ĆWICZENIE NR 12

ELEKTROKARDIOGRAFIA

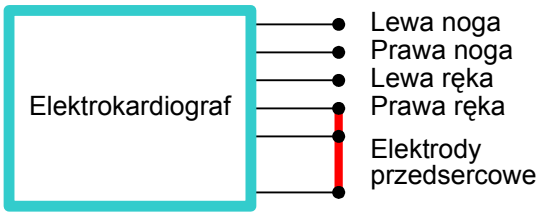
Cel ćwiczenia

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 zakłóceniowych, rola filtrów

12.1.1. Podłączyć pacjenta wg schematu przedstawionego na rys. 1.
12.1.2. Zarejestrować przebieg EKG w warunkach prawidłowych (bez symulowania zakłóceń). Oznaczyć techniczne warunki pomiaru.
12.1.3. Zarejestrować przebieg EKG w obecności zakłóceń (cykliczny, kontrolowany ruch jednej kończyny). Rejestrację przeprowadzić przy zastosowaniu różnych filtrów umieszczonych w elektrokardiografie (różne uzasadnione kombinacje).



Rys. 1. Schematy podłączeń elektrod EKG podczas badań pacjenta

Część 12.2.

Badanie parametrów technicznych elektrokardiografu

12.2.1. Zbadać parametry techniczne elektrokardiografu: biegunowość przełączników odprowadzeń, czułość pomiarową, napięcie wzorcujące, wielkość nadskoku, stałą czasową, szumy, charakterystykę filtru m.cz. i w.cz.
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. Rozrównoważenie rezystancji przejścia elektroda-skóra symulować za pomocą opornicy dekadowej.
12.3.2. Zbadać parametry metrologiczne filtra wycinającego 50 Hz elektrokardiografu.
12.3.3. Porównać uzyskane rezultaty z wartościami deklarowanymi przez producenta w *Instrukcji obsługi*.

Aparatura

- elektrokardiograf Simplicard E-10
- elektrokardiograf AsCard A4
- rejestrator EKG typu ECR-1 ASONIK
- oscyloskop
- generator symetryczny
- opornica dekadowa

Problemy

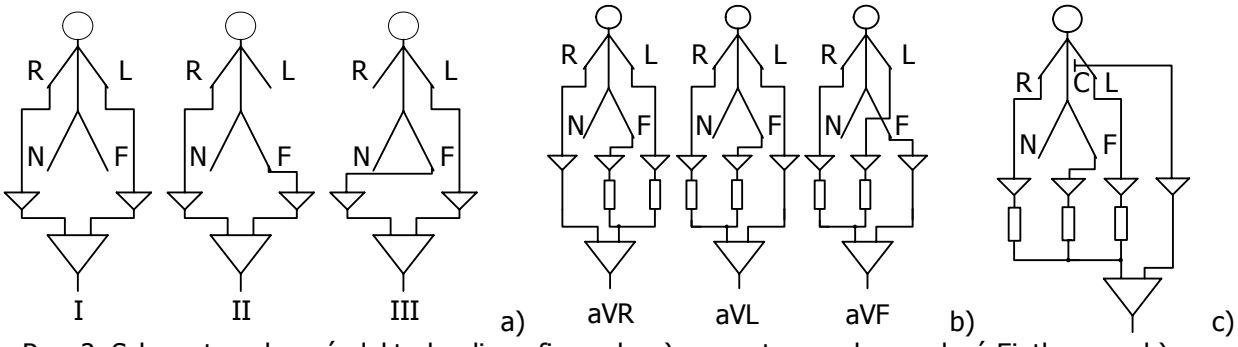
1. Charakterystyka sygnału EKG.
2. Rodzaje odprowadzeń przy rejestracji sygnałów EKG.
3. Schemat blokowy elektrokardiografu.
4. Rola wzmacniaczy buforowych.
5. Zasada działania wzmacniacza EKG ze „sterowaniem na prawą nogę".
6. Parametry użytkowe typowego elektrokardiografu.
7. Źródła artefaktów fizjologicznych i technicznych przy pomiarach EKG.

Literatura

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

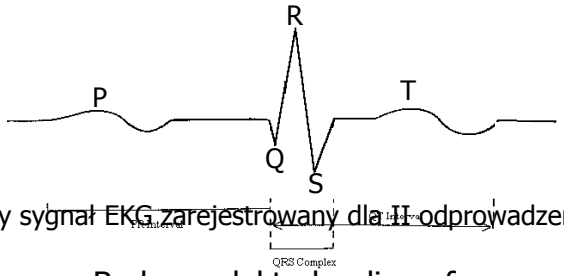
Sygnał EKG

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. 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.



