



SKRYPT DO LABORATORIUM

ELEKTRONICZNA APARATURA MEDYCZNA

ĆWICZENIE 8: Pomiary pletyzmograficzne

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. Studenci powinni posiadać umiejętność uruchamiania aplikacji komputerowych oraz obsługiwanie nieskomplikowanych urządzeń.

Cele ćwiczenia:

Zapoznanie studentów z technikami pomiarowymi wykorzystywanymi w budowie elektronicznej aparatury medycznej.

Zestaw przyrządów

Komputer klasy PC z systemem operacyjnym, co najmniej MS Windows XP, zestaw KL720.

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 sygnału. Student będzie potrafił ocenić wpływ wybranych czynników na jakość rejestrowanego sygnału.

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 Biosygnali
2.	Skrypt do ćwiczenia

2. Przebieg ćwiczenia

L.p.	Zadanie
1.	Zapoznać się ze stanowiskiem pomiarowym
	Zapoznać się z instrukcją KL720 opisującą fotopletyzmografię i pletyzmografię tensometryczną
2.	Zestawić i przygotować stanowisko do przeprowadzenia pomiarów.
3.	Przeprowadzić pomiary zgodnie ze spisem zadań zamieszczonych w protokole do ćwiczenia 8.
4.	Przegrać zarejestrowane pliki z komputera nadrzędnego

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

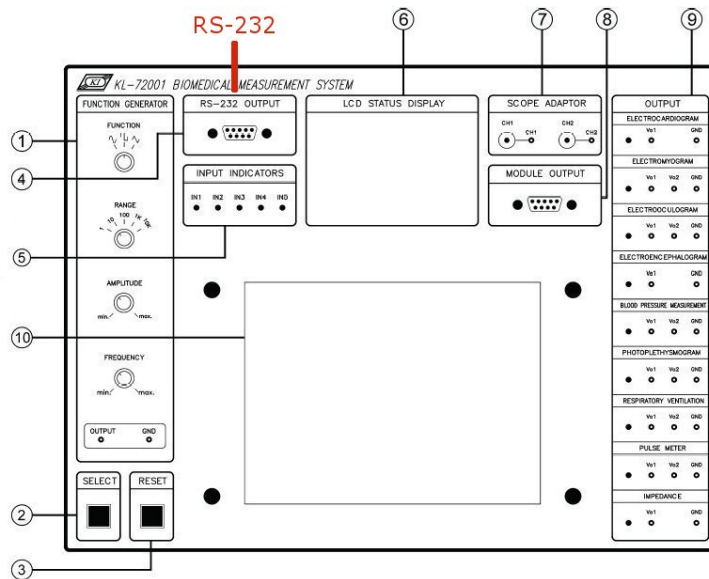
Ćwiczenie umożliwia porównanie metod uzyskiwania informacji o tętnie rozchodzącym się w naczyniach tętniczych.

3.1. Stanowisko pomiarowe

Ćwiczenie jest realizowane z wykorzystaniem dwóch modułów pomiarowych zestawu KL720

Układ bazowy i moduł EKG zestawu KL720

Zestaw pomiarowy KL720 jest komercyjnym zestawem umożliwiającym pomiary sygnałów w zależności od użytego modułu pomiarowego. Dla każdego typu pomiarów wykorzystywany jest układ bazowy (Rys. 2) oraz dedykowany moduł pomiarowy.



Rys. 1. Układ bazowy zestawu KL720

Układ bazowy zawiera szereg podukładów wymienionych poniżej:

1. GENERATOR FUNKCYJNY

- Przebiegi wyjściowe: sinus, prostokąt, trójkąt.
- Częstotliwość: 0,1Hz ~ 10kHz, 5 zakresów, regulacja ciągła.
- Amplituda: 30mVpp ~ 18Vpp (bez obciążenia).

2. PRZYCISK SELECT

Przycisk wyboru modułu.

3. PRZYCISK RESET

Przycisk resetowania mikroprocesora (MCU).

4. PORT RS-232

Szybkość transmisji 9600bodów, 2 bity startu, 8 bitów danych, 1 bit stopu.

5. WSKAŹNIKI WEJŚCIOWE

Wskaźniki diodowe LED IN1-IN2-IN3-IN4-IN5 służące do sygnalizacji podłączenia czujników przy pomiarach ECG, EMG, EOG, EEG i impedancji ciała.

6. WYŚWIETLACZ LCD

- Odczyt częstotliwości generatora funkcyjnego.
- Wyświetlanie modułów pomiarowych: elektrokardiograficznego, elektromiograficznego, elektrookulograficznego, elektroencefalograficznego, fotopletyzmoğraficznego, ciśnienia krwi, pulsu, wentylacji układu oddechowego oraz impedancji ciała ludzkiego.
- Odczyt częstości akcji serca (KL-75006), rytmu oddechowego (KL-75007) i tętna (KL-75008).

7. ADAPTER BNC

Gniazda BNC i bananowe 2mm.

8. WYJŚCIE MODUŁU

Gniazdo typu DB9.

