

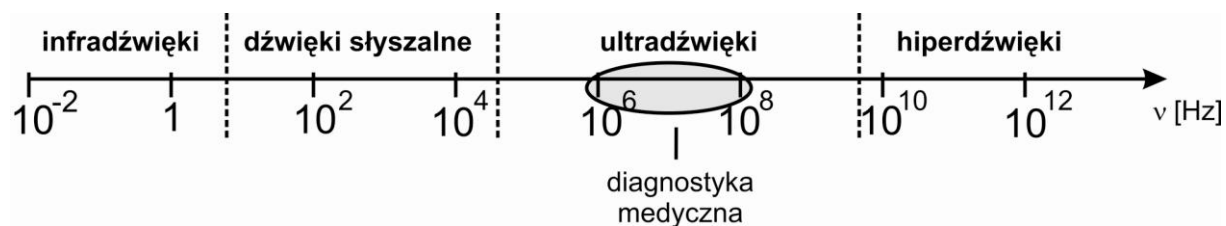
M6

## Fizyczne podstawy stosowania ultradźwięków w medycynie. Ultrasonografia.

### Zagadnienia:

- Drgania mechaniczne.
- Fala mechaniczna – powstawanie, mechanizm rozchodzenia się, właściwości, równanie fali harmonicznej.
- Fala akustyczna jako przykład fali mechanicznej, właściwości fali akustycznej, równanie fali akustycznej, krzywe izofoniczne.
- Zjawisko odbicia i załamania fal jako istota obrazowania ultrasonograficznego – współczynnik odbicia, współczynnik przenikania, impedancja akustyczna.
- Zjawiska mające wpływ na interpretację obrazu usg: rozproszenie fali, interferencja, tłumienie fal akustycznych.
- Źródła ultradźwięków w aparaturze usg, odwrotny efekt piezoelektryczny.
- Typy prezentacji usg: A, B, M.
- Rozdzielczość w obrazowaniu usg: rozdzielczość przestrzenna, czasowa i dynamika kontrastu.
- Efekt Dopplera i jego wykorzystanie w diagnostyce usg.

Fale akustyczne o różnych częstotliwościach mają różny wpływ na organizm ludzki. Zakres od 20 do 20 000 Hz wywołuje u ludzi wrażenia słuchowe. Wyższe zakresy częstotliwości nazywane ultradźwiękami są dla nas niesłyszalne. Wykorzystują je niektóre zwierzęta jak nietoperze czy walenie do orientacji w przestrzeni czy porozumiewania się. W medycynie część zakresu fal ultradźwiękowych wykorzystywana jest w diagnostyce i terapii.



**Celem ćwiczenia jest zapoznanie studentów z fizycznymi podstawami ultrasonografii.**

Istotę obrazowania ultrasonograficznego stanowi zjawisko odbicia fal (echo). Głowica aparatu usg, wykorzystując zjawisko odwrotnego efektu piezoelektrycznego, wytwarza fale ultradźwiękowe. Fale te wysyłane są w głąb tkanek, gdzie odbijają się i wracają do głowicy. Powracające echa, w zależności od stosowanej w aparacie prezentacji usg, są wzmacniane, odpowiednio przetwarzane i prezentowane. Obecnie najczęstsza jest prezentacja typu B (patrz niżej).

Wielkość powracającego echa zależy od wielu czynników, których znajomość umożliwia prawidłowe interpretowanie obrazu usg. Fala ultradźwiękowa oprócz odbicia podlega zjawiskom załamania, interferencji, rozproszenia, jak również absorpcji. W ultrasonografii istotne są także takie parametry jak: impedancja akustyczna tkanek, kształt powierzchni odbijających czy właściwości elastyczne tkanek.

Jeśli fala pada na granicę dwóch tkanek to jej część odbije się od granicy ośrodków, a część przeniknie dalej. Wielkość echa określa współczynnik odbicia fali  $R$  na granicy ośrodków o różnych impedancjach akustycznych  $Z_1$  i  $Z_2$ .

$$R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

Impedancja akustyczna jest równa iloczynowi gęstości ośrodka  $\rho$  i prędkości rozchodzenia się w nim fali  $v$ . Stąd:

$$R = \left( \frac{\rho_2 v_2 - \rho_1 v_1}{\rho_2 v_2 + \rho_1 v_1} \right)^2$$

Jeśli  $Z_1 = Z_2$ , to  $R = 0$  i nie obserwujemy odbicia fali. Tkanki miękkie mają bardzo zbliżone wartości impedancji akustycznych i dlatego tylko niewielka część fali jest odbijana na granicach między tkankami. Bardzo ważne jest usunięcie warstwy powietrza między głowicą a skórą, ponieważ w tym przypadku różnica impedancji akustycznych jest dość znaczna i fala odbijałaby się od skóry zamiast przenikać do głębszych warstw tkanek. Stąd powszechne stosowanie żeli ultrasonograficznych.