Rys. 2. Schematy połączeń elektrokardiograficznych: a) wg systemu odprowadzeń Einthovena, b) wg systemu odprowadzeń Goldbergera, c) wg systemu odprowadzeń Wilsona

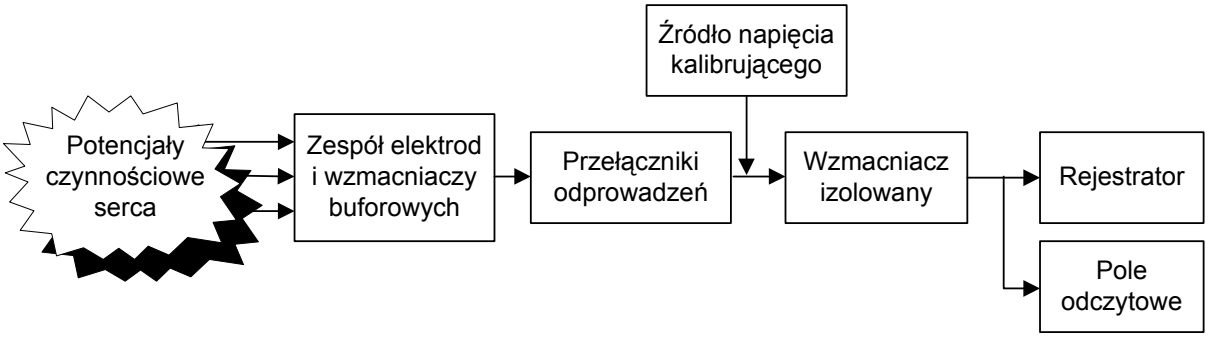
Jak widać na rys. 3, w sygnale EKG wyróżnia się następujące charakterystyczne elementy: załamek P, załamek Q (o ujemnej amplitudzie), załamek R (najbardziej wydatna cecha sygnału EKG), załamek S (o ujemnej amplitudzie) i załamek T.



Rys. 3. Typowy sygnał EKG zarejestrowany dla II odprowadzenia Einthovena

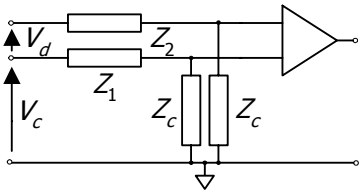
Budowa elektrokardiografu

Elektrokardiograf – urządzenie zapisujące pracę serca (rys. 4), zbudowany jest z trzech podstawowych bloków: zespołu elektrod, wzmacniacza pomiarowego i układu wizualizacji rezultatów.



Rys. 4. Schemat blokowy elektrokardiografu

Najbardziej istotną częścią elektrokardiografu jest wzmacniacz pomiarowy. Ze względu na własności źródła sygnału do tego typu pomiarów stosuje się wzmacniacze różnicowe (rys. 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 (około 300 pF, przy założeniu, że płynący przez pacjenta prąd pasożytniczy nie przekracza wartości 20 μA). Na niej odkładają się zakłócenia sieciowe 50 Hz, których wartość leży w zakresie od pojedynczych mV (gdy pacjent dotyka obiektów uziemionych) nawet do 2OV (gdy pacjent chwyci izolowany kabel sieciowy). Typową wartością jest 1 V. Zakłócenie to jest porównywalne z sygnałem użytecznym, a nawet wielokrotnie go przekracza.



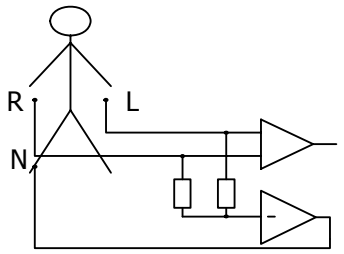
Rys. 5. Konfiguracja elementów wejściowych wzmacniacza różnicowego, których wartość decyduje o wartości $CMRR_e$. Niektóre oznaczenia: V_d – sygnał różnicowy (użyteczny), V_c – sygnał wspólny (zakłócający). Z_1, Z_2 - rezystancja elektrod, Z_c - rezystancja izolacji

Elementy Z_1, Z_2 modelują rezystancję 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. 5).

$$CMRR_e = \frac{1}{\frac{1}{CMRR_k} + \frac{Z_d}{Z_c}} \tag{1}$$

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. 6). Stanowi to równocześnie masę układu, która zabezpiecza wzmacniacz różnicowy przed wejściem w stan nasycenia.



