

Andrzej CHMURA

## POSTĘPY W KONSTRUKCJI WZMACNIACZY NAPIĘĆ EKG

**Streszczenie.** W artykule omówiono specyfikę pomiarów napięć EKG, głównie zagadnienia napięć zakłócających towarzyszących przy tych pomiarach. Pokazano najnowsze konstrukcje wzmacniaczy bioelektrycznych, których celem jest zwiększenie odporności układu na zakłócenia oraz bezpieczeństwa użytkownika.

### 1. WSTĘP

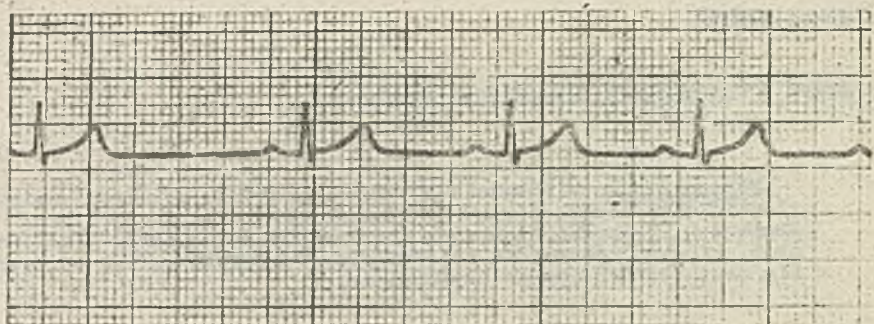
Funkcjonowanie organizmów żywych jest nieodłącznie związane z istnieniem sygnałów biologicznych. Spośród wielu rodzajów sygnałów biologicznych przepływ informacji odbywa się przede wszystkim za pomocą impulsów elektrycznych przesyłanych w systemie nerwowym. Zachodzące złożone procesy biologiczne, w żywej tkance ustrojowej, są źródłem powstawania zmiennych napięć biologicznych. Również z czynnością serca związane prądy czynnościowe, których zapis nazywamy elektrokardiogramem.

Wzmacniacze bioelektryczne, np. w elektrokardiografii, elektroencefalografii, elektromiografii pod względem parametrów technicznych i budowy posiadają wiele cech wspólnych. Charakteryzują się one:

- pasmem przenoszenia od zera lub ułamków Hz do kilku kHz,
- dużą opornością wejściową rzędu setek kom do setek  $M\Omega$ , dostosowaną do rodzaju użytych elektrod lub czujników,
- wzmacniaczem napięć bioelektrycznych o bardzo niskim poziomie napięciowym, od kilku mikrowoltów do setek miliwoltów, w obecności zewnętrznego pola zakłóceń 50 Hz a przede wszystkim nierównomiernych zakłóceń w ciele pacjenta,
- wysoką niezawodnością,
- bezpieczeństwem badanego pacjenta.

Pomiar elektrokardiograficzny EKG jest jednym z podstawowych pomiarów w medycynie. Dostarcza on informacji o czynności serca, o zaburzeniach i nieprawidłowościach w jego pracy,

Przykładowy zapis krzywej EKG według I odprowadzenia Einthowena pokazano na rys. 1.



geeignet für HELIGE Apparate

Rys. 1. Zapis krzywej EKG według I odprowadzenia Einthowena

Ze względu na potrzeby odtworzenia przebiegu EKG, wymagane pasmo przenoszenia wzmacniacza przyjęto od około 0,2 do 70 Hz (+5%-10%)<sup>1)</sup>. Dla różnych typów urządzeń, przy pomocy których bada się przebieg EKG, pasmo przenoszenia zawiera się w przedziale 0 do około 200 Hz. W przypadkach patologicznych wymagane pasmo przenoszenia jest znacznie wyższe.

Najczęściej spotykane wartości amplitud sygnałów EKG zawierają się zwykle w zakresie 0,5...2 mV<sub>pp</sub> (wartości graniczne wynoszą 0,2...10 mV<sub>pp</sub>)(2.12).

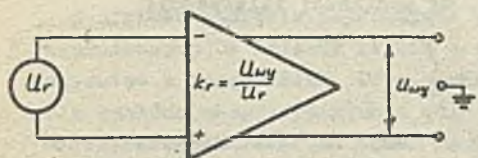
Ponieważ wartość amplitudy sygnałów EKG jest stosunkowo mała, rzędu miliwoltów, przy konstruowaniu wzmacniaczy należy zwrócić szczególną uwagę na zwalczanie napięć zakłócających, towarzyszących mierzonemu napięciu. Napięcia zakłócające mogą wielokrotnie przewyższać sygnał pomiarowy EKG. Widma częstotliwościowe większości napięć zakłócających zachodzą na pasmo przepuszczania wzmacniaczy bioelektrycznych. Dlatego też podstawowym problemem przy projektowaniu tych wzmacniaczy jest zapewnienie odpowiednio wysokich parametrów charakteryzujących skuteczność zwalczania napięć zakłócających.