Gdy fala pada na powierzchnię pod pewnym kątem na granicę ośrodków o różnych impedancjach akustycznych to część fali, przenikająca do drugiego ośrodka, załamuje się zgodnie z prawem Snelliusa. Dla kątów padania większych niż kąt graniczny dla danych dwóch ośrodków fala ulega całkowitemu odbiciu.

Zjawisko załamania fali może być źródłem błędnej oceny położenia obiektu

obrazowanego na monitorze. Fala przenikając przez granice kilku ośrodków może za każdym razem ulegać załamaniu i powracające echo jest wtedy rejestrowane w nieprawidłowym miejscu.

Wpływ na uzyskiwany obraz usg mogą mieć jeszcze inne zjawiska falowe:

**Rozproszenie** - występuje kiedy wymiary obiektu lub niejednorodności ośrodka są znacznie mniejsze od długości fali. Zarówno w obrazowaniu narządów jak i pomiarach dopplerowskich interesuje nas jedynie ta część fal rozproszonych, która powraca do przetwornika odbiorczego. Zjawisko rozproszenia ma podstawowe znaczenie w pomiarach dopplerowskich przepływu krwi.

**Interferencja** – lokalne rozproszenie i odbicie części energii fali powoduje, że fale cząstkowe nakładają się na siebie. W zależności od fazy interferujących fal ich suma ma zmienną amplitudę. Interferencja fal rozproszonych powodują, że nawet dla jednorodnych narządów ich obraz ultrasonograficzny ma ziarnistą strukturę.

**Tłumienie** – energia fal ultradźwiękowych ulega zmniejszeniu w czasie propagacji w tkankach. Spadek energii zależy głównie od przewodności cieplnej, tarcia wewnętrznego, lepkości, rozproszenia, procesów molekularnych, dyspersji prędkości oraz nieliniowej propagacji fal dla większych natężeń.

### **Rodzaje prezentacji usg:**

**Prezentacja typu A** (*ang. amplitude*) – najstarszy typ prezentacji. Przetwornik piezoelektryczny wytwarza krótkie impulsy. Echa od narządów leżących w odległości  $d$  od przetwornika powracają do niego po czasie  $t = 2d/c$ . Odebrane echa po wzmocnieniu zostają doprowadzone do układów odchylenia pionowego podstawy czasu lampy oscyloskopowej. Czas odkładany jest na poziomej podstawie czasu, której wychylenia w pionie występują w miejscach odpowiadających położeniu struktur odbijających falę ultradźwiękową. Z pomiaru czasu jaki upływa między powrotem kolejnych ech wyznaczamy wymiary narządów.

**Prezentacja typu B** (*ang. brightness*) – echa ultradźwiękowe są wyświetlane na ekranie monitora jako plamki. Jasność plamki jest proporcjonalna do amplitudy echa. Poziomy wymiar plamki zależy od szerokości echa u jego podstawy. Im większe echo tym plamka jest jaśniejsza.

**Prezentacja typu M** (*ang. motion*) – ma zastosowanie gdy badany obiekt jest w ruchu, np. przy obrazowaniu struktur serca, czy badaniach aorty brzusznej. Obraz ma kształt wykresu, gdzie wzdłuż osi pionowej rejestrowane są się echa powracające od ruchomych

narządów, a na osi poziomej upływający czas. Wielkość rejestrowanego echa zależy od odległości badanej struktury od głowicy usg.

### **Wykorzystanie efektu Dopplera do pomiaru prędkości przepływu krwi**

Zjawisko Dopplera występuje, kiedy źródło i/lub odbiornik fali są w ruchu. Zmiana częstotliwości odbieranej fali w stosunku do częstotliwości fali nadanej zależy od prędkości poruszania się nadajnika i/lub odbiornika. Efekt Dopplera wykorzystuje się do wyznaczania prędkości przepływu krwi.

Krwinki posiadają rozmiary mniejsze niż stosowane w diagnostyce usg długości fal, co powoduje efekt rozproszenia. Każda krwinka jest niezależnym źródłem nowej fali o losowym rozkładzie amplitudy i fazy. Pomimo gęstego upakowania krwinek we krwi przyjmuje się, że rozproszenie na krwinkach spełnia prawo Rayleigha.

