



ĆWICZENIE NR 12

ELEKTROKARDIOGRAFIA

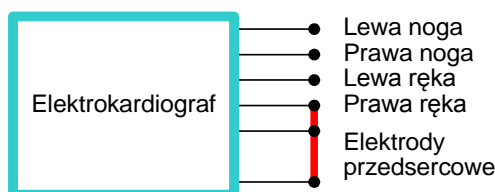
Cel ćwiczenia

Zapoznanie się z metodyką badania elektrokardiograficznego, budową urządzenia i specyfiką konstrukcji elektronicznej oraz parametrami metrologicznymi i sposobami ich identyfikacji.

Część 12.1.

Rejestracja sygnału EKG w różnych warunkach zakłóceńowych, rola filtrów zakłóceńowych

- 12.1.1. Podłączyć pacjenta wg schematu przedstawionego na rys. 12.1. Umieścić elektrody na suchej skórze kończyn. Wyłączyć wszystkie filtry. Zarejestrować przebieg EKG w warunkach prawidłowych tj. bez symulowania zakłóceń mięśniowych. Oznaczyć techniczne warunki pomiaru. Zidentyfikować parametry sygnału zakłócającego. W następnym kroku włączyć filtr wycinający 50 Hz. Powtórzyć zapis. Ocenić wynik.
- 12.1.2. Powtórzyć pomiary z punktu 12.1.1 zwilżając skórę wodą, a następnie żelem ekg. Ocenić wpływ stanu przygotowania skóry.
- 12.1.3. Zarejestrować przebieg EKG przy włączonym filtrze 50 Hz i przy prawidłowym przygotowaniu skóry, ale w obecności symulowanych zakłóceń mięśniowych (cykliczny, kontrolowany ruch jednej kończyny). Rejestrację przeprowadzić bez filtrów pasmowych 25 Hz i 35 Hz a następnie przy zastosowaniu wymienionych filtrów (różne kombinacje: tylko 25 Hz, tylko 35 Hz, oba filtry włączone). Zinterpretować uzyskane rezultaty.
- 12.1.4. Powtórzyć pomiary z punktu 12.1.3 symulując zakłócenia pochodzące oddzielnie od mięśni każdej kończyny. Zinterpretować uzyskane rezultaty.



Rys. 12.1. Schematy podłączeń elektrod EKG podczas badań pacjenta

Część 12.2.

Badanie parametrów technicznych elektrokardiografu

- 12.2.1. Z badać parametry techniczne elektrokardiografu: biegunowość przełączników odprowadzeń, czułość pomiarową, napięcie wzorcujące, wielkość nadskoku, stałą czasową, szumy, charakterystykę wszystkich filtrów.
- 12.2.2. Porównać uzyskane rezultaty z wartościami deklarowanymi przez producenta w *Instrukcji obsługi*.

Część 12.3.

Badanie cech wzmacniacza EKG

- 12.3.1. Zbadać parametry metrologiczne wzmacniacza. Rozróżnoważenie rezystancji przejścia elektroda-skóra symulować za pomocą opornicy dekadowej.
- 12.3.2. Przeprowadzić analizę metrologiczną uzyskanych rezultatów.
- 12.3.3. Porównać uzyskane rezultaty z wartościami deklarowanymi przez producenta w *Instrukcji obsługi*. Brakujące dane o przyrządzie poszukać w internecie.

Aparatura

- elektrokardiograf AsCARD A4,
- elektrokardiograf AsCARD Red3,
- oscyloskop pamiętający,
- generator z wyjściem symetrycznym,
- opornica dekadowa.

Zagadnienia do rozważenia

1. Charakterystyka sygnału EKG.
2. Parametry użytkowe typowego elektrokardiografu.
3. Rodzaje odprowadzeń przy rejestracji sygnałów EKG.
4. Rola wzmacniaczy buforowych. Istota konstrukcji wzmacniacz biologicznego stosowanego w elektrokardiografii.
5. Schemat blokowy elektrokardiografu cyfrowego.
6. Wpływ sposobu przygotowania skóry na zapis sygnału EKG.
7. Zasada działania wzmacniacza EKG ze „sterowaniem na prawą nogę”.
8. Źródła artefaktów fizjologicznych i technicznych przy pomiarach EKG i sposób walki z nimi.

