



SKRYPT DO LABORATORIUM

ELEKTRONICZNA APARATURA MEDYCZNA

ĆWICZENIE 1: Pomiar i przetwarzanie wstępne EKG

**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, przeprowadzania pomiarów za pomocą przyrządów sterowanych komputerem.

Cele ćwiczenia:

Zapoznanie studentów z podstawowymi właściwościami elektronicznej aparatury wspomagającej diagnostykę i terapię.

Zestaw przyrządów

Komputer klasy PC z systemem operacyjnym, co najmniej MS Windows XP, układ generacji sygnału EKG oraz zakłóceń w postaci przebiegu sinusoidalnego o częstotliwości 50 Hz i szumu kolorowego.

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

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 z nich 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 Elektroniczna Aparatura Medyczna
2.	Skrypt do ćwiczenia
3.	Pawlicki G.: Podstawy inżynierii medycznej, Oficyna Wydawnicza PW, Warszawa 1997

2. Przebieg ćwiczenia

L.p.	Zadanie
1.	Zapoznać się z instrukcją do ćwiczenia 1
2.	Zapoznać się z instrukcją opisującą zestaw KL720.
3.	Zestawić i przygotować stanowisko KL720 do pomiarów.
4.	Przeprowadzić pomiary wg instrukcji KL720
5.	Zestawić stanowisko pomiarowe wg rysunku 1
5.	Przeprowadzić pomiary poziomu zakłóceń i szumów wg protokołu.
6.	Przegrać pliki zawierające dane pomiarowe.

UWAGA!

Każdorazowa zmiana układu pomiarowego wymaga jej zatwierdzenia przez prowadzącego zajęcia jeszcze przed włączeniem zasilania!!! Studenci nieprzestrzegający tej zasady nie będą mogli kontynuować ćwiczenia!!!

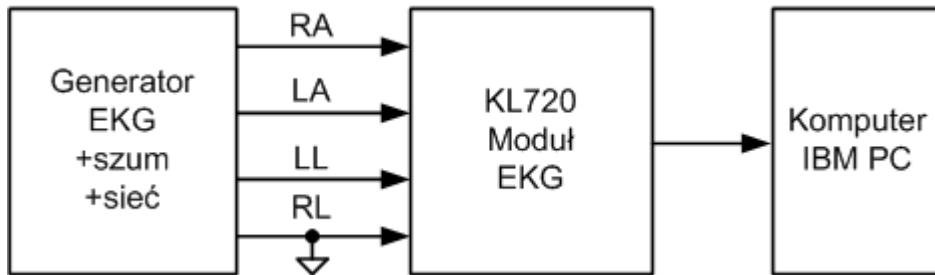
3. Wprowadzenie do ćwiczenia

3.1. Stanowisko pomiarowe

Stanowisko pomiarowe składa się z układu bazowego i modułu EKG zestawu KL720, generatora EKG i komputera nadrzędnego klasy IBM PC. W zależności od rodzaju realizowanego zadania używane są wybrane lub wszystkie elementy stanowiska.

Schemat blokowy stanowiska pomiarowego

Stanowisko pomiarowe składa się z generatora sygnału EKG, szumu i sygnału 50 Hz (sieciowego), zestawu KL720 zestawionego do pomiaru EKG (system bazowy i moduł pomiarowy EKG) i komputera IBM PC (Rys. 1).