9. WYJŚCIA MODUŁÓW

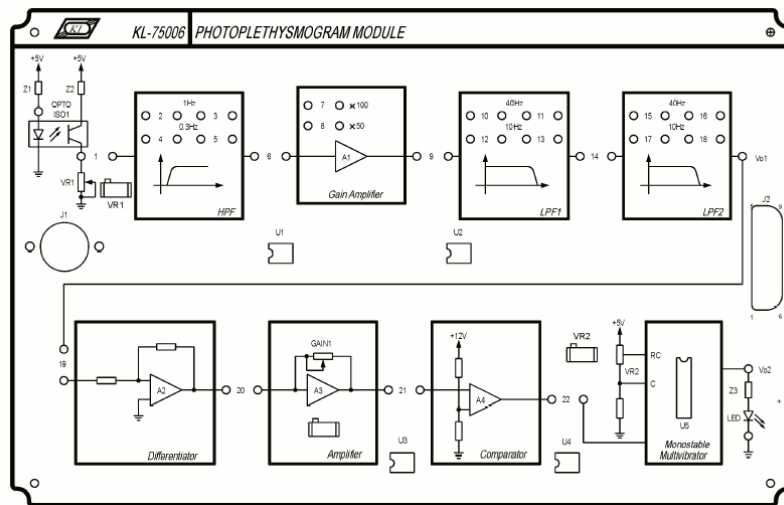
- Elektrokardiograficznego (ECG): 1 gniazdo.
- Elektromiograficznego (EMG): 2 gniazda.

- c. Elektrokulograficznego (EOG): 2 gniazda.
- d. Elektroencefalograficznego (EEG): 1 gniazdo.
- e. Pomiaru ciśnienia tętniczego: 2 gniazda.
- f. Fotopletyzmoğraficznego: 2 gniazda.
- g. Wentylacji układu oddechowego: 2 gniazda.
- h. Miernika tętna: 2 gniazda.
- i. Impedancyjnego: 1 gniazdo.

10. MODUŁ WYMIENNY

W miejscu przeznaczonym dla modułu wymiennego należy umieścić odpowiedni moduł pomiarowy służący do realizacji ćwiczenia. W przypadku ćwiczenia 8 jest to moduł fotopletyzmoğraficzny (Rys. 2) oraz moduł do pletyzmoğrafii strain-gauge (rys. 3).

Moduł fotopletyzmoğraficzny

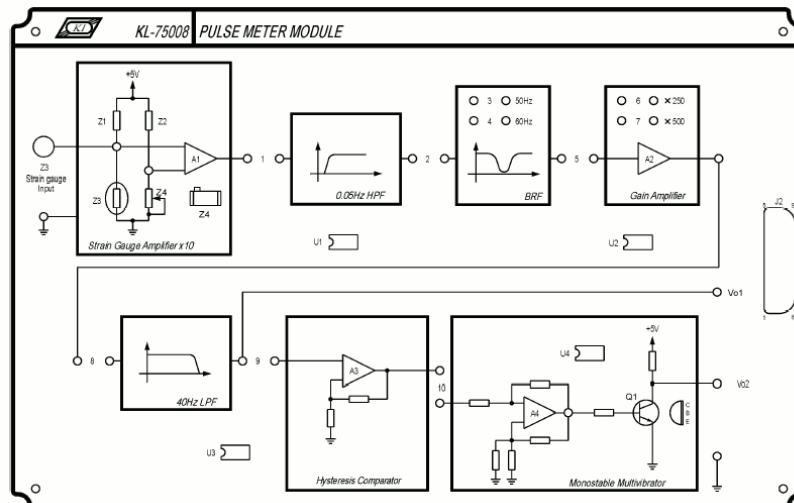


Rys. 2. Moduł do pomiarów fotopletyzmoğraficznych

Prąd fotodiody jest wzmacniany w fototranzystorze, który pracuje w układzie wtórnika. Sygnał zmienny przesyłany jest do dalszych stopni dzięki zastosowaniu jako pierwszego stopnia po detektorze filtru górnoprzepustowego. Następnie sygnał jest wzmacniany i poddawany filtracji dolnoprzepustowej. Dalsze stopnie stosuje się w celu uzyskania informacji o częstotliwości zmian.

Moduł pletyzmoğrafii strain-gauge (tensometryczna)

Moduł do pomiarów za pomocą tensometru przedstawiono na rysunku 3. Składa się on z mostka, wzmacniacza różnicowego, filtru górnoprzepustowego, filtru pasmowo-zaporowego, wzmacniacza o regulowanej wartości wzmocnienia i filtru dolnoprzepustowego.



Rys. 3. Pletyzmoğraf tensometryczny

Dodatkowo w module umieszczono układy umożliwiające generację impulsów o stałej szerokości w odpowiedzi na konkretną wartość pulsu mierzonego za pomocą tensometru. W pletyzmografie tensometrycznym czujnik umieszczony jest w układzie mostka. Wymaga, to więc jego zrównoważenia przed przystąpieniem do dalszych badań.

3.2. Oprogramowanie

Oprogramowanie pozwala na prezentację i zbieranie danych pomiarowych do plików.

4. Forma i zawartość sprawozdania

Forma sprawozdania adekwatna do spisu zadań zamieszczonych w protokole do ćwiczenia 8.