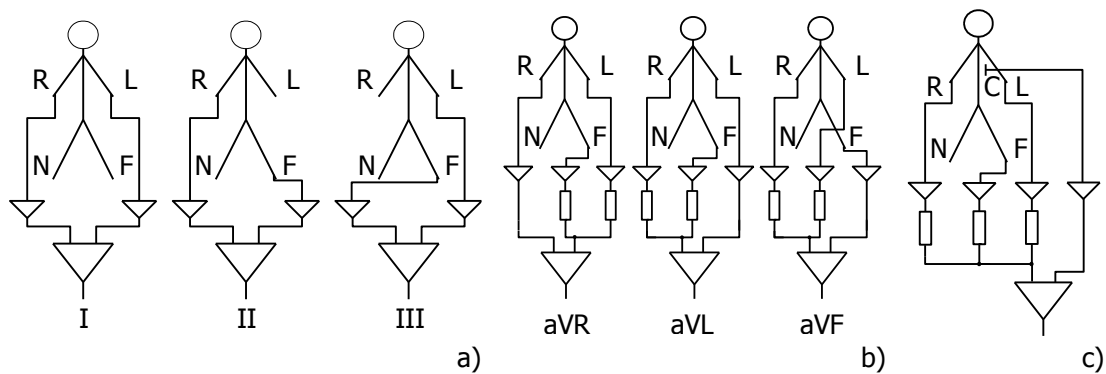
Literatura

- [1]. Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych. AGH, Kraków 2001.
- [2]. Dąbrowska B., Dąbrowski A., Podręcznik elektrokardiografii. PZWL, Warszawa 1996.
- [3]. Nałęcz M., Biopomiary, t. 2, EXIT, Warszawa 2001.
- [4]. Stopczyk M., Elektrodiagnostyka medyczna. PZWL, Warszawa 1984.

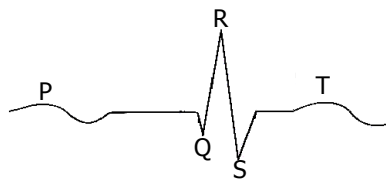
Sygnał EKG

Sygnał EKG charakteryzujący pracę serca uzyskuje się najczęściej poprzez przyłożenie elektrod pomiarowych do kończyn (tzw. odprowadzenia kończynowe) lub do klatki piersiowej (tzw. odprowadzenia piersiowe, czasem nazywane przedsercowymi), rys. 12.2. Ma on różny przebieg w czasie, w zależności od tego, z jakich miejsc jest zbierany. Dostarcza informacji dotyczących zjawisk elektrycznych zachodzących w sercu, które wpływają na zmianę kształtu poszczególnych odcinków fali.

Jak widać na rys. 12.3, w sygnale EKG można wyróżnić charakterystyczne elementy: załamek P, załamek Q (o ujemnej amplitudzie), załamek R (najbardziej wydatna cecha sygnału EKG), załamek S (o ujemnej amplitudzie) i załamek T.



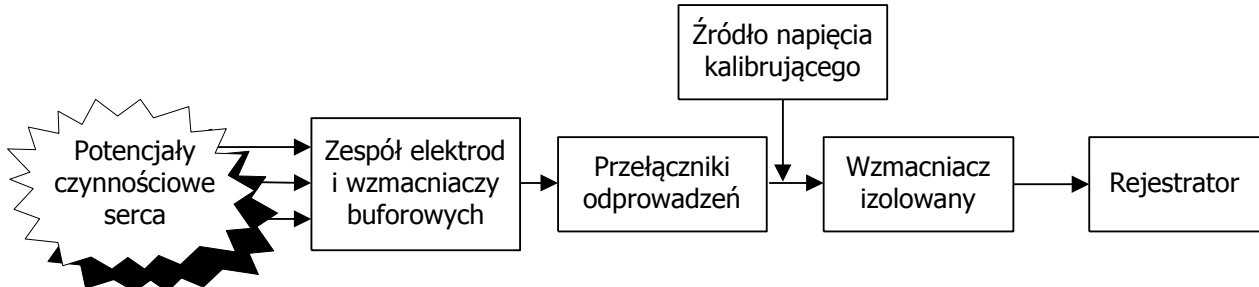
Rys. 12.2. Schematy połączeń elektrokardiograficznych: a) wg systemu odprowadzeń Einthovena, b) wg systemu odprowadzeń Goldbergera, c) wg systemu odprowadzeń Wilsona



Rys. 12. 3. Typowy, prawidłowy sygnał EKG zarejestrowany dla II odprowadzenia Einthovena

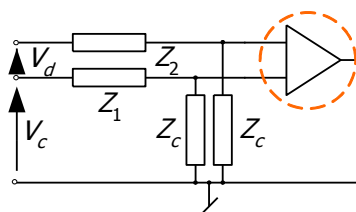
Budowa elektrokardiografu

Elektrokardiograf – urządzenie zapisujące pracę serca (rys. 12.4), zbudowany jest z trzech podstawowych bloków: zespołu elektrod, wzmacniacza pomiarowego i układu wizualizacji rezultatów.