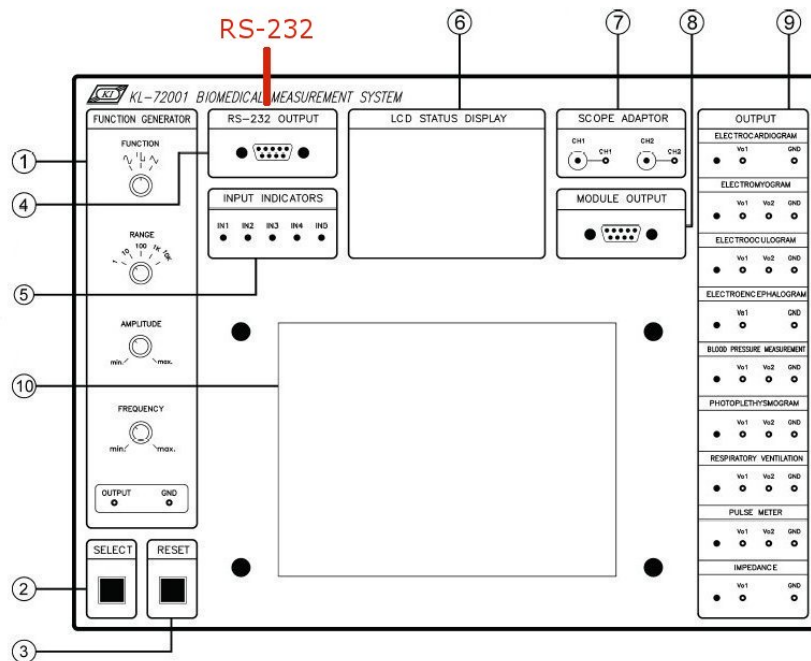


Rys. 1. Stanowisko pomiarowe

W ćwiczeniu zestaw KL720 używany jest także jako stanowisko samodzielne, wówczas za pomocą elektrod podłączona jest badan osoba.

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. 2. 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. PRZYCIŚK 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

a. Odczyt częstotliwości generatora funkcyjnego.

b. Wyświetlanie modułów pomiarowych: elektrokardiograficznego, elektromiograficznego, elektrookulograficznego, elektroencefalograficznego, fotopletyzmoğraficznego, ciśnienia krwi, pulsu, wentylacji układu oddechowego oraz impedancji ciała ludzkiego.

c. 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

a. Elektrokardiograficznego (ECG): 1 gniazdo.

b. Elektromiograficznego (EMG): 2 gniazda.

c. Elektrookulograficznego (EOG): 2 gniazda.

d. Elektroencefalograficznego (EEG): 1 gniazdo.

e. Pomiaru ciśnienia tętniczego: 2 gniazda.

f. Fotopletyzmoğraficznego: 2 gniazda.

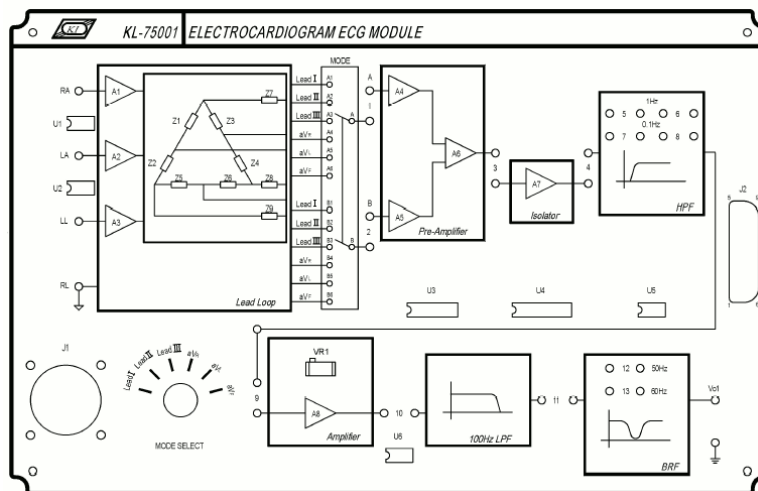
g. Wentylacji układu oddechowego: 2 gniazda.

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 1 jest to moduł EKG. Moduł, który należy użyć do pomiarów sygnału elektrokardiograficznego przedstawiono na rysunku 3. Jest to moduł EKG umożliwiający wykonanie tzw. pomiarów kończynowych.

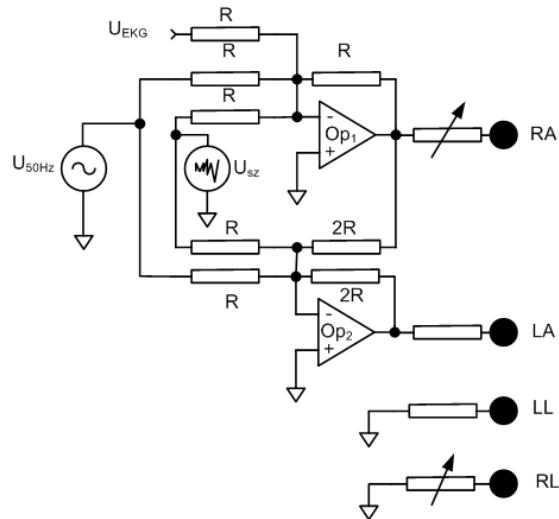


Rys. 3. Moduł EKG zestawu KL720

Moduł EKG zawiera trzy układy buforów wejściowych (A1 A3) selektor odprowadzeń, wzmacniacz różnicowy, wzmacniacz izolujący, filtr górnoprzepustowy, wzmacniacz o regulowanym wzmacnieniu, filtr dolnoprzepustowy oraz filtr pasmowo-zaporowy 50 Hz (Rys. 3). Układ selektora umożliwia wybór jednego z odprowadzeń kończynowych stąd oprócz zwykłego przełącznika obrotowego zawiera on rezystory połączone w sposób umożliwiający generowanie sygnału referencyjnego dla wybranych odprowadzeń kończynowych.

