



SKRYPT DO LABORATORIUM

ELEKTRONICZNA APARATURA MEDYCZNA

ĆWICZENIE 4: Pomiary elektroimpedancyjne

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, podstawowymi typami mierników, oscyloskopem, a także uruchamiania i obsługi aplikacji internetowych.

Cele ćwiczenia:

Z 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 do pomiaru impedancji materiałów biologicznych.

Spodziewane efekty kształcenia - umiejętności i kompetencje:

Rozumienie zasad działania wybranych rodzajów aparatury. Student będzie umiał określić rodzaje zakłóceń występujących podczas pomiarów i metody ich eliminacji. Umiejętność oceny i analizy sygnałów. Student dobierze adekwatną metodę analizy w zależności od właściwości analizowanego sygnału.

Metody dydaktyczne:

Samodzielna praca pod nadzorem i bez nadzoru nauczyciela. Studenci samodzielnie realizują pomiary, zestawiają i konfigurują układy pomiarowe. W tych czynnościach są wspomagani przez nauczyciela prowadzącego zajęcia. Następnie samodzielnie opracowują wyniki przeprowadzonych pomiarów, analizują je i przedstawiają wynikające wnioski.

Zasady oceniania/warunek zaliczenia ćwiczenia

Ćwiczenie uważane jest za zrealizowane, gdy wykonane zostały wszystkie zadania opisane w dalszej części. Istotny wpływ na ocenę mają wnioski, które zostaną przedstawione w sprawozdaniu.

Wykaz literatury podstawowej do ćwiczenia:

1.	Skrypt do wykładu Biosygnali
2.	Skrypt do ćwiczenia

2. Przebieg ćwiczenia

L.p.	Zadanie
1.	Zapoznać się ze stanowiskiem pomiarowym.
2.	Zapoznać się z protokołem do ćwiczenia 4.
3.	Zestawić i przygotować stanowisko do przeprowadzenia pomiarów.
4.	Przeprowadzić pomiary zgodnie z protokołem do ćwiczenia 4.
5.	Przegrać pliki zawierające dane pomiarowe.

UWAGA!

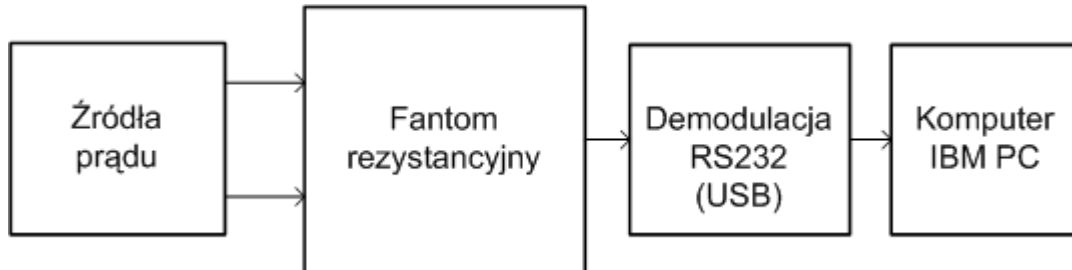
Każdorazowa zmiana układu pomiarowego wymaga jej zatwierdzenia przez prowadzącego zajęcia jeszcze przed włączeniem zasilania!!! Studenci nieprzestrzegający tej zasady nie będą mogli kontynuować ćwiczenia!!!

3. Wprowadzenie do ćwiczenia

Ćwiczenie pozwala zapoznać z wybranymi aspektami wykorzystania i pomiaru bioimpedancji (elektrycznej impedancji materiałów biologicznych). Technika jest szeroko stosowana w medycynie zarówno w urządzeniach diagnostycznych, jak i podczas terapii. Jedną z aplikacji, pomiar składu ciała (ang. Bioelectric Impedance Analysis, BIA) jest także wykorzystywana w warunkach domowych.