W rozpatrywanej metodzie należy wziąć pod uwagę, że efekt Dopplera zachodzi podwójnie. Najpierw głowica jest nieruchomym źródłem fali, a krwinki ruchomymi odbiornikami, następnie krwinki stają się ruchomymi źródłami fali, a głowica nieruchomym odbiornikiem. Krwinki poruszają się w naczyniu krwionośnym z różną prędkością – najszybciej wzdłuż osi naczynia, wolniej w pobliżu ścianek. Suma rozproszonych we krwi fal charakteryzuje się więc pewnym widmem o różnych częstotliwościach. Za pomocą analizy widmowej wyznaczany jest udział poszczególnych składowych w całkowitym sygnale powracającym do głowicy.

Założmy, że krwinka porusza się ze stałą prędkością  $v$ . Gdy uwzględnimy kąt  $\theta$  między kierunkiem propagacji fali, a kierunkiem prędkości krwinki, częstotliwość fali odbieranej przez krwinkę  $f'$  wynosi:

$$f' = f \frac{c + v \cos \theta}{c}$$

gdzie:

$f$  – częstotliwość fali wysyłanej przez głowicę,

$c$  – prędkość ultradźwięków względem ośrodka.

Następnie krwinka staje się nadajnikiem, a głowica odbiornikiem, który odbiera falę o częstotliwości  $f''$ :

$$f'' = f' \frac{c}{c - v \cos \theta}$$

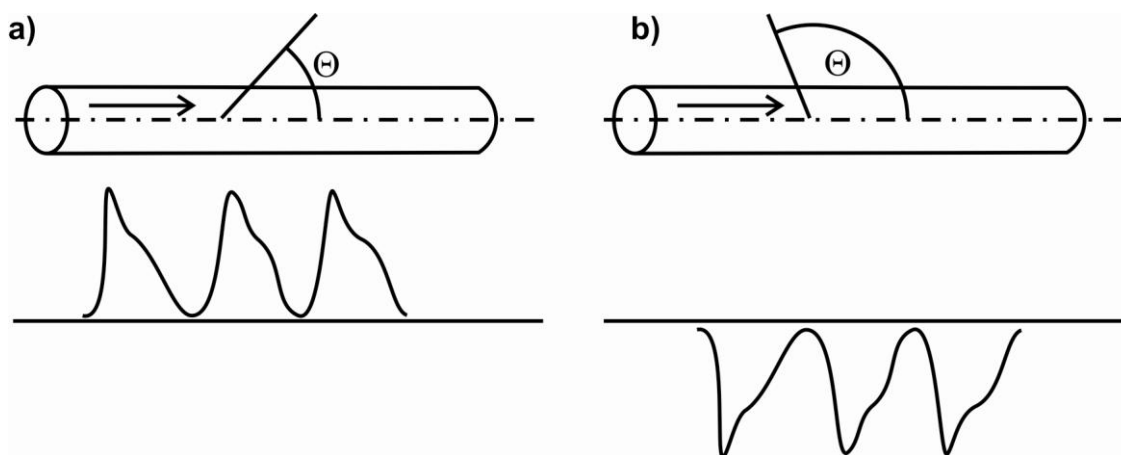
$$f'' = f \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta}$$

Różnica między częstotliwościami fal wysłanych  $f$  i odebranych  $f''$  przez głowicę nazywana jest częstotliwością dopplerowską  $f_d$ . Kiedy prędkość poruszania się krwinki  $v$  jest znacznie mniejsza od prędkości rozchodzenia się ultradźwięków  $v \ll c$ , częstotliwość dopplerowska wynosi:

$$f_d = f \frac{2v \cos \theta}{c}$$

Jeżeli kąt  $\theta$  jest równy  $0^\circ$ , ( $\cos 0^\circ = 1$ ) składowa prędkości odpowiadająca za efekt Dopplera jest po prostu równa  $v$ . Natomiast gdy przepływ krwi jest prostopadły do wiązki, ( $\cos 90^\circ = 0$ ) efektu Dopplera nie obserwujemy.



W zakresie kątów od  $0^\circ$  do  $90^\circ$  wartości kąta  $\cos \theta$  są dodatnie, a w zakresie  $90^\circ$  do  $180^\circ$  ujemnie, częstotliwość dopplerowska  $f_d$  przyjmuje wartości dodatnie lub ujemne i krzywe przepływu krwi wychylają się odpowiednio do góry lub do dołu (Ryc. 1).




Ryc. 1. Schemat przepływu krwi w kierunku głowicy usg, ustawionej pod kątem  $\theta$  do podłużnej osi naczynia; a) kąt  $\theta < 90^\circ$ ,  $f_d > 0$ ; b)  $\theta > 90^\circ$ ,  $f_d < 0$ .