Rys. 12.4. Schemat blokowy elektrokardiografu

Najbardziej istotną częścią elektrokardiografu jest wzmacniacz pomiarowy. Ze względu na własności źródła sygnału stosuje się wzmacniacz różnicowy (rys. 12.5). Jedną z cech określających przydatność takiego wzmacniacza do pomiarów jest współczynnik tłumienia sygnału wspólnego $CMRR_k$ (indeksem k oznaczono wartość katalogową) o typowej wartości 60-120 dB, która nie wystarcza, szczególnie w przypadku pomiarów w środowisku dużych sygnałów zakłócających (a do takich zalicza się badanie EKG). Pacjent, znajduje się zawsze w sąsiedztwie sieciowych kabli zasilających, stanowiąc pojemność rozproszoną (~ 300 pF, przy założeniu, że płynący przez pacjenta prąd pasożytniczy nie przekracza wartości $20 \mu\text{A}$). Na niej odkładają się zakłócenia sieciowe 50 Hz, których wartość leży w zakresie od pojedynczych mV (gdy pacjent dotyka obiektów uziemionych) nawet do 20 V (gdy pacjent chwyci izolowany kabel sieciowy). Typową wartością jest jednak 1 V. Napięcie zakłócające jest często porównywalne z sygnałem użytecznym, a czasem nawet wielokrotnie go przekracza.

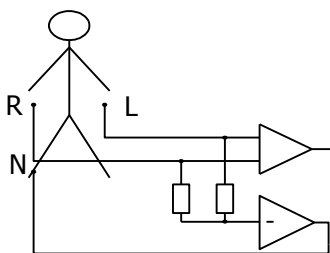


Rys. 12. 5. Konfiguracja elementów wejściowych wzmacniacza różnicowego, których wartość decyduje o wartości $CMRR_e$. Niektóre oznaczenia: V_d – sygnał różnicowy (użyteczny), V_c – sygnał wspólny (zakłócający). Z_1, Z_2 – rezystancja elektrod, Z_c – rezystancja izolacji

Elementy Z_1, Z_2 modelują impedancje elektrod, które, jak pokazuje praktyka, nigdy nie są sobie równe. Także rezystancja izolacji Z_c ma skończoną wartość. Dlatego efektywny współczynnik $CMRR_e$ uwarunkowany jest wartością katalogową $CMRR_k$ oraz wartością elementów obwodu wejściowego $Z_d = Z_1 - Z_2$ i rezystancją izolacji Z_c (rys. 12.5).

$$CMRR_e = \frac{1}{\frac{1}{CMRR_k} + \frac{Z_d}{Z_c}} \quad (12.1)$$

Aby poprawić wartość efektywnego współczynnika $CMRR_e$ stosuje się rozwiązanie polegające na dodaniu trzeciej elektrody. W układzie wzmacniacz pracuje jako sumator i wejściowe sygnały zakłócające podaje w przeciwfazie z powrotem na pacjenta kompensując tym sposobem istniejące już na pacjencie zakłócenia (rys. 12.6). Stanowi to równocześnie masę układu, która zabezpiecza wzmacniacz różnicowy przed wejściem w stan nasycenia.



Rys. 12.6. Idea wzmacniacza trójelektrodowego EKG ze sterowaniem na prawą nogę

Zakłócenia

Różne są źródła zakłóceń występujących przy rejestracji sygnału EKG. Nazywane są one artefaktami. Są to sygnały, które zmieniają właściwy obraz sygnałów biomedycznych i mają charakter złożony. Dzieli się je na dwie kategorie:

- pierwsza kategoria to artefakty fizjologiczne,
- druga kategoria to artefakty techniczne.

Artefakty fizjologiczne pochodzą od pracy innych sąsiadujących narządów. Są to potencjały z mięśni oddechowych oraz mięśni kończyn.

Źródłem artefaktów technicznych są pracujące w pobliżu urządzenia. Popularnie nazywa się je zakłóceniami. Są to:

1. zakłócenia przedostające się drogą prądów wyindukowanych w przewodach doprowadzających sygnał od pacjenta do urządzenia elektromedycznego. Główną ich przyczyną są długie kable (1-2 m),
2. zakłócenia na przejściu elektroda – skóra, która tworzy niepożądaną rezystancję. Na niej odkładają się zakłócenia z otaczającego elektromagnetycznego pola zakłóceń.

Wielu zakłóceń można uniknąć stosując odpowiednio ekranowane pomieszczenia.

Badanie wybranych parametrów metrologicznych elektrokardiografu

Elektrokardiograf przeznaczony jest do bezpośredniej rejestracji na papierze termoczułym napięć czynnościowych mięśnia sercowego mierzonych według ogólnie przyjętych systemów odprowadzeń kończynowych oraz przedsercowych. Napięcia te są zdejmowane z powierzchni ciała za pomocą elektrod płytkowych (odprowadzenia kończynowe) oraz przyssawkowych (odprowadzenia przedsercowe) i doprowadzone do wzmacniaczy wejściowych. Wzmacniacze wejściowe wydzielają z całego pasma sygnałów wejściowy użyteczny sygnał EKG, a następnie dopasowują je do wejścia przetwornika AC.