3.1. Stanowisko pomiarowe

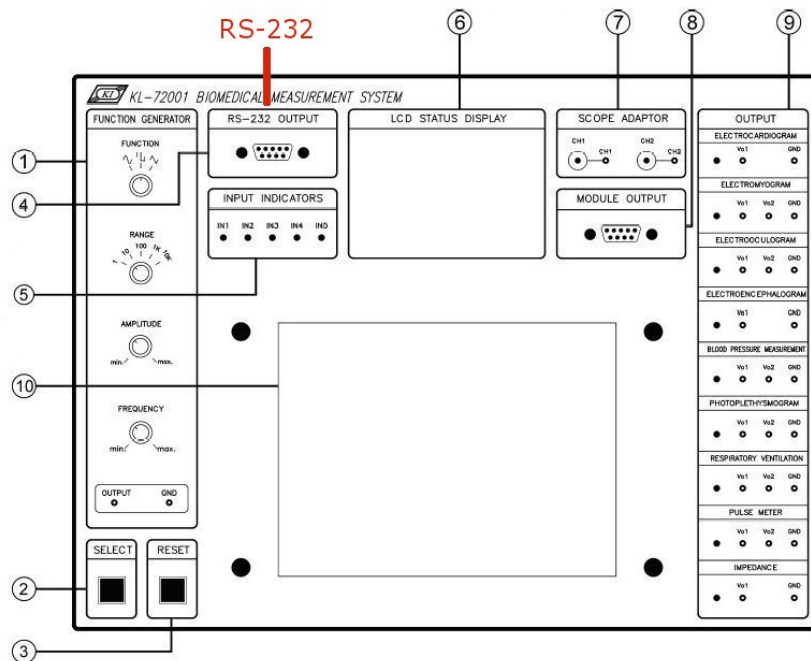
Stanowisko pomiarowe składa się



Rys. 1. Stanowisko pomiarowe

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

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

2. PRZYCIŚK SELECT

Przycisk wyboru modułu.

3. PRZYCIŚK 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

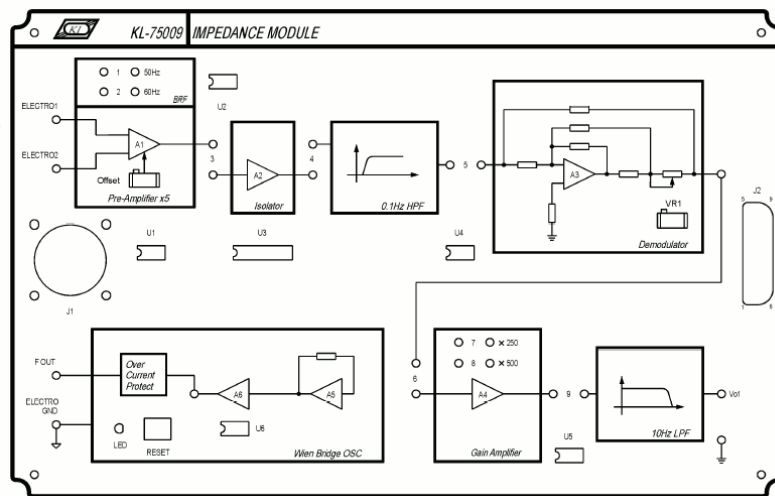
Gniazdo typu DB9.

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.

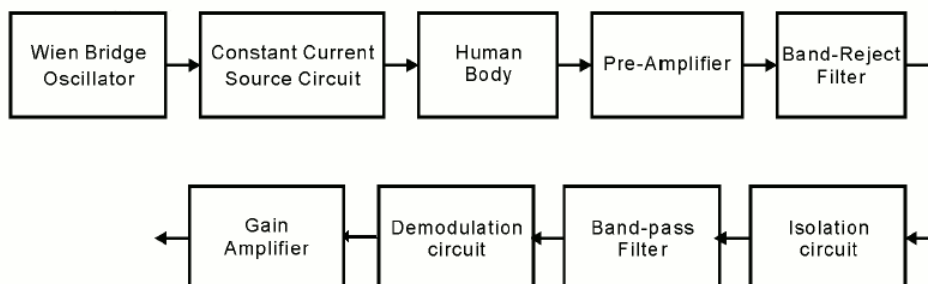
10. MODUŁ WYMIENNY

Moduł impedancji zestawu KL720 przedstawiony jest na rysunku 3.



Rys. 3. Moduł pomiaru bioimpedancji

Schemat blokowy modułu przedstawiono na rysunku 4. Sinusoidalne napięcie wytworzone w układzie generatora Wiena zamieniane jest na prąd za pomocą układu konwertera napięcia – prąd. Rezultacie przez badany segment ciała płynie prąd o określonej częstotliwości i stałej amplitudzie. Za pomocą drugiej pary elektrod mierzony jest spadek napięcia, następnie wzmacniany, filtrowany i prostowany w układzie demodulatora.



Rys. 4. Schemat blokowy modułu impedancji zestawu KL720

Po demodulacji wyprostowany sygnał jest wzmacniany.