Generator EKG

Generator EKG umożliwia symulację wybranych sytuacji pomiarowych. Wyjście generatora dostosowane jest do zestawu KL720. Konstrukcja podukładu wyjściowego generatora pozwala na generowanie sygnałów w postaci sumacyjnej i różnicowej. Dzięki temu możliwe jest zbadanie właściwości wzmacniacza pomiarowego w module EKG zestawu KL720.



Rys. 4. Schemat ideowy generatora EKG, ten układ trzeba zmienić, tu nie ma sumacyjnego

Układ generatora umożliwia jednocześnie generację sygnału EKG (postać różnicowa) oraz zakłóceń w postaci szumów i sieci 50 Hz w jako sygnały sumacyjne (Rys. 4).

3.2. Oprogramowanie

Oprogramowanie pozwala na prezentację i zbieranie danych pomiarowych do plików. Istnieje możliwość zapisania danych w różnym formacie.

4. Forma i zawartość sprawozdania

Wykonać sprawozdanie adekwatnie do zawartości załączonego spisu zadań.

Dodatki

Elektrokardiologia polega na rejestracji i interpretacji elektrycznej czynności serca. Biorąc pod uwagę złożoność tego organu istnieje wiele metod badania. Wartość mierzonego sygnału zależy od rodzaju badania. Tym samym istotność zakłóceń pochodzących od różnych źródeł będzie zależała od rozważanej aplikacji. W ogólności można stwierdzić, że istotność źródła zakłóceń może być oszacowana na podstawie relacji mocy mierzonego sygnału do mocy sygnału(ów) zakłócających. W tabeli D1. podano wartości (maksymalne amplitudy) mierzonych elektrokardiogramów.

Tabela D1. Rodzaje badań elektrokardiologicznych

Lp.	Rodzaj badania	Wartość mierzonego sygnału [V]
1.	Badanie standardowe	pojedyncze miliwołty, 10^{-3}
2.	Badanie wewnątrz-sercowe	Dziesiątki miliwoltów, 10^{-2}
3.	Badanie na powierzchni serca	Dziesiątki miliwoltów, 10^{-2}
4.	Badanie SHRHP_ECG ¹	Dziesiątki mikrowoltów, 10^{-2}
5.	Późne potencjały komorowe	mikrowołty, 10^{-6}

¹ SHRHP_ECG – Surface High Resolution His-Purkinje ECG

W tabeli 2. zebrano wartości sygnałów zakłócających. Wartości ilustrują tylko w zależności od rodzaju sygnału jego wartość podano w woltach lub w jednostkach gęstości mocy

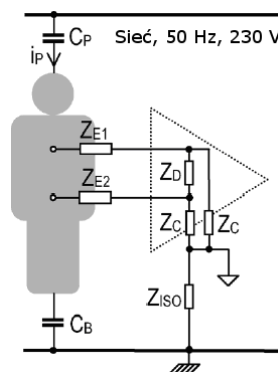
Tabela 2. Wybrane typy zakłóceń i ich wartości spotykane w typowych warunkach

Lp.	Źródło zakłóceń	Wartość
1.	Sieć energetyczna	$10^{-1} \div 1$ V
2.	Polaryzacja elektrod	$10^{-1} \div 1$ V
3.	Impedancja elektrod	$10^4 \div 10^4$ Ω
4.	Aktywność mięśni	$10^{-4} \div 10^{-3}$ V
5.	Akcja oddechowa	$10^{-3} \div 10^{-2}$ V
5.	Szum aparatury pomiarowej	$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$

Istotna informacja zawarta w powyższych tabelach pozwala stwierdzić, że w przypadku zakłóceń sieciowych i elektrodowych wartości sygnałów są zdecydowanie większe niż wartość sygnału elektrokardiograficznego rejestrowanego na powierzchni ciała badanej osoby. Wymaga to zastosowania specjalnych rozwiązań.

Rzeczywisty sygnał elektrokardiograficzny

Sygnał elektrokardiograficzny rejestrowany w rzeczywistych warunkach zawiera wiele składowych zniekształcających jego postać. Do głównych sygnałów należy zaliczyć: składową sieciową, mięśniową, elektrodową, oraz w przypadku badania wysiłkowej składową związaną z przemieszczaniem się elektrod i mięśniową.