Parametrami określającymi stopień odporności wzmacniacza na zakłócenia są (3,7):

- współczynnik symetrii  $H$  jest określany jako stosunek napięcia wejściowego synfazowego  $U_s$  do napięcia wejściowego różnicowego (antyfazowego)  $U_r$ , potrzebnych do uzyskania takiego samego napięcia wyjściowego  $U_{wy}$  mierzonego na wyjściu symetrycznym wzmacniacza (rys. 2a)

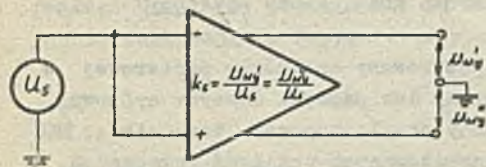
<sup>1)</sup> Według polskiej normy. Dla zastosowań standardowych od 0 do 100 Hz i wyżej dla badań wyspecjalizowanych.





$$H = \frac{U_S}{U_R} \Big|_{U_{wy} = \text{const}} \quad (\text{V/V})$$

$$H = 20 \log \frac{U_S}{U_R} \Big|_{U_{wy} = \text{const}} \quad (\text{dB})$$



- współczynnik dyskryminacji D jest określany jako stosunek wzmocnienia sygnału różnicowego  $K_R$  do wzmocnienia sygnału synfazowego  $K_S$  (rys. 2a)

Rys. 2a. Sposób pomiaru współczynnika:

a - symetrii H i dyskryminacji D,  
b - CMRR i CMR

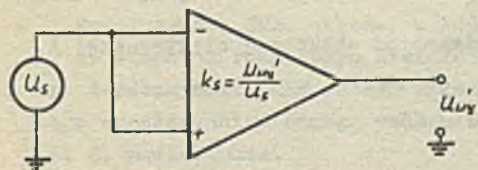
$$D = \frac{K_R}{K_S}$$

$$D = 20 \log \frac{K_R}{K_S}, \quad (\text{dB})$$



gdzie:  $K_R = \frac{U_{wy}}{U_r}$

$$K_S = \frac{U_{wy}}{U_S} \text{ lub } K_S = \frac{U_{wy}''}{U_S}$$



- współczynnik CMRR i CMR (ang. Common Mode Rejection-Ratio), są określone jako stosunek całkowitego wzmocnienia dla sygnału różnicowego  $K_R$  do całkowitego wzmocnienia do sygnału synfazowego  $K_S$  przy wyjściu wzmocnienia niesymetrycznym (rys. 2b)

Rys. 2b. Sposób pomiaru współczynnika:

a - symetrii H i dyskryminacji  $\bar{D}$ ,  
b - CMRR i CMR

$$\text{CMRR} = \frac{K_R}{K_S}$$

$$\text{CMR} = 20 \log \frac{K_R}{K_S}, \quad (\text{dB})$$

gdzie:  $K_R = \frac{U_{wy}}{U_r}$   
 $K_S = \frac{U_{wy}}{U_S}$

Współczynniki CMRR i CMR ujmują zarówno wpływ niedoskonałej symetrii układu H jak i aktualnej dyskryminacji D, wg poniższej zależności:

$$\frac{1}{\text{CMRR}} = \frac{1}{H} + \frac{1}{D}$$

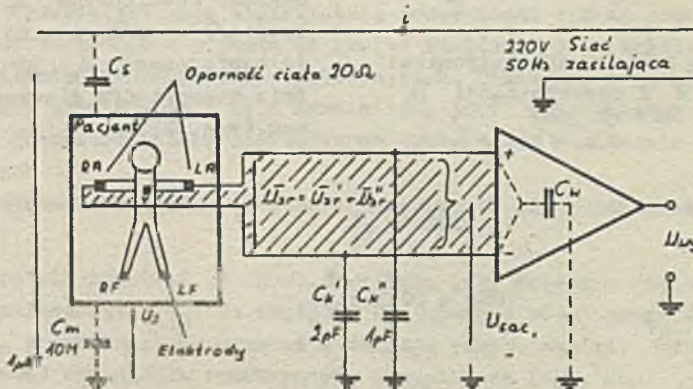
Można skonstruować wzmacniacz o dużym H i małym D głównie przez dobór - parowanie elementów i na odwrót o małym H i dużym D. Nowoczesne wzmacniacze posiadają zarówno H i D bardzo duże, rzędu tysięcy i więcej.