Urządzenie ma możliwość skokowej regulacji wzmocnienia zapewniając czułości w sekwencji: 5 mm/mV, 10 mm/mV itp. Sygnały są eksponowane na ekranie elektrokardiografu z regulowaną skokowo prędkością, o standardowej wartości 25 mm/s albo 50 mm/s. Sygnały zapisywane są także na taśmie rejestracyjnej.

Na wejście wzmacniacza pośredniego podawany jest prostokątny sygnał kalibrujący o amplitudzie 1 mV. Jest on zawsze rejestrowany przed zapisem każdego sygnału z każdego odprowadzenia. To przyczynia się do zapewnienia wiarygodności wartości napięć zarejestrowanych sygnałów.

W razie wystąpienia zakłóceń mogą być włączone dodatkowe filtry: filtr wycinający częstotliwość sieciową 50 Hz, filtr dolnoprzepustowy lub też górnoprzepustowy do tłumienia sygnałów zakłócających pochodzących od pracujących mięśni kończyn oraz mięśni oddechowych.

Parametry metrologiczne elektrokardiografu decydują o poprawności zapisu i ekspozycji przebiegu potencjałów czynnościowych serca w czasie. Bierze się pod uwagę wiele cech:

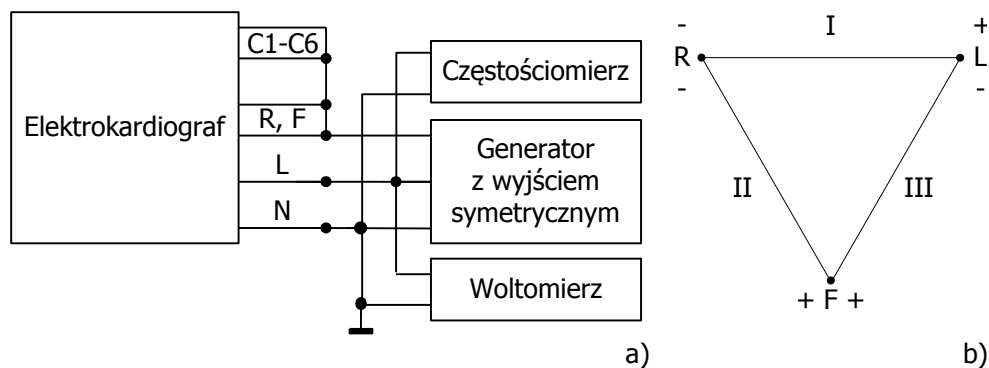
1. biegunowość przełączników odprowadzeń,
2. czułość pomiarową,
3. napięcie wzorcujące,
4. charakterystykę częstotliwościową,
5. wielkość nadskoku,
6. stałą czasową,
7. szумы,
8. współczynnik tłumienia sygnałów synfazowych,
9. zakres wysterowania,
10. błędy symetrii,
11. błędy liniowości,
12. minimalną rejestrowaną amplitudę napięcia,
13. położenie linii zerowej,
14. rezystancję wejściową,
15. prąd upływu,
16. prędkość przesuwu taśmy rejestracyjnej,
17. skuteczną szerokość zapisu,
18. grubość linii zerowej,
19. przesunięcie czasowe tego samego przebiegu rejestrowanego w różnych kanałach,
20. błąd liniowości podstawy czasu.

Poniżej opisano sposoby badania wybranych cech elektrokardiografu. Podczas badania parametrów metrologicznych elektrokardiografu korzysta się z dwóch źródeł napięcia:

1. źródła napięcia stałego,
2. źródła napięcia przemiennego sinusoidalnego i prostokątnego o stosownych częstotliwościach.

Aparatura do kontroli parametrów elektrycznych elektrokardiografu powinna charakteryzować się dokładnością co najmniej o rząd lepszą w stosunku do wymagań stawianych dokładności pomiaru w odniesieniu do każdego kontrolowanego parametru elektrokardiografu.

Kontrolę parametrów częstotliwościowych i niektórych czasowych przeprowadza się w układzie przedstawionym na rys. 12.7. Do przeprowadzenia odpowiednich badań potrzebny jest dokładny dwufunkcyjny generator z wyjściem symetrycznym (sygnał prostokątny i sinusoidalny), o stabilnej amplitudzie i częstotliwości generowanego sygnału. Parametry sinusoidy należy ustalić za pomocą oscyloskopu. Ze względu na konieczność pomiaru bardzo małych częstotliwości (np. 0,2 Hz) bardzo przydatny będzie oscyloskop pamiętający.