Dodatki

Pletyzmografia to nazwa kilku metod przeznaczonych do badania zmian objętości kończyn (segmentów ciała) w odpowiedzi na zachodzące procesy fizjologiczne. W szczególności pozwala pomierzyć dynamikę przepływu krwi do lub z kończyn. Umożliwia to na diagnozowanie obwodowego układu krążenia. Istnieje wiele metod pomiaru zmian objętości kończyn, a najwcześniejsza wprowadzona jeszcze pod koniec dziewiętnastego wieku polegała na pomiarze zmian słupa wody otaczającej wybrany odcinek kończyny. Mimo dobrej dokładności metoda charakteryzuje się wieloma praktycznymi ograniczeniami, z których najważniejsze wydają się być wpływ słupa wody (ciśnienie) ograniczający przepływ oraz problemy z uzyskaniem szczelności układu pomiarowego. Dlatego równolegle rozwijano inne metody, które zostaną dalszej części opracowania. Do najpowszechniej stosowanych należy zaliczyć pletyzmografię tensometryczną, impedancyjną i optyczną.

Pletyzmografia tensometryczna

Pletyzmografia tensometryczna (strain gauge plethysmography, SPG) została wprowadzona do użytku na początku lat pięćdziesiątych ubiegłego wieku. Tensometr to elektroniczny element, którego rezystancja zmienia się w wyniku zmiany rozmiarów. Najprostszy tensometr można zbudować wypełniając rtęcią elastyczny przewód o polu przekroju A i długości L . Rezystancja takiego przewodu będzie wynosiła:

$$R = \rho_r \frac{L}{A} \quad (D1)$$

gdzie ρ_r jest rezystywnością rtęci. Powyższą zależność można zapisać biorąc pod uwagę objętość przewodnika (rtęci) V i jego długość:

$$R = \rho_r \frac{L^2}{V} \quad (D2)$$

Jeżeli wykonany w taki sposób zostanie owinięty wokół wybranego segmentu kończyny to wraz ze zmianą pola przekroju kończyny będzie zmieniał swoją długość. Kończyny zmieniają pole przekroju w wyniku pulsacyjnego przepływu krwi, lub w wyniku zatrzymania odpływu żylnego. Zatem interpretacja otrzymanych w taki sposób wyników bazuje na założeniu, że wybrany do pomiaru przekrój kończyny dobrze reprezentuje zmiany zachodzące w całej kończynie. Rozciąganie tensometru prowadzi do zmiany jego długości i pola przekroju przy zachowaniu jego objętości. W zakresie rozważanych sił powodujących zmiany geometrii tensometru rtęć pozostaje nieściśliwa i dlatego zachowuje swoją objętość. Obliczając pochodną dR/dL zależności (D2) otrzymujemy:

$$\frac{dR}{dL} = 2\rho_r \frac{L}{V} \quad (D3)$$

Przekształcając zależność (D3) do postaci $dR = (2\rho_r L/V)dL$, a następnie dzieląc ją obustronnie przez zależność (D2) otrzymujemy:

$$\frac{dR}{R} = \frac{(2\rho_r L/V)dL}{\rho_r L^2/V} = \frac{2dL}{L} \quad (D4)$$

Czyli relatywna zmiana mierzonej rezystancji jest równa podwojonej relatywnej zmianie długości tensometru. Tensometr rtęciowy zaproponowany do użycia w badaniach medycznych przez Whitney'ą w latach pięćdziesiątych w dalszym ciągu pozostaje jednym z najszerzej stosowanych elementów w badaniach za pomocą techniki SPG. Rezystancja typowego tensometru zbudowanego z rtęci zawiera się w zakresie $0,5 \div 5\Omega$.

Mierzony segment kończyny najczęściej modelowany jest jako cylinder o promieniu r , obwodzie $O = 2\pi r$, długości L i objętości V . Wyrażając objętość cylindra za pomocą jego obwodu, tzn.

$$V = \frac{L \cdot O^2}{4\pi} \quad (D5)$$

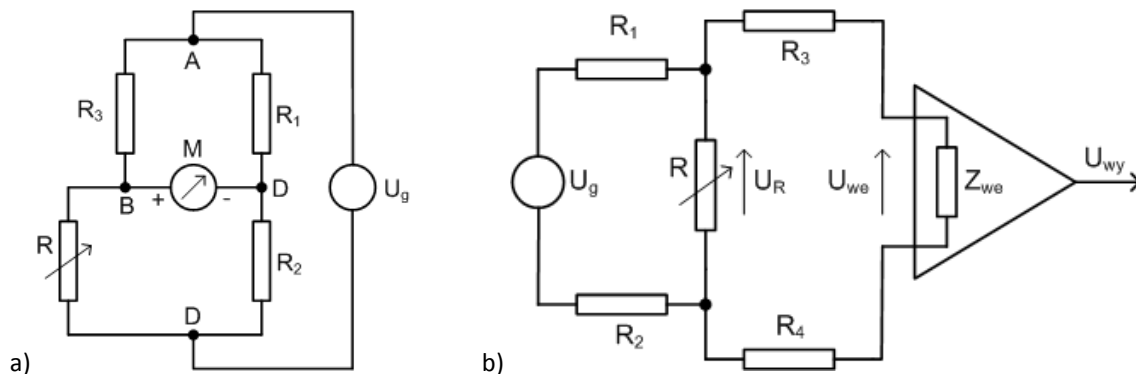
Obliczając pochodną V względem O , a następnie dzieląc obustronnie przez (D5), analogicznie jak w przypadku zależności (D4) otrzymujemy:

$$\frac{dV}{V} = 2 \frac{dO}{O} \quad (D6)$$

Biorąc pod uwagę, że długość tensometru jest równa obwodowi mierzonej kończyny oraz zakładając przyrostową formę pochodnej obowiązująca zależność wiążąca zmianę objętości i rezystancji przyjmuje postać:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta R}{R} \quad (D7)$$

Pomiaru rezystancji można wykonać na kilka sposobów, metodą mostkową, pół-mostkową, techniczną, itd. W przypadku małych rezystancji, a szczególnie pomiaru małych zmian rezystancji zalecana jest metoda mostkowa. Powszechnie używa się mostka Wheatstone’a.