Wzmocniony sygnał EKG może być zarejestrowany na taśmie papierowej w elektrokardiografie, na taśmie magnetycznej lub pamięci maszyny cyfrowej, może też być monitorowany na ekranie lampy oscyloskopowej. Wzmacniacze EKG często stanowią podzespoły bardziej skomplikowanych urządzeń medycznych.

## 2. ZAKŁÓCENIA PRZY POMIARACH EKG

Głównym źródłem zakłóceń przy pomiarach napięć bioelektrycznych jest pole sieci energetycznej o częstotliwości 50 Hz (lub 60 Hz w USA). Często tliwość pola sieci energetycznej leży w zakresie większości pasm przepuszczania wzmacniaczy bioelektrycznych. Powyższe pole powoduje, że na wejściu wzmacniacza obok sygnału pomiarowego pojawiają się następujące napięcia zakłócające (rys. 3)

- zmienne napięcie synfazowe  $U_{\text{zac}}$ , pochodzące od składowej elektrycznej pola zakłócającego,
- zmienne napięcie różnicowe  $U_{\text{zr}}$ , pochodzące od składowej elektrycznej i magnetycznej pola zakłócającego.



Rys. 3. Napięcia zakłócające przy pomiarze EKG



Synfazowe napięcie zakłócające powstaje na skutek istnienia pojemności rozproszonych  $C_s$  między siecią a pacjentem oraz pojemności  $C_m$  między pacjentem a masą. Układ  $C_s$  - pacjent -  $C_m$  tworzy dzielnik pojemnościowy pola zakłócającego. Działanie pola powoduje przepływ prądu przez pacjenta.

Przy przepływie prądu przez pacjenta, np. o wielkości  $1 \mu A$  na pojemności  $C_m$  (równoważna oporności około 10 Mohm dla 50Hz) powstaje spadek napięcia  $U_s$ , który pojawia się na wejściu wzmacniacza, jako synfazowe napięcie zakłócające. Napięcie to wyniesie (1)

$$U_s = 1 \mu A \cdot 10 \text{ Mohm} = 10 \text{ V}$$

Powyższe napięcie może być zmniejszone przez uziemienie prawej nogi pacjenta, czyli uziemienie elektrody RF. Zakładając, że oporność przejścia między naskórką a tą elektrodą wynosi 50 Kohm, a przez pacjenta płynie nadal prąd o wartości  $1 \mu A$ , napięcie synfazowe  $U_s'$  pojawiające się na wejściu wzmacniacza w tym przypadku wyniesie

$$U_s' = 1 \mu A \cdot 50 \text{ kohm} = 50 \text{ mV}$$

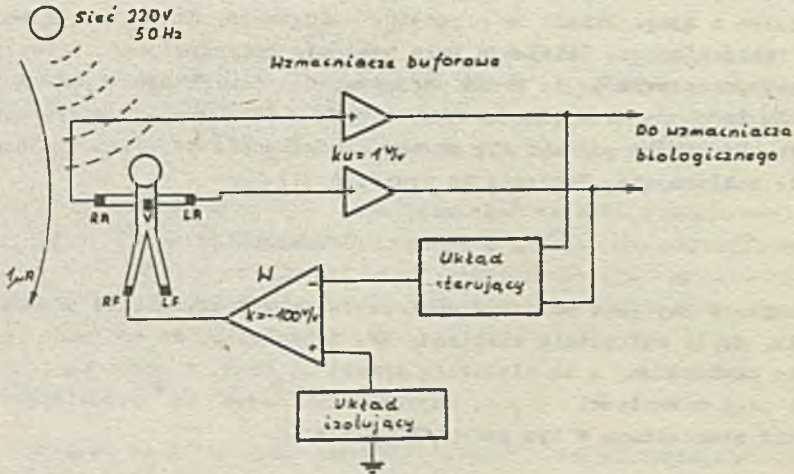
Z powyższego przykładu wynika, że przez uziemienie elektrody RF można znacznie zmniejszyć wartość napięcia zakłócającego  $U_s$ . Dlatego też należy dążyć do zmniejszania oporności przejścia między naskórką a elektrodami pomiarowymi, w szczególności zaś elektrody RF.

Współczynnik CMRR układu, w którym zastosowano wzmacniacz bioelektryczny ze stopniem różnicowym tranzystorowym na wejściu jest zwykle rzędu 60 dB. Współczynnik CMRR całego układu pomiarowego jest zależny od wartości tego współczynnika samego wzmacniacza oraz symetrii doprowadzeń sygnału EKG do wzmacniacza.