Rys. 12.7. Schemat włączenia generatora z wyjściem symetrycznym (a) oraz zaznaczenie biegunowości w systemie odprowadzeń Einthovena (b)

Sprawdzenie biegunowości przełączników odprowadzeń

Odprowadzenia w elektrokardiografie należy uznać za prawidłowe, jeśli po przyłożeniu napięcia stałego do wtyczek pacjenta zgodnie z tabelą 12.1 nastąpi wychylenie linii w kierunku dodatnim.

Tabela 12.1. Sposób podłączenia biegunów przy sprawdzaniu przełączników odprowadzeń

Odprowadzenie		Potencjał dodatni (+) na wtyczce	Potencjał ujemny (-) na wtyczce
Einthovena	I	L	R
	II	F	R
	III	F	L
Goldbergera	aVR	R	L/F
	aVL	L	R/F
	aVF	F	L/R
Przedsercowe	V ₁ ÷ V ₆	C ₁ ÷ C ₆	L/R/F

Sprawdzenie czułości pomiarowej

W przypadku urządzeń z regulacją skokową badanie powinno być wykonane dla każdej czułości. Do zacisków wejściowych kanału pomiarowego dołącza się napięcie przemiennie o kształcie fali prostokątnej symetrycznej o współczynniku wypełnienia $\frac{1}{2}$, wartości międzyszczytowej $2 \text{ mV} \pm 1\%$, o częstotliwości (2-5) Hz i czasie narastania nie większym niż $10 \mu\text{s}$. Dla każdej z ustawionych czułości elektrokardiografu zmierzona wartość nie powinna przekraczać $\pm 5\%$ wartości nominalnej.

Sprawdzenie napięcia wzorcującego

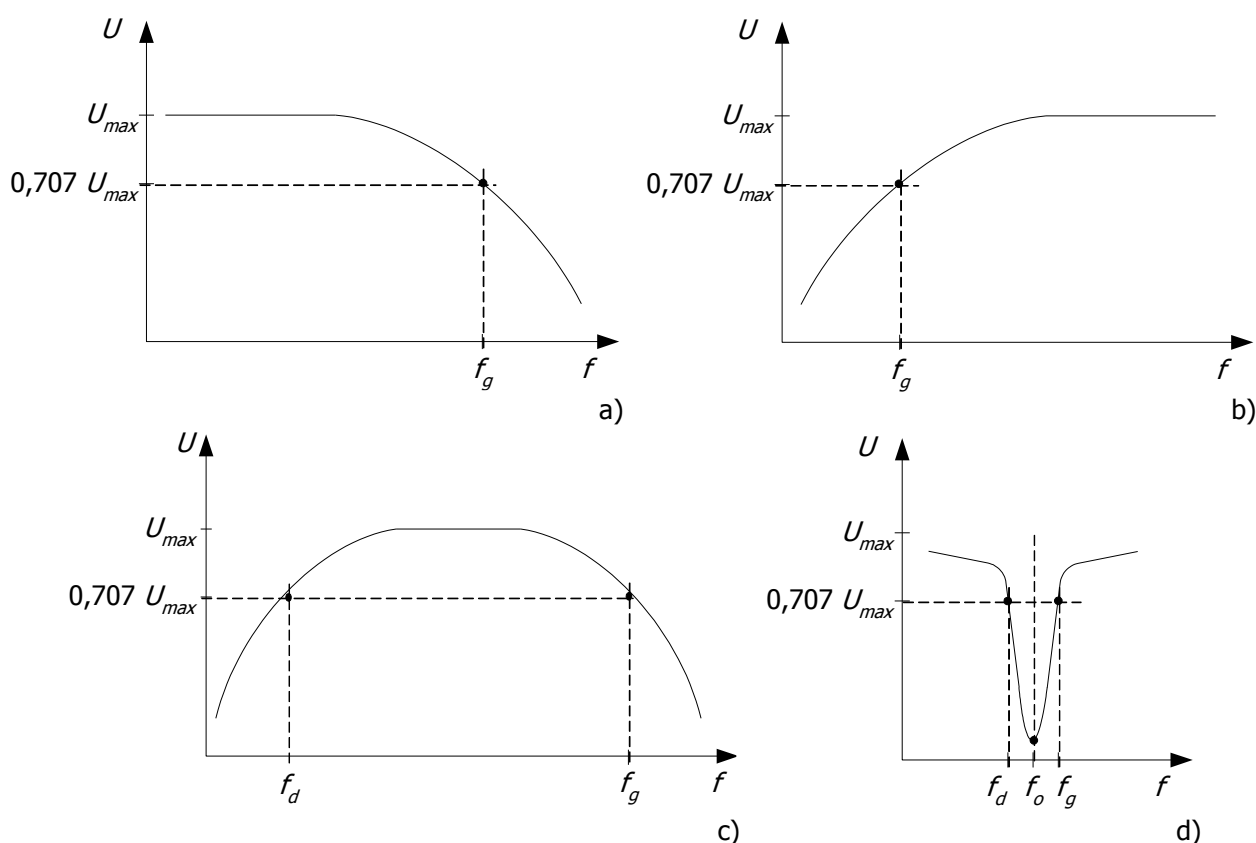
Badanie to polega na porównaniu wielkości zapisów na taśmie rejestracyjnej śladów pochodzących od wbudowanego w aparat źródła napięcia wzorcującego i pochodzącego od dołączonego do zacisków wejściowych kanału pomiarowego napięcia. Porównanie należy dokonać przy czułości nominalnej aparatu 10 mm/mV. Wzorcowe napięcie (dołączone z generatora zewnętrznego) jest zmienne, tak jak przy badaniu czułości pomiarowej. Różnica wielkości zapisów nie powinna przekraczać 2% amplitudy bez nadskoku.