Rys. 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 te wszystkie sygnały, które zmieniają właściwy obraz sygnałów biomedycznych. Mają one 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. W przypadku kontroli potencjałów EKG typowymi artefaktami fizjologicznymi są potencjały generowane przez mięśnie oddechowe.

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). Dlatego należy przestrzegać zasady używania kabli możliwie krótkich oraz likwidować pętle. Dobrym rozwiązaniem jest stosowanie już przy pacjencie wzmacniaczy buforowych umieszczonych we wtyku przyelektrodowym,
2. zakłócenia na przejściu elektroda – skóra, które tworzy niepożądaną rezystancję. Na niej odkładają się zakłócenia z otaczającego elektromagnetycznego pola zakłóceń powodując zniekształcenia sygnału użytecznego. Można ją zmniejszyć dzięki nałożeniu specjalnego żelu (pasty przewodzącej), który zwilżając powierzchnię naskórka poprawia kontakt elektrody z ciałem.

Wielu zakłóceń można uniknąć stosując odpowiednio ekranowane pomieszczenia. Pomieszczenie, które ma spełniać rolę ekranu powinna charakteryzować jednorodność materiału pod względem własności magnetycznych i elektrycznych, ciągła powierzchnia bez szczelin i otworów. Wszelka instalacja elektryczna przenikająca do/z pomieszczenia musi być odpowiednio połączona z ekranem tego pomieszczenia. Okna, drzwi itp. nie mogą naruszać ciągłości powierzchni. Linie elektryczne doprowadzone do pomieszczenia muszą zawierać filtry przeciwzakłóceniowe o tłumieniu nie gorszym od ekranu; ekran tego filtru należy łączyć z ekranem 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 (Einthovena, Goldbergera) oraz odprowadzeń przedsercowych. Napięcia czynnościowe mięśnia sercowego są zdejmowane na 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. Wzmacniacz pośredni dopasowuje sygnał do wejścia przetwornika AC.

Urządzenie ma możliwość skokowej regulacji wzmocnienia toru wzmacniającego umożliwiającego uzyskanie czułości w sekwencji: 5 mm/mV, 10 mm/cm itp. Sygnały są eksponowane na ekranie elektrokardiografu (dzięki odpowiedniemu układowi podstawy czasu) z regulowaną skokowo prędkością o standardowej wartości 25 mm/s albo 50 mm/s. Dzięki układom regulacji prędkości oraz napędu sygnały zapisywane są także na taśmie rejestracyjnej.

Na wejście wzmacniacza pośredniego podawany jest sygnał kalibrujący o wartości odpowiadającej sygnałom o napięciu 1 mV włączonym bezpośrednio na wejście elektrokardiografu. Sygnał ten jest zawsze rejestrowany przed zapisem każdego sygnału z wszystkich odprowadzeń. To przyczynia się do zapewnienia odpowiedniej wiarogodności 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 rejestracji i ekspozycji rzeczywistych cech przebiegu potencjałów czynnościowych serca w czasie. Toteż w dziedzinie pomiarów elektrokardiograficznych obowiązuje standaryzacja dotycząca parametrów urządzenia ((ANSI-AAMI) IEC/CD-1 60601-2-…). Oto jedynie przykładowe cechy i odpowiednie wartości:

1. rozbieżność zapisu 5 %,
2. pasmo (0,05÷100) Hz,
3. U_{wej} 10 mV_{pp},
4. R_{wej} > 500 kΩ,
5. wzmocnienie: 5 mm/mV, 10 mm/mV, 20 mm/mV,
6. $R_{różnicowa}$ > 20 MΩ,
7. $R_{wspólna}$ > 200 MΩ,

8. błąd pomiaru napięcia wejściowego < 1 %,
9. charakterystyka częstotliwościowa:
   - płaska w paśmie (0,14÷50) Hz, ± 6%,
   - dla częstotliwości 0,05 Hz – spadek wzmocnienia < 3 dB w stosunku do częstotliwości 0,14 Hz,
   - dla częstotliwości 100 Hz – spadek wzmocnienia <3 dB w stosunku do częstotliwości 50 Hz,
10. tłumienie sygnału wspólnego:
   - 1000 razy w paśmie (45÷65) Hz,
   - 100 razy poza tym pasmem,
11. kalibracja napięciem ze źródła 1 mV ±2 %, $R_{źródła}$ <1000 Ω, w przypadku zasilania bateryjnego musi być wskaźnik wyładowania,
12. prędkość przesuwu taśmy (25, 50) mm/s ± 2 %,

Jak łatwo zauważyć, przy ocenie parametrów urządzenia 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. szumy,
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 wejściowa,
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.

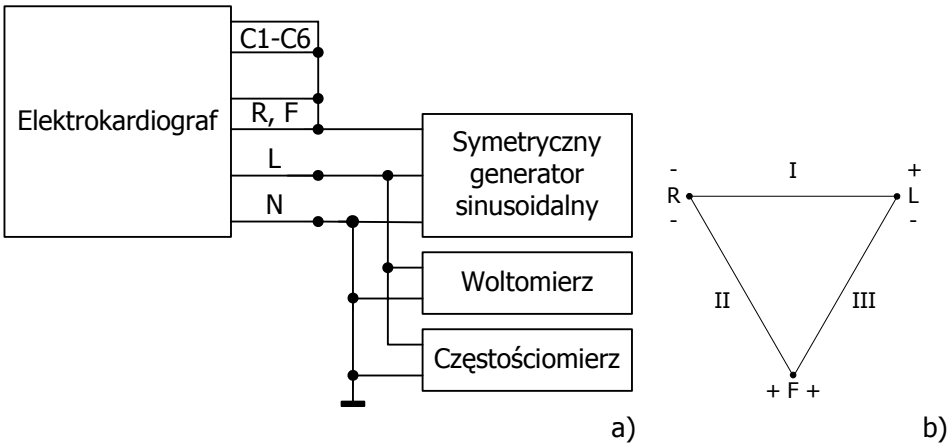
Poniżej opisano sposoby badania wybranych cech elektrokardiografu. Podczas badania parametrów metrologicznych elektrokardiografu korzysta się z dwóch źródeł napięcia:

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. 7. Do przeprowadzenia odpowiednich badań

potrzebny jest dokładny dwufunkcyjny (sygnał prostokątny i sinusoidalny) generator symetryczny o stabilnej amplitudzie i częstotliwości generowanego sygnału. Parametry generatora należy ustalić za pomocą woltomierza prądu zmiennego o paśmie częstotliwości obejmującym pasmo badanego elektrokardiografu. Należy zwrócić szczególną uwagę na wartości częstotliwości dolnej, gdyż niektóre woltomierze prądu zmiennego mierzą w zakresie od około kilkunastu herców. Przy braku odpowiedniego woltomierza można posłużyć się oscyloskopem. Ze względu na konieczność pomiaru bardzo małych częstotliwości (np. 0,2 Hz) bardzo przydatny będzie oscyloskop pamiętający. Kontrolę częstotliwości można przeprowadzić za pomocą odpowiedniego częstościomierza (przy niskich częstotliwościach wykorzystuje się metodę pośrednią pomiaru częstotliwości).



Rys. 7. Schemat włączenia symetrycznego generatora napięcia sinusoidalnego (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 1 nastąpi wychylenie linii w kierunku dodatnim.

Tabela 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	$V_1 \div V_6$	$C_1 \div C_6$	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 przemienne o kształcie fali prostokątnej symetrycznej o współczynniku wypełnienia ½, wartości międzyszczytowej 2 mV ± 1 %, o częstotliwości (2÷5) Hz i czasie narastania nie większym niż 10 μs. Dla każdej z ustawionych czułości elektrokardiografu zmierzona wartość nie powinna przekraczać ± 5 % wartości nominalnej.

Sprawdzenie napięcia wzorcującego

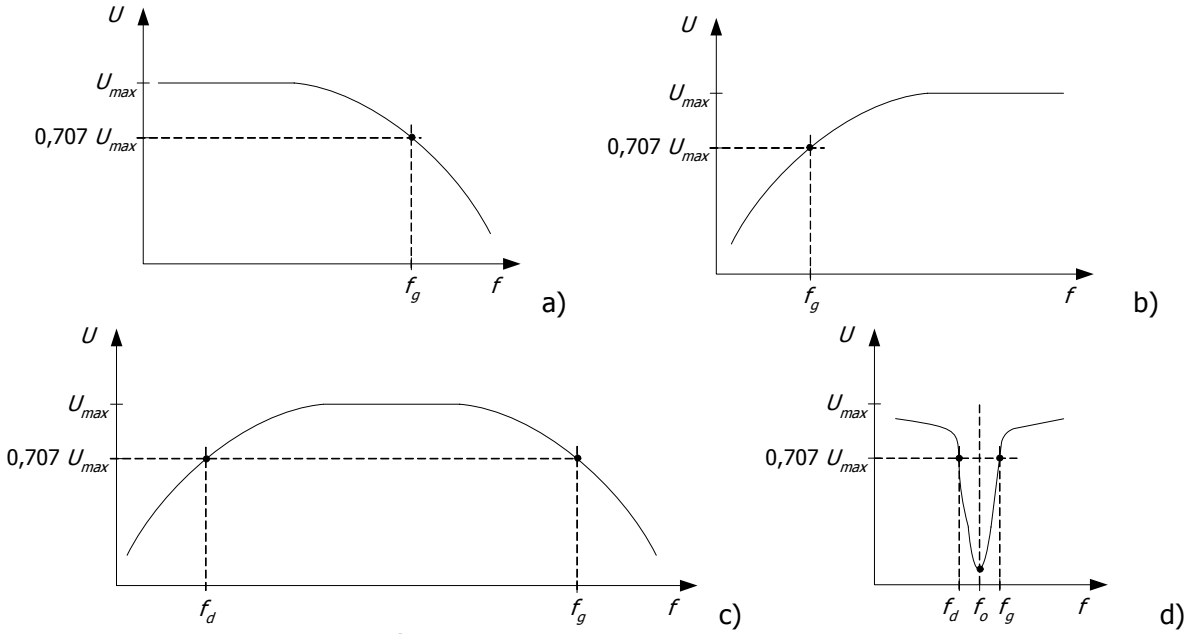
Badanie to polega na porównaniu wielkości zapisów na taśmie rejestracyjnej śladów pochodzących od wbudowanego w aparat źródła napięcia wzorcującego i pochodzącego od dołączonego do zacisków wejściowych kanału pomiarowego napięcia. Porównanie należy dokonać przy czułości nominalnej aparatu 10 mm/mV. Wzorcowe 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. 8):

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

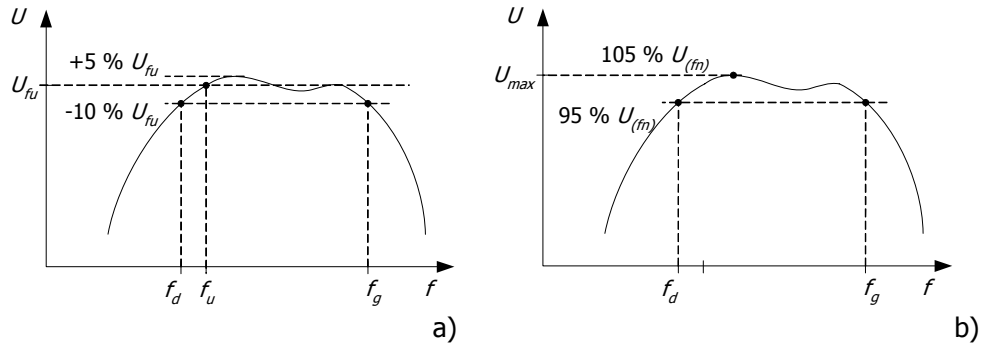
Czasem występuje trzeci filtr – pasmowy górnoprzepustowy, którego zadaniem jest tłumienie niskoczęstotliwościowych zakłóceń pochodzących od ruchów oddechowych klatki piersiowej (oddychanie odbywa się z częstotliwością kilkunastu cykli na minutę).



Rys. 8. Charakterystyki filtrów stosowanych w elektrokardiografach: a) dolnoprzepustowy, b) górnoprzepustowy, c) pasmowo przepustowy, d) wycinający. Pasmo przenoszenia definiuje odpowiednia częstotliwość dolna f_d lub górna f_g, przy których następuje spadek wzmocnienia 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 przeznaczonego 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 mmm 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. 9).



Rys. 9. Sposób wyznaczania pasma przenoszenia wzmacniacza elektrokardiografu: a) przy ustalonej z góry częstotliwości odniesienia f_u, b) przy nieznanej częstotliwości odniesienia f_n, lecz przy znanej (przykładowej) tolerancji wzmocnienia +5 % i -10 %

Sprawdzenie wielkości nadskoku

Badanie to należy wykonać dołączając do zacisków wejściowych kanału pomiarowego napięcie 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 2.

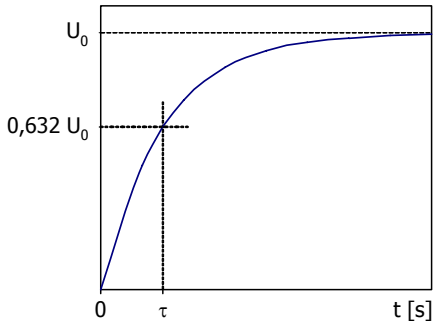
Tabela 2. Wielkość nadskoku elektrokardiografu przy ustawionej czułości nominalnej 10 mm/mV

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 wieksza niż 1,5 s (rys. 10). 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.



Rys. 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

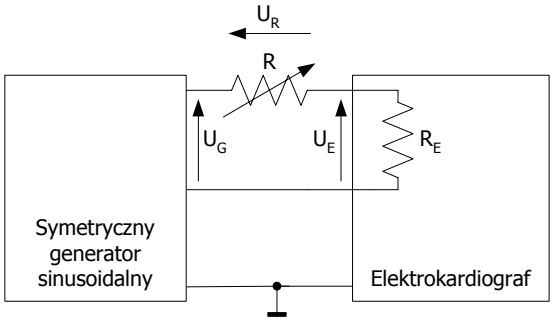
$$U(t) = U_0(1 - e^{-t/\tau})$$

Sprawdzenie szumów powstających w kanale pomiarowym

Badanie to przeprowadza się przy zwarciu zacisków wejściowych kanału pomiarowego z zaciskiem odniesienia przez opornik 5 kΩ ±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 tak zarejestrowanego sygnału (por. rys. 11).



Rys. 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:

$$R_E = \frac{U_E}{\Delta U_E} \cdot R \tag{2}$$

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 3). Liczba zarejestrowanych okresów na tym odcinku nie powinna różnić się więcej niż 5 %.

Tabela 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 zakłóceniowej 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 stu herców. W paśmie tym leży częstotliwość sieci energetycznej 50 Hz. Toteż zakłócenia sieciowe (zwane zakłóceniami synfazowymi), 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:

$$U_O = K \cdot \left[\left(U_1 - U_2 \right) + \frac{U_C}{CMRR} \right] \tag{3}$$

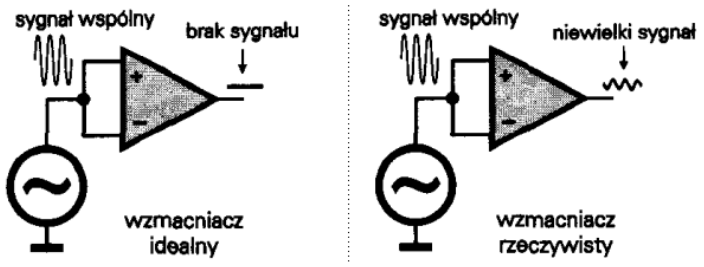
przy czym U_C – napięcie sygnału współbieżnego, które definiuje wyrażenie (4) natomiast współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego (wspólnego) *CMRR* (ang. *Common Mode Rejection Ratio*) określony wyrażeniem (5):

$$U_C = \frac{U_1 + U_2}{2} \tag{4}$$

$$CMRR = 20 \log \frac{K_{Ur}}{K_{Uw}} \tag{5}$$

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 (por. rys. 12). We wzmacniaczach biologicznych wartość *CMRR* powinna to być co najmniej 120-140 dB. Sygnałem wspólnym jest zakłócający sygnał o częstotliwości sieciowej, który znacznie przekracza wartość napięcia użytecznego EKG. Przedostanie się go na wyjście wzmacniacza znacznie zaciemnia obraz sygnału EKG utrudniając tym samym prawidłową identyfikację istotnych parametrów sygnału EKG.



Rys. 12. Ilustracja identyfikacji jakości wzmacniacza z punktu widzenia tłumienia sygnału wspólnego

Wzmacniacz zachowuje swoje właściwości, gdy prawidłowo dobrane sa rezystancje polaryzujące oba wejścia wzmacniacza. Przy zaburzeniu tego dopasowania ujawni się wpływ sygnału współbieżnego. Sytuację taką łatwo zaobserwować, gdy niestarannie utrzymane elektrody EKG spowodują, że niejednakowa będzie rezystancja przejścia elektroda-skóra.