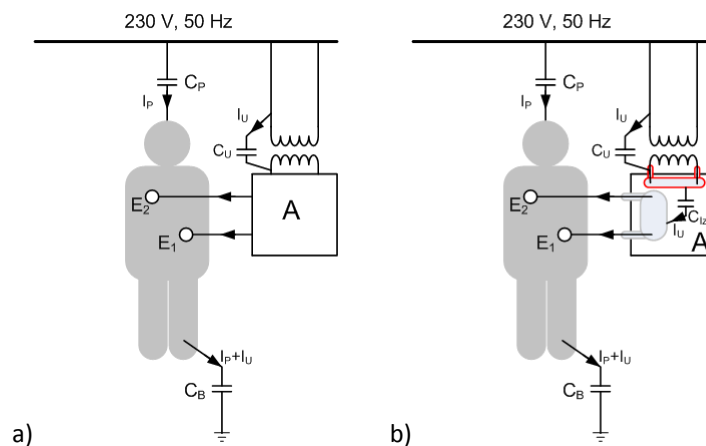
Rys. D1. Klasyczny sposób modelowania indukowanego potencjału „sieciovego” na powierzchni ciała badanej osoby w przypadku zastosowania wzmacniacza dwuelektrodowego, Z_D – impedancja różnicowa wzmacniacza, Z_C – impedancja dla sygnału sumacyjnego zarówno dla wejścia nieodwracającego i odwracającego oraz impedancja Z_{ISO} izolacji części aplikacyjnej, C_B i C_P pojemność rozproszenia pomiędzy ciałem badanej osoby odpowiednio do ziemi i przewodów sieciowych

Składowa sieciowa związana jest ze sprzężeniem pojemnościowym występującym pomiędzy każdą osobą a otoczeniem, ze szczególnym rozróżnieniem sprzężenia z siecią (pojemność C_p) i ziemią (pojemność C_B) (Rys. D1).

Izolowana część aplikacyjna

Pomiary potencjału wykonuje się w odniesieniu do potencjału referencyjnego. Takim potencjałem odniesienia może być tzw. potencjał ziemi. W większości przypadków urządzenia pomiarowe jest za pomocą specjalnego przewodu podłączane do tzw. uziemienia. Oprócz ustalania potencjału odniesienia rozróżnia się dwa typy uziemienia. Pierwszy wykorzystywany jest do ochrony przed porażeniem elektrycznym (obudowa urządzenia podłączona jest do uziemienia, dzięki czemu nawet w przypadku przebicia (zwarcia przewodu fazowego z obudową) obsługa i osoby postronne nie są narażone na porażenie prądem. Drugie wykorzystanie uziemienia sprowadza się do ekranowania szczególnie „czułych” części urządzeń przed zakłóceniami, zarówno pochodzącymi z innych części urządzenia jak i generowanych przez inne urządzenia.

Podejście stosowane w pomiarach technicznych nie jest stosowane w pomiarach, w których obiektem jest człowiek. Związane jest to z możliwością porażenia badanej osoby w przypadku awarii urządzenia lub badania przeprowadzanego w niekontrolowanych warunkach. Nie jesteśmy w stanie przewidzieć wszystkich możliwych sytuacji, w których mogą być przeprowadzane badania stąd na urządzenia medyczne nakłada się specjalne wymagania. Najprościej rzecz ujmując wymagania te sprowadzają się do założenia, że podłączenie aparatury do badanej osoby nie powinno w znaczący sposób zwiększać jego sprzężenia z siecią (pojemności C_p). Wartość, o jaką to sprzężenia może ulec zwiększeniu w różnych aplikacjach sprzętu podają odpowiednie normy, co będzie przedstawione w ramach innego przedmiotu. Wymaganie to jest, najczęściej, realizowane poprzez galwaniczne (metaliczne) oddzielenie części aplikacyjnej (będącej w kontakcie z pacjentem) od części sieciowej urządzenia (podłączonej do sieci i zawierającej elementy znajdujące się pod „niebezpiecznym” napięciem. Inaczej mówiąc „izolujemy” (elektrycznie) część aplikacyjną od pozostałej części aparatu. Izolacja dotyczy dwóch elementów: toru sygnałowego i zasilania. Stąd producenci wychodząc naprzeciw oczekiwaniom projektantów sprzętu medycznego (zresztą nie tylko, bowiem zagadnienia izolacji są istotne w wielu innych sytuacjach) opracowali i udostępnili szereg rozwiązań pozwalających w sposób profesjonalny spełniać wymagania bezpieczeństwa.