Napięcie synfazowe pojawiające się na wejściu wzmacniacza można jeszcze bardziej zmniejszyć przez zastosowanie aktywnego sprzężenia zwrotnego dla tego sygnału, jak to pokazano na rys. 4. Sygnał pomiarowy EKG otrzymywany np. według I odprowadzenia Einthowena z elektrod RA i LA, poprzez wzmacniacze buforowe o dużej impedancji wejściowej, zapewniające warunek nieobciążenia źródła sygnału oraz symetrii sygnału synfazowego.

Układ sterujący wyodrębnia z sygnału EKG na wejściu wzmacniacza napięcie synfazowe, które podane na "wejście inwertujące" wzmacniacza sprzężenia zwrotnego  $W$  jest wzmacniane, jednocześnie odwracane w fazie i podawane na elektrodę uziemiającą RF. W wyniku działania pętli sprzężenia zwrotnego, sygnał synfazowy na wejściu wzmacniacza bioelektrycznego jest zmniejszany tyle razy, w stosunku do układu bez tego sprzężenia, ile wynosi wzmocnienie napięciowe wzmacniacza  $W$ .

Przy wzmocnieniu napięciowym wzmacniacza  $W$  równym  $K = -100 \text{ V/V}$  mamy pozorne zmniejszenie oporności między naskórką a elektrodą uziemiającą RF  $K$ -krotnie, czyli wyniesie 500 ohm.



Rys. 4. Zastosowanie aktywnego ujemnego sprzężenia zwrotnego dla napięcia zakłócającego

Dla przepływu prądu przez pacjenta o wartości  $1 \mu\text{A}$  napięcie synfazowe na wejściu wzmacniacza w tym przypadku wyniesie

$$V_{s''} = 1 \mu\text{A} \cdot 500 \text{ ohm} = 500 \mu\text{V}$$

Powyższy układ zbliża nas do przypadku prawie idealnego uzziemienia prawej nogi pacjenta. Powiększenie efektów działania pętli sprzężenia zwrotnego jest ograniczone przez warunek stabilności pętli wzmacniacza W. Użytkiwany w ten sposób współczynnik dyskryminacji dla całości układu jest zwykle rzędu 100 dB.

Należy przypomnieć, że współczynnik dyskryminacji dla całego układu może być znacznie obniżony, na skutek niesymetrii doprowadzeń sygnału EKG do wzmacniacza. Niesymetrię tę może wprowadzić różnica pojemności  $C_{\text{r}}$  i  $C_{\text{l}}$  poszczególnych przewodów doprowadzających względem masy, rys. 3. Powyższa niesymetria pojemności powoduje, że ze wzrostem częstotliwości sygnału zakłócającego współczynnik CMRR całego układu, wzmacniacza z doprowadzeniami maleje.

Napięcie zakłócające różnicowe  $U_{\text{sr}}$  (rys. 3) powstaje w wyniku działania składowej elektrycznej  $U'_{\text{sr}}$  i magnetycznej  $U''_{\text{sr}}$  pola zakłócającego.

Przy prądzie płynącym przez pacjenta o wartości  $1 \mu\text{A}$  oraz oporności ciała pacjenta między elektrodami pomiarowymi 20 ohm, napięcie  $U_{\text{sr}}$  w przybliżeniu wyniesie

$$U'_{\text{sr}} = 1 \mu\text{A} \cdot 20 \text{ ohm} = 20 \mu\text{V}$$



Poziom napięcia  $U_{\text{sr}}''$  zależy między innymi od:

- oporności ciała pacjenta,
- pola pętli obejmowanej przez przewody doprowadzające sygnał pomiarowy (pole zakreskowane).

Powyższe napięcie zakłócające można zmniejszyć przez zmniejszenie powierzchni pętli tworzonej przez przewody doprowadzające sygnał EKG oraz równoległe i jak najbliższe prowadzenie przewodów. Oprócz wymienionych napięć zakłócających występuje jeszcze stałe napięcie polaryzacji, powstające na styku naskórek-elektroda pomiarowa. Układ ten tworzy baterię galwaniczną, w której powstałe napięcie nakłada się na sygnał pomiarowy, jako składowa stała. Wartość napięcia polaryzacji zależy od rodzaju materiału z jakiego zrobione są elektrody pomiarowe, jakości kontaktu między naskórkiem a elektrodą. Wartość stałego napięcia polaryzacji może dochodzić do  $\pm 300$  mV. Przeciwdziałać temu napięciu można przez zastosowanie specjalnych elektrod oraz past elektrodowych polepszających kontakt elektryczny oraz zmniejszających różnice potencjałów między skórą a elektrodą.