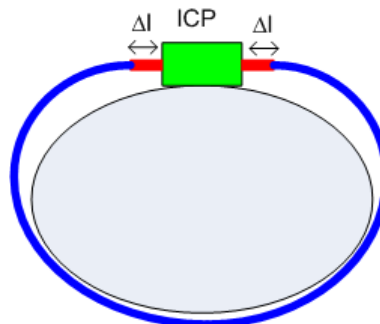
Rys. D1. Układy pomiarowe stosowane w pletyzmografii tensometrycznej, a) mostek Wheatstone’a, symbolami „+” i „-” oznaczono wejścia miernika różnicowego, b) metoda cztero-elektrodowa, $R_{1,2}$ i $R_{3,4}$ rezystancje doprowadzeń generatora i miernika, Z_{we} – impedancja wejściowa miernika napięcia

Mostek Wheatstone’a rezystory R_1 , R_2 i R_3 dobierane są w taki sposób, aby w wyniku zmian wartości rezystora R (tensometru) sygnał mierzony przez miernik (wzmacniacz napięcia) oscylował wokół zera. Warunek zrównoważenia mostka opisany jest zależnością:

$$V_{BD} = \left(\frac{R}{R+R_3} - \frac{R_2}{R_1+R_2} \right) U_g \quad (D8)$$

Jedną z wad układu mostkowego (Rys. D1a) jest jego nieliniowość w przypadku dużych zmian wartości rezystancji R tensometru. Poprawna konstrukcja pletyzmografu tensometrycznego sprowadza się do kompromisu. Zmiany rezystancji tensometru R powinny być na tyle małe żeby układ mostka pracował w zakresie akceptowalnej nieliniowości i jednocześnie na tyle duże, aby zachowany był odpowiedni odstęp od poziomu szumu, czyli układ charakteryzował się wystarczającą wartością współczynnika SNR (ang. Signal to Noise Ratio). Istotniejszą wadą układu mostkowego jest wpływ rezystancji doprowadzeń (przewodów łączących tensometr z układem pomiarowym). Z tego powodu zamiast układu mostkowego stosuje tzw. układy czteroprzewodowy (czterozaciskowy) (Rys. D1b). W układzie tym rozdzielone jest doprowadzenie sygnału od układu pomiarowego. Dzięki temu rezystancje przewodów doprowadzających sygnał nie wpływają na wynik pomiaru napięcia. Oczywiście ma to miejsce gdy spełniony jest warunek $Z_{we} \gg R_3 + R_4 + R$. Wówczas można przyjąć, że prąd płynący przez rezystancje R_3 i R_4 jest pomijalnie mały i nie wywołuje spadku napięcia na tych rezystorach i tym samym napięcie $U_{we} = U_R$ (Rys. D1b).

Znane są także inne rozwiązania pletyzmografów bazujących na pomiarze zmian obwodu np. w postaci opaski, której końce są podłączone do indukcyjnego czujnika przemieszczeń (Rys. D2).



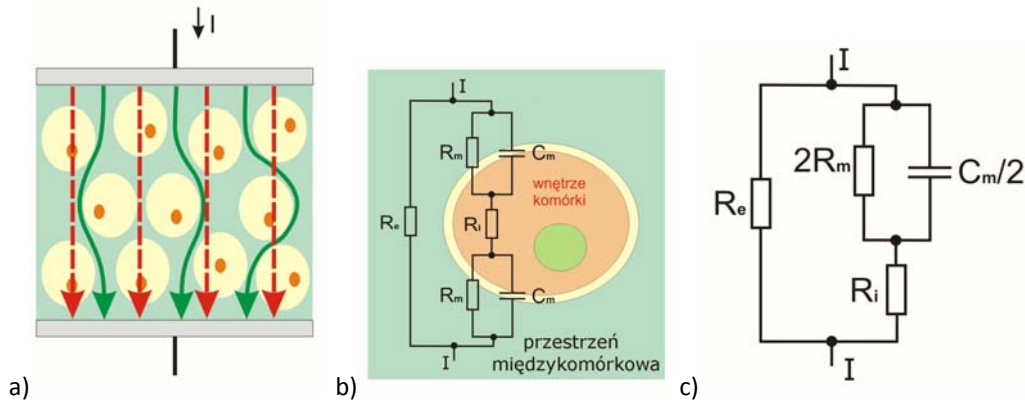
Rys. D2. Pletyzmograf wykorzystujący do pomiaru zmian obwodu indukcyjny czujnik przemieszczeń (ICP), pokazano przekrój

Najmniejsze mierzone zmiany obwodu za pomocą pletyzmografów z czujnikami ICP wynoszą kilka mikrometrów.