3.2. Oprogramowanie

Oprogramowanie pozwala na prezentację i zbieranie danych pomiarowych do plików.

4. Forma i zawartość sprawozdania

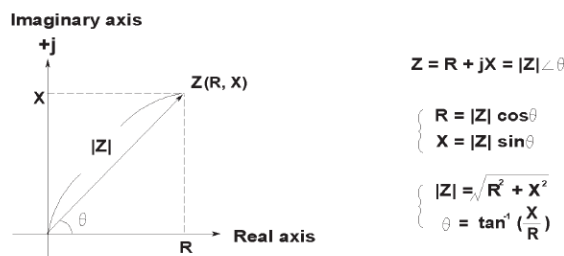
Postać sprawozdania adekwatna do zadań przedstawionych w protokole do ćwiczenia 4.

Dodatki

Pomiary elektroimpedancyjne są szeroko stosowane w medycynie począwszy od nadzorowania impedancji elektrodowych w pomiarach EKG podczas monitorowania pacjenta, poprzez monitorowania czynności oddechowej a na obrazowaniu skończywszy. W dalszej części przedstawione zostaną podstawowe pojęcia i metody pomiaru impedancji.

Impedancja

Impedancja jest wielkością zespoloną i oznacza stosunek napięcia do prądu (mierony w dziedzinie częstotliwości).



Rys. D1. Impedancję można przedstawić (tak jak każdą wielkość zespoloną) za pomocą składowej rzeczywistej i urojonej, bądź za pomocą modułu i fazy (Rys. D1).

Impedancję zapisujemy w następującej postaci:

$$Z = R + jX \quad (D1)$$

gdzie R jest rezystancją, a X reaktancją. Prezentacja w postaci zależności (d1) jest szczególnie przydatna gdy elementy kreujące impedancję są połączone szeregowo. W przypadku gdy elementy (rezystancja i reaktancja) są połączone równolegle zależność opisującą impedancję przyjmuje postać:

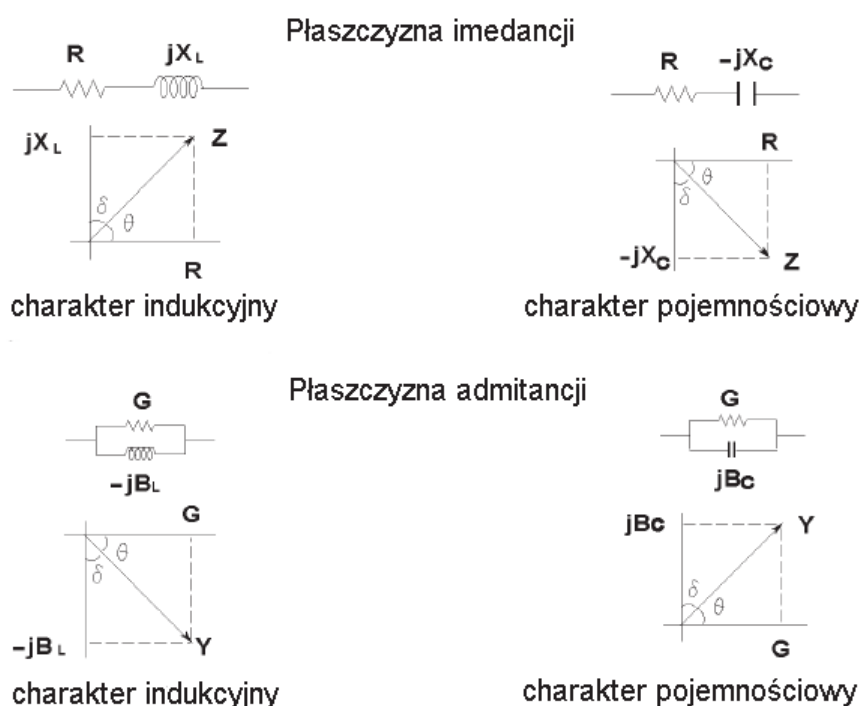
$$Z = \frac{RX^2}{R^2 + X^2} + j \frac{R^2 X}{R^2 + X^2} \quad (D2)$$

Wówczas lepiej używać pojęcia admittance. Admittancja elementów połączonych równolegle opisuje wzór:

$$Y = G + jB \quad (D3)$$

gdzie G jest konduktancją a B susceptancją.

Rezystancja określa element, dla którego napięcie w stosunku do prądu nie jest przesunięte w fazie. Faza napięcia i prądu jest identyczna. W przypadku pojemności napięcie jest opóźnione w stosunku do prądu o $\pi/2$, a w przypadku indukcyjności napięcie wyprzedza prąd o $\pi/2$.