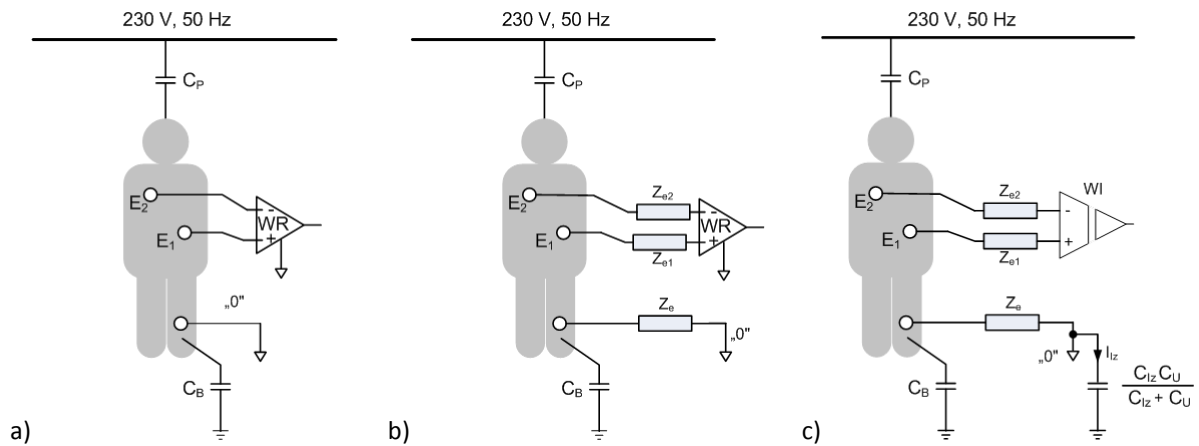


Rys. D2. Przepływ prądu przez ciało badanej osoby w wyniku jej podłączenia do urządzenia a) i sposób redukcji wartości prądu I_u poprzez wprowadzenia dodatkowej (b. małej) pojemności C_{iz}

W wyniku podłączenia badanej osoby do urządzenia sieciowego przez ciało badanej osoby płynie, oprócz I_p dodatkowy prąd I_u . Wartość tego prądu może spowodować niepożądane efekty (migotanie komórek, stymulacje mięśni, itp.). W celu minimalizacji wartości I_u „izoluje” się część aplikacyjną (w szereg do C_u wprowadza się pojemność C_{iz}) od pozostałej części aparatu, w tym od części sieciowej. (Przypomnienie: o wartości prądu płynącego przez dwie pojemności połączone szeregowo w większym stopniu decyduje reaktancja pojemności mniejszej, reaktancja jest odwrotnie proporcjonalna do pojemności, $\propto 1/\omega C$).

Układ z elektrodą referencyjną na potencjale masy układu pomiarowego

Najprostszy sposób przeprowadzania pomiaru polega na zastosowaniu układu trzelektrodowego (Rys. D3). Dwie elektrody podłączone są do wejść różnicowych wzmacniacza różnicowego a trzecia, referencyjna do masy układu pomiarowego. Niestety interfejs pomiędzy materiałem elektrody a ciała badanej osoby z elektrycznego punktu widzenia reprezentuje impedancję elektryczną. Oznacza to, że potencjał masy nie musi być identyczny jak potencjał elektrody referencyjnej (Rys. D3b) Różnica zależy od wartości prądu płynącego przez impedancję Z_e i oczywiście od samej wartości impedancji Z_e . Dokładniejsze oszacowanie wartości prądu płynącego przez impedancję Z_e dostaniemy, jeżeli uwzględnimy pojemność izolacji C_{iz} i związaną z nią reaktancją.

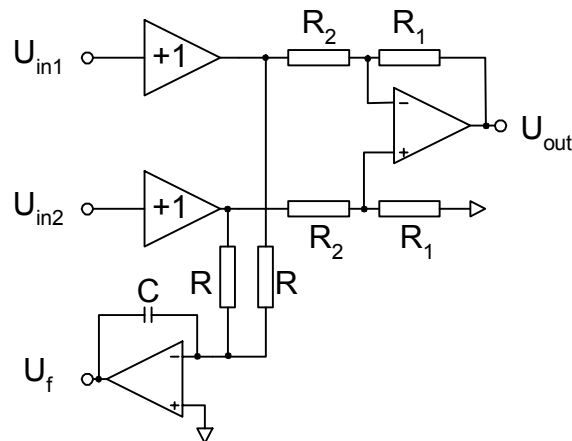


Rys. D3. Układ trzejelektrodowy z referencyjną elektrodą podłączoną do sygnału masy oraz wzmacniaczem różnicowym a) oraz schemat zastępczy uwzględniający impedancje elektrod, Z_e b), uwzględnienie pojemności izolacji w obwodzie c), WI – wzmacniacz izolowany, C_{iz} – sumaryczna pojemność izolacji

