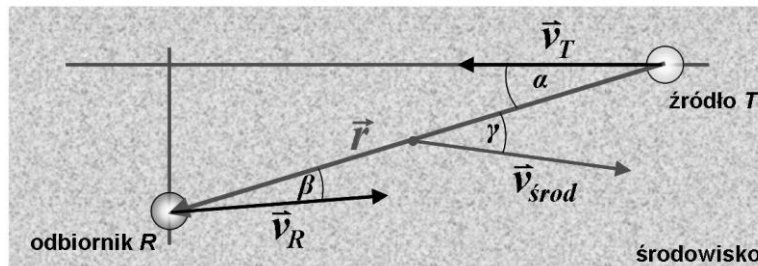


Bio- i Hydroakustyka

12. Zjawisko Dopplera w bioakustyce. Rodzaje zobrazowań dopplerowskich.

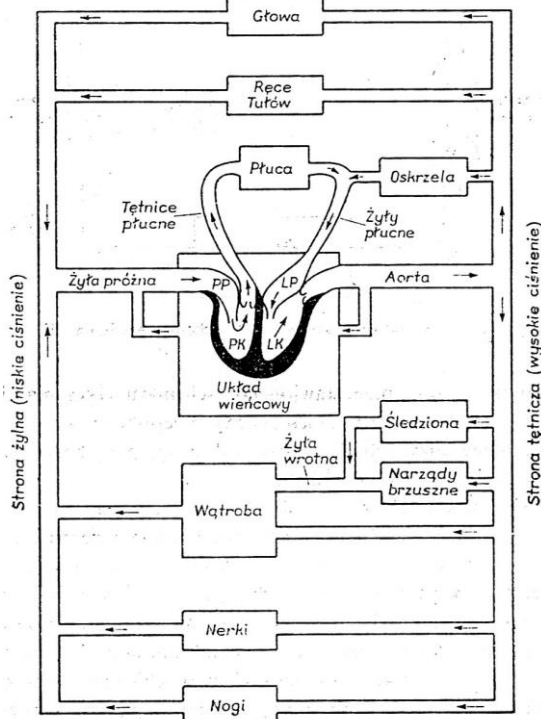
S1. PLANSZA TYTUŁOWA

S2. Zjawisko Dopplera



$$f_R = \frac{c \pm v_R \cdot \cos(\alpha(\vec{r}, \vec{v}_R))}{c \mp v_T \cdot \cos(\beta(\vec{r}, \vec{v}_T))} \cdot f_T \quad f_R = \frac{c \pm v_R \cdot \cos(\alpha(\vec{r}, \vec{v}_R)) \pm v_{\text{środownisko}} \cdot \cos(\gamma(\vec{r}, \vec{v}_{\text{środownisko}}))}{c \mp v_T \cdot \cos(\beta(\vec{r}, \vec{v}_T)) \mp v_{\text{środownisko}} \cdot \cos(\gamma(\vec{r}, \vec{v}_{\text{środownisko}}))} \cdot f_T$$

S4. Funkcje i schemat układu krążenia



Systemem krwionośnym rządzą 2 układy sterujące:

- sterowanie ogólne, obejmujące swoim zasięgiem wszystkie narządy organizmu,
- sterowanie lokalne, wybiórczo regulujące przepływ w jednym lub paru narządach (lub ich częściach).

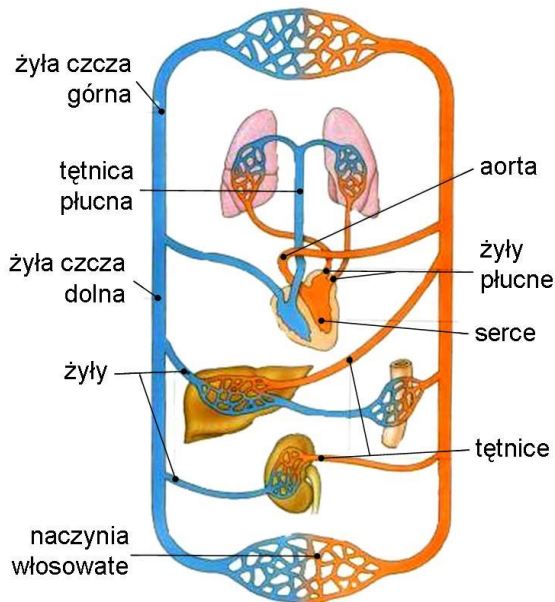
S4. Funkcje i schemat układu krążenia

Skrajnie uproszczony schemat krążenia krwi

Przez obieg płucny przepływa w danym czasie dokładnie tyle samo krwi ile przez obieg duży (nie bierzemy pod uwagę przepływu oskrzelowego, który w warunkach normalnych jest nieduży).

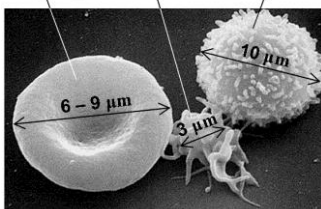
Serce działa jako pompa tło-cząca o działaniu okresowym: kolejno następują skurcze (*systole*) i rozkurcze (*diastole*) mięśnia sercowego.

S6. Obieg krwi



S8. Ultradźwięki w badaniu przepływu krwi

erytrocyt trombocyt leukocyt



$$f_d = \frac{2vf_n}{c} \cos \theta$$

$$v [\text{m/s}] = 0.78 \frac{f_d [\text{kHz}]}{f_n [\text{MHz}] \cos \theta}$$

S9. Dopplerowskie metody pomiarowe

Metoda fali ciągłej:

Pomiar w całym obszarze wiązki.

Zależnie od potrzeb wyznaczamy średnią lub maksymalną częstotliwość dopplerowską.

