



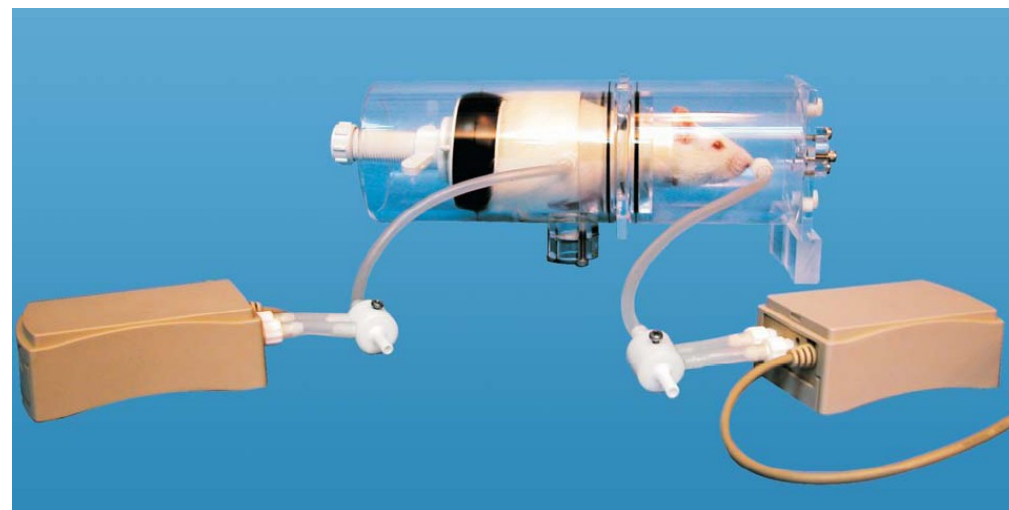
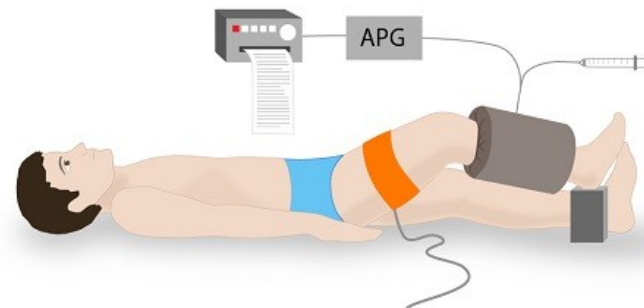
Elektroniczna Aparatura Medyczna 2019

Mateusz Moderhak

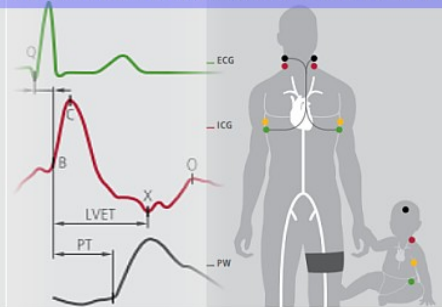
Pletyzmografia

- Pletyzmografia – (ang. plethysmography od gr. plēthysmós – powiększenie, gráphō – piszę) – metoda pomiaru zmian objętości. W medycynie wyróżniamy:
 - Pletyzmografię optyczną
 - Pletyzmografię impedancyjną
 - Pletyzmografię płuc
 - Pletyzmografię całego ciała
 - Pletyzmografię narządów płciowych
 - ...

Pletyzmografia

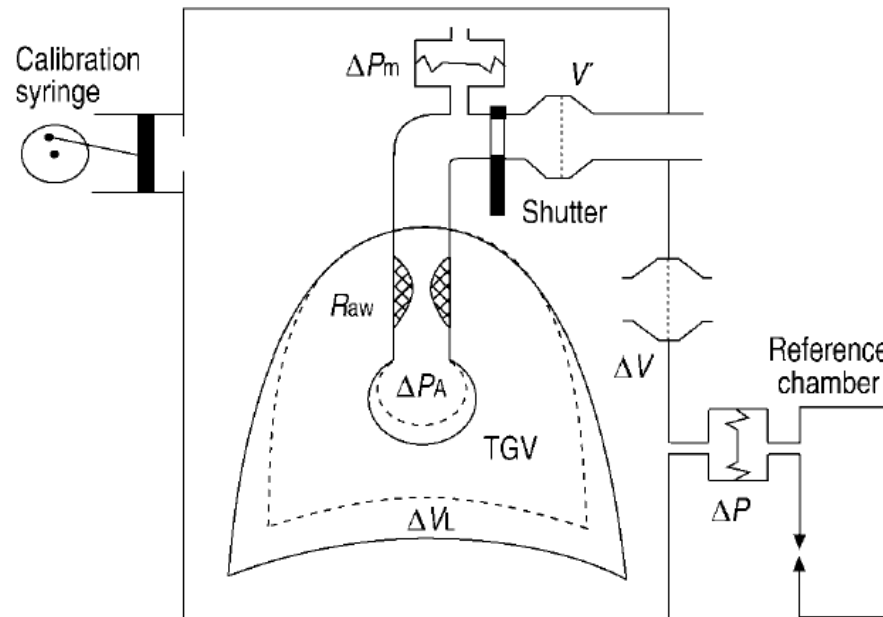


Monitorowanie ICG - Cardioscreen 2000



Pletyzmografia całego ciała

- Idea: umieść ciało badanego obiektu w pojemniku, który możesz kontrolować

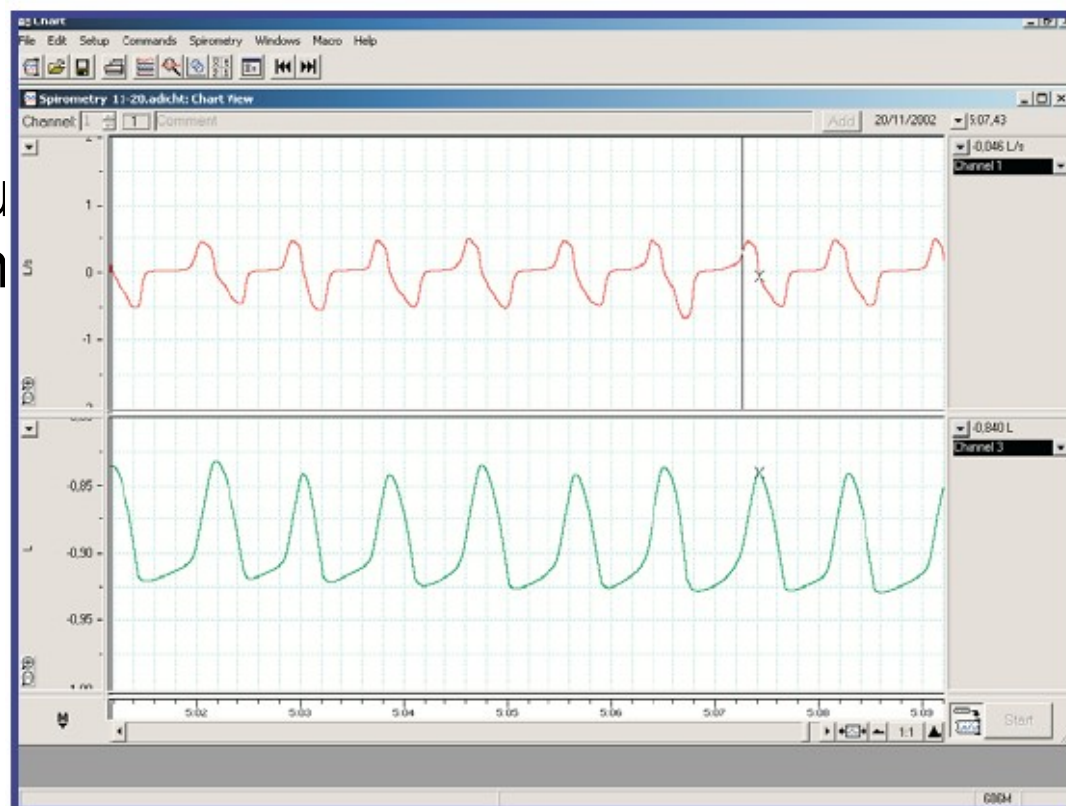


Rodzaje pletyzmografii całego ciała

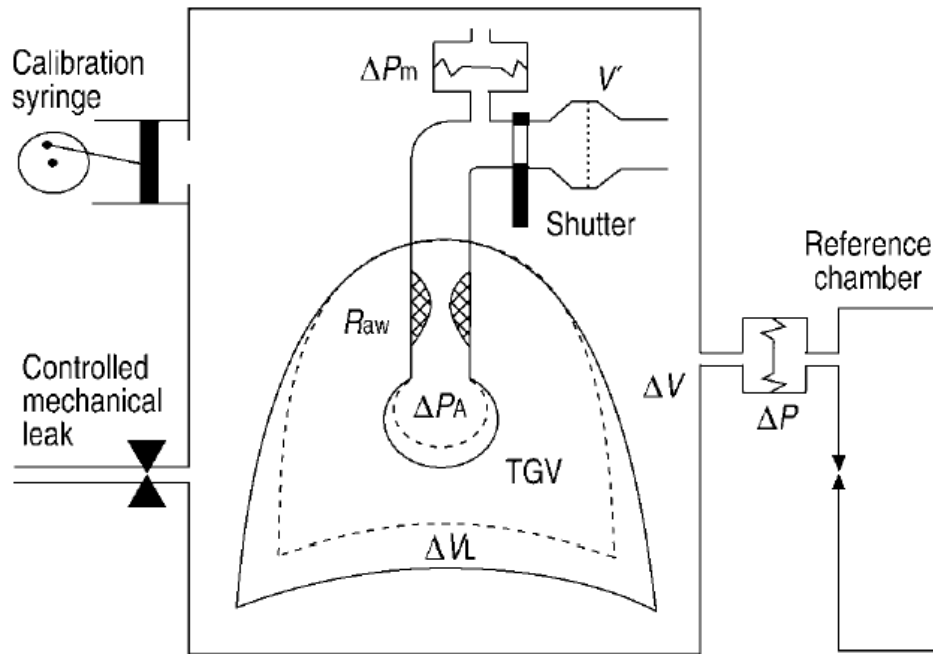
- Pletyzmograf stałej objętości - zmiany objętości płuc podczas kompresji i dekompresji gazu wewnątrz-klatkowego związanej z oddychaniem wewnątrz pletyzmografu
- Pletyzmograf przemieszczanej objętości - pacjent oddycha powietrzem znajdującym się na zewnątrz pletyzmografu za pomocą specjalnego połączenia
- Pletyzmograf przemieszczanej objętości kompensowanej ciśnieniem - połączenie technik wymienionych powyżej

Pletyzmografia całego ciała

- Przepływ oddechowy
- Pojemność życiowa
- Pojemność wydechowa
- Szczytowa wartość wdechu
- Szczytowa wartość wydechu
- Podatność układu oddechowego
- ...



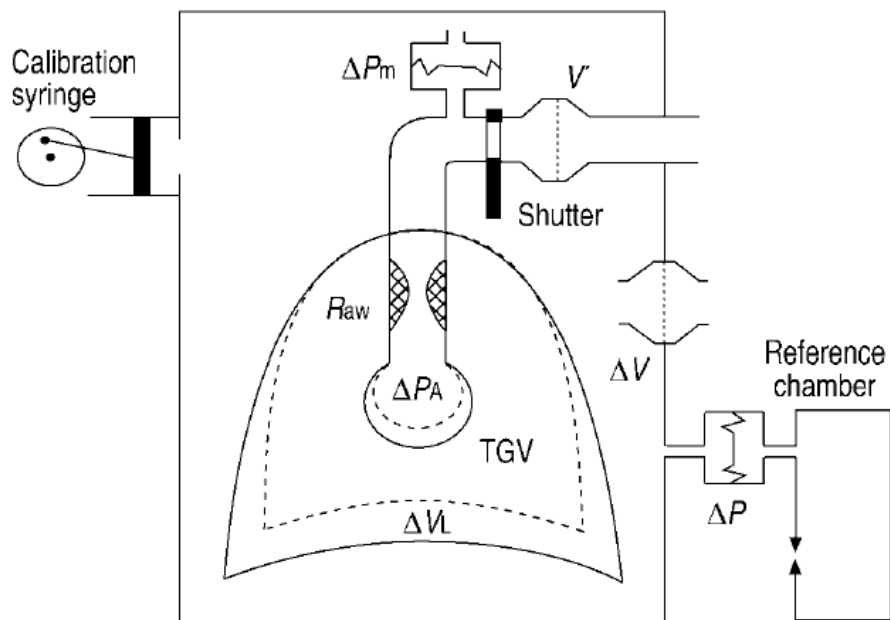
Schematyczny diagram pletyzموgrafu zmiennego ciśnienia i stałej -objętości



- P_A – ciśnienie w pęcherzykach
- P_m – ciśnienie w ustniku
- V_L – objętość płuc
- R_{aw} – rezystancja drogi przepływu
- V' - przepływ

Kalibracja jest przeprowadzana za pomocą napędzanej silnikiem pompy wprowadzającej i usuwającej z pletyzموgrafu 30-50 ml z częstotliwością 1Hz Shutter

Pletyzmograf całkowanego przepływu z kompensacją ciśnieniową



P_A – ciśnienie w pęcherzykach

P_m – ciśnienie w ustniku

V_L – objętość płuc

R_{aw} – rezystancja drogi przepływu

Jednoczesna rejestracja objętości powietrza przemieszczanego z płuc na zewnątrz pletyzmografu jak również tej związanej z kompresją i dekompresją (ruchy klatki piersiowej)

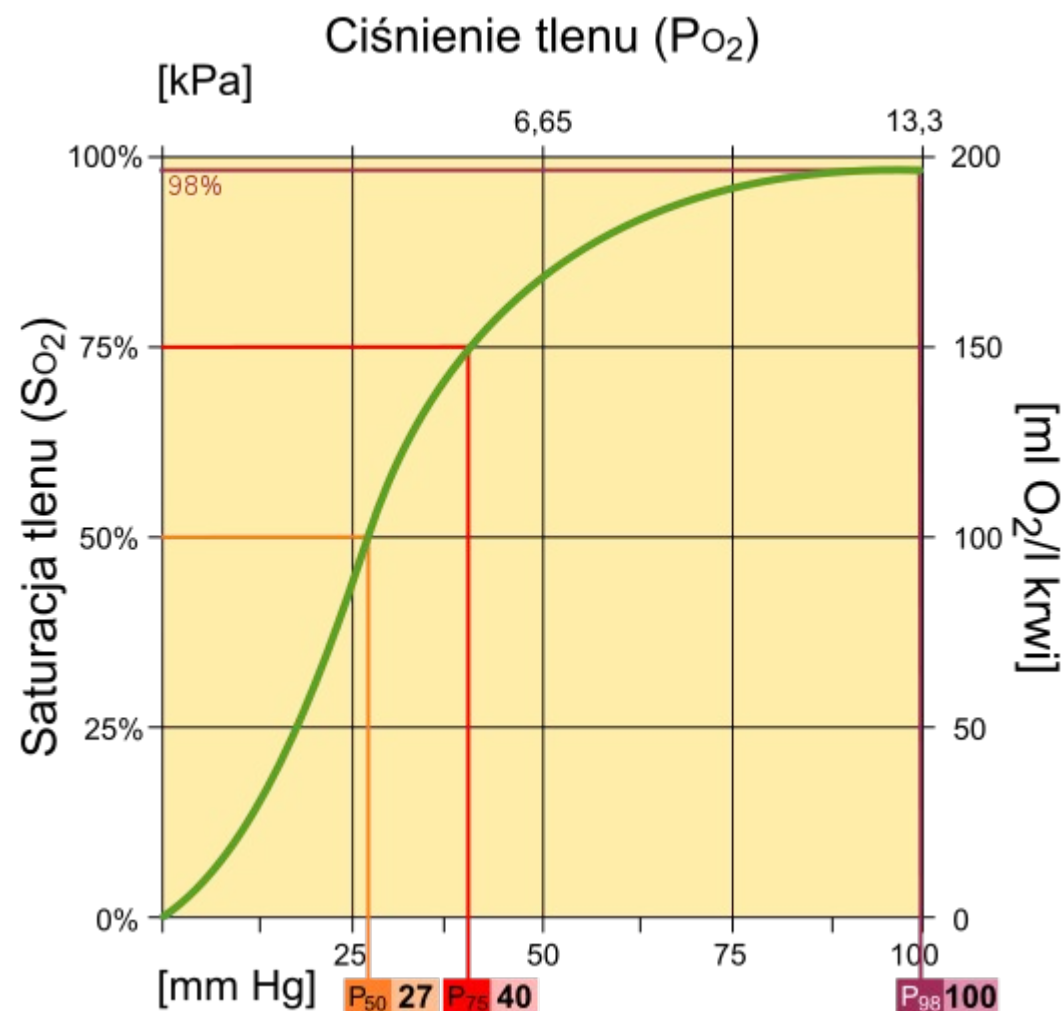
Fotopletyzmografia, pulsoksymtria

- Pulsoksymetria – pomiary saturacji krwi O₂ w krwi przepływającej zmiennie (pulsacyjnie) za pomocą pomiaru zmian współczynnika odbicia/tłumienia dla różnych długości fali optycznej. Jest to szczególny przypadek spektrofotometrii, w której monochromatyczne światło jest wykorzystywane do rozpoznawania składu cząsteczkowego substancji. Długość fali powinna być tak dobrana, aby jego absorbancja była jak największa.

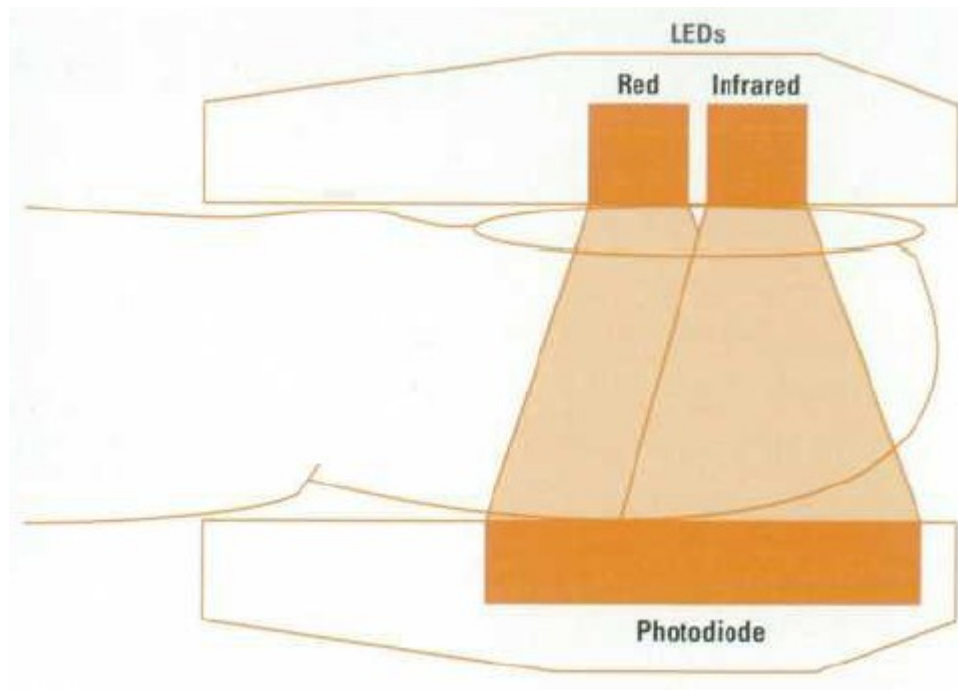
$$\text{Saturacja} = \frac{[\text{HbO}_2]}{[\text{HbO}_2] + [\text{Hb}]} \times 100\%$$

SpO₂ w granicach 92-98% można uważać zazwyczaj za prawidłową, gdy pacjent oddycha powietrzem atmosferycznym (%O₂=21). Wynik poniżej 92% świadczy o niewydolności oddechowej i odpowiada ciśnieniu parcjalnemu tlenu (pO₂) <60 mmHg. Podczas tlenoterapii pacjent powinien prezentować się SpO₂ w granicach 99-100%.

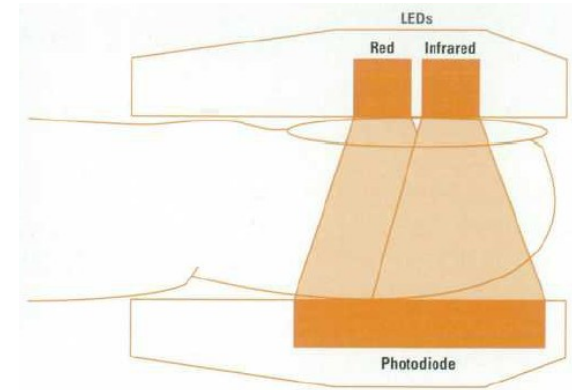
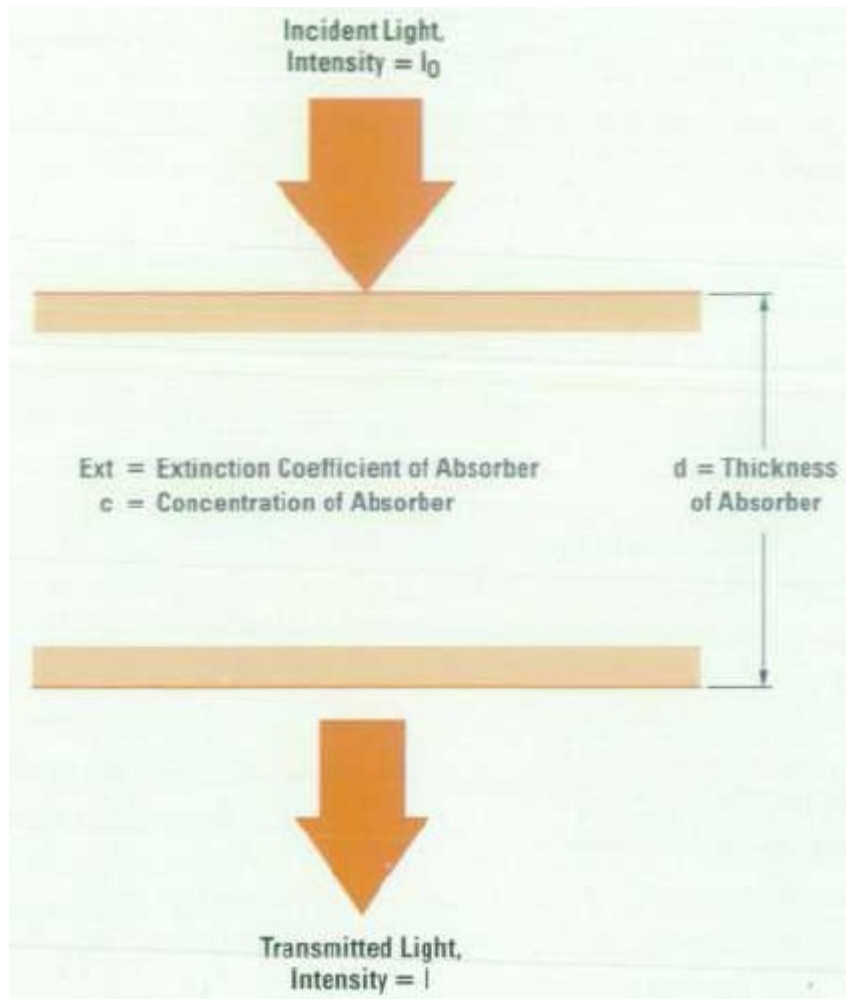
- **Ciśnienie cząstkowe, ciśnienie parcjalne** – ciśnienie, jakie wywierałyby dany składnik mieszaniny gazów, gdyby w tej samej temperaturze sam zajmował objętość całej mieszaniny.



Konstrukcja czujnika



Prawo Lamberta-Beera



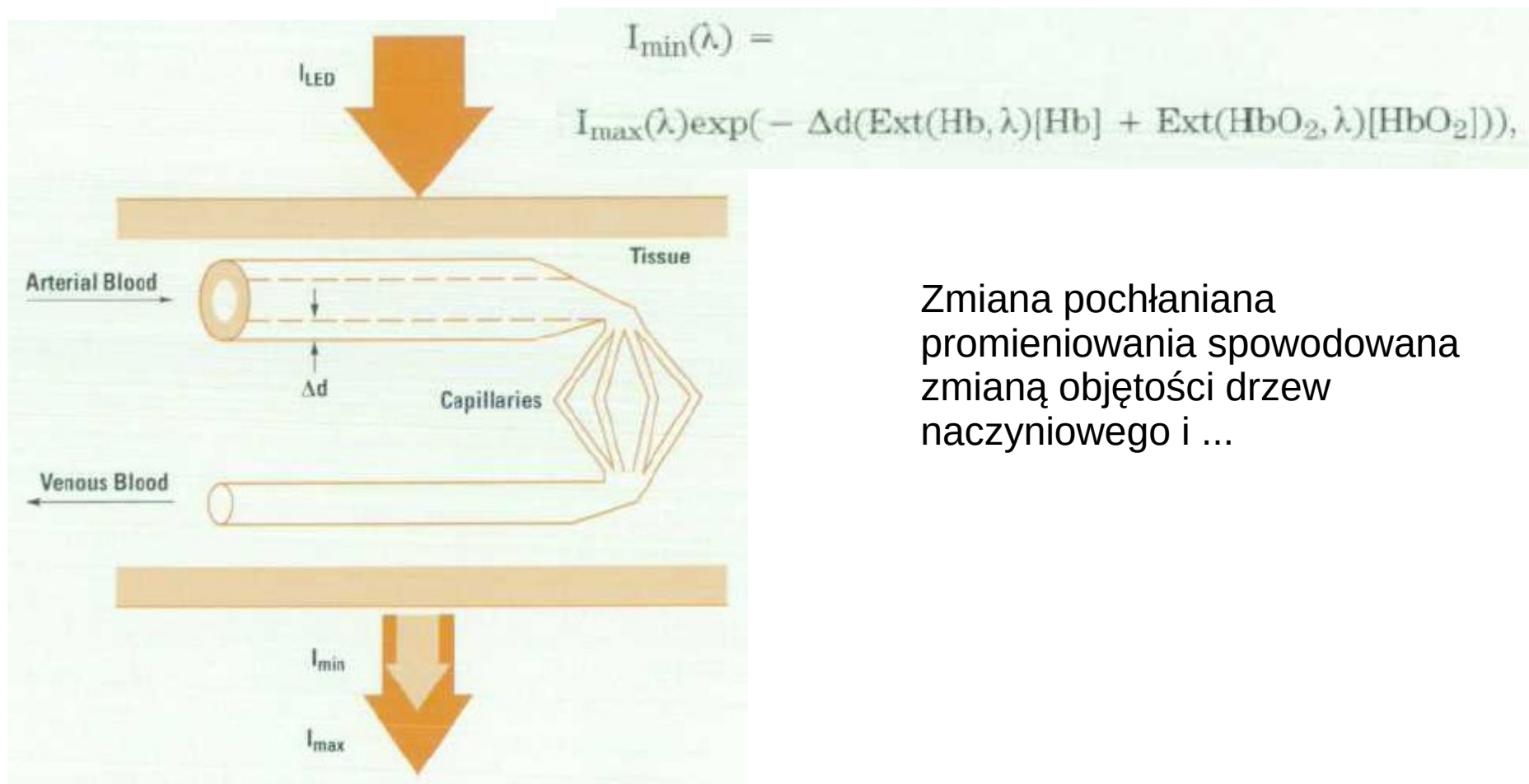
$$I = I_0 \exp(- \text{Ext} \cdot c \cdot d),$$

$$I_{\max}(\lambda) = I_{\text{LED}}(\lambda) \exp\left(- \sum_{i=1}^N \text{Ext}(i, \lambda) c_i d_i\right).$$

$$I_{\min}(\lambda) =$$

$$I_{\max}(\lambda) \exp(- \Delta d (\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda) [\text{Hb}] + \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda) [\text{HbO}_2])),$$

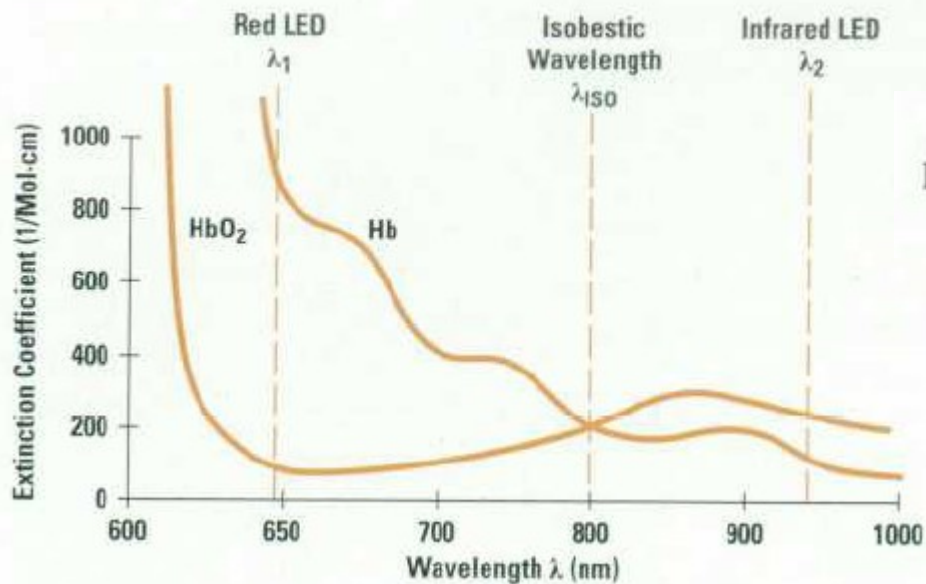
Zasada działania



Zmiana pochłaniania promieniowania spowodowana zmianą objętości drzew naczyniowego i ...

Zasada działania

Różny współczynnik pochłaniania dla krwi utlenowanej i nieutlenowanej w zależności od długości fali



$$\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda)}{I_{\min}(\lambda)}\right) = \Delta d(\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda)[\text{Hb}] + \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda)[\text{HbO}_2]),$$

$$\text{SpO}_2 = \frac{[\text{HbO}_2]}{[\text{Hb}] + [\text{HbO}_2]}.$$

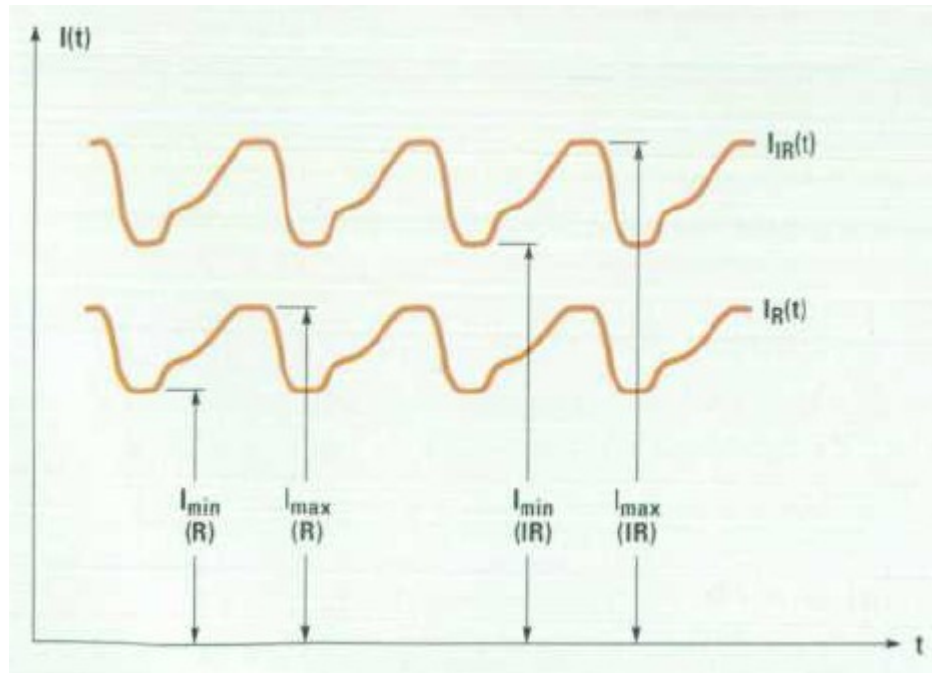
$$\begin{aligned} R &= \frac{\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda_1)}{I_{\min}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda_2)}{I_{\min}(\lambda_2)}\right)} \\ &= \frac{\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1)(1 - \text{SpO}_2) + \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_1)\text{SpO}_2}{\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2)(1 - \text{SpO}_2) + \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_2)\text{SpO}_2}. \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Ext}(\text{Hb}, 650) &= 820 (\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1} \\ \text{Ext}(\text{HbO}_2, 650) &= 100 (\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1} \\ \text{Ext}(\text{Hb}, 940) &= 100 (\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1} \\ \text{Ext}(\text{HbO}_2, 940) &= 260 (\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1}. \end{aligned}$$

$$\text{SpO}_2 =$$

$$\frac{R\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2) - \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1)}{R(\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2) - \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_2)) + \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_1) - \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1)}.$$

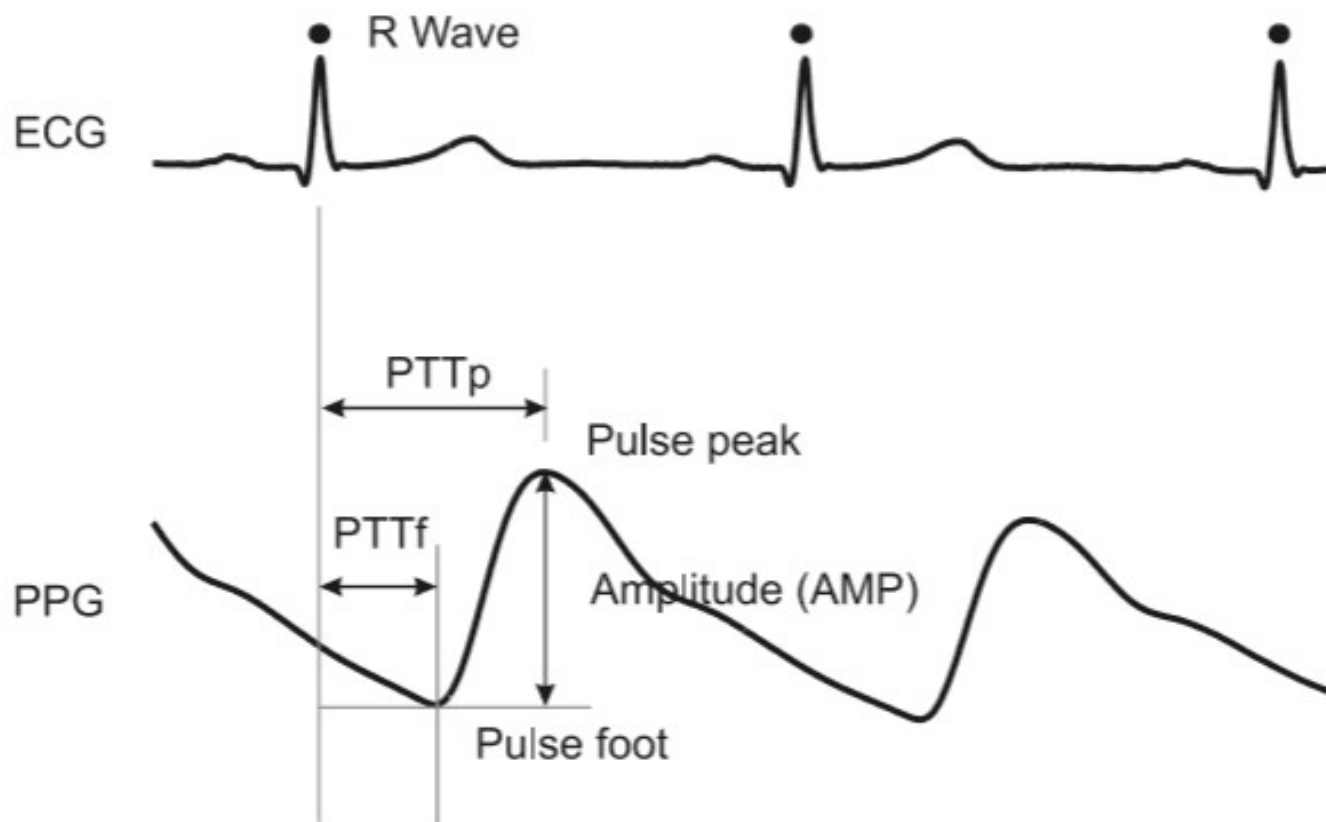
Sygnał zarejestrowany dla dwóch długości fali R i IR



Sygnal z fotopletyzmogramu



Figure 1. The pulsatile (AC) component of the PPG signal and corresponding electrocardiogram (ECG). The AC component is actually superimposed on a much larger quasi-DC component that relates to the tissues and to the average blood volume within the sample. It represents the increased light attenuation associated with the increase in microvascular blood volume with each heartbeat. In practice, the PPG waveform is often inverted.





Układ elektroniczny do pletyzmografii optycznej

- Schemat blokowy
- Jakie elementy?
- Schemat elektryczny

Schemat blokowy

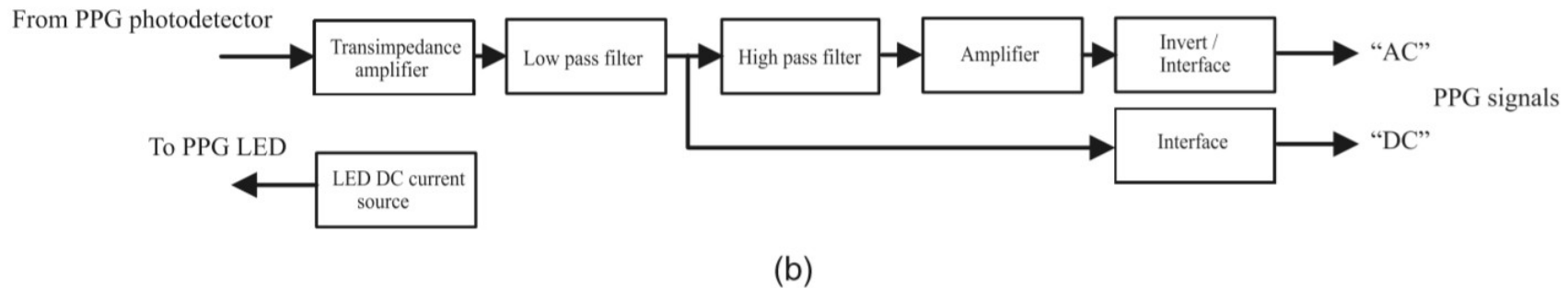
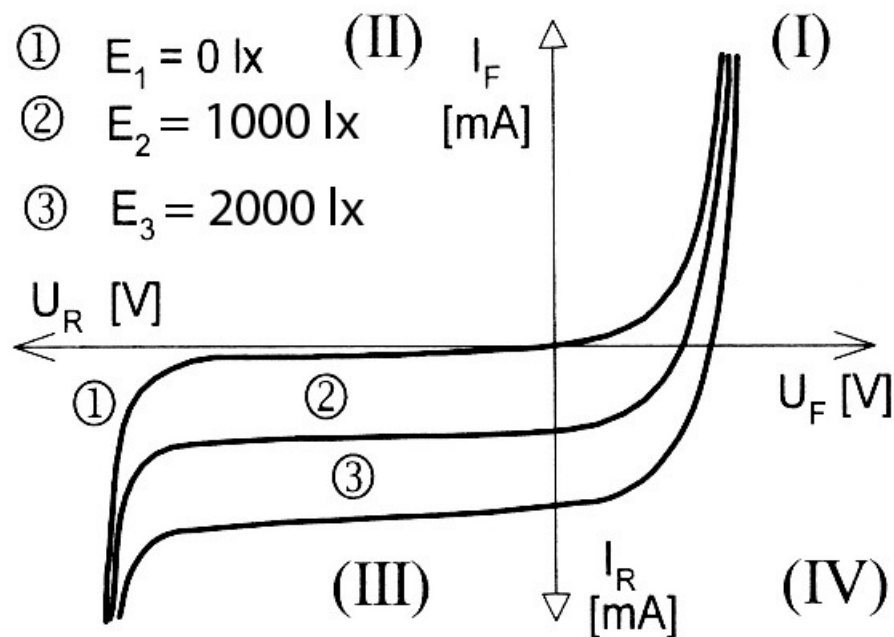
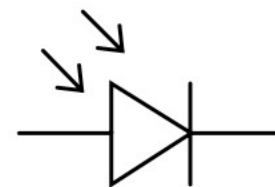
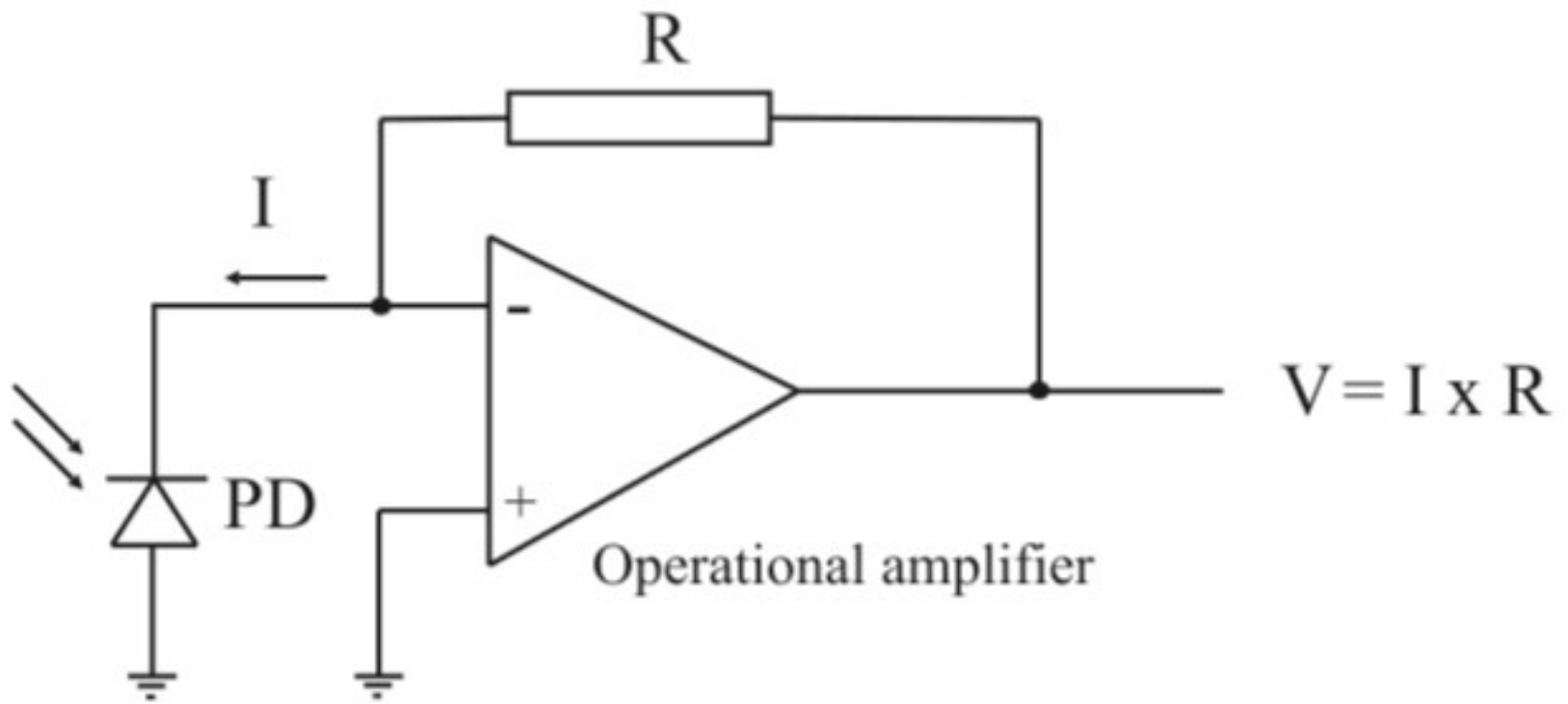


Figure 2. Electronic building blocks used in a typical PPG measurement system. (a) A transimpedance (current-to-voltage) amplifier stage that converts light intensity at the photodiode (PD) to an amplifier output voltage ($V = I \times R$, transimpedance gain proportional to feedback resistor value R). (b) The signal conditioning stages surrounding the transimpedance amplifier which include low pass filtering, high pass filtering and further amplification, inversion and signal interfaces. The AC component and a measure of the DC component are available for pulse wave analysis. A constant current driver stage for the PPG LED is also shown.

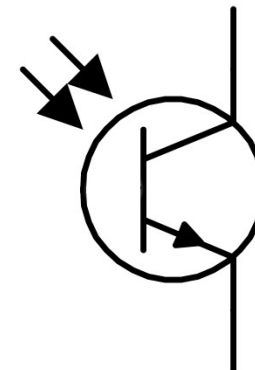
Fotodioda

- Brak polaryzacji – dioda pracuje jako źródło prądu elektrycznego, przy oświetleniu w złączu powstaje siła elektromotoryczna wywołująca prąd elektryczny (fotoprąd lub zjawisko fotowoltaiczne).
- przy polaryzacji zaporowej – do diody podłączone jest napięcie w kierunku zaporowym, dioda pełni rolę rezystora którego opór zależy od oświetlenia. Przy braku światła płynie tzw. prąd ciemny. Po oświetleniu liczba ładunków mniejszościowych wzrasta, a co za tym idzie wzrasta prąd wsteczny.

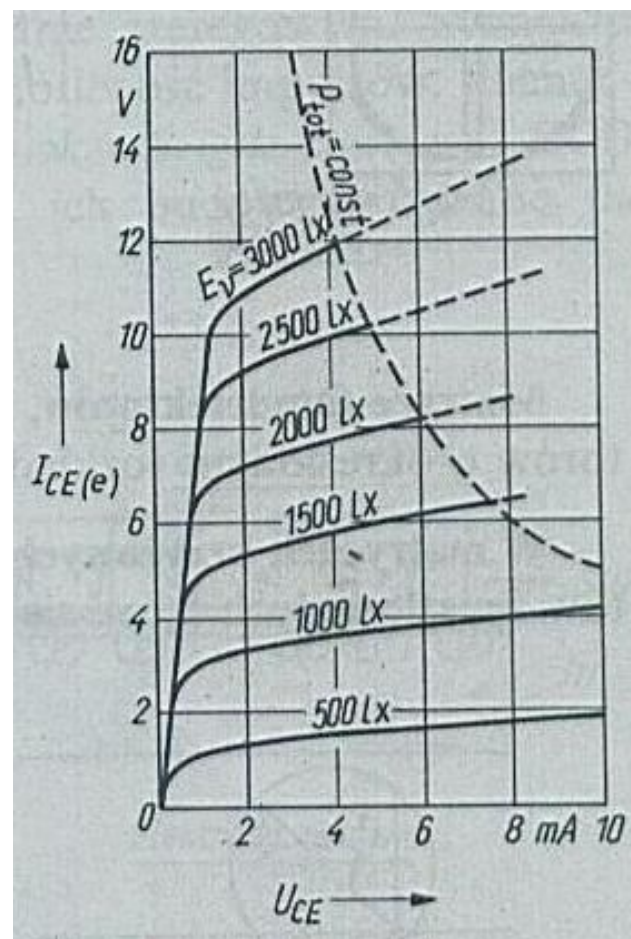


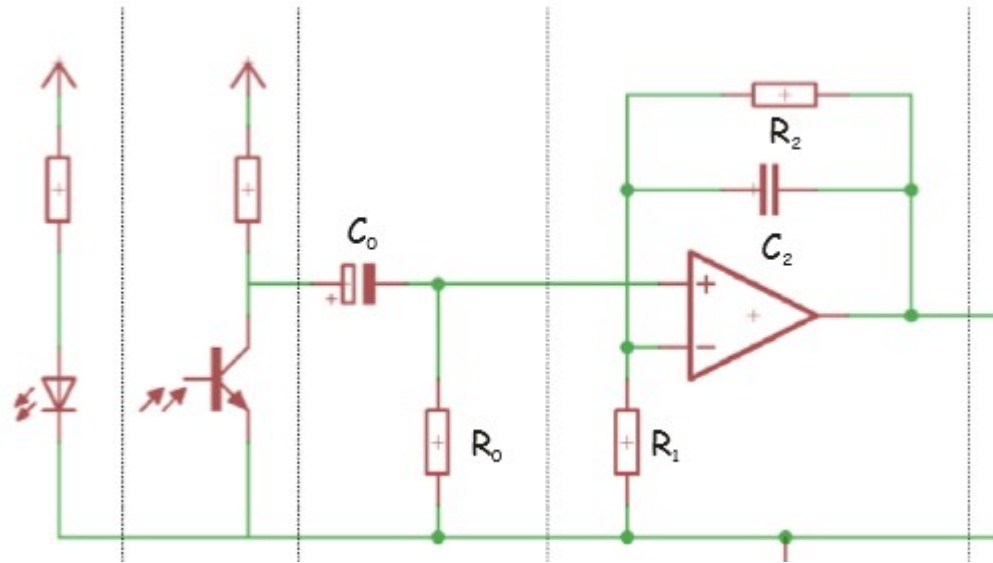


Fototranzystor



Złącze kolektor-baza jest wykonane jak fotodiody. Promieniowanie padające na ten obszar powoduje przepływ prądu bazy, który wymusza proporcjonalny prąd kolektora. Dzięki temu możliwe jest sterowanie prądem kolektora przez sygnały świetlne





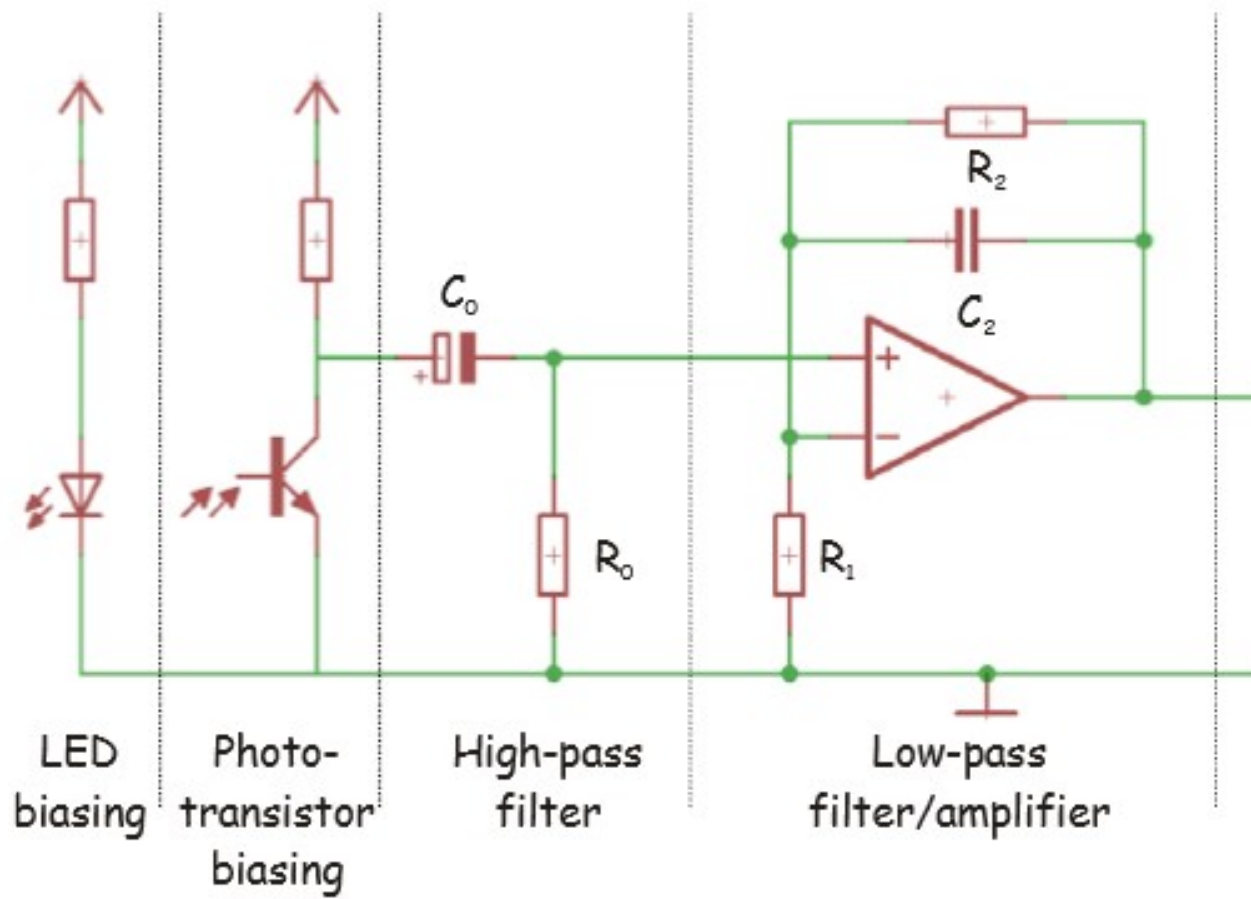


Table 2.1: Filter implementations of circuits in literature

	Webster [1]	Pico [9]	Ibrahim [8]		Cornell [6]	Maplin [7]	
			Stage 1	Stage 2		Stage 1	Stage 2
R_1		10,0 k Ω	8,20 k Ω	1,00 k Ω	1,00 k Ω	4,70 k Ω	
R_2		1,00 M Ω	1,00 M Ω	560 k Ω	100 k Ω	1,00 M Ω	
C_2		68,0 nF	100 nF	100 nF	470 nF	100 nF	
A		(101,00) ²	(122,95) ²	(561,00) ²	(101,00) ²	(213,77) ²	
f_{lp}		2,34 Hz	1,59 Hz	2,84 Hz	3,39 Hz	1,59 Hz	
f_{hp}		236,39 Hz	195,68 Hz	1594,39 Hz	342,01 Hz	340,22 Hz	
R_0	1,60 M Ω	47,0 k Ω	68,0 k Ω		20,0 k Ω	1,00 M Ω	1,00 M Ω
C_0	2,00 μ F	2,20 μ F	1,00 μ F		10,0 μ F	1,00 μ F	100 nF
f_{bp}	0,05 Hz	1,54 Hz	2,34 Hz		0,80 Hz	0,16 Hz	1,59 Hz

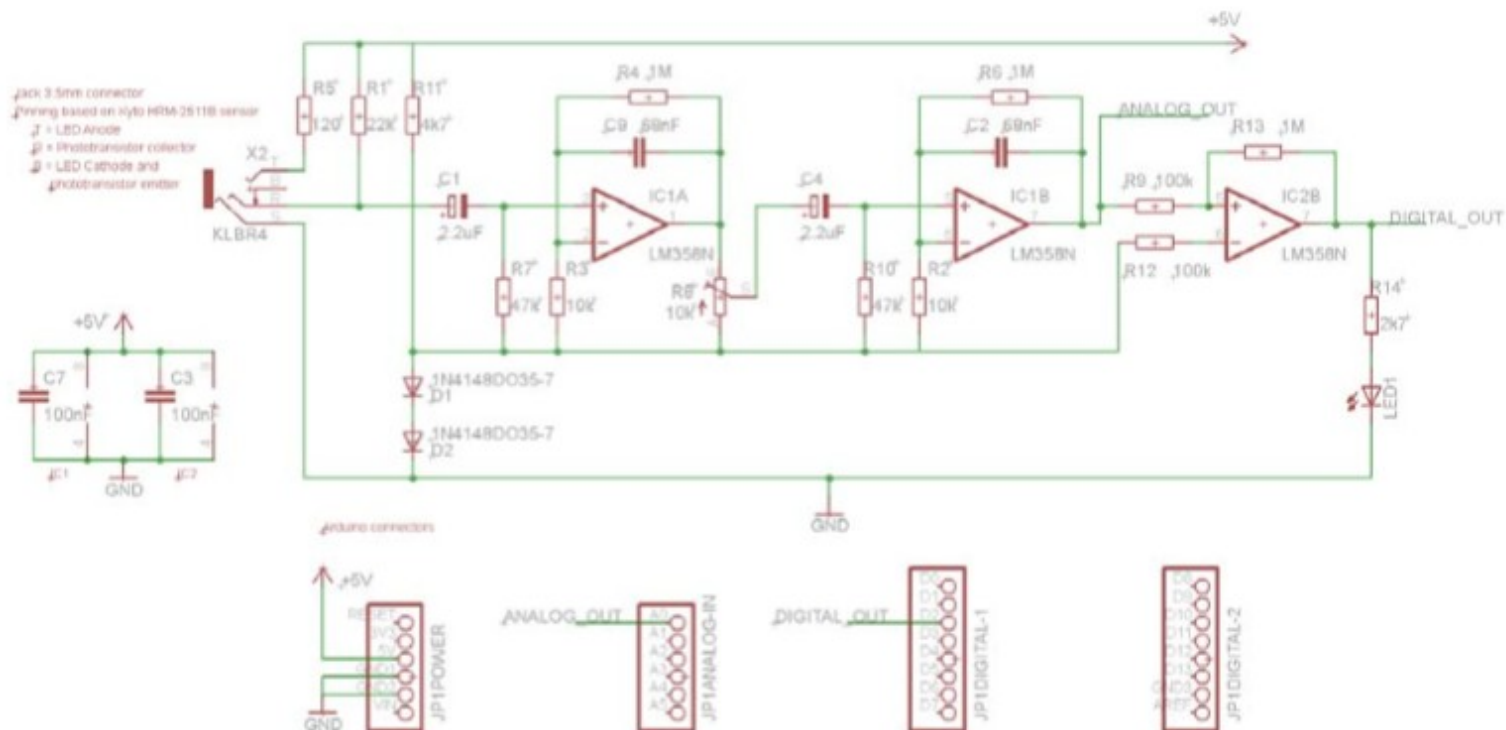
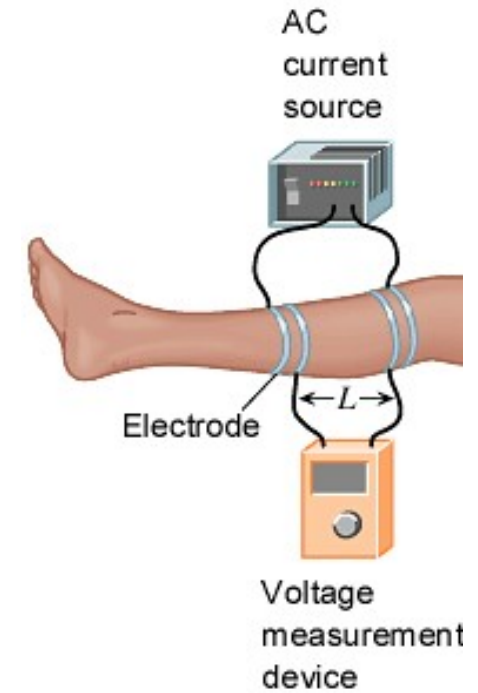
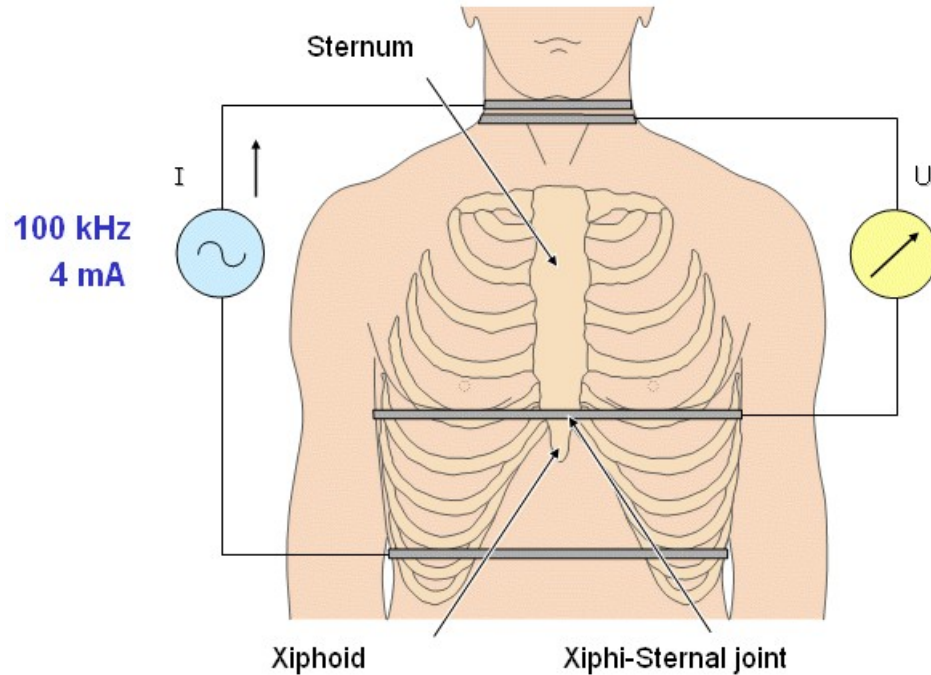
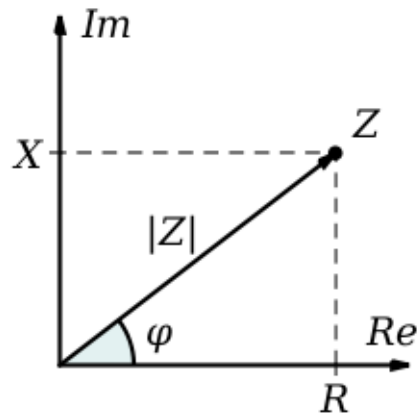


Figure 2.3: Complete circuit, including connectors to Arduino

Pletyzmografia impedancyjna



Zasada działania IPG

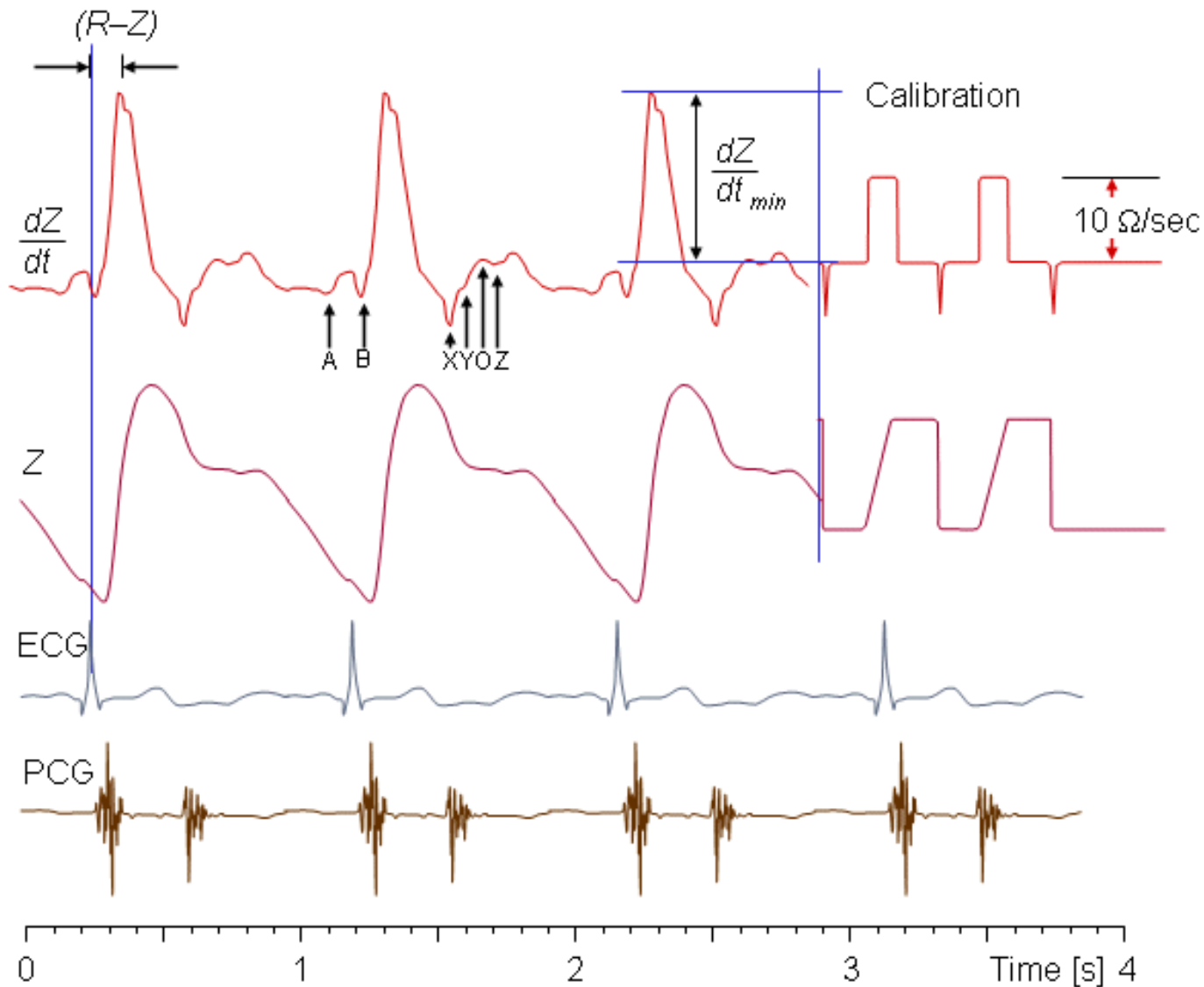


Dla pomiarów biomedycznych

Częstotliwość (1 kHz, 200kHz)

$$Z(\omega) = \frac{u(\omega, t)}{i(\omega, t)} = \frac{u_0 e^{j\omega t}}{i_0 e^{j\omega t}} = \frac{u_0}{i_0} = \frac{u_0}{i_1 e^{j\varphi}} = \frac{u_0}{i_1} e^{-j\varphi} = |Z| e^{-j\varphi} = R + jX$$

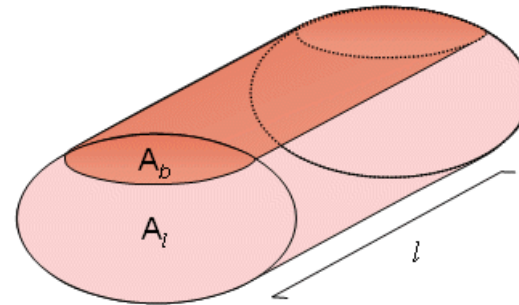
Sygnał IPG na przykładzie ICG



Prosty model klatki piersiowej

$$Z = \frac{Z_b Z_t}{Z_b + Z_t}$$

where Z = longitudinal impedance of the model
 Z_b = impedance of the blood volume
 Z_t = impedance of the tissue volume



The relationship between the impedance change of the thorax and the impedance change of the blood volume is found by differentiating Equation 25.6 with respect to Z_b :

$$dZ = \frac{Z^2}{Z_b^2} dZ_b$$

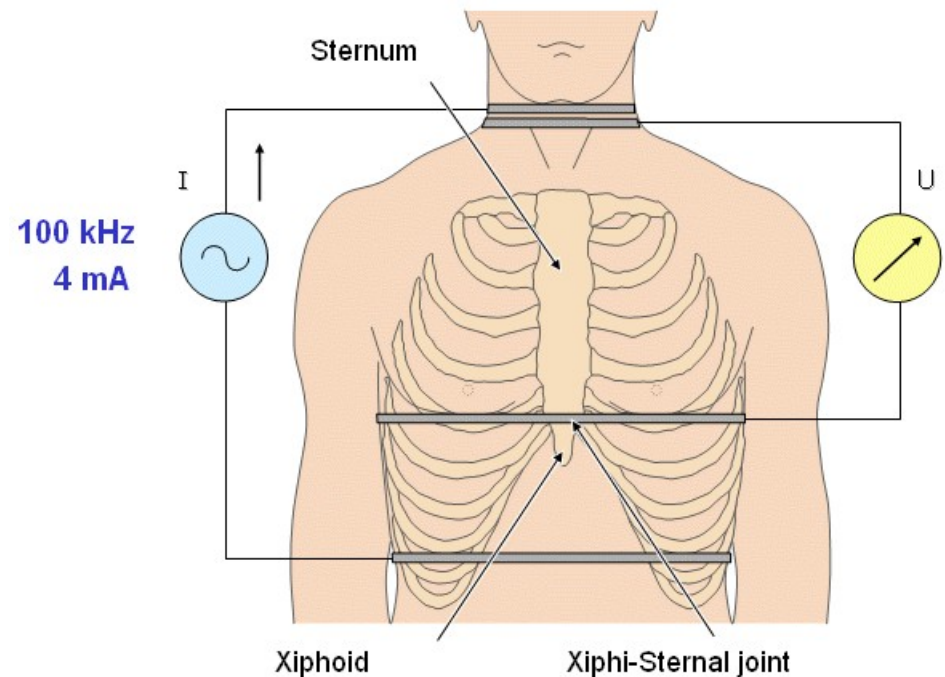
The impedance of the blood volume with blood resistivity ρ_b based on the cylindrical geometry of Figure 25.5, is:

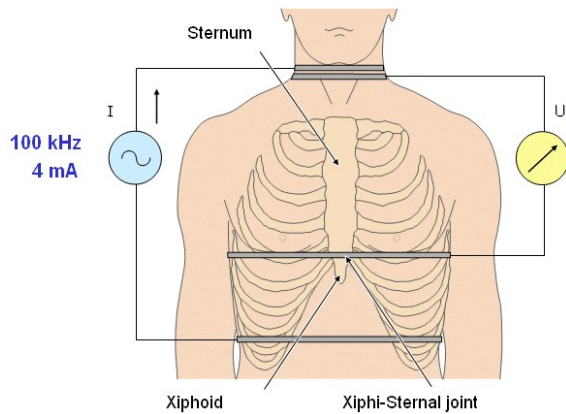
$$Z_b = \frac{\rho_b l}{A_b}$$

where ρ_b = blood resistivity
 A_b = cross-section of the blood area
 l = length of the thorax model

Kardiografia impedancyjna

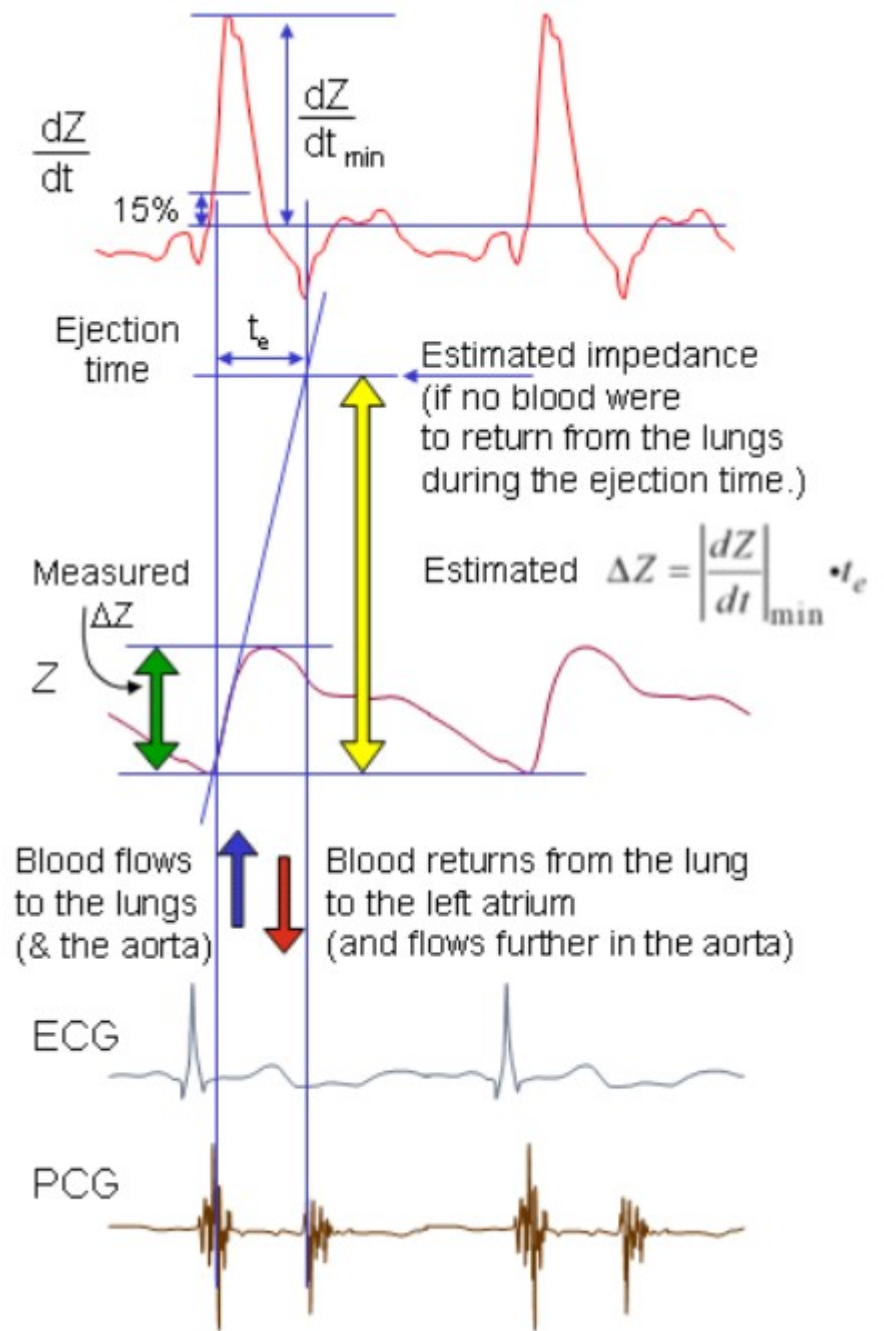
- Rzut serca, pojemność minutowa, CO, Q (od ang. cardiac output) – objętość krwi, jaką serce tłoczy w ciągu jednej minuty do naczyń krwionośnych. Jest iloczynem częstości skurczów serca (HR) i objętości wyrzutowej (SV)
- $CO = SV \cdot HR$ [ml/min]
- ~5 [l/min] !

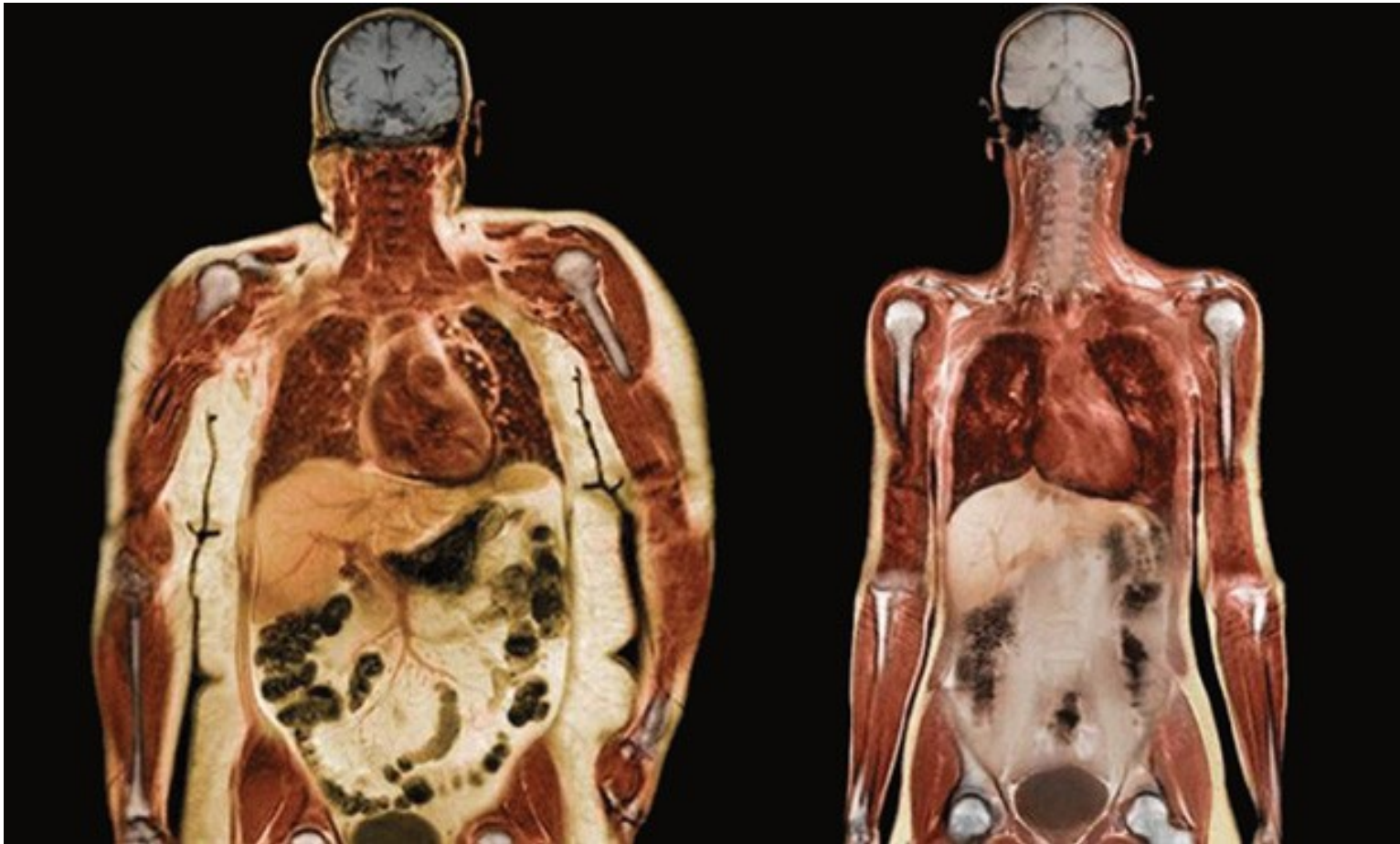




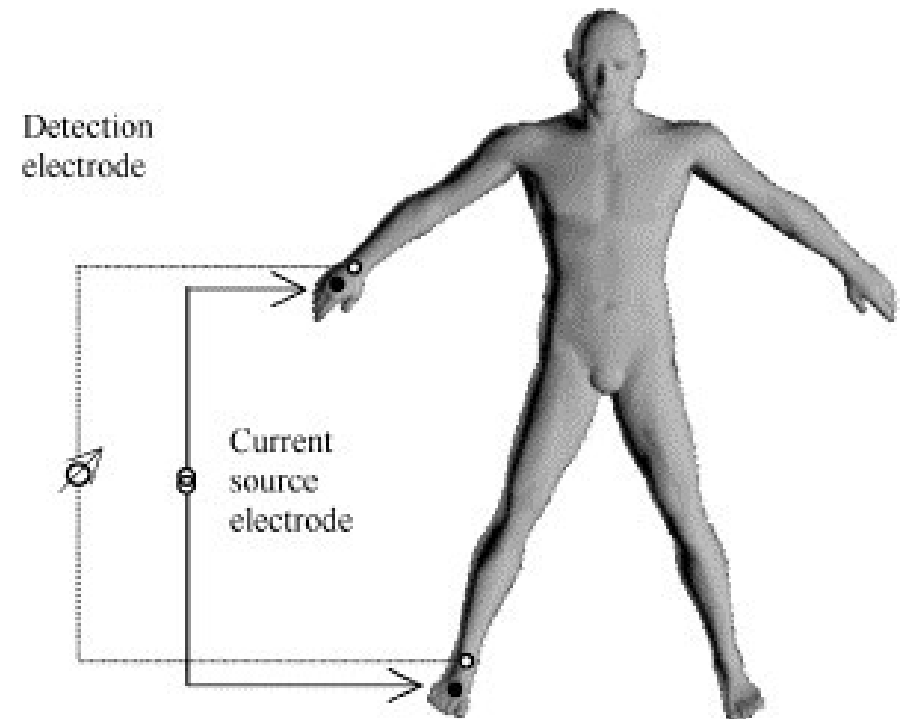
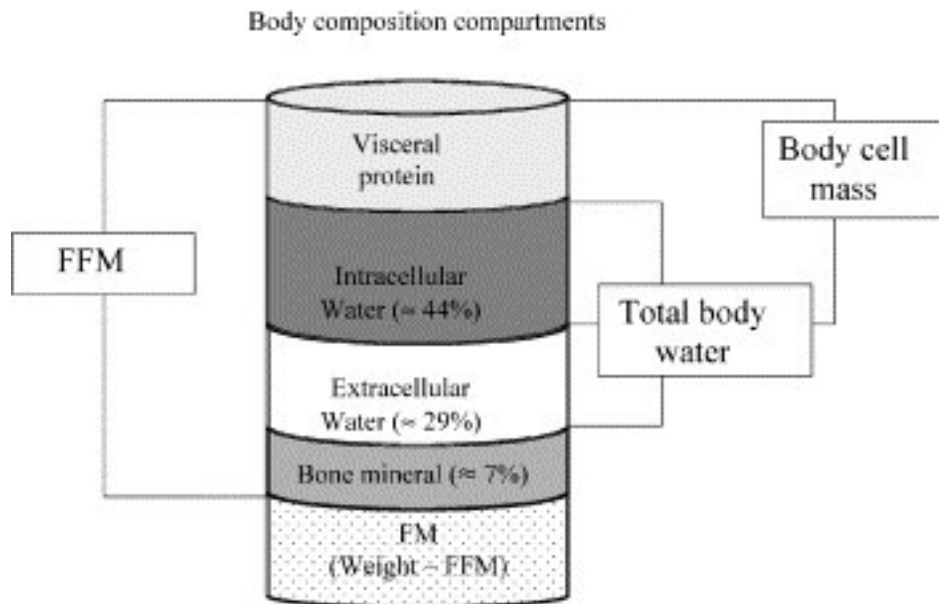
$$SV = \rho_b \frac{l^2}{Z^2} \left| \frac{dZ}{dt} \right|_{\min} \cdot t_e$$

- where SV = stroke volume [ml]
 ρ_b = resistivity of the blood [$\Omega \cdot \text{cm}$]
 l = mean distance between the inner electrodes [cm]
 Z = mean impedance of the thorax [Ω]
 $\left| \frac{dZ}{dt} \right|_{\min}$ = absolute value of the maximum deviation of the first derivative signal during systole [Ω/s]
 t_e = ejection time [s]





Pomiar impedancji ciała inne zastosowania

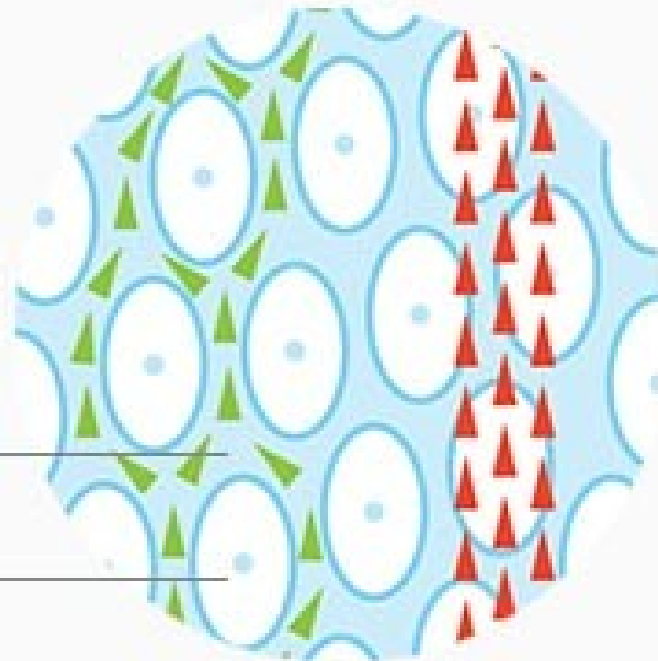


▲ High Frequency

▲ Low Frequency

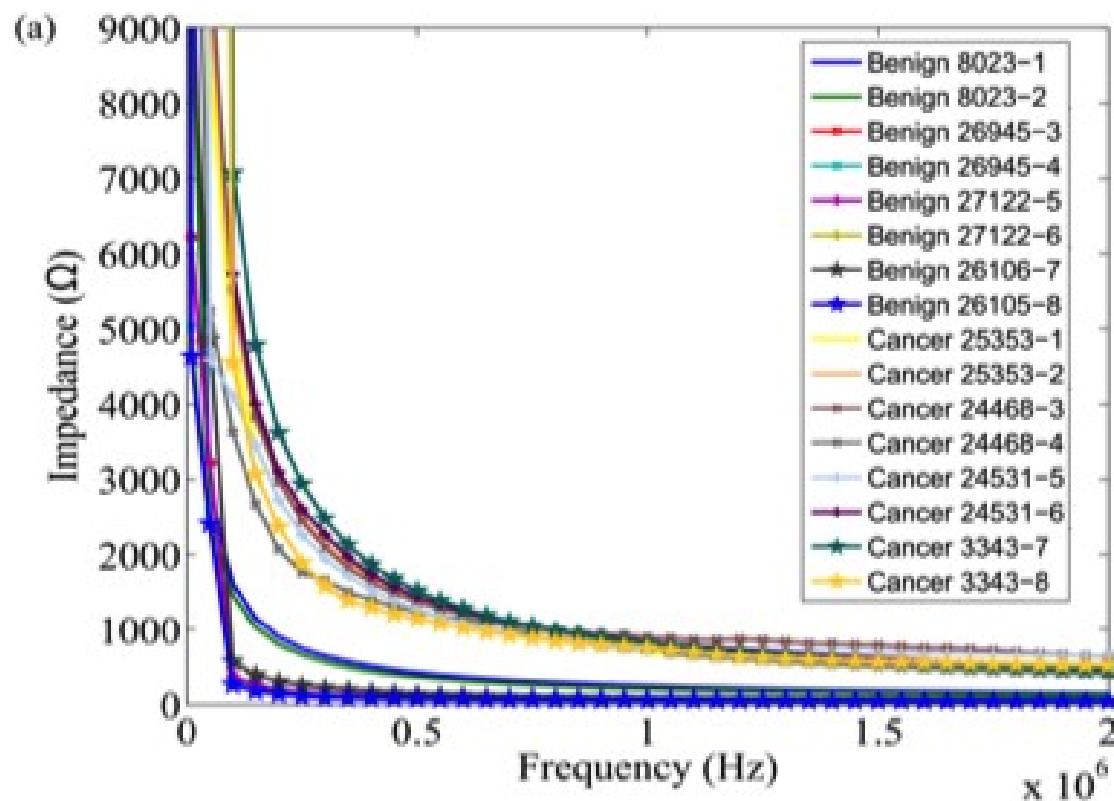
Extracellular

Intracellular

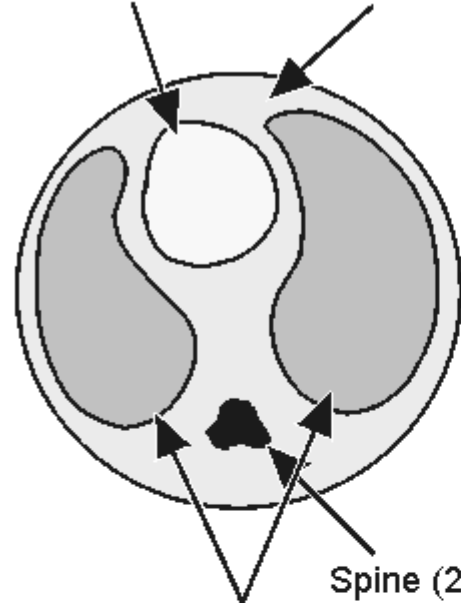


Equation	r^2
$-4.104 + 0.518 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.231 \text{weight} + 0.130 \text{Xc} + 4.229 \text{sex}$	0.9
Women = $5.49 + 0.476 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.295 \text{weight}$	NR
Women = $11.59 + 0.493 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.141 \text{weight}$	NR
Women = $+0.07 + 0.88 (\text{Ht}^{1.97} / Z_{50}^{0.49}) (1.0 / 22.22) + 0.081 \text{weight}$	0.7
$-12.44 + 0.34 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.1534 \text{height} + 0.273 \text{weight} - 0.127 \text{age} + 4.56 \text{sex}$	0.9
$6.37 + 0.64 \text{weight} + 0.40 \text{Ht}^2 / Z_{1 \text{MHz}} - 0.16 \text{age} - 2.71 \text{sex} (\text{men} = 1, \text{women} = 2)$	0.9
$20.05 - 0.04904 R_{50} + 0.001254 \text{Ht}^2 + 0.1555 \text{weight} + 0.1417 \text{Xc} - 0.0833 \text{age}$	0.7
Women = $6.34 + 0.474 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.180 \text{weight}$	NR
Men = $5.32 + 0.485 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.338 \text{weight}$	NR
Women: $-9.529 + 0.696 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.168 \text{weight} + 0.016 R_{50}$	0.8
Men = $+0.49 + 0.50 (\text{Ht}^{1.48} / Z_{50}^{0.55}) (1.0 / 1.21) + 0.42 \text{weight}$	0.9
Men = $4.51 + 0.549 \text{Ht}^2 / R_{50} + 0.163 \text{weight} + 0.092 \text{Xc}$	NR

Diagnostyka nowotworów, tomografia impedancyjna



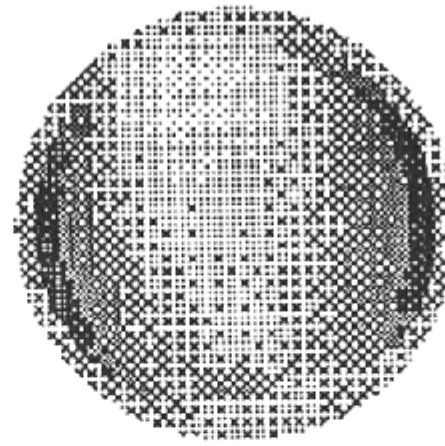
Heart ($150 \Omega\text{-cm}$) Background ($300 \Omega\text{-cm}$)



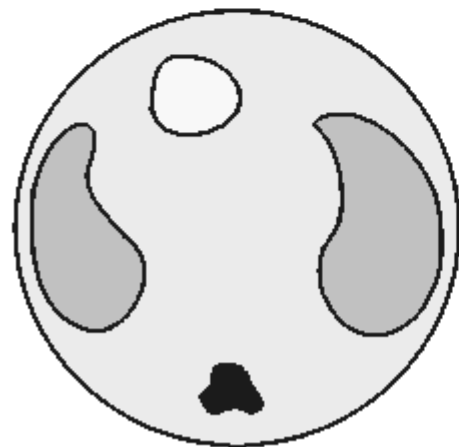
Lung ($1200 \Omega\text{-cm}$)

Spine ($2000 \Omega\text{-cm}$)

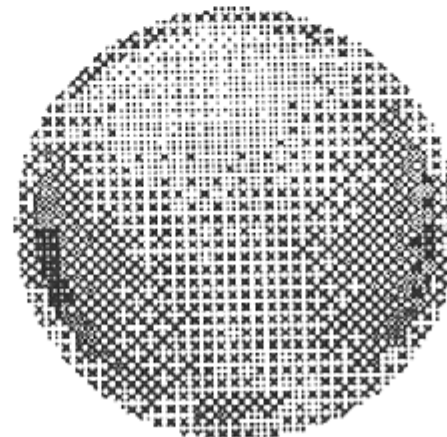
(A)



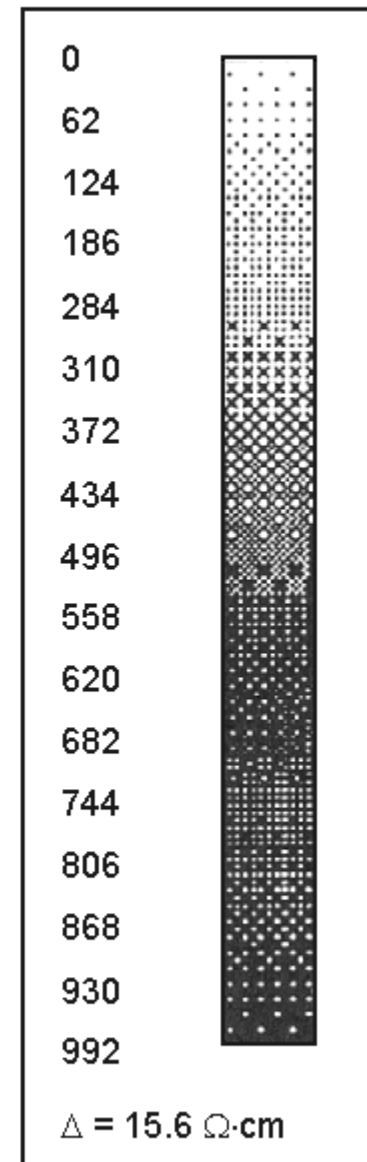
(B)



(C)



(D)



(E)

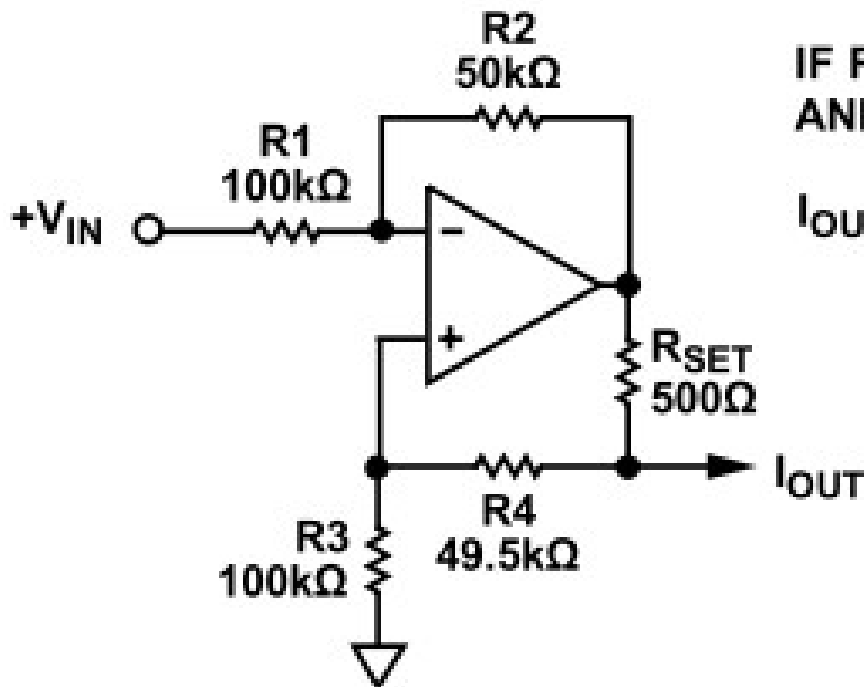


Budowa układu do pomiaru impedancji ciała

- Schemat blokowy?

Źródło prądowe:

- Prąd źródła niezależny od obciążenia (zmiennego)
- Jedno z rozwiązań: Źródło Howlanda (Howland current pump)



IF $R_2 = R_4 + R_{SET}$
AND $R_1 = R_3$

$$I_{OUT} = \frac{-V_{IN}}{R_{SET}} \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$



Pomiar napięcia

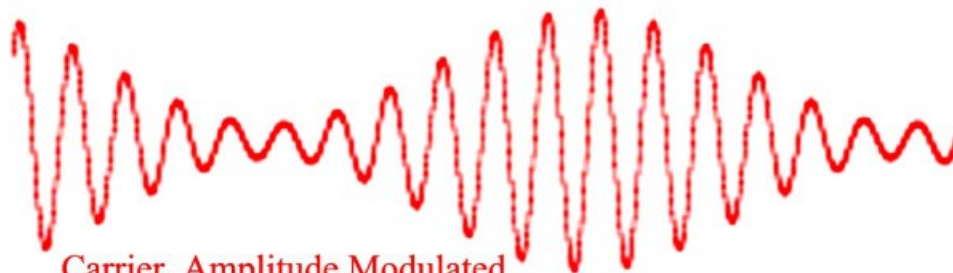
- Kształt przebiegu mierzonego przez elektrody?

„Gdzie jest impedancja?”

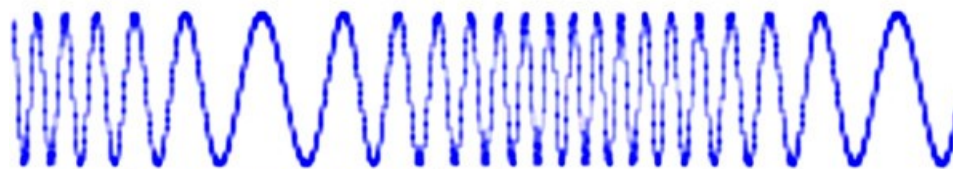
Amplitude and Frequency Modulation



Modulating Signal

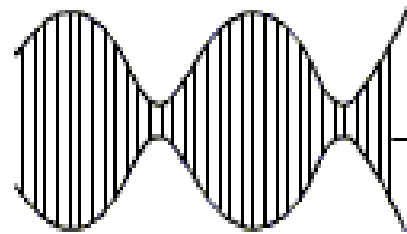


Carrier, Amplitude Modulated

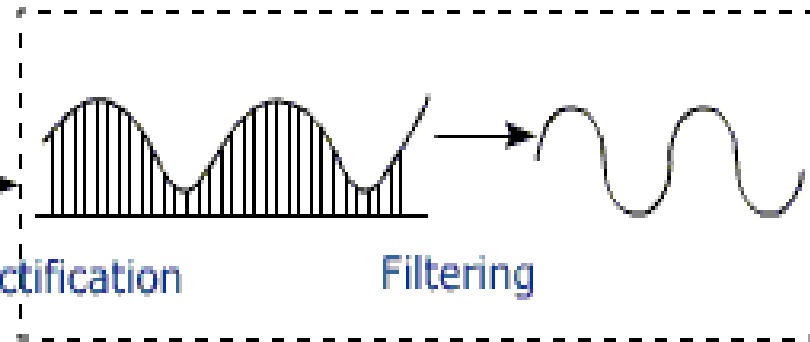


Carrier, Frequency Modulated

Modulated
Signal

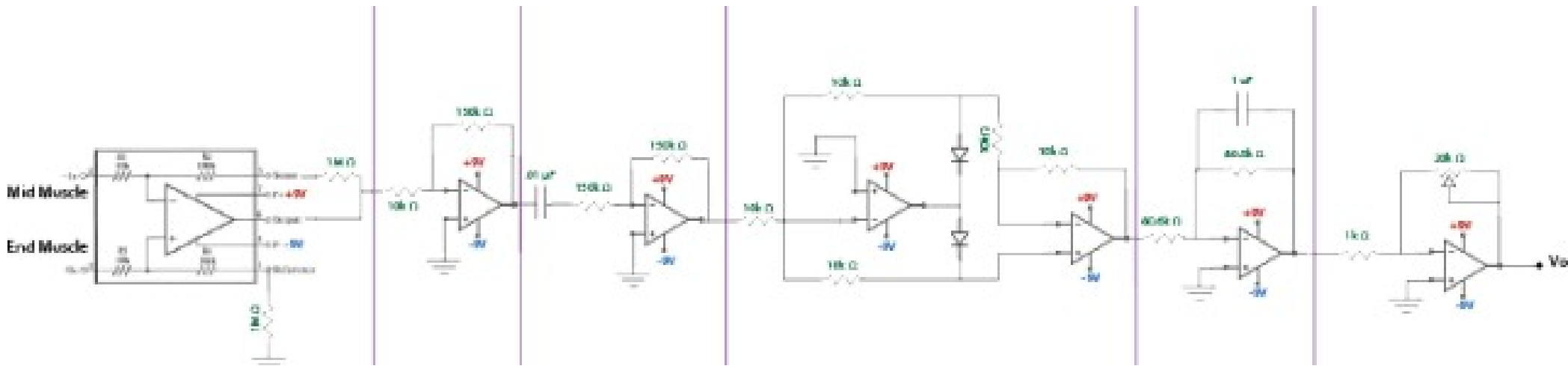


Detector



Demodulated
Signal







Inne możliwości

- Detekcja synchroniczna



Dziękuję za uwagę