Zauważmy, że potencjał elektrody referencyjnej jest jednocześnie sygnałem sumacyjnym dla wzmacniacza różnicowego. O jego wartości decydują wszystkie elementy obwodu pokazanego na rysunku D3c. Gdy do badanej osoby nie jest podłączone żadne urządzenie wartość potencjału „sieciovego” determinowana jest przez pojemności C_p , C_B i impedancję pomiędzy tymi pojemnościami. Impedancja „zawarta” pomiędzy tymi pojemnościami zależy od rozmiaru i składu badanej osoby. Typowo dla dorosłej osoby i częstotliwości 50 Hz przyjmuje się, że wynosi ona 500 Ω . W porównaniu z reaktancjami pojemności C_B i C_p można ją pominąć (stanowi zwarcie). Zatem dla prądu 50 Hz ciało badanej osoby jest ekwipotencjalne (w każdym jego punkcie wartość potencjału jest identyczna).

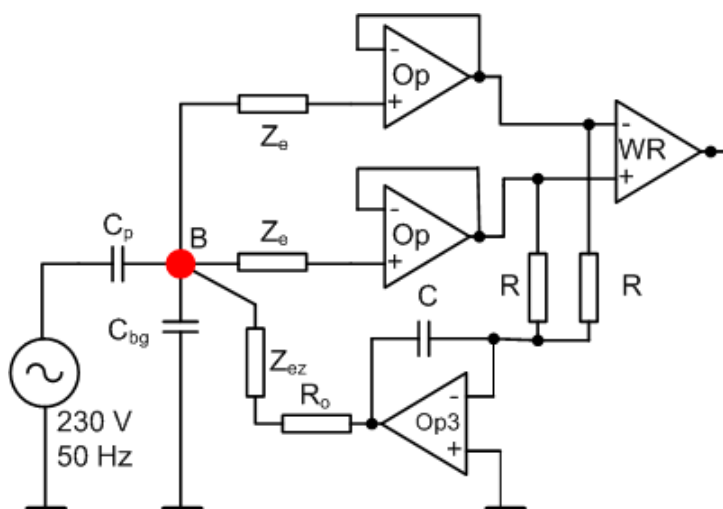
Układ Driven Right Leg (DRL)

Jednym z podstawowych problemów podczas rejestracji sygnałów bioelektrycznych, w tym sygnału elektrokardiograficznego jest zakłócenie wynikające ze sprzężenia badanych osób z siecią energetyczną. Istotne jest zatem, aby składowa sieciowa została usunięta z sygnału. Aby to osiągnąć nie można zastosować prostej filtracji pasmopaporowej. Po pierwsze trudno jest zbudować filtr o odpowiednich parametrach (b. wysokie tłumienie tylko jednej składowej, w Europie 50 Hz). Po drugie, składowa 50 Hz znajduje się w widmie sygnału użytecznego. Zatem jej całkowite usunięcie zniekształca sygnał użyteczny w stopniu zależnym od dokładności użytej filtracji.



Rys. D3. Schemat ideowy układu DRL

Do analizy układu z rysunku D3 dla sygnału wspólnego (indukowanego przez sieć) układ można przekształcić do postaci przedstawionej na rysunku D4. Na rysunku tym uwzględniono pojemności „sprzęgające” badaną osobę do ziemi i sieci oraz impedancje elektrodowe. Gdyby pominąć (na chwilę) wzmacniacz Op3 i założyli, że impedancja Z_{ez} połączona w szereg z rezystorem R_0 jest dołączona do masy układu to sygnał odkładający się na tej impedancji byłby „widziany” przez układ wzmacniacza różnicowego, WR, jako sygnał sumacyjny. Zmniejszając wartość tego napięcia jednocześnie zwiększamy wartość współczynnika tłumienia sygnału sumacyjnego wzmacniacza (ang. common mode rejection ratio, CMRR)