Zaleta: zdolność pomiaru bardzo dużych prędkości (> kilku m/s).

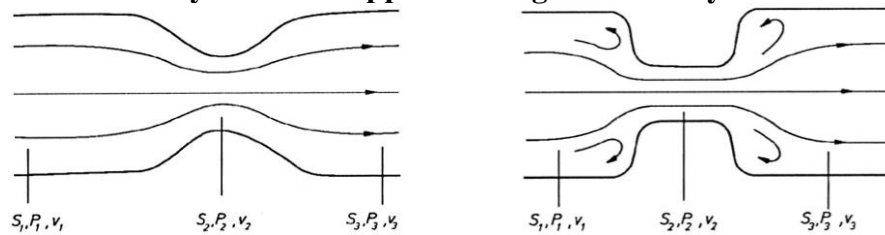
Wada: Brak możliwości oceny głębokości, na której dokonujemy pomiaru.

Metoda impulsowa:

Pomiar na wybranej głębokości.

Pomiar opóźnienia i częstotliwości ech (pomiaru profili prędkości przepływu krwi, rzutu minutowego serca, ocena przepływów śród-czaszkowych, podstawa kolorowego obrazowania przepływów krwi).

S10. Podstawy badania dopplerowskiego: liczba Reynoldsa



$$Re = \frac{\rho v d}{\eta}$$

Badania dopplerowskie umożliwiają ocenę prędkości przepływu krwi ($kppk$) i wydatku krwi w dużych naczyniach krwionośnych.

Kluczowy wpływ na widmo sygnału dopplerowskiego ma charakter przepływu.

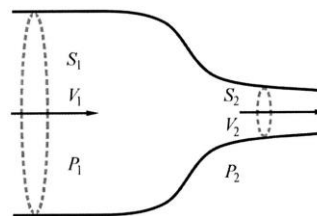
Dla $Re > 2000 \div 2500$ przepływ staje się zaburzony i prędkość zmienia się wokół pewnej wartości średniej.

S12. Równanie ciągłości i gradient ciśnienia

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2)$$

$$\Delta P [\text{kPa}] \cong 0.533 \cdot v_2^2$$

$$\Delta P [\text{kPa}] \cong 320 \cdot \frac{f_{d\max}}{f_n}$$



$$S_2 = S_1 \frac{v_1}{v_2}$$

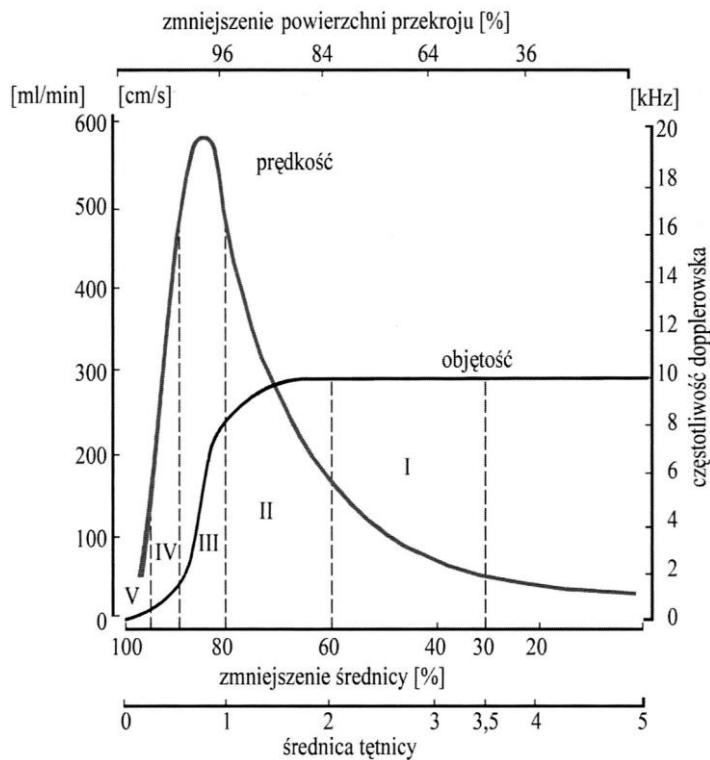
S13. Czas połowicznego spadku ciśnienia PHT

Wartość czasu półtrwania gradientu ciśnienia PHT równa jest odcinkowi czasu, jaki upływa od chwili wystąpienia maksimum ciśnienia do chwili, w której spada ono do połowy tej wartości.

$$PHT \rightarrow \frac{v_{\max}}{\sqrt{2}} \approx 0.7v_{\max} \quad PZM [\text{cm}^2] = \frac{220}{PHT [\text{ms}]}$$

S14. Badanie tętnic

Przepływ tętniczy \rightarrow podział na skurczowy i rozkurczowy.



Ponad 85% udarów mózgu spowodowanych jest nie-drożnością tętnic szyjnych, pozostałe związane są zazwyczaj z niedrożnością tętnic wewnątrz-czaszkowych.

S15. Indeks pulsacji krzywej prędkości przepływu krwi

$$PI = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{a_n^2}{a_o^2} \quad PI = \frac{v_{\max} - v_{\min}}{v_{sr}}$$

S16. Indeks oporowy krzywej prędkości przepływu krwi

$$RI = \frac{v_{s\max} - v_r}{v_{s\max}} \quad S/D = \frac{v_{s\max}}{v_r} = \frac{1}{1 - RI}$$

Zdrowe naczynia kończyn dolnych $\rightarrow PI = 10 \div 20$ między tętnicą udową wspólną i tętnicą grzbietową stopy.

Dla zwężenia w segmencie biodrowo-udowym $\leq 50\%$, PI w tętnicy udowej spada do około 5, a dla zwężenia $> 50\%$, PI maleje do 2; przy całkowitej niedrożności spada do 1.