Sprawdzenie charakterystyki częstotliwościowej wzmacniacza i filtrów

Elektrokardiograf zawiera zwykle co najmniej 2 filtry (por. rys. 12.8):

- filtr wycinający 50 Hz, eliminujący zakłócenia sieciowe,
- filtr pasmowo dolnoprzepustowy, tłumiący zakłócenia mięśniowe (pochodzące od ruchu kończyn) o częstotliwości dolnej około kilkudziesięciu herców.

Czasem występuje trzeci filtr – górnoprzepustowy, którego zadaniem jest tłumienie niskoczęstotliwościowych zakłóceń pochodzących od ruchów oddechowych klatki piersiowej.

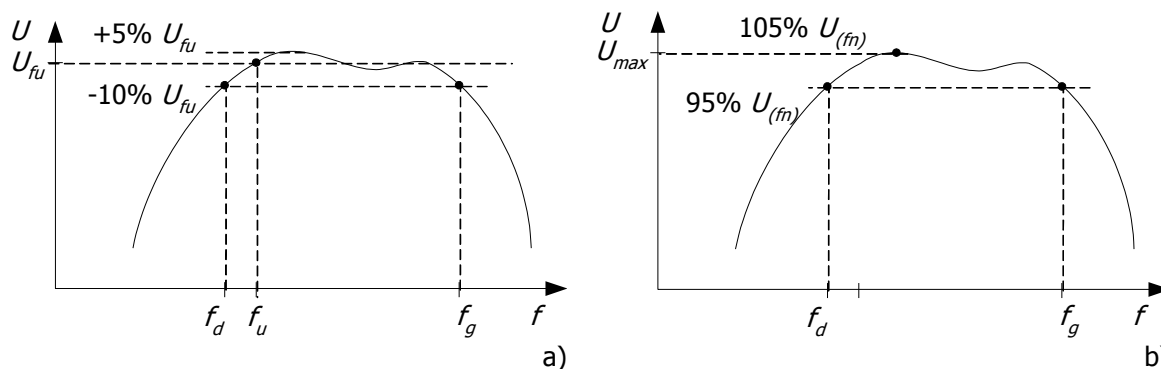


Rys. 12.8. Charakterystyki filtrów stosowanych w elektrokardiografach: a) dolnoprzepustowy, b) górnoprzepustowy, c) pasmowo przepustowy, d) wycinający. Pasma przenoszenia definiuje odpowiednia częstotliwość dolna f_d lub górna f_g , przy których następuje spadek wzmacnienia o 3 dB, co odpowiada zmniejszeniu się amplitudy sygnału wyjściowego filtra do wartości 0,707 amplitudy sygnału wejściowego

Kontrolę przeprowadza się przy ustawionej prędkości przesuwu taśmy równej 25 mm/s, minimalnej czułości elektrokardiografu (np. 1 mm/mV) i przy takiej wartości międzyszczytowej napięcia, aby zarejestrowana wartość stanowiła ok. 80% szerokości obszaru zapisu przeznaczanego na dany kanał.

Sprawdzenie charakterystyki częstotliwościowej przeprowadza się przez pomiar odchyłek amplitudy zapisu sinusoidalnie zmiennego sygnału o częstotliwościach: (0,2, 0,5,

1,0, 6,0, 20, 30, 40, 50, 60) Hz, przy czym jako zapis odniesienia należy przyjąć zapis sygnału o odpowiedniej częstotliwości f_u (zalecanej zwykle przez producenta przykładowe wartości to 6 Hz lub 10Hz) i amplitudzie ± 10 mm względem linii zerowej. Wtedy pasmo przenoszenia określa się w stosunku do ustalonej wartości częstotliwości f_u . Amplituda zarejestrowanego sygnału nie powinna zmieniać się więcej niż +5% i -10% w stosunku do amplitudy napięcia o wskazanej częstotliwości f_u (por. rys. 12.9).