Rys. D4. Schemat układu DRL dla sygnału sumacyjnego, WR wzmacniacz różnicowy

Zwróćmy uwagę, że wartość potencjału wspólnego w punkcie B zależy od wartości C_p , C_{bg} , Z_e i R_o . Z drugiej strony elementy Z_{ez} i R_o wchodzi w skład pętli sprzężenia uformowanego wokół wzmacniacza operacyjnego pracującego w konfiguracji układu całkującego. Można pokazać, że wartość potencjału v_B opisana jest zależnością:

$$v_B = Z_c i_{d2} \quad (D1)$$

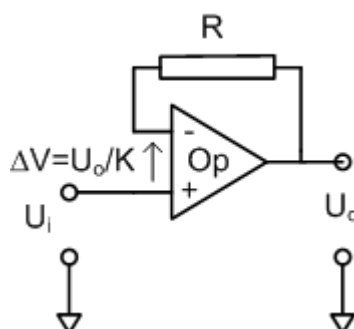
gdzie $Z_c = (Z_{ez} + R_o) / (A + 1)$ a i_{d2} jest prądem wpływającym do impedancji elektrodowej Z_{ez} i dalej do opornika R_o , A jest wzmocnieniem wzmacniacza operacyjnego. Przyjmijmy, że wartość impedancji elektrodowej jest niezmienna pomiędzy badaniami i rozważmy dwa badania. Pierwsze to elektroda zamiast do rezystora R_o podłączona jest do masy (przerwana pętla sprzężenia zwrotnego) i układ pracuje jako wzmacniacz różnicowy z elektrodą referencyjną podłączoną do potencjału masy. Wówczas wartość $v_B = i_{d2} \cdot Z_{ez}$. Podczas gdy elektroda podłączona jest do rezystora R_o i pętla sprzężenia zwrotnego jest zamknięta efektywna impedancja jest mniejsza $A + 1$ razy. Jest to równoważne zwiększeniu CMRR wzmacniacza różnicowego o $20 \ln(A + 1)$ dB (sygnał wspólny, który pojawia się na wejściu wzmacniacza różnicowego jest $A + 1$ razy mniejszy).

Układ Body Potential Driving (BPD)

Układ wykorzystuje właściwości wzmacniacza operacyjnego skonfigurowanego w układzie wtórnika (Rys.). Prześledźmy wartości napięć w charakterystycznych punktach układu z rys. D. Zakładając, że wzmocnienie wzmacniacza z otwartą pętlą wynosi K oraz zależność na wzmocnienie przyjmującą postać:

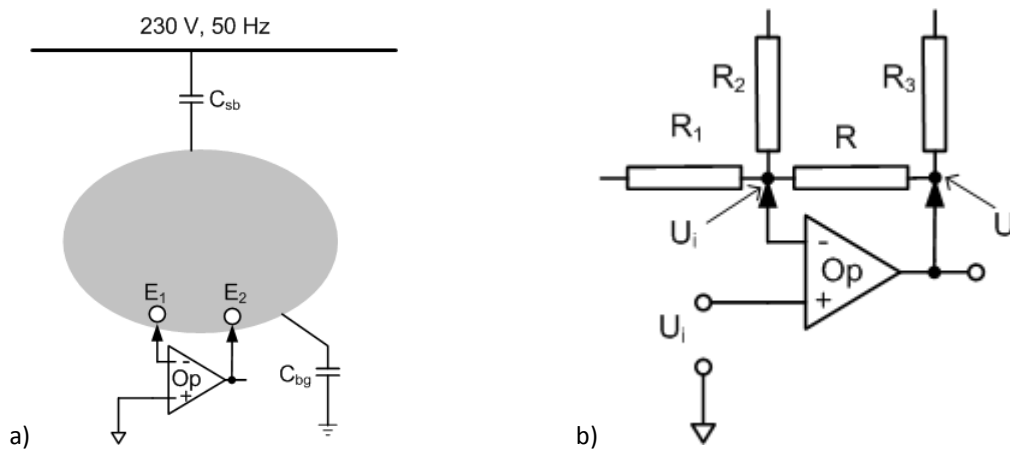
$$U_o = K(U^+ - U^-) \quad (D2)$$

gdzie U^+ jest wartością potencjału wejścia nieodwracającego „+” a U^- potencjałem wejścia odwracającego „-”, otrzymujemy wartość różnicy potencjałów pomiędzy dwoma wejściami (Rys. D5).



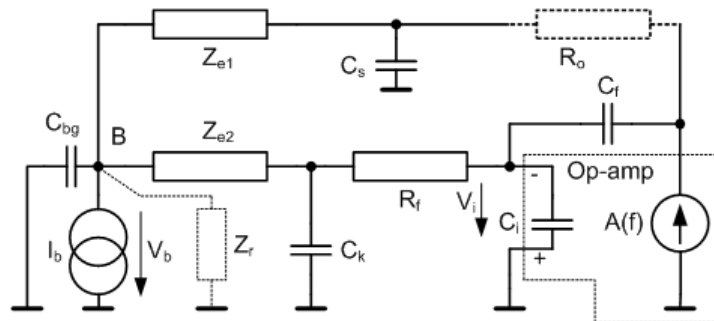
Rys. D5. Układ wtórnika

Uwzględniając fakt, że wzmocnienie wzmacniacza osiąga b. duże wartości różnica potencjałów pomiędzy wejściem nieodwracającym i odwracającym praktycznie wynosi 0 V. Oznacza to, że w przypadku wtórnika potencjał wejść i wyjścia są sobie równe. Inaczej mówiąc, wartość potencjału na obydwu końcówkach rezystora R jest taka sama i wynosi U_i . Zatem wtórnik może służyć jako układ wymuszający zerowy spadek napięcia (Rys. D6a).



