



## ĆWICZENIE NR 7

# REOGRAFIA

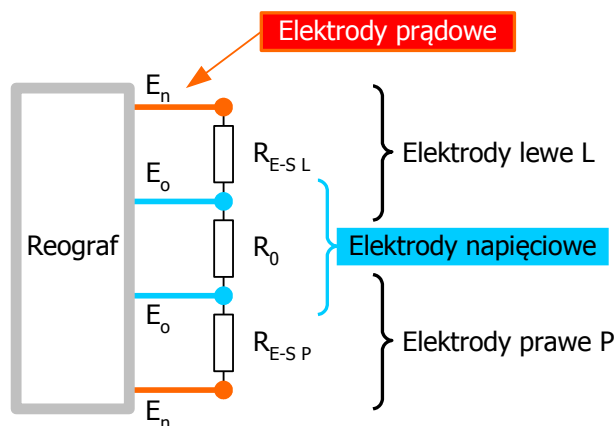
### Cel ćwiczenia

Zapoznanie się z ideą pomiarów reograficznych oraz z problemami metrologicznymi związanymi z tą metodą badań. Pomiaru własności urządzenia.

### Część 7.1.

#### Zapoznanie się z zasadą pomiaru reograficznego i źródłami niedokładności pomiaru

- 7.1.1. Zamocować elektrody paskowe (metalowe lub wykonane z gumy przewodzącej) na lewym przedramieniu (rys. 7.1). Ustalić ich położenie w taki sposób, aby wartość  $Z_0$  odczytana z reografu była zawarta w przedziale  $(0 \div 80) \Omega$ . *Uwaga: wpływ na zmianę tych wskazań łatwo zauważyć przy zmianie odległości między elektrodami napięciowymi.*
- 7.1.2. Zmierzyć wartość impedancji  $Z_0$ .
- 7.1.3. Zarejestrować zmiany  $\Delta Z$  pojawiające się w takt pracy serca.
- 7.1.4. Zasymulować wartość  $Z_0$  za pomocą opornicy dekadowej (ustawić odpowiednią wartość  $R_0$ ). Dokonać kalibracji wskazań reografu, zapisywanych na rejestratorze. Odpowiednią zmianę  $\Delta Z$  symulować regulując skokowo wartość rezystancji opornicy w zakresie  $\pm 0,1 \Omega$ . *Uwaga: zarówno przy ustalaniu wartości własnej  $\Delta Z$ , jak i symulowanej za pomocą opornicy dekadowej, należy posługiwać się wartościami średnimi odczytanymi z kilku zarejestrowanych przebiegów.*
- 7.1.5. Za pomocą polsoxymetru zmierzyć własne tętno.
- 7.1.6. Ustalić pozostałe dane konieczne do oszacowania wartości przepływu krwi w badanej kończynie.
- 7.1.7. Oszacować dokładność wyznaczenia prędkości przepływu krwi.

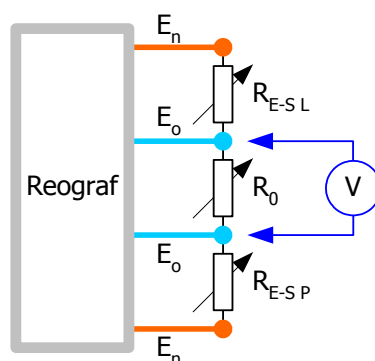


Rys. 7.1. Sposób podłączenia elektrod reografu.  $R_{E-S L}$ ,  $R_{E-S P}$  – rezystancja (impedancja) odpowiednio: lewa i prawa),  $R_0$  – rezystancja (impedancja) badanego obszaru

## Część 7.2.

### **Badanie wpływu parametrów urządzenia na jakość pomiarów w reografii**

- 7.2.1. Zidentyfikować schemat blokowy reografu.
- 7.2.2. Wskazać istotne cechy urządzenia. Określić cechy sygnału testującego (rodzaj, kształt, częstotliwość).
- 7.2.3. Z badać zmiany wartości prądu testującego w funkcji rezystancji  $R_0$  (rys. 7.2). Określić dokładność wartości generowanego sygnału.
- 7.2.4. Z badać charakterystykę  $Z_0 = f(R_0)$ , gdzie  $Z_0$  – wskazanie reografu,  $R_0$  – rezystancja zadana. Ustalić zakres pomiarowy i przypisaną mu dokładność pomiaru.
- 7.2.5. Zasymulować wpływ rozmieszczenia elektrod nadawczych i odbiorczych na rezultaty pomiarów impedancji. Z badać wskazania w różnych warunkach:
  - a)  $R_{E-SL} = R_{E-SP} = 100 \Omega$ ,  $R_0 = (0 \div 100) \Omega$ ,
  - b)  $R_{E-SL} = R_{E-SP} = (0 \div 1000) \Omega$ ,  $R_0 = 50 \Omega$ ,
  - c)  $R_{E-SL} = 100 \Omega$ ,  $R_{E-SP} = (0 \div 1000) \Omega$ ,  $R_0 = 50 \Omega$ .
- 7.2.6. Na podstawie nabytych doświadczeń wskazać instrumentalne źródła niedokładności pomiarowej. Oszacować dokładność reografu i wskazać wynikający stąd zakres pomiarowy.



Rys. 7.2. Schemat układu do badania właściwości reografu. Urządzenia kontrolne: częstotliciomierz, woltomierz napięcia zmiennego, oscyloskop

#### Aparatura

- reograf wraz z zestawem paskowych elektrod pomiarowych,
- opornice dekadowe,
- multimetr Fluke 45
- oscyloskop,
- pulsoksymetr.

#### Zagadnienia do rozważenia

1. Cechy nadawczego sygnału reograficznego.
2. Czynniki decydujące o dokładności pomiarów reograficznych (wg wzoru (7.1)).
3. Idea pomiarów reograficznych.
4. Parametry reografu decydujące o dokładności pomiarów.
5. Rola elektrod prądowych i napięciowych w reografii impedancyjnej.
6. Rozkład pola elektrycznego między reograficznymi elektrodami typu paskowego (obręcz).

7. Schemat blokowy reografu.
8. Zadania dla procesora pracującego w reografii impedancyjnej.
9. Zakres mierzonych wartości impedancji  $Z_0$  oraz  $\Delta Z$ .
10. Zasadność stosowania w pomiarach reograficznych cztero-elektrodowej metody wyznaczania impedancji.
11. Zastosowania reograficznych metod pomiarów w medycynie.

### Literatura

- [1]. Baranowska-Weldert A., Pawlicki G., Pałko T.: Badanie zależności rezystywności krwi od prędkości przepływu i średnicy naczynia, Post. Fiz. Med., 1984, 19, 4, 237-242.
- [2]. Pałko T., Pawlicki W.G.: Reografia impedancyjna. W: Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, t 2. Biopomiary. Akad. Ofic. Wyd. EXIT Warszawa 2001.
- [3]. Pawlicki G.: Parametry przepływu kończynowego krwi i ich pomiar metodą REI (reografii elektroimpedancyjnej), Post. Fiz. Med. 1981, 16., 1, 2-6.

### Reografia impedancyjna

Metoda diagnostyczna zwana reografią impedancyjną opiera się na pomiarach impedancji elektrycznej wybranych obszarów ciała. Wartość impedancji i jej zmiany, zachodzące pod wpływem zmian objętości i prędkości przepływu krwi w naczyniach krwionośnych lub powietrza w płucach, a także pod wpływem przemieszczania się narządów i zmiany ich kształtu, struktury, konfiguracji i ilości płynu międzykomórkowego, mogą stanowić źródło informacji o stanie i czynnościach narządów wewnętrznych organizmu.

W metodach reografii impedancyjnej wielkością niosącą informację jest impedancja elektryczna tkanek. W przeciwieństwie do części płynnej organizmu elementy stałe tworzą głównie struktury błonowe komórek, wykazujące właściwości izolacyjne. Względna stała dielektryczna typowej tkanki miękkiej zależy od częstotliwości prądu testującego i waha się od kilkudziesięciu (przy  $10^4$  MHz) do kilku milionów (przy kilku Hz). Z punktu widzenia właściwości elektrycznych tkanka stanowi kombinację rezystywności i pojemności. Nie stwierdzono natomiast właściwości indukcyjnych. Rezystywności różnych tkanek znacznie różnią się między sobą. Najmniejszą wartość charakteryzuje krew.

Na rezystywność niektórych tkanek mogą mieć również wpływ stany emocjonalne oraz związane z nimi stany czynnościowe gruczołów wydzielania wewnętrznego. Zmienność rezystywności krwi uwarunkowana jest między innymi hematokrytem (Ht) i temperaturą.

Teoria reografii impedancyjnej opiera się na prawach rządzących przepływem prądu elektrycznego przez obszar niejednorodnego przewodnika objętościowego. W zakresie częstotliwości wykorzystywanej w reografii impedancyjnej (20 ÷ 100 kHz) badane tkanki mają średnią konduktywność  $\sigma = 0.3 (\Omega \cdot \text{cm})^{-1}$ , względną stałą dielektryczną  $\epsilon_r = 5 \cdot 10^3$  oraz względną przenikalność magnetyczną  $\mu = 1$ . Dla tych warunków zarówno prąd przesunięcia jak i efekty magnetyczne (naskórkowości) mogą być zaniedbane.

Wprowadzono teoretyczną zależność średniego natężenia przepływu krwi w dowolnie długim czasie w warunkach ustalonej cyklicznej pracy serca od wielu czynników:

$$Q_{sr} = -\rho \cdot \left( \frac{I}{Z_0} \right)^2 \cdot \Delta Z_{\max} \cdot HR \quad (7.1)$$

gdzie:

$\rho$  – rezystywność krwi,  
 $l$  – odległość między elektrodami pomiarowymi [cm],  
 $Z_0$  – impedancja badanego obszaru,  
 $\Delta Z_{\max}$  – maksymalne zmiany impedancji podczas pracy serca,  
HR – częstotliwość pracy serca.

Wzór ten stanowi podstawę do wyznaczenia natężenia objętościowego przepływu krwi metodą reografii elektroimpedancyjnej. Wartość  $\Delta Z_{\max}$  jest zwykle 1000 razy mniejsza od  $Z_0$ . Rezystywność krwi wyznacza się wg wzoru:

$$\rho = \frac{\rho_p}{1 - Ht} \quad (7.2)$$

gdzie  $\rho_p$  – rezystywność plazmy, HT – hematokryt..

W celu przeprowadzenia własnych obliczeń należy przyjąć rezystywność plazmy  $\rho_p = 80 \Omega/\text{cm}$  oraz hematokryt  $Ht = 0,45$ .

### Układy pomiarowe

Do pomiaru impedancji tkanek stosuje się źródła sygnału elektrycznego zmiennego (na ogół sinusoidalnego) o częstotliwości najczęściej z zakresu (20÷100) kHz. Dolna granica tego zakresu jest dostatecznie wysoka, aby uniknąć wpływu polaryzacji elektrod, górna zaś dostatecznie niska, aby efekty pojemnościowe związane z układem obiekt biologiczny-otoczenie mogły być pominięte.

Zastosowanie prądu zmiennego umożliwia dobrą penetrację badanego obszaru tkankowego. Dla zapewnienia bezpieczeństwa badań przy tej częstotliwości natężenie prądu pomiarowego płynącego przez tkankę nie powinno przekraczać 6 mA (wartość skuteczna).

Z punktu widzenia stosowanej liczby elektrod metody pomiaru impedancji elektrycznej tkanek można podzielić na dwa rodzaje: bipolarne (dwuelektrodowe) i tetrapolarne (czteroelektrodowe).

### Metody bipolarne

W reografii impedancyjnej stosuje się trzy podstawowe metody pomiarowe bipolarne i odpowiadające im rozwiązania układowe:

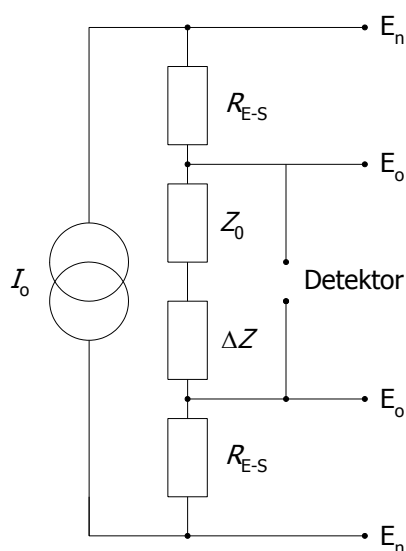
1. metoda zerowa – historycznie najstarsza, ale w chwili obecnej jeszcze często stosowana – jest realizowana w układzie mostka zrównoważonego, (najczęściej mostka Wiena),
2. metoda napięciowa, w której napięcie z generatora podawane jest na badany obszar tkankowy, a przepływający prąd jest miarą impedancji,
3. metoda prądowa, w której generator prądowy wymusza przepływ prądu przez obszar tkankowy, a wynikający stąd spadek napięcia jest miarą impedancji.

Spośród wymienionych metod najkorzystniejsza jest metoda prądowa ze względu na możliwość łatwej regulacji w zakresie bezpiecznej wartości prądu. Główną zaletą metody zerowej jest możliwość łatwego rozdzielania składowych impedancji (reaktancyjnej i rezystancyjnej). Jej wadą jest czasochłonna kompensacja obu składowych. Wadą metody napięciowej jest nieliniowość zależności wartości płynącego prądu od impedancji.

Wspólną wadą wszystkich metod bipolarnych jest wpływ impedancji kontaktowej pomiędzy elektrodami a tkanką na wynik pomiaru. W związku z tym nie nadają się one do pomiarów natężenia przepływu krwi. Wykorzystuje się je natomiast w pomiarach podokresów cyklu pracy serca oraz w badaniach opierających się jedynie na ocenie kształtu krzywej zmian impedancji (reoencefalografia).

## Metoda tetrapolarna prądowa

W metodzie tej elektrody odbiorcze  $E_o$  są oddzielone od elektrod nadawczych  $E_n$  wprowadzających prąd pomocniczy o stałej amplitudzie do badanego obszaru tkankowego (rys. 7.3). W ten sposób można wyeliminować wpływ impedancji kontaktowej  $R_{E-S}$  (rezystancja elektroda-skóra) między elektrodami a tkanką na wynik pomiaru. Rozdzielenie elektrod i takie ich rozmieszczenie, że elektrody nadawcze są w pewnej odległości od elektrod odbiorczych sprawia, że w badanym obszarze rozkład gęstości prądu jest bardziej równomierny.



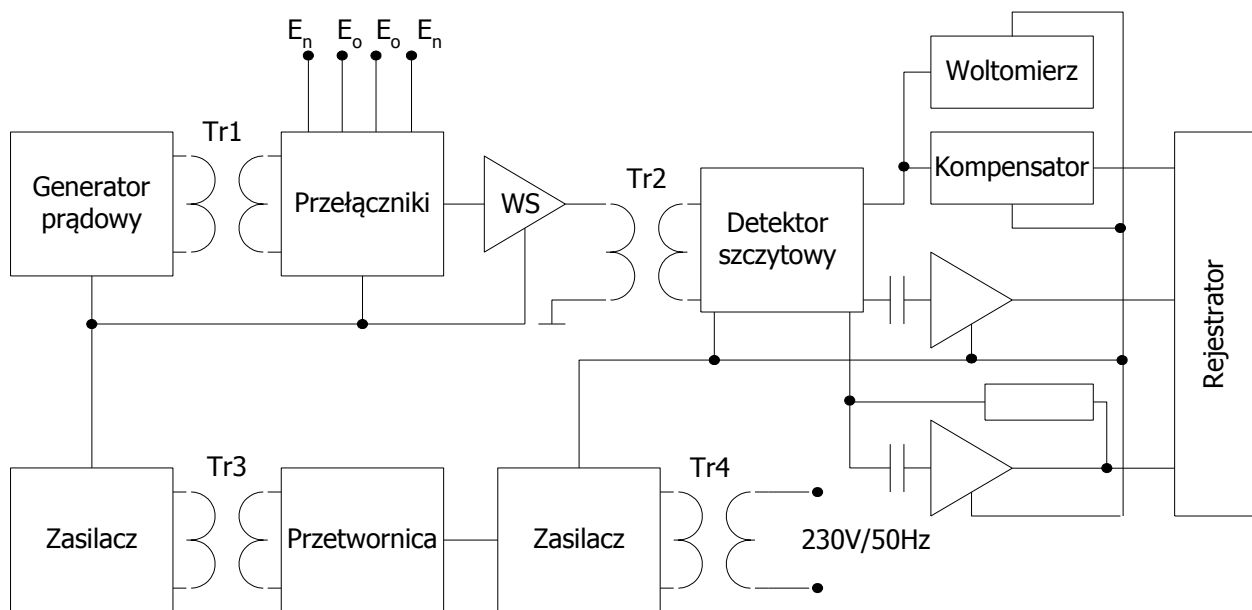
Rys. 7.3. Układ prądowy tetrapolarny:  $I_0$  – źródło prądowe,  $E_n$  – elektrody nadawcze,  $E_o$  – elektrody odbiorcze,  $R_{E-S}$  – rezystancja pojemności elektroda-skóra,  $Z_0$  – impedancja podstawowa,  $\Delta Z$  – zmiana impedancji, Det – detektor napięcia

## Urządzenia pomiarowe

Badanie reograficzne sprowadza się do pomiaru składowej stałej impedancji (impedancja podstawowa  $Z_0$ ) oraz składowej zmiennej (zmiana impedancji  $\Delta Z$ ). Układy pomiarowe do badań reograficznych cechują się dużym zakresem pomiarowym, umożliwiającym zarówno pomiar  $Z_0$  jak i  $\Delta Z$ , a czasami też pochodnej  $dZ/dt$ . Impedancje  $Z_0$  mierzonych obszarów tkankowych ciała zawierają się od kilku do kilkuset omów. Zarówno zmiany  $\Delta Z$  jak i ich pochodna  $dZ/dt$  są na ogół rejestrowane w formie krzywych jako pierwotny dokument wyniku badania.

W nowoczesnych układach do pomiarów impedancji tkanek w wybranych obszarach ciała wykorzystuje się zazwyczaj metodę tetrapolarną prądową ze względu na jej zalety. Stosuje się w nich generatory prądowe o natężeniu prądu około 1 mA, o dużej stabilności oraz wysokiej jakości wzmacniacze detekcyjne o bardzo niskich szumach i dużej impedancji wejściowej. W takich warunkach można uzyskać dobre dokładności pomiaru z błędem mniejszym od 3% w pełnym zakresie pomiarowym i możliwość detekcji zmian impedancji rzędu pojedynczych miliomów.

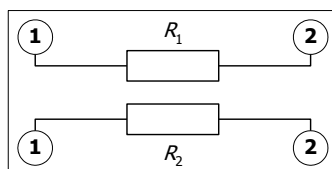
Na rys. 7.4 przedstawiono schemat blokowy typowego reografu impedancyjnego. Zawiera on dwa kanały pomiarowe z jednym generatorem prądowym, który wytwarza prąd sinusoidalny o częstotliwości ok. 20 kHz i amplitudzie 1 mA. Sygnał ten jest podawany do badanego obszaru tkankowego za pomocą elektrod nadawczych  $E_n$ . Sygnał napięciowy odebrany z obszaru kończyn za pośrednictwem elektrod odbiorczych  $E_o$  jest wprowadzany poprzez przełącznik do układu wzmacniacza selektywnego WS, a następnie do układu detektora szczytowego.



Rys. 7.4. Schemat blokowy reografu RM – 23

### Uwagi do wykonania doświadczeń

W celu pomiarów parametrów reografu można użyć układ pomocniczy (rys. 7.5). Punkty oznaczone **1** służą do dołączenia elektrod nadawczych  $E_n$ . Dodatkowo do punktów nr **2** należy dołączyć opornicę dekadową oraz elektrody odbiorcze  $E_o$ .  $R_1$  i  $R_2$  są to rezystory o wartości  $100 \Omega$  imitujące rezystancję między elektrodą nadawczą i odbiorczą.



Rys. 7.5. Schemat elektryczny płytki pomocniczej do badania parametrów reografu.  $R_1 = R_2 = 100 \Omega$

# REOGRAFIA

## Wyposażenie stanowiska

Lp.	Aparatura	Dokumentacje	Osprzęt
1.	-	Instrukcja do ćwiczenia	4 elektrody paskowe (metalowe)
2.	Reograf	Instrukcja obsługi	4 elektrody paskowe (guma przewodząca)
3.	Multimetr FLUKE 45	Instrukcja obsługi	Płytki pomocnicza
4.	Oscyloskop	Instrukcja obsługi	Opornica dekadowa ( $R_{\min} = 0.1 \Omega$ )
			2 opornice dekadowe ( $R_{\max} