzenie do ćwiczenia

Ćwiczenie umożliwia zapoznanie się z właściwościami techniki dopplerowskiej wykorzystywanej do oceny przepływu krwi w naczyniach.

#### 3.1. Stanowisko pomiarowe

Stanowisko pomiarowe składa się z miernika ultradźwiękowego SonoMed oraz karty dźwiękowej w komputerze.



Rys. 1. Układ pomiarowy do oceny przepływu krwi za pomocą czujnika ultradźwiękowego (pomiar ciągły)

Układ pomiarowy SonoMed umożliwia ocenę przepływu krwi za pomocą czujnika fali ciągłej. Sygnał wyjściowy przesyłany jest na wyjścia słuchawek. Sygnał z tego wyjścia należy podłączyć na wejście mikrofonowe karty dźwiękowej.

#### 3.2. Oprogramowanie

Oprogramowanie pozwala na prezentację i zapis danych pomiarowych do plików.

### 4. Forma i zawartość sprawozdania

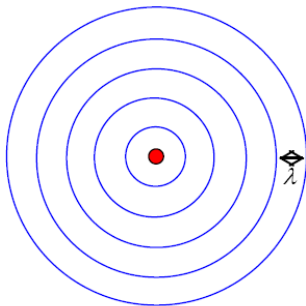
Adekwatna do spisu zadań w protokole do ćwiczenia 9.

## Dodatki

Metody ultradźwiękowe znajdują szerokie zastosowanie w technice a w medycynie zajmują znaczącą pozycję wśród stosowanych technik oceny układu krążenia. W ramach przedmiotu *Techniki obrazowania medycznego* była możliwość zapoznania się z wykorzystaniem tej techniki do obrazowania, tzw. ultrasonografią. W ramach tego ćwiczenia przedstawiona zostanie tzw. technika dopplerowska. Za pomocą tej techniki można określać przemieszczanie się płynów w obrębie organizmu, szczególnie przepływ krwi w naczyniach.

### Zjawisko Dopplera

Zjawisko Dopplera dotyczy ruchu falowego, zarówno fal dźwiękowych jak i elektromagnetycznych. Na rynku można znaleźć urządzenia wykorzystujące obydwa typy fal (np. radar do pomiaru prędkości samochodów, czy przepływomierz pozwalający na oszacowanie przepływu krwi w tętnicach). Zjawisko Dopplera związane jest ze zmianą częstotliwości dźwięku emitowanego przez źródło poruszające się względem obserwatora. Zjawisko to zaobserwował Doppler w 1842 r. Efekt ten jest szeroko wykorzystywany do pomiaru prędkości, najczęściej w wyniku odbicia fali od poruszającego się obiektu, ultradźwięków od erytrocytów w przepływającej krwi, fal elektromagnetycznych od poruszających się samochodów lub chmur (radar). Pozwala na pomiar prędkości poruszających się galaktyk (tzw. przesunięcie podczerwone). W przypadku będącego w spoczynku, punktowego źródła dźwięku obserwowany układ fali przyjmie postać pokazana na rysunku D1.



Koncentryczne okręgi reprezentują „szczyty” fali generowanej przez centralne źródło punktowe o częstotliwości  $f_0$ . Odległość pomiędzy szczytami wynosi  $\lambda$  i jest ona związana z częstotliwością za pomocą zależności  $f_0 = v/\lambda$ , gdzie  $v$  jest prędkością fali. Obserwujący je stacjonarny obserwator określi częstotliwości fali równa  $f_0$ .

Rys. D1. Fale dźwiękowe emitowane przez punktowe źródło stacjonarne

Okręgi oddalone są od siebie o długość fali,  $\lambda$ , i przemieszczają się w kierunku na zewnątrz od centralnego punktu z prędkością fali dźwiękowej  $v$ . Jeżeli źródło ma częstotliwość  $f_0$  to odstępy czasu pomiędzy „szczytami” fali opuszczającej źródło opisane są zależnością:

$$\tau_0 = \frac{1}{f_0} \quad (D1)$$

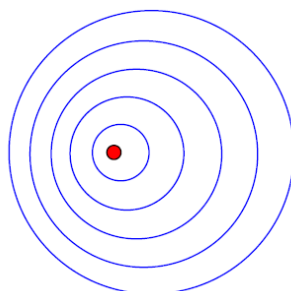
W momencie, gdy bieżący „szczyt” opuszcza źródło poprzedni znajduje się w odległości:

$$\lambda = v\tau_0 \quad (D2)$$

Uwzględniając zależność (D1) otrzymujemy równość:

$$\lambda f_0 = v \quad (D3)$$

Efekt Dopplera wynika z faktu, że w przypadku poruszającego się źródła fala kołowa (zakładając, że źródło porusza się z mniejszą prędkością niż fala) jest emitowana w nowym położeniu źródła. Szczyt fali kołowej rozpoczyna swoje przemieszczanie się na zewnątrz i jego centrum jest położone jest w miejscu gdzie było położone źródło w momencie jego emisji, niezależnie od następującego po tym momencie ruchu źródła.



Rys. D2. „Szczyty” fali emitowanej przez poruszające się źródło z prędkością  $v_z$  w lewą stronę

Dlatego, gdy źródło porusza się ze stałą prędkością środki (centra) emitowanych fal kołowych będą równomiernie rozłożone wzdłuż drogi, po której się ono przemieszcza. W szczególności, gdy źródło z rys. D1 przemieszcza się w lewo to szczyty fali utworzą wzór pokazany na rysunku D2. Z rysunku 2 możemy wyciągnąć wniosek, że długość fali w kierunku, w którym przemieszcza się źródło jest krótsza, a kierunku przeciwnym dłuższa niż w przypadku źródła będącego w spoczynku. W czasie jednego okresu, tzn.  $\tau_0$ , źródło przebędzie drogę  $v_z \tau_0$ . W tym samym czasie poprzednio wyemitowany „szczyt” przemieści się o odległość  $\lambda$ . Dlatego nowa odległość pomiędzy szczytami (nowa długość fali  $\lambda'$ ) będzie wynosiła:

$$\lambda' = \lambda - v_z \tau_0 \quad (D4)$$

Oczywiście te fale poruszają się z prędkością  $v$  (zakładamy, że środowisko w którym fala jest propagowana nie zmienia się!). Stąd łatwo obliczyć częstotliwość fali generowanej przez poruszające się źródło korzystając z zależności (D3):

$$f' = \frac{v}{\lambda'} \quad (D5)$$

Z powyższej zależności możemy otrzymać zależność opisującą częstotliwość poruszającego się źródła i obserwowaną przez nieruchomego obserwatora:

$$f' = \frac{v}{\lambda'} = \frac{v}{\lambda - v_z \tau_0} = \frac{v}{\lambda} \cdot \frac{1}{1 - v_z \tau_0 / \lambda} = f_0 \frac{1}{1 - v_z / v} \quad (D6)$$

W przypadku, gdy źródło oddala się od obserwatora z prędkością  $v_z$  zależność (D6) przyjmuje postać:

$$f' = f_0 \frac{1}{1 + v_z / v} \quad (D7)$$

Obecnie rozważmy sytuację, gdy źródło o częstotliwości  $f_0$  pozostaje w spoczynku a porusza się (względem źródła) obserwator z prędkością  $v_{obs}$ . Ponadto przyjmijmy, że prędkość rozchodzenia się fali wynosi  $v$  a jej długość (odległość pomiędzy „szczytami”)  $\lambda$ . Załóżmy, że czas jaki upływa obserwatorowi pomiędzy momentami „napotkania” dwóch kolejnych „szczytów” fali wynosi  $\tau'$ . W tym czasie obserwator przebędzie drogę  $\tau' \cdot v_{obs}$ , a przemieszczający się w jego kierunku następny szczyt fali przebędzie drogę  $\tau' \cdot v$ . Suma dróg powinna być równa długości fali co zapiszemy:

$$\tau' \cdot v_{obs} + \tau' \cdot v = \tau' (v_{obs} + v) = \lambda \quad (D8)$$

Z powyższej zależności wynika, że okres z jakim obserwator będzie spotykał kolejne „szczyty” fali wynosi:

$$\tau' = \frac{\lambda}{v_{obs} + v} \quad (D9)$$

Pamiętając, że częstotliwość fali jest odwrotnością jej okresu:

$$f' = \frac{1}{\tau'} = \frac{v_{obs} + v}{\lambda} = \frac{v}{\lambda} \cdot \left(1 + \frac{v_{obs}}{v}\right) = f_0 \left(1 + \frac{v_{obs}}{v}\right) \quad (D10)$$

Jeżeli zarówno obserwator jak i źródło poruszają się z prędkościami skierowanym do siebie i wynoszącymi odpowiednio  $v_{obs}$  i  $v_z$  to częstotliwość fali „widziana” przez obserwatora będzie opisana następującą zależnością:

$$f' = f_0 \left( \frac{1 + v_{obs}/v}{1 - v_z/v} \right) \quad (D11)$$

Zatem obydwa ruchy prowadzą do zwiększenia częstotliwości obserwowanej fali. Jeżeli obserwator lub źródło porusza się w przeciwnym kierunku niż to rozważano powyżej to w celu otrzymania poprawnej zależności należy zmienić znak odpowiedniej wielkości  $v_{obs}$  i/lub  $v_z$ .

Należy pamiętać, że zależności przedstawione powyżej nie obowiązują w przypadku fal elektromagnetycznych, np. światła. Wynika to z faktu, że ich prędkość nie jest relatywna względem medium, w którym się rozchodzi a względem obserwatora. Wymaga to odpowiedniego opisu, który można znaleźć w podręczniku współczesnej fizyki. Zmiana częstotliwości dla fali optycznej, gdy relatywna prędkość zbliżania się źródła względem obserwatora wynosi  $v$  dana jest zależnością:

$$f' = f_0 \sqrt{\frac{1 + v/c}{1 - v/c}} \quad (D12)$$

gdzie  $c$  jest prędkością światła.

W zastosowaniach medycznych obserwator (czujnik) nie porusza się, a porusza się „wtórne” źródło sygnału. Od elementów strukturalnych krwi (erytrocytów) fala ultradźwiękowa odbija się. Erytrocyt staje się zatem ruchomym źródłem promieniowania fali. W zastosowaniach tych często posługujemy się pojęciem przesunięcia częstotliwości zamiast sama częstotliwością. Przesunięcie częstotliwości definiowane jest jako różnica:

$$\Delta f = f' - f_0 = f_0 \frac{1}{1 \pm v_z/v} - f_0 = f_0 \left( 1 - \frac{1}{1 \pm v_z/v} \right) \quad (D13)$$

$$\Delta f = \pm f_0 \left( \frac{v_z/v}{1 \pm v_z/v} \right) \quad (D14)$$

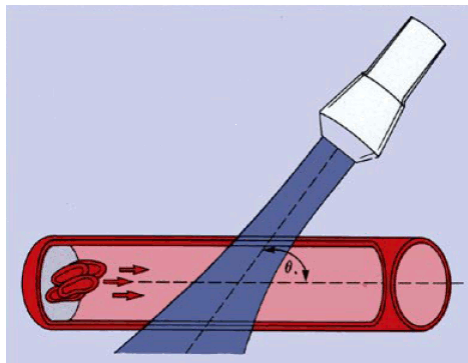
Jeżeli przyjmiemy, że prędkość erythrocytu jest pomijalnie mała względem prędkości rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w tkankach (w przybliżeniu prędkość ta jest równa prędkości fali ultradźwiękowej w wodzie, ok. 1500 m/sek.) to zależność można uprościć do postaci:

$$\Delta f = \pm 2f_0 \frac{v_z}{v} \quad (D15)$$

Jeżeli uwzględnimy fakt, że przetwornik ułożony jest względem naczynia pod pewnym kątem to zależność (D15) należy zmodyfikować do postaci:

$$\Delta f = 2f_0 \frac{v_z}{v} \cos \theta \quad (D16)$$

gdzie  $\theta$  jest kątem pomiędzy kierunkiem przepływu, a kierunkiem nadźwiękowania.