### Instrukcja do ćwiczenia:

Do dyspozycji jest urządzenie łączące ultrasonografię dwuwymiarową i badanie dopplerowskie, wyposażone w głowicę liniową. Celem ćwiczenia jest odnalezienie naczyń krwionośnych szyi. Następnie wyznaczenie ich wymiarów w prezentacji typu B oraz prędkości przepływu krwi w analizie sygnału dopplerowskiego.

1. Sprawdź czy podłączony jest kabel zasilający.
2. Włącz urządzenie zielonym włącznikiem znajdującym się z tyłu aparatu.
3. Jeśli chcesz możesz wprowadzić swoje dane. Wciśnij przycisk P.Id. Na dole ekranu pojawi się pasek MENU wprowadzania danych. Korzystając z klawiszy: M1 – M4 można wprowadzić potrzebne dane. Wprowadzone dane akceptujemy klawiszem enter.
4. Wybierz prezentację typu B poprzez wciśnięcie klawisza B. Nanieś żel na głowicę, przyłóż głowicę do szyi i spróbuj poszukać struktur wewnętrznych w postaci naczyń krwionośnych i tarczycy.
  - w celu zwiększenia zasięgu badania („zmniejszenie” obrazu) należy wcisnąć klawisz  $\Delta$  [Depth]; w celu zmniejszenia zasięgu badania („zwiększenie” obrazu) należy wcisnąć klawisz  $\nabla$ [Depth].
5. Gdy uznasz, że uzyskany obraz jest czytelny zatrzymaj go (zamrożenie obrazu) klawiszem .
6. Wykonaj pomiary zobrazowanych struktur. Pomiary są możliwe tylko w trybie zamrożenia obrazu.
  - W menu pomiarowe wchodzimy wybierając klawisz funkcyjny **MEAS** – automatycznie zostanie uaktywniony kursor „x” i menu pomiarowe.
  - Trackbalem lub strzałkami kierunkowymi naprowadzamy kursor na punkt początkowy pomiaru, wciskamy klawisz **FIX** – kursor ustali się na punkcie. Aktywnym (migającym) zostaje drugi kursor w parze pomiarowej. Powtarzamy operację z drugim kursorem. Po wciśnięciu klawisza **FIX** uaktywni się kolejna para kursorów pomiarowych „+”. Możliwe jest ustawienie 4 par kursorów pomiarowych.
  - Każdy pomiar można modyfikować w każdej chwili wciskając klawisz menu (**M1** – **M4**) odpowiadający danemu pomiarowi. Klawisz **FIX** umożliwia wybór dowolnego kursora z pary. Wszystkie pomiary możemy skasować klawiszem **Esc**.
7. Wydrukuj obraz przyciskając klawisz print.
8. Sprawdź czy na głowicy jest wystarczająca ilość żelu, odblokuj obraz klawiszem  i znajdź naczynie krwionośne
9. Wejdź w moduł kolorowego dopplera klawiszem CF. Na ekranie pojawi się ramka dopplerowska. Znaczniki ramki określają obszar, w którym będzie wyświetlana kolorowa prezentacja. Trackbalem lub strzałkami kierunkowymi ustaw ramkę na wybranym naczyniu.

10. Włącz tryb TRIPLEX przez naciśnięcie klawisza D. Na ekranie pojawi się linia wskaźnika D oraz podświetlona na zielono bramka dopplerowska. Za pomocą trackbala lub strzałek kierunkowych przesunij bramkę na wybrane naczynie. Jeśli widmo dopplerowskie nie jest widoczne wciśnij dwukrotnie M5.
11. Staraj się ustawić tak głowicę, aby otrzymać ładne widmo dopplerowskie. Ustaw odpowiednio linię bazową widma (wciśnij klawisz Base Line i posłuż się strzałkami). Można także regulować głośność klawiszem Audio.
12. Jeżeli otrzymany obraz jest zadowalający zatrzymaj go klawiszem . Po zatrzymaniu obrazu automatycznie dokonywany jest pomiar 6 wartości:
  - PSV (Peak Systolic Velocity) – szczytowa prędkość skurczowa,
  - EDV (End Diastolic Velocities) – prędkość końcowo rozkurczowa,
  - TAM (Time Averaged Mean peak velocities) – prędkość średnia,
  - RI (Resistance Index) – indeks oporowy,
  - PI (Pulsatility Index) – indeks pulsacji,
  - S/D (Peak Systolic to end Diastolic) – stosunek poszerzenia widma.
13. Wydrukuj obraz przyciskając klawisz print.
14. Korzystając z informacji spisanych z urządzenia oblicz częstotliwość dopplerowską, zarówno w skurczu jak i w rozkurczu, odpowiadającą prędkości przepływu krwi w badanym naczyniu .  
Załóż, że prędkość rozchodzenia się ultradźwięków we krwi  $c = 1570$  m/s.
15. Przedyskutuj otrzymane wyniki.