Rys. D6. Podłączenie układu wtórnika do obiektu 3D a) i układ zastępczy b).

Biorąc pod uwagę własność wtórnika przez rezystor R nie płynie prąd (obie końcówki są na identycznym potencjale). Oczywiście potencjał U_i może przyjąć wartość zerową, $U_i = 0$, tym samym na obu końcówkach rezystora wymuszona zostanie ta wartość potencjału. Zasada ta została wykorzystana w układzie przedstawionym na rysunku D8.



Rys. D7. Schemat zastępczy układu z rys. D6 z uwzględnieniem impedancji elektrodowych, Z_e , wzmacnienia wzmacniacza $A(f)$, oraz dodatkowych elementów kompensujących (C_f , R_f) i pojemności wejściowej wzmacniacza, C_i , rozproszenia C_s , sprzężenia ciało-ziemia C_{bg} i ekranu kabla C_k , Z_r – impedancja zastępcza układu pomiędzy punktem B a ziemią

Schemat z rysunku D7 obowiązuje dla „sieciovego” sygnału sumacyjnego (dla tej częstotliwości reaktancje pojemnościowe C_{bg} i C_p są tak duże (dziesiątki megaomów), że wartość rezystancji (impedancji) ciała badanej osoby wynosząca około 1 K Ω może być pominięta. Oznacza to, że dla zakłócenia sieciowego ciało badanej osoby jest ekwipotencjalne (nie ma różnicy potencjałów pomiędzy dwoma dowolnie wybranymi punktami). Zauważmy, że w przypadku zwarcia punktu B do ziemi sygnał sumacyjny będzie zerowy. W rzeczywistości jego wartość zależy od impedancji wejściowej „widzianej” przez źródło prądowe I_b , Z_r :

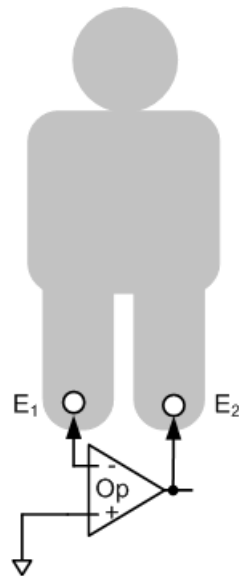
$$V_b = I_b Z_r \quad (D3)$$

Można pokazać, że wartość impedancji wynosi:

$$Z_r = \frac{R_1}{A+1} + j2\pi f C_f \cdot R_1 \cdot R_2 \quad (D4)$$

gdzie $R_1 = Z_{e1} + R_o$, $R_2 = Z_{e2} + R_f$ a A jest wzmacnieniem wzmacniacza z otwartą pętlą $A = A_0 / (1 + jf/f_0)$, gdzie f_0 jest częstotliwością przenoszenia wzmacniacza z otwartą pętlą sprzężenia zwrotnego, A_0 wzmacnieniem stałoprądowym. Zależność (D2) wskazuje, że przy odpowiednim doborze elementów wartość impedancji może być b. mała. Tym samym wartość sygnału wspólnego V_b będzie na tyle mała, że wpływ zakłócenia sieciowego będzie akceptowalny.

Sposób zastosowania idei układu BPD przedstawiono na rysunku D8. Jest to układ zastosowany do pomiaru EKG. W rezultacie „wymuszono” zerową wartość potencjału lewej i prawej nogi. Oznacza to, że sygnał w poszczególnych odprowadzeniach kończynowych przyjmie następujące wartości: $V_I = V_{LA} - V_{RA}$, $V_{II} = -V_{RA}$, $V_{III} = -V_{LA}$.



Rys. D8. Sposób wykorzystania wzmacniacza operacyjnego do „wymuszenia” potencjału o wartości zerowej (potencjał masy w układzie) w wybranych punktach ciała

Należy pamiętać, że projektując ten układ trzeba przeprowadzić analizę jego stabilności uwzględniającą parametry badanej osoby i że jest układ ze sprzężeniem zwrotnym!