Rys. D3. Definicja kąta w zależności (D16)

Można więc przyjąć, że przy stabilnym i stałym kącie nadźwiękowania przepływającej krwi zmiana częstotliwości odbieranego sygnału ultradźwiękowego jest wprost proporcjonalna do prędkości przepływającej krwi. Nie oznacza to, że w odbieranym sygnale widoczny jest tylko jeden prążek. Należy wziąć pod uwagę, że rozkład prędkości przepływającej krwi w naczyniu nie jest płaski (taka sama prędkość w każdym punkcie przekroju poprzecznego naczynia) a paraboliczny. Oznacza to, że w zależności od miejsca odbicia fali ultradźwiękowej zmiana częstotliwości będzie różna.

## Typy mierników dopplerowskich

Do pomiaru prędkości za pomocą ultradźwięków potrzebne jest źródło fali ultradźwiękowej oraz odbiornik fali odbitej (rozproszonej). Rozróżnia się dwa typy urządzeń, z falą ciągłą i impulsowe. Do generacji i pomiarów fal ultradźwiękowych używa się specjalnych przetworników, których konstrukcja oparta jest na materiałach posiadających właściwości piezoelektryczne. Piezoelektryczność to zjawisko generowania ładunku (napięcia) przez elementy poddawane mechanicznemu ścisnaniu lub rozciąganiu, lub na odwrót zmiany wymiarów tych elementów na skutek przykładania do nich napięcia. Wielkość napięcia wytworzonego w ten sposób jest wprost proporcjonalna do wielkości przyłożonej siły (ciśnienia). Zjawisko to jest odwracalne. Piezoelektryki to materiały krystaliczne, zarówno monokrystalły jak i polikrystalły.

### **Miernik z falą ciągłą**

Określenie fala ciągła dotyczy sposobu nadźwiękowania badanego obszaru. Oznacza to, że system pomiarowy w sposób ciągły, nieprzerwany wysyła falę ultradźwiękową do badanego obszaru.

### **Miernik z falą impulsową**

W mierniku z falą ciągłą nie ma możliwości uzyskania informacji położeniu naczynia krwionośnego w badanym segmencie ciała. Taką możliwość daje miernik z falą impulsową. Wówczas zamiast dwóch przetworników stosuje się jeden

pracujący naprzemiennie, raz jako nadajnik i raz jako odbiornik przez kontrolowany czs i odpowiednio opóźniony względem czasu nadźwiękawiania tkanki.

## Moc sygnału dopplerowskiego

W literaturze można znaleźć różne modele tłumaczące zjawisko echogenności krwi, które można zaliczyć do dwóch kategorii, cząsteczkowej i ciągłej. Wykorzystując podejście cząsteczkowe Cloutier i Shung [Cloutier i Shung] zaproponowali następującą zależność opisującą widmową gęstość mocy:

$$P(\omega)d\omega = \sigma_b \frac{HWV(v)}{V_c} dv \quad (D1)$$

gdzie  $\sigma_b$  - przekrój rozpraszania wstecznego erythrocytu, H – hematokryt, W współczynnik upakowania uwzględniający oddziaływanie pomiędzy elementami rozpraszającymi,  $V_c$  – objętość erythrocytu,  $V(v)dv$  jest objętością erythrocytów poruszających się z prędkością w przedziale od v do v+dv. Przekrój rozpraszania wstecznego erythrocytu  $\sigma_b$  opisany jest zależnością

$$\sigma_b = \frac{\pi^2 V_c^2}{\lambda^4} \left[ \frac{K_e - K_o}{K_o} + \frac{\rho_o - \rho_e}{\rho_e} \right]^2 \quad (D2)$$

gdzie  $\lambda$  jest długością fali ultradźwiękowej, K – ściśliwością odpowiednio erythrocytu (indeks e) i osocza (indeks o) i analogicznie  $\rho$  jest gęstością.

W zależności (D1) istotne jest prawidłowe określenie współczynnika W. Prace nad jego prawidłowym opisem trwały wiele lat oraz wymagały przeprowadzenia szeregu eksperymentów, ale w rezultacie doprowadziły do następującej zależności:

$$W = \frac{H(1-H)^2}{[1+(c-1)H]^2} \left[ (1-H)^2 + \frac{4cd(1-H)}{1+5d} + \frac{H^2 c^2 d^2}{1+4d} \right] \quad (D3)$$

gdzie c jest współczynnikiem kształtu oraz korelacji pomiędzy cząsteczkami, a d parametrem reprezentującym wariancję rozmiaru cząsteczek.

Stochastyczna natura sygnału dopplerowskiego oraz mała wartość współczynnika SNR (ang. signal to noise ratio) powoduje, że wyznaczenie średniej wartości prędkości z widma dopplerowskiego charakteryzuje się dużą wariancją. Oznacza to, że wyznaczana wartość jest nieprecyzyjna (nawet błędna). Jest to szczególna cecha tzw. kolorowych Dopplerów.



Rys. D4. Czynniki wpływające na moc sygnału dopplerowskiego RBC (ang. Red Blood Cell)

Średnia moc widma dopplerowskiego dobrze koreluje z echogennością krwi. Obydwa parametry zależą jednak od wielu parametrów związanych (turbulencja, szybkość przepływu, siły ścinania, itp.) i niezwiązanych (czas obserwacji, metody przetwarzania sygnału, sposób obliczania prędkości, itp.) z przepływem krwi. Zostały one zebrane na rysunku Dx.

Wydaje się, że najistotniejszą rolę w determinowaniu poziomu sygnału dopplerowskiego odgrywa agregacja erythrocytów (RBC). Agregacja jest szczególnie widoczna dla małych prędkości (siły ścinania) przepływu krwi. Podczas przepływu

pulsacyjnego, takiego z jakim mamy do czynienia w tętnicach, profil prędkości może się znacznie zmieniać. Począwszy od płaskiego w początkowej fazie skurczu, poprzez paraboliczny w czasie szczytu skurczowego i zależnego od hematokrytu do zawierającego znaczną przyścienną składową wsteczną w czasie zmniejszającego się przepływu. Zmienny profil prędkości, siły ścinania i dynamika przepływu w czasie jednego cyklu prowadzi do formowania i likwidacji agregatów krwinek. Uważa się, że jest to dominujący czynnik zmieniający moc sygnału dopplerowskiego w cyklicznym przepływie krwi. Intuicyjne założenie, że moc sygnału dopplerowskiego jest proporcjonalna do liczby (gęstości) przemieszczających się komórek jest nieuzasadnione. Nie uwzględnia bowiem one korelacji pomiędzy elementami rozpraszającymi falę ultradźwiękową. Okazuje się, że wraz z przepływem zmienia się także koncentracja (lokalnie) komórek. W czasie jednego cyklu przepływu pulsacyjnego zmienia się nie tylko rozmiar elementów rozpraszających (agregacja) ale także korelacja pomiędzy nimi. Dlatego przepływ turbulentny, który przeciwdziała korelacji (właściwie prowadzi do jej braku) jednocześnie prowadzi do wzrostu sygnału rozpraszającego. Podobny efekt związany jest z częstością uderzeń serca. Wzrost częstości akcji serca i skrócenia okresu rozkurczu oraz większe siły ścinania zmniejszają liczbę agregujących komórek i tym samym poziom sygnału dopplerowskiego. Jest to słuszne tak długo, jak długo wzrost nie prowadzi do przepływu turbulentnego.

### **Sztuczna krew**

Do laboratoryjnych badań ultrasonograficznych pozwalających na ocenę właściwości tej techniki stosuje się tzw. fantomy. Jest to metoda szeroko stosowana w ocenie właściwości m.in. technik obrazowania. W przypadku oceny właściwości techniki dopplerowskiej konieczne jest użycie płynu o ultradźwiękowych właściwościach zbliżonych (najlepiej identycznych) do właściwości krwi. Przykładem takiej „sztucznej” krwi jest płyn, w którym rozproszone rozpraszające cząsteczki nylonowe o średnicy 5 $\mu$ m oraz rozpuszczono glicerol, dekstran i środek czynny powierzchniowo. Wodę należy wcześniej przefiltrować w celu usunięcia wszelkich zawiesin oraz odpowietrzyć.

### **Literatura dodatkowa**

K. V. Ramnarine, D. K. Nassiri, P. R. Hoskins, and J. Lubbers, “Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 24, pp.451–459, 1998

Cloutier G., ShungK. K., *Cyclic variation of the power of ultrasonic Doppler signals backscattered by polystyrene microspheres and porcine erythrocyte suspensions*, *Transaction BME*, vol. 40(9), 953 -962, 1993