Rys. 12.9. Sposób wyznaczania pasma przenoszenia wzmacniacza elektrokardiografu: a) przy ustalonej z góry częstotliwości odniesienia f_u , b) przy nieznanym częstotliwości odniesienia f_u , lecz przy znanej (przykładowej) tolerancji wzmocnienia +5% i -10%

Sprawdzenie wielkości nadskoku

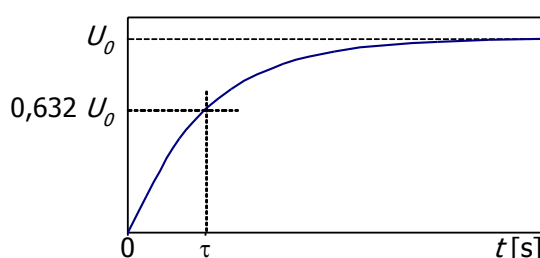
Badanie to należy wykonać dołączając do zacisków wejściowych kanału pomiarowego napięcie prostokątne o wartości międzyszczytowej 2 mV, a następnie 4 mV. Zarejestrowana wielkość nadskoku przy czułości nominalnej 10 mm/mV nie powinna przekraczać wartości podanych w tabeli 12.2.

Tabela 12.2. Wielkość nadskoku elektrokardiografu przy ustawionej czułości nominalnej 10 mm/mV

Wartość międzyszczytowa napięcia wejściowego, mV	Wartość nadskoku, mm
2	1
4	4

Sprawdzenie stałej czasowej

Kontrola odbywa się przy dołączeniu do badanego kanału napięcia stałego o wartości 1 mV. Stała czasowa nie powinna być większa niż 1,5 s (rys. 12.10).



Rys. 12.10. Wyznaczenie stałej czasowej odpowiedzi sprowadza się do określenia odcinka czasu, po którym sygnał osiąga 0,632 swojej wartości maksymalnej (amplitudy U_0) zgodnie z zależnością $U(t) = U_0(1 - e^{-t/\tau})$

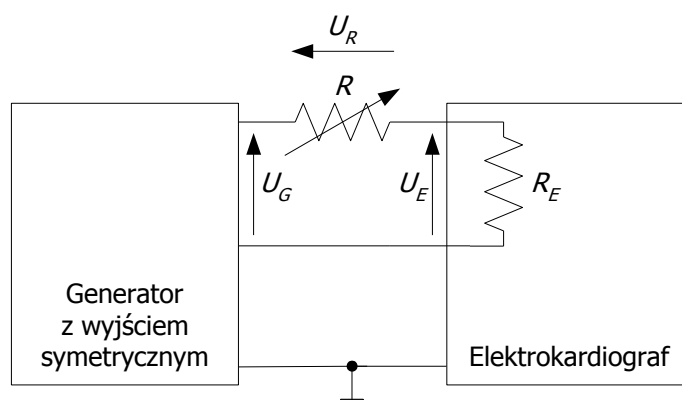
Badanie należy wykonać dwukrotnie w odstępie co najmniej 15 s, dla różnych biegunowości napięcia stałego. Różnica czasów dla obydwu biegunowości nie powinna przekraczać 5%. W aparatach mających wbudowane źródło wzorcujące napięcia stałego dopuszcza się używanie tego źródła w powyższym badaniu.

Sprawdzenie szumów powstających w kanale pomiarowym

Badanie to przeprowadza się przy zwarceniu zacisków wejściowych kanału pomiarowego z zaciskiem odniesienia przez opornik $5\text{ k}\Omega \pm 5\%$. Badanie należy wykonać przy ustawieniu maksymalnej czułości urządzenia. Wynik badania należy uznać za pozytywny, jeśli amplituda zapisu szumów mieści się w grubości linii zerowej.

Sprawdzenie rezystancji wejściowej

Badanie należy wykonać przy czułości 5 mm/mV . Do zacisków wejściowych kanału pomiarowego należy dołączyć napięcie sinusoidalnie zmienne U_G o wartości 4 mV_{pp} i częstotliwości 60 Hz . Po zarejestrowaniu wielkości uzyskanego sygnału $U_E (= U_G)$, między zaciski wejściowe kanału pomiarowego a zaciski wejściowe generatora podawanego napięcia należy włączyć opornik o takiej wartości R , aby uzyskać odpowiednie zmniejszenie wartości zarejestrowanego sygnału (por. rys. 12.11).