Pletyzmografia impedancyjna

Pierwsze pomiary impedancji elektrycznej wybranych segmentów ciała zostały przeprowadzone przez Nyboera w latach trzydziestych dwudziestego wieku. Nyober zauważył, że impedancja kończyn i także organów ciała zmienia się w

wyniku zmiennego (pulsacyjnego) przepływu krwi. Zwrócił uwagę na zależność mierzonej impedancji od częstotliwości. Jeden z mechanizmów tej zależności schematycznie przedstawiono na rysunku D3. Z elektrycznego punktu widzenia błony komórkowe stanowią izolator (dielektryk), stąd rezystancja R_m osiąga b. duże wartości. Dla niskich częstotliwości, $\tau \gg R_m C_m$, prąd praktycznie płynie przez rezystor R_e (płyn międzykomórkowy). Gdy częstotliwość prądu jest porównywalna i większa niż $\omega \geq 1/R_m C_m$ prąd o istotnej wartości (w porównaniu do I_{Re}) zaczyna płynąć także przez rezystor R_i . Inaczej mówiąc obwód zastępczy pokazany na rysunku D3c) dla małych częstotliwości można zredukować do rezystora R_e , a dla b. dużych do równoległego połączenia $R_e \parallel R_i$. Jak wiadomo z teorii obwodów zawsze spełniony jest warunek $R_e, R_i > R_e \parallel R_i$.



Rys. D3. Błony komórkowe zachowują się jak kondensatory i dla prądów o małych częstotliwościach stanowią „rozwarście” w wyniku czego prąd opływa komórki (zielone linie ciągłe), a dla częstotliwości wysokich stanowią „zwarcie” i prąd wpływa także do komórek (czerwona linia przerywana) a), pojedyncza komórka w płynie międzykomórkowym b) i jej elektryczny obwód zastępczy c), R_e - rezystancja płynu międzykomórkowego, R_i - rezystancja płynu komórkowego, C_m - pojemność błony komórkowej

Sama zmiana „efektywnego” pola przekroju, przez który płynie prąd prowadzi (zgodnie z prostą zależnością opisującą impedancję cylindra z elektrodami przyłożonymi do podstaw) do spadku mierzonej impedancji. Elektryczne właściwości materiałów biologicznych są relatywnie skomplikowane i ich opis przekracza ramy przedmiotu Elektroniczna aparatura medyczna. W materiałach biologicznych występują zarówno ładunki związane, jak i swobodne (najczęściej jony). Stąd bierne, elektryczne właściwości materiałów biologicznych opisuje się tak jak właściwości dielektryka stratnego z uwzględnieniem przewodnictwa stałoprądowego σ_s :

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon'(\omega) - j \left(\varepsilon''(\omega) + \frac{\sigma_s}{\omega \varepsilon_0} \right). \quad (D9)$$

gdzie: $\varepsilon'(\omega)$, $\varepsilon''(\omega)$ – odpowiednio składowa rzeczywista i urojona przenikalności elektrycznej. Wyobraźmy sobie, że materiał, którego właściwości elektryczne opisane są zależnością (D9) został uformowany w kształcie cylindra o podstawie o przekroju A i wysokości L , oraz że został umieszczony pomiędzy okładkami kondensatora, które przylegają do podstaw. Pojemność takiego kondensatora będzie wynosiła:

$$C = \varepsilon^*(\omega) \frac{A}{L} = \left\{ \varepsilon'(\omega) - j \left(\varepsilon''(\omega) + \frac{\sigma_s}{\omega \varepsilon_0} \right) \right\} \frac{A}{L} \quad (D10)$$

Jest to pojemność kondensatora stratnego (oprócz przenikalności w zależności występuje przewodność), którego impedancja opisana jest zależnością $Z = -j/\omega C$. Prościej jednak obliczyć admitancję $Y = j\omega C$:

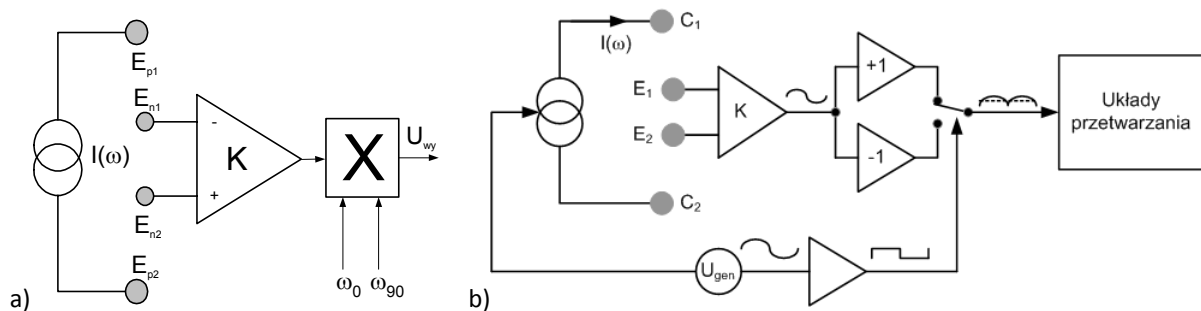
$$Y = \left\{ \omega \left(\varepsilon''(\omega) + \frac{\sigma_s}{\omega \varepsilon_0} \right) + j\omega \varepsilon'(\omega) \right\} \frac{A}{L} \quad (D11)$$