Rys. D2. Prezentacja na płaszczyźnie zespolonej w zależności od charakteru impedancji

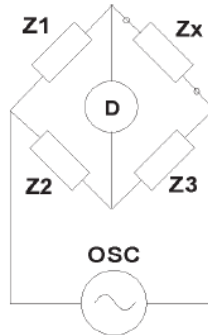
Z elementami immitancyjnymi związany jest współczynnik dobroci definiowany następująco jako odwrotność współczynnika stratności:

$$Q = \frac{1}{D} = \frac{1}{\tan \delta} = \frac{X_L}{R} = -\frac{X_C}{R} = -\frac{B_L}{G} = \frac{B_C}{G} \quad (D4)$$

Stratność określana przez kąt δ (Rys. D2) oznacza jaka jest relacja składowych impedancji, rzeczywistej do urojonej. W przypadku idealnej pojemności lub indukcyjności kąt spełnia warunek $\delta=0$.

Metody pomiaru impedancji

Jedną z najstarszych metod pomiaru impedancji to metoda mostkowa (Rys. D3).

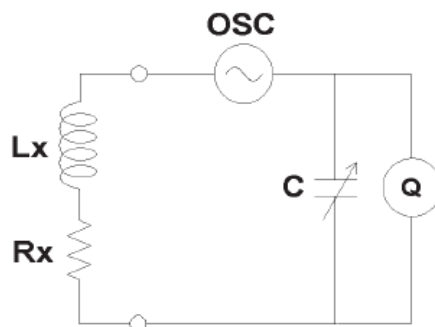


Rys. D3. Mostkowa metoda pomiaru impedancji

W metodzie mostkowej do jego zrównoważenia (zerowe wskazania detektora D, rys. D3) dochodzi w momencie gdy spełniony jest warunek:

$$Z_x = \frac{Z_1}{Z_2} Z_3 \quad (D5)$$

Inną metodę pomiaru, tzw. rezonansową przedstawiono na rysunku D4. W metodzie tej należy doprowadzić do rezonansu. W przypadku gdy mierzona jest indukcyjność (rzeczywista) jako element przestrajany używana jest pojemność. Do układu podłączony jest miernik dobroci.



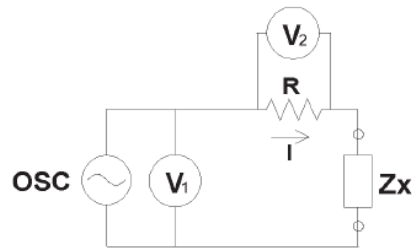
Rys. D4. Rezonansowa metoda pomiaru impedancji

Z warunku rezonansu możliwe jest określenie składowych impedancji.

Zależność pozwalająca określić impedancję:

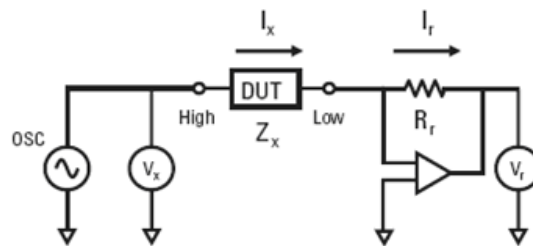
$$Z_x = \frac{V_1}{I} = \frac{V_1}{V_2} R \quad (D6)$$

W metodzie tej zakłada się, że $R \ll Z_x$. Innymi słowy, że wartość rezystancji nie wpływa na dokładność pomiaru napięcia na Z_x .



Rys. D5. Metoda I-V

Metoda auto-balansującego się mostka wykorzystuje wzmacniacz (operacyjny). Przyjmuje się, że wzmacniacz w zakresie rozważanych częstotliwości zachowuje się jak wzmacniacz idealny.