Rys. 12.11. Układ pomiarowy do kontroli rezystancji wejściowej toru wzmacniacza pomiarowego

W przypadku, gdy nastąpi zmniejszenie wartości zarejestrowanego napięcia o 50% należy uznać, że ustawiona wartość rezystancji R odpowiada rezystancji wejściowej R_E badanego kanału. W przypadku, gdy zmiana ta będzie mniejsza (ale zauważalna), równa na przykład ΔU_E , oznacza to, iż rezystancja wejściowa jest o wiele większa, a jej wartość można oszacować na podstawie równania:

$$R_E = \frac{U_E}{\Delta U_E} \cdot R \quad (12.2)$$

gdzie: R_E – oszacowana wartość rezystancji wejściowej badanego toru, U_E – aktualna (pomniejszona) wartość napięcia zarejestrowanego przez elektrokardiograf, ΔU_E – zauważona zmiana napięcia rejestrowanego przez elektrokardiograf po dołączeniu rezystancji o wartości R . Zaleca się, aby podczas badania pozostałe kanały były zwarte do zacisku odniesienia.

Kontrola prędkości przesuwu taśmy rejestracyjnej

Badanie należy wykonać dołączając do zacisków wejściowych kanału pomiarowego napięcie prostokątne 1 mV_{pp} o odpowiedniej częstotliwości z dokładnością $0,1\%$. Prędkość tę wyznacza się odmierzając na taśmie odcinki między kolejnymi zboczami zarejestrowanego przebiegu (tabela 12.3). Liczba zarejestrowanych okresów na tym odcinku nie powinna różnić się więcej niż 5% .

Tabela 12.3. Wyniki kontroli przesuwu taśmy rejestracyjnej

Prędkość przesuwu taśmy [mm/s]	Częstotliwość generatora [Hz]	Liczba okresów sygnałów z generatora na odcinku 100 mm
25	25	100 ± 5
50	50	100 ± 5

Określenie odporności zakłóceńowej wzmacniacza EKG

Wzmacniacz elektrokardiografu jest wzmacniaczem różnicowym. Na jego wejście różnicowe doprowadzony zostaje odpowiedni sygnał z ciała człowieka. Sygnał ten osiąga wartość pojedynczych miliwoltów. Jego pasmo częstotliwościowe obejmuje zakres od zera do około 100 Hz . W paśmie tym leży częstotliwość sieci energetycznej 50 Hz . Toteż zakłócenia sieciowe naturalnie występujące w otoczeniu, mogą znacznie zmienić obraz rejestrowanego potencjału czynnościowego serca.

Jeśli na dwa wejścia wzmacniacza są doprowadzane odpowiednio sygnały U_1 , U_2 to na jego wyjściu pojawi się napięcie U_o :

$$U_o = K \cdot \left[(U_1 - U_2) + \frac{U_c}{CMRR} \right] \quad (12.3)$$

przy czym U_c – napięcie sygnału współbieżnego, $CMRR$ – współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego określony wyrażeniem:

$$CMRR = 20 \log \frac{K_{Ur}}{K_{Uw}} \quad (12.4)$$

gdzie K_{Ur} – współczynnik wzmocnienia sygnału różnicowego (istotny w z punktu widzenia wzmocnienia samego sygnału użytecznego), K_{Uw} – współczynnik wzmocnienia sygnału współbieżnego (wspólnego), który powinien mieć wartość znacznie mniejszą od 1.

W przeciętnych wzmacniaczach wartość współczynnika $CMRR$ jest rzędu 100 dB . Mała wartość tego współczynnika spowoduje przedostanie się na wyjście wzmacniacza niepożądanego sygnału wspólnego. We wzmacniaczach biologicznych wartość $CMRR$ powinna to być co najmniej $120\text{-}140 \text{ dB}$. Sygnałem wspólnym jest zakłócający sygnał o częstotliwości sieciowej, który znacznie przekracza wartość napięcia użytecznego EKG. Przedostanie się go na wyjście wzmacniacza zaciemnia obraz sygnału EKG utrudniając tym samym prawidłową identyfikację istotnych parametrów sygnału EKG.

ELEKTROKARDIOGRAFIA

Wyposażenie stanowiska

<u>Lp.</u>	Aparatura	Dokumentacje	Osprzęt
1.	-	Instrukcja do ćwiczenia	Opornica dekadowa
2.	Elektrokardiograf AsCARD A4	Instrukcja obsługi	Elektrody kończynowe
3.	Elektrokardiograf AsCARD Red3	Instrukcja obsługi	4 kołki do połączeń elektrycznych
4.	Generator KZ 1404 z wyjściem symetrycznym	Instrukcja obsługi	1 podstawka do połączeń elektrycznych
5.	Oscyloskop pamiętający TEKTRONIX DST 310	Instrukcja obsługi	Bateria ~ 1V