Część rzeczywista, konduktancja, zależy od strat dielektrycznych i przewodności stałoprądowej, natomiast część urojona, susceptancja, zależy od rzeczywistej składowej elektrycznej przenikalności zespolonej (w starszych opracowaniach można spotkać pojęcie stałej dielektrycznej). Biorąc pod uwagę, że w przypadku materiałów biologicznych w zakresie niskich częstotliwości składowa urojona przyjmuje wartość w przybliżeniu $\varepsilon'' \approx 10^{-6}$ F/m zależność (D11) można uprościć do postaci:

$$Y = \omega \left(\varepsilon''(\omega) + \frac{\sigma_s}{\omega \varepsilon_0} \right) \frac{A}{L} \quad (D12)$$

Zmiana położenia elektrod, np. zamiast elektrod kołowych na elektrody opaskowe położone na pobocznicę cylindra zmienia opis (wzór) na bardziej skomplikowany, ale ogólna postać jest podobna do zależności (D11). Postać wzoru (D11) jest o tyle interesująca, że w bardzo prosty sposób pozwala otrzymać zależność przewodności od wartości mierzonej admittancji i parametrów geometrycznych. W każdej sytuacji zmuszeni jesteśmy mierzyć składową rzeczywistą i/lub urojoną. Gdy spełniony jest warunek (D12) to wystarczy mierzyć tylko składową rzeczywistą.

Pomiar składowych impedancji lub admittancji wykonuje się za pomocą techniki czteroelektrodowej i tak zwanej detekcji synchronicznej (Rys. D3). Technika czteroelektrodowa pozwala minimalizować wpływ impedancji elektrodowych na wyniki pomiaru. Impedancja elektrodowe odzwierciedla zjawiska jakie zachodzą w warstwie kontaktu elektrody (metalowej) z tkanką biologiczną. Zjawiska te można zamodelować w postaci impedancji elektrycznej. Inaczej mówiąc, każdy kontakt metalu tkanką biologiczną będzie kreował „pasożytniczą” impedancję, która z kolei będzie wpływała na dokładność pomiaru. W celu minimalizacji tego efektu stosuje się technikę czteroelektrodową. Pozwala to „rozdzielić” tor prądowy od napięciowego (pomiarowego) i w rezultacie dokładniej mierzyć napięcie. Jeżeli zastosujemy wysokiej jakości źródło prądowe (o b. małej admittancji wyjściowej, w idealnym przypadku zerowej) to wartość prądu nie będzie zależała od wartości impedancji elektrod prądowych i badanego obiektu.



Rys. D4. Schemat ideowy pletyzmografu impedancyjnego, E_p elektrody „prądowe”, E_v - elektrody „napięciowe” a) oraz przykład detekcji synchronicznej wykonanej za pomocą dwóch wzmacniaczy o wzmocnieniu odpowiednio +1 i -1, C – elektrody prądowe, E elektrody napięciowe, K – wzmacnienie wzmacniacza różnicowego b)

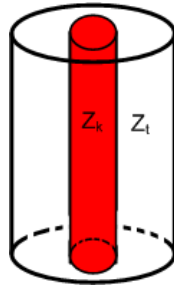
Dwie elektrody (tzw. prądowe) służą do dostarczenia prądu do badanego obiektu, a dwie pozostałe (tzw. napięciowe) do pomiaru wynikowego napięcia. Do badanego obiektu lub jego segmentu doprowadzony jest prąd $I(\omega)$, najczęściej amplitudzie 1mA, ze źródła prądowego. Częstotliwość źródła prądowego ustalana jest przez generator referencyjny U_g . W badaniach pletyzmograficznych stosuje się prądy o częstotliwości z zakresu 20÷100 kHz. Napięcie występujące pomiędzy elektrodami napięciowymi, a wynikające z przepływającego prądu jest wzmacniane przez wzmacniacz o wzmocnieniu K, a następnie demodulowane (detektor synchroniczny). Detektor synchroniczny w wykonaniu pokazanym na rysunku D4b jest zbudowany z dwóch wzmacniaczy, jeden o wzmocnieniu +1, a drugi o wzmocnieniu -1. Sygnał sterujący wytwarzany jest z sygnału generatora U_g w taki sposób, że jest przesunięty w fazie o 0 (składowa rzeczywista) lub $\pi/2$ (składowa urojona). Klucz przełącza wyjście sygnału pomiędzy dwoma wyjściami wzmacniaczy. W przypadku dodatniej „połówki” sinusoidalnego sygnału referencyjnego U_g wyjście jest podłączone do wzmacniacza o wzmocnieniu „+1” a w przypadku. Jest to równoważne operacji przemnażania sygnału przez ± 1 . Inaczej mówiąc sygnał jest „prostowany”. W układzie przetwarzania „odfiltrowana” jest składowa stała (w przypadku zmian wartości mierzonej rezystancji w czasie wywołanych przez zjawiska fizjologiczne – pulsacyjny przepływ krwi - jest składowa wolnozmienna pokazana na rysunku linią przerywaną), której wartość ściśle koreluje z amplitudą i fazą mierzonego sygnału. W części układu zaznaczonym jako „układy przetwarzania” najczęściej oprócz układów wstępnego przetwarzania (filtracja, wzmocnienie składowej wolnozmiennnej, usunięcie składowej stałej, itp.) znajduje się wielokanałowy przetwornik A/C i układ mikroprocesorowy z tzw. peryferiami (klawiatura, wyświetlacz, interfejsy komputerowe, np. USB).