Rys. D6. Metoda mostka auto-zrównoważonego

Prąd płynący przez badany układ DUT (ang. device under test, DUT) opisany jest zależnością:

$$I_x = \frac{V_x}{Z_x} \quad (D8)$$

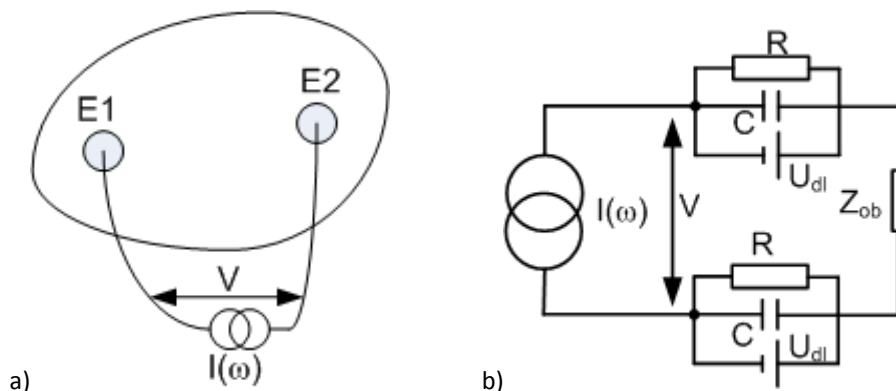
i z warunku pominięcia prądu wejściowego wzmacniacza (nieskończona impedancja wejściowa i wzmocnienie) prąd ten jest równy prądowi płynącemu w sprzężeniu zwrotnym wzmacniacza:

$$I_x = I_r = \frac{V_r}{R_r} \quad (D9)$$

Ostatecznie zależność wiążąca mierzone napięcia i znajomość rezystancji R_r pozwala określić Z_x :

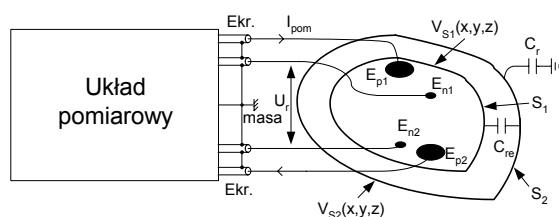
$$Z_x = \frac{V_x}{V_r} R_r \quad (D10)$$

W zastosowaniach biomedycznych do pomiaru impedancji w zakresie do kilkunastu –kilkudziesięciu MHz używa się technik elektrodowych. Do tego celu stosuje się najczęściej odpowiednio spreparowane elektrody metalowe. Elektrody metalowe w zetknięciu z materiałami biologicznymi kreuja tzw. zjawiska elektrodowe. W wyniku tego, w warstwie przylegającej do metalowej elektrody w materiale biologicznym powstaje warstwa elektrodowa, która z elektrycznego punktu widzenia przedstawia sobą impedancję elektryczną oraz tzw. półogniwo. Jest to równoważne wprowadzeniu pomiędzy metalową elektrodę a materiał impedancji elektrycznej o wartości zależnej od powierzchni elektrody i źródła napięciowego.

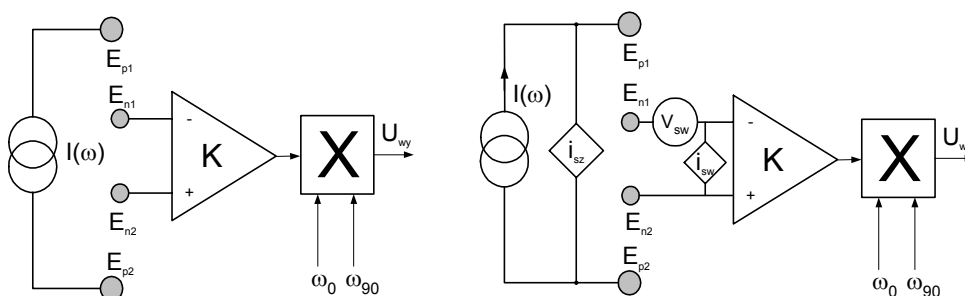


Rys. D7. Dwuelektrodowa technika pomiarowa a), schemat zastępczy w przypadku pomiarów materiałów biologicznych b)

Stąd zamiast technik dwuelektrodowych stosuje się techniki czterelektrodowe (w pomiarach technicznych techniki czteroprzewodowe). Dodatkowo wprowadza się metody zabezpieczania przez upływem prądu pomiarowego do otaczającej tkanki (Rys. D8).

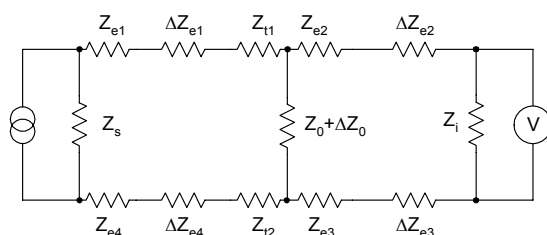


Rys. D8. Czterelektrodowa technika pomiarowa



Rys. D9. Czterelektrodowa technika pomiarowa, schemat ideowy $I(\omega)$ – źródło prądowe, K – wzmacniacz różnicowy, X – układ mnożący a) oraz schemat zastępczy uwzględniający źródła szumów

Schemat zastępczy czterelektrodowej techniki pomiarowej przedstawiono na rysunku D10.

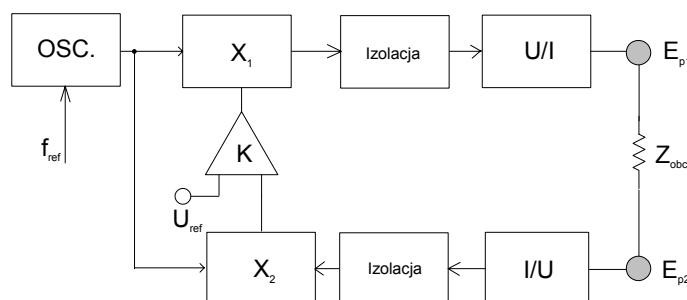


Rys. D10. Schemat zastępczy czterelektrodowej techniki pomiarowej, Z_1 impedancja wejściowa układu pomiaru napięcia, Z_s – impedancja wyjściowa źródła prądowego, Z_e impedancje elektrodowe, Z_0 mierzona impedancja obiektu

Ze względu na relatywnie duże wartości impedancji elektrodowych (w odniesieniu do mierzonej impedancji Z_{ob}) oraz występujące zmiany impedancji wynikające ze zjawisk fizjologicznych w pomiarach biomedycznych wymagana jest b. duża dokładność generowania prądu, zarówno w odniesieniu do częstotliwości jak i amplitudy. Wymaganie to wynika z poniższej zależności:

$$(I_0 \pm \Delta I_0)(Z_0 \pm \Delta Z_0) = I_0 Z_0 \pm Z_0 \Delta I_0 \pm \Delta Z_0 I_0 \pm \Delta Z_0 \Delta I_0 \quad (D11)$$

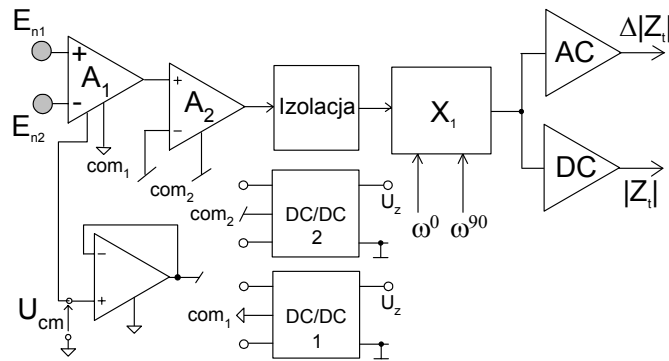
W przypadku pomiaru zmian impedancji ΔZ_0 człon $Z_0 \Delta I_0$ musi być znacznie mniejszy od $\Delta Z_0 I_0$. Można to osiągnąć konstruując złożony układ źródła prądowego (Rys. D11).



Rys.D11. Schemat blokowy źródła prądowego o podwyższonych wartościach parametrów użytkowych (zwiększona impedancja wyjściowa)

Poprawę jakości źródła uzyskuje się w wyniku zastosowania sprzężenia zwrotnego, które przeciwdziała zmianom wartości amplitudy prądu.

Pomiar ΔZ_0 , która w porównaniu z Z_0 stanowi wartość mniejszą od 1 % wymaga także zastosowania układu pomiaru napięcia charakteryzującego się b. dużą wartością współczynnika CMRR. Jest to możliwe do osiągnięcia stosując np. rozbudowane układy zasilania (Rys. D12)



Rys.D12. Wzmacniacz napięcia z podwyższoną wartością współczynnika CMRR

We wzmacniaczu z rysunku D12 wzrost współczynnika CMRR osiągnięto w wyniku zastosowania tzw. podwójnego zasilania „pływającego”. W układzie tym w pierwszym stopniu (A1) określana jest wartość sygnału wspólnego i jest ona wykorzystana do sterowania „pływającą masą” zasilacza zasilającego drugi stopień (A2). W rezultacie drugi stopień nie „widzi” sygnału wspólnego (sumacyjnego). Jest to równoważne nieskończonej wartości współczynnika CMRR. W rzeczywistości są to wartości skończone lecz znacznie wyższe niż fabryczne wartości współczynnika CMRR wzmacniaczy operacyjnych i co istotne w znacznie szerszym zakresie częstotliwości.