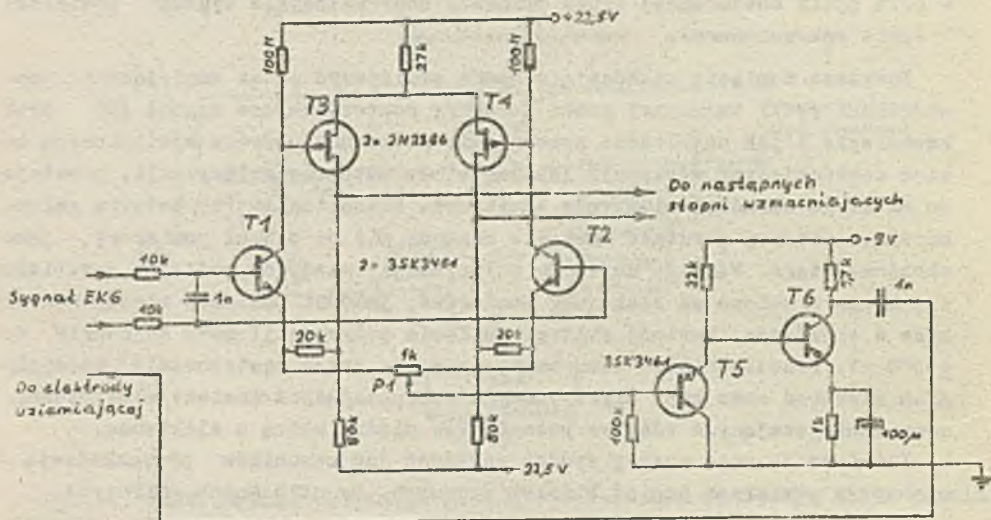
Istnieje jeszcze szereg źródeł zakłóceń lub czynników przeszkadzających przy pomiarach napięć bioelektrycznych. Do nich można zaliczyć:

- pola o częstotliwościach radiowych oraz akustycznych od około 8 kHz, zakłócenia wprowadzane przez nie można eliminować przez stosowanie filtrów,
- pola rozproszonych dużych transformatorów sieciowych znajdujących się w pobliżu miejsca pomiaru,
- przyrządy terapeutyczne,
- urządzenia przemysłowe,
- szумы i zakłócenia biologiczne pochodzące od narządów badanego pacjenta.

### 3. ROZWIĄZANIA UKŁADOWE WZMACNIACZY EKG

Na rys. 5 przedstawiono schemat ideowy stopnia wejściowego elektrokardiografu "Mingograf" 14", w którym zastosowano dla sygnału zakłócającego sprzężenie zwrotne (3). Sygnał EKG doprowadzony jest do wzmacniacza różnicowego zbudowanego na tranzystorach bipolarnych mikrowatowych T1, T2. Synfazowe napięcie zakłócające sygnał EKG pojawia się na bazie tranzystora T5. Napięcie to wzmocnione we wzmacniaczu zbudowanym na tranzystorach T5 i T6 jest przez pojemność C podane na elektrodę uziemiającą pacjenta. Uzyskany współczynnik dyskryminacji wzmacniacza jest rzędu kilkudziesięciu tysięcy. Dzięki bardzo małym prądom kolektora tranzystorów wejściowych rzędu  $10^{-7}$  A uzyskano dużą oporność wejściową, małe szумы oraz duże wzmocnienie napięciowe. Ponieważ oporniki w kolektorach tranzystorów stopnia

wejściowego są o wartości 100 Mohm, drugi stopień wzmacniacza zrealizowano na tranzystorach polowych T3 i T4.



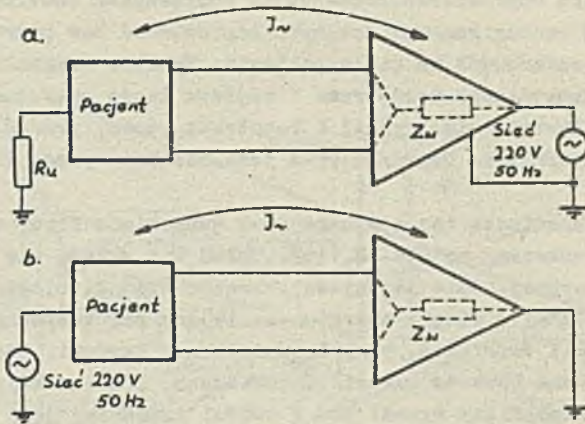
Rys. 5. Schemat ideowy wzmacniacza wejściowego elektrokardiografu napięcia zakłócającego

Połączenie pacjenta ze wzmacniaczem biologicznym zasilanym z sieci oświetleniowej oraz możliwość powstania dużej wartości napięcia synfazowego, rys. 6 może spowodować, że przez pacjenta popłynie zbyt duży prąd zmienny  $J_{\sim}$  o wielkości rzędu miliampera, co jest niedopuszczalne i prowadzić może do porażenia lub śmierci pacjenta. Napięcie synfazowe (sieciowe) może przedostać się do układu od strony wyjścia (rys. 6a), jak i od strony pacjenta (rys. 6b). Wielkość tego prądu w głównej mierze zależy od impedancji  $Z_w$  między wejściem wzmacniacza a masą.