Jak już wspomniano mierzona impedancja jest sygnałem złożonym i składa się ze składowej stałej i wolnozmiennnej. Istotne jest także to, że składowa stała (ang. Direct Current - DC) jest dominująca. Amplituda składowej zmiennej stanowi jedynie część procenta (0,1÷1 %) składowej stałej. Szczególnie istotna informacja jest zawarta w składowej zmiennej. Wymaga to zastosowania specjalnych technik usuwania, po wcześniejszym zmierzeniu, składowej stałej z sygnału złożonego. Prosty model segmentu kończyny składa się z naczynia i otaczającej je tkanki. Zakładając, że obydwa obszary są jednorodne i prąd przepływa wzdłuż osi modelu całkowita impedancja opisana jest zależnością:

$$Z = \frac{Z_k Z_t}{Z_k + Z_t} \quad (D13)$$

gdzie Z_k i Z_t oznaczają odpowiedni impedancję naczynia wypełnionego krwią i otaczającej tkanki. Obydwie impedancje mogą zmieniać swoją wartość, stąd całkowita zmiana wynosi:

$$\Delta Z = \frac{dZ}{dZ_k} \Delta Z_k + \frac{dZ}{dZ_t} \Delta Z_t \quad (D14)$$



Rys. D5. Uproszczony model segmentu kończyny, Z_k – impedancja naczynia wypełnionego krwią, Z_t – impedancja tkanki otaczającej naczynie

Wykorzystując model z rysunku D5 można otrzymać zależność opisującą wiążącą mierzone zmiany impedancji (modułu) ze zmianami objętości segmentu znajdującego się pomiędzy elektrodami napięciowymi oddalonymi o L :

$$\Delta V = -\rho \frac{L^2}{Z_0^2} \Delta Z \quad (D15)$$

gdzie ρ jest średnią rezystywnością segmentu.

Pletyzmografia powietrzna

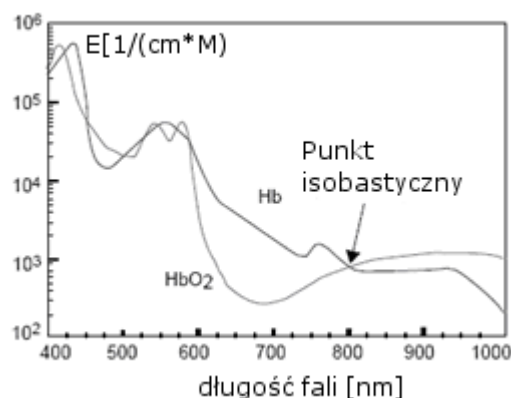
Pletyzmografia powietrzna określana jest także jako pneumopletyzmografia i wykorzystuje mankiety wypełnione powietrzem. Zmiana objętości mankieta związana jest ze zmianą ciśnienia zależnością:

$$\Delta V = V \frac{\Delta P}{P} \quad (D16)$$

Pletyzmograf powietrzny wymaga dość skomplikowanej kalibracji, np. za pomocą balonu umieszczonego pomiędzy mankietem a mierzonym segmentem i wypełnionego wodą. Usuwając wodę z balonu jesteśmy w stanie oszacować jej objętość i tym samym przeprowadzić kalibrację urządzenia.

Fotopletyzmografia

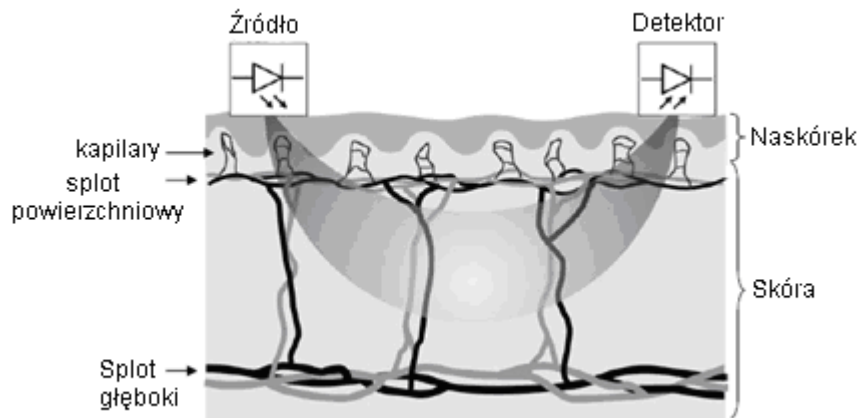
Pierwsze badania optycznych właściwości, w tym badania spektroskopowe, krwi i tkanek datują się na koniec dziewiętnastego wieku. Pojęcie fotopletyzmografia (ang. photoplethysmography, PPG) zostało wprowadzone przez Hertzmana w 1937 roku. PPG estymuje zmiany objętości krwi w tkance na podstawie zmian natężenia fali optycznej transmitowanej, lub odbitej przez tkankę. Propagacja światła w tkankę determinowana jest przez dwa podstawowe zjawiska, tzw. rozpraszanie elastyczne i molekularną absorpcję fotoelektryczną. Rozpraszanie elastyczne jest to przypadkowa zmiana kierunku propagacji fotonów przez mikroskopowe struktury komórek i zawartych w nich elementów. Moc rozpraszana jest dziesięciokrotnie większa (zależy od długości fali) niż pochłaniana. Obydwa zjawiska powodują istotne tłumienie natężenia rozchodzącej się w tkance fali optycznej, która zanika eksponencjalnie wraz a długością przebytej drogi. Największa penetracja jest osiągnięta dla fali z zakresu 700- 1000 nm. W tym zakresie absorpcja przez hemoglobinę i inne molekuly osiąga wartość minimalną.



Rys. D5. Widmowa zależność współczynnika ekstynkcji dla hemoglobiny utlenowanej i nieutlenowanej

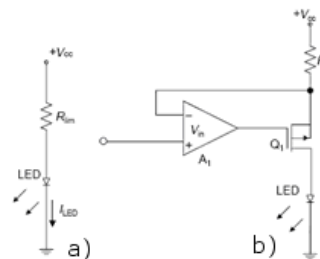
Na rysunku D5 przedstawiono zależność współczynnika ekstynkcji od długości fali dla hemoglobiny utlenowanej i nieutlenowanej. Transmisyjna PPG jest możliwa dla tkanek o grubości nie przekraczającej kilku centymetrów. Dla struktur grubszych sygnał jest zbyt słaby dla obecnie stosowanych (tanich) detektorów i wartość SNR (ang. signal to noise ratio,

SNR) jest zbyt mała by istniała możliwość interpretacji sygnału. Gdy oświetlamy tkankę to znaczna część światła opuszcza ją w pobliżu źródła. Rozproszone wstecznie fotony wykrywane w pewnej odległości od źródła muszą wnikać do głębszych warstwy danej struktury (Rys. D6)



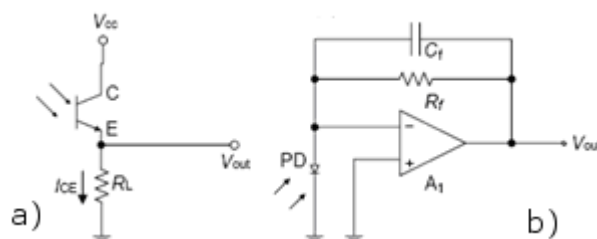
Rys. D6. Schematyczne przedstawienie zasad pomiaru i budowy czujnika

Jako ogólną zasadę przyjmuje się, że głębokość wnikania jest równa połowie odległości pomiędzy źródłem a detektorem. Pierwotnie wykorzystywano żarowe źródła światła w PPG. Zostały one zastąpione przez diody elektroluminescencyjne (LED), ze względu na lepsze, bardziej efektywne działanie (mniej wytwarzanego ciepła), i pożądane właściwości spektralne. Technologia LED znacznie ewoluowały w ciągu ostatnich 20 lat, obecnie są dostępne diody o szerokim zakresie długości fal, od bliskiej podczerwieni (NIR) do ultrafioletowe (UV) i o mocy optycznej do kilkudziesięciu miliwatów. Urządzenia te mają dość wąskie pasmo emisji, 20-30 nm, co pozwala na spektroskopową ocenę tkanek. Dioda elektroluminescencyjna (LED) są spolaryzowane w kierunku przewodzenia a wytwarzane natężenia światła jest proporcjonalne do prądu przewodzenia, który zazwyczaj jest rzędu dziesiątek mA. Przykładowe układy polaryzacji diod LED przedstawiono na rysunku D7. Układ z rysunku D7a charakteryzuje się zależnością wartości prądu od temperatury diody. Wadę tę wyeliminowano w układzie z rysunku D7b. Jest to układ źródła prądowego, tzn. dioda zasilana jest stałym prądem bez względu na wartość jej rezystancji zastępczej i odkładającego się na niej napięcia. Wartość płynącego przez diodę LED prądu dobiera się za pomocą napięcie sterującego (wejściowego) układem. Do detekcji promieniowania można wykorzystać zarówno fototranzystory jak i fotodiody. W obydwu przypadkach naświetlane jest złącze PN.



Rys. D7. Układ polaryzacji diody LED za pomocą opornika a) i źródła prądowego b)

Fotony są absorbowane przez materiał półprzewodnikowy i w wyniku tej absorpcji generowane są wolne ładunki. Fotodioda nie posiada mechanizmu wzmacniania sygnału, stąd istnieje potrzeba użycia zewnętrznego układu (np. wzmacniacza operacyjnego, rys. D8b) W tranzystorze prąd bazy jest wzmacniany (tak jak w zwykłym tranzystorze) około 100 razy.



Rys. D8. Układy detekcji z fototranzystorem a) i fotodiodą b)

Wzmacniacz operacyjny w układzie z rysunku D8b pracuje jako przetwornik prąd-napięcie o stałej przetwarzania R_f . Należy zwrócić uwagę, że fotodioda PD jest spolaryzowana zerowym napięciem (mały prąd ciemny).