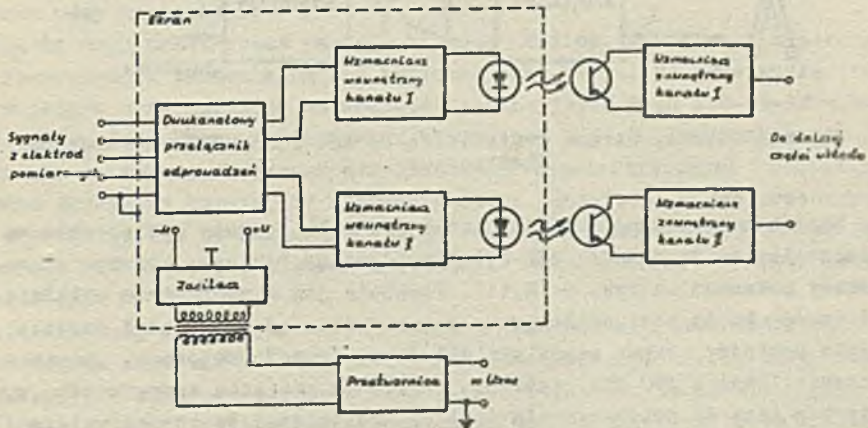
W najnowszych konstrukcjach wzmacniaczy bioelektrycznych i pomiarowych w tzw. wzmacniaczach izolacyjnych (ang. isolation amplifier) (5,6,8,11) osiąga się bardzo duże współczynniki dyskryminacji dla napięcia zakłócającego między masą ogólną wzmacniacza, a masą pacjenta przez zwiększenie oporności wejść wzmacniacza względem masy. Zwiększenie oporności  $Z_w$  uzyskuje się przez odizolowanie galwaniczne wstępnej części wzmacniacza od reszty układu. Sygnał pomiarowy EKG przekazywany jest ze wstępnej części układu do pozostałej łącząc bezprzewodowym np. telemetrycznym poprzez sprzężenie transformatorowe, łącze radiowe lub optyczne itd. Również zasilanie wstępnej części wzmacniacza odbywa się na drodze bezprzewodowej.

W Instytucie Aparatury i Automatyki Medycznej Politechniki Śląskiej w Gliwicach opracowano dwukanałowy elektrokardiograf typu KCE-732, w którym zastosowano wzmacniacze bioelektryczne z izolacją galwaniczną. Schemat blo-





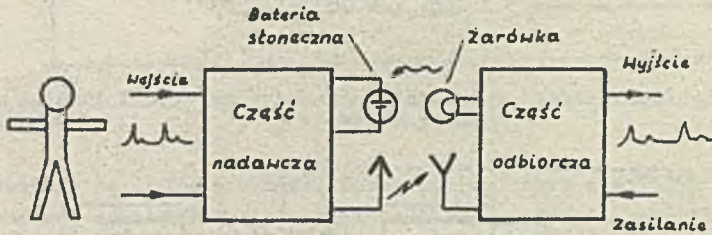
Rys. 6. Droga przepływu prądu w obwodzie pacjent-wzmacniacz:  
 a - napięcie zakłócające od strony wzmacniacza, b - napięcie zakłócające od strony pacjenta



Rys. 7. Schemat blokowy wzmacniaczy wejściowych elektrokardiografu typu KCE-732

kowy tych wzmacniaczy pokazano na rys. 7. Mierzone sygnały przekazywane są do przełącznika odprawadeń. Przełącznik odprawadeń umożliwia rejestrację sygnałów EKG według znormalizowanych odprawadeń bez potrzeby przekładania elektrod pomiarowych na cielu pacjenta. Wybrane sygnały pomiarowe podawane są na wzmacniacze wewnętrzne i poprzez łącze optyczne, składające się z diody elektroluminescencyjnej i fototranzystora, przekazywane są do wzmacniaczy zewnętrznych. Część wstępna jest zasilana przez łącze transformatorowe.

Przykładem wzmacniacza izolacyjnego jest wzmacniacz firmy Gilson Medical Electronics pokazany na rys. 8 (10). Układ ten składa się z części nadawczej i odbiorczej. Obie części są galwanicznie odizolowane. Z części odbiorczej, zasilanej z sieci, energia zasilająca przekazywana jest za pośrednictwem energii świetlnej. Energia świetlna z żarówki, poprzez układ optyczny, przesyłana jest do baterii słonecznych, które z kolei zasilają część nadawczą. Wzmocniony sygnał EKG w części nadawczej jest modulowany częstotliwościowo i przesyłany do części odbiorczej drogą radiową. Tam jest demodulowany i wzmacniany.

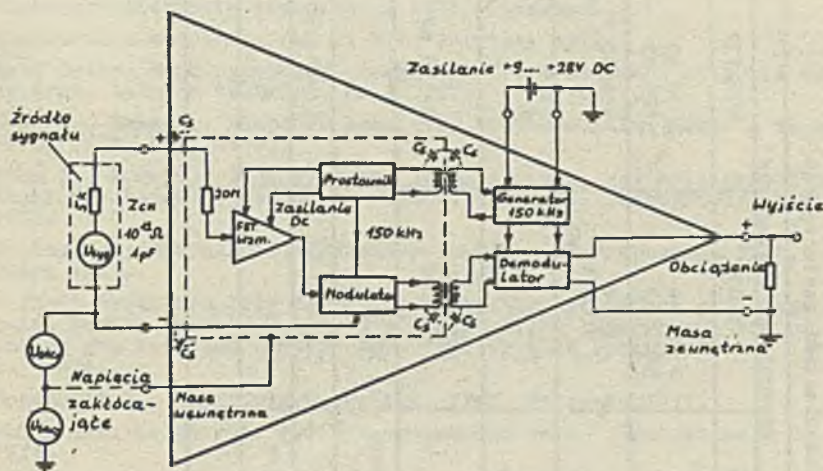


Rys. 8. Schemat blokowy układu wzmacniacza do EKG firmy Gilson Medical Electronics

Inny sposób galwanicznego odizolowania pacjenta od masy zastosowano we wzmacniaczu izolacyjnym Model 272-275 firmy Analog Devices, którego schemat blokowy pokazano na rys. 9 (8,11). Podobnie jak w poprzednim układzie wstępna część układu jest odizolowana galwanicznie od pozostałej części. Sprzężenia pomiędzy obiema częściami układu są transformatorowe. Generator o częstotliwości 150 kHz, zasilany ze źródła napięcia zewnętrznego, wykorzystywany jest do przekazywania energii zasilającej do części wstępnej oraz synchronizowania pracy modulatora i demodulatora.

We wzmacniaczu izolacyjnym oporność wejścia w stosunku do masy zewnętrznej ma charakter pojemnościowy, której wartość zależy od pojemności rozproszonych Cs. Wartość pojemności całkowitej C między obu częściami wzmacniacza jest bardzo mała, rzędu kilku do kilkunastu pikofaradów. Dzięki tak małej wartości pojemność ta dla prądów o częstotliwości sieciowej przedstawia sobą bardzo dużą impedancję. Wzmacniacz izolacyjny pozwala na





Rys. 9. Schemat blokowy "wzmacniacza izolacyjnego" model 272-275 firmy Analog Devices

pomiar napięć różnicowych, których potencjał może znacznie odbiegać od potencjału masy wzmacniacza.

Różnice te mogą przekraczać wartość kilkuset woltów. Uzyskiwany współczynnik dyskryminacji wzmacniacza dla napięcia  $U_{sac2}$  (rys. 9) przekracza 110 dB a w jednym z najnowszych wzmacniaczy izolacyjnych typu ISO-OP-AMPA 3450 i 3451 firmy Burr-Brown współczynnik ten wynosi 160 dB. Wzmacniacze te w porównaniu z konwencjonalnymi wzmacniaczami bioelektrycznymi posiadają niektóre parametry gorsze, do których należą: mniejsze pasmo przenoszonych częstotliwości ograniczonych przez wartość częstotliwości nośnej modulatora i demodulatora, większe zależności temperaturowe i szumy oraz wyższe ceny.

Osiągany duży współczynnik dyskryminacji we wzmacniaczach izolacyjnych odnosi się do napięcia zakłócającego, pojawiającego się między masą części wstępnej a masą zewnętrzną układu  $V_{sac2}$  (rys. 9). Tłumienie napięcia zakłócającego pojawiającego się między masą wewnętrzną a wejściem wzmacniacza  $V_{sac1}$  osiąga się sposobami omówionymi na początku artykułu.

Celem umożliwienia porównania typowego wzmacniacza bioelektrycznego z izolacyjnym w tabeli 1 zestawiono parametry kilku wzmacniaczy.

Dobra izolacja części wstępnej we wzmacniaczu izolacyjnym tzw. bariera gwarantuje pełne bezpieczeństwo badanego pacjenta. Maksymalny prąd płynący przez pacjenta w najgorszym przypadku nie przekracza wartości 2...50  $\mu A$  tzn. kiedy potencjał pacjenta jest równy napięciu sieciowemu 220 V, 50 Hz. Dlatego też w niektórych krajach, np. we Francji, stosowanie wzmacniaczy izolacyjnych w aparaturze medycznej staje się obowiązującą normą.

Porównanie typowego wzmacniacza biologicznego ze wzmacniaczami izolacyjnymi

Parametry	Typowy wzmacniacz bioelektryczny	Wzmacniacze izolacyjne		
		Model 272-275	Z-03a	KCE-732
Współczynnik CMR - dla napięcia $U_{sac1}$ 1) - dla napięcia $U_{sac2}$	80 dB dla 50 Hz -	115 dB	> 70 dB > 140 dB	> 70 dB > 120 dB
Zakres zmian napięcia sygnalowego $U_{sac2}$ 1)	$\pm 10$ V	$\pm 1000$ V $\pm 5000$ V <sub>szcz</sub>	$\pm 20$ V $\pm 1000$ V <sub>max</sub>	$\pm 1000$ V <sub>max</sub>
Zakres zmian napięcia różnicowego	$\pm 10$ V	$\pm 1000$ V $\pm 5000$ V <sub>szcz</sub>	$\pm 200$ mV $\pm 1000$ V <sub>max</sub>	$\pm 13$ V
Oporność wejść w stosunku do masy zewnętrznej	Zależna od sprzężenia zwrotnego liniowego wzmacniacza operacyjnego	$10^{11}$ ohm $C_B - 10$ pF	$10^9$ ohm $C < 15$ pF	$C < 30$ pF
Prąd polaryzacji wejść	Dwa prądy wejściowe	Pojedynczy prąd wejściowy	50 pA	
Pasma przenoszenia	0...1,5 MHz	0...2 kHz	0...900 Hz	0...2 kHz
Producent	-	Analog Devices USA	CSSR	
Cena w dolarach	25...50	67...109		

1) Patrz rys. 9



## LITERATURA

- [ 1 ] EKG Measurement". Application Note AN 711, 8800 Medical Systems, Hewlett Packard.
- [ 2 ] Elektrokardiografia praktyczna: PZWL, Warszawa 1971.
- [ 3 ] Elektronika medyczna: Cz. I: WKŁ, Warszawa 1972.
- [ 4 ] Hron Peter; Hepatrné proudy procházějící srdcem mohou způsobit smrtelný úraz. Lékar a technika, Nr 3, 1972, str. 16-17.
- [ 5 ] Hýža Z., Lexa J.: Bezpečný zesilovač biopotenciálů. Lékar a technika Nr 4, 1973, str. 61-63.
- [ 6 ] Hýža Z., Lexa J.: Zesilovač pro kardiomonitor, splňující vysoké požadavky dlouhodobého sledování srdeční činnosti. Slaboproudý obzor, Nr 2 1973.
- [ 7 ] Millner R.; Richwien R.: Podstawy elektroniki medycznej. PZWL, Warszawa 1973.
- [ 8 ] Poulouit Fred: Simplify amplifier selection by analyzing the environment. Decide whether you need a differential instrumentation or isolation amp for your measurements. Electronics Design, Nr 14, 1973, s. 72-76.
- [ 9 ] Rozenblit J.: Elektrokardiografia. PZWL. Warszawa 1971.
- [ 10 ] Solar cell helps make patient monitoring safe. Electronics, Nr 11, 1971.
- [ 11 ] Zicko Peter: New applications open up for the versatile isolation amplifier. Electronics, Nr 7, 1972.
- [ 12 ] Zimmerman R.: Biomedyczne Przyrządy Pomiarowe. WKŁ Warszawa 1969.

УСПЕХИ В КОНСТРУИРОВАНИИ УСИЛИТЕЛЕЙ  
БИО-ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ НАПРЯЖЕНИЙ

## Р е з ю м е

В статье рассмотрена специфика измерений био-электрических напряжений, а главным образом проблемы напряжений помех, сопровождающие измерениям ЭКГ. Показаны новейшие конструкции усилителей био-электрических сигналов с повышенной помехоустойчивостью и безопасные в эксплуатации.

**PROGRES IN THE CONSTRUCTION OF EKG - AMPLIFIERS****S u m m a r y**

The paper describes EKG measurements in the presence of interference voltages.

The paper presents also block-diagrams and detailed characteristics of new constructions of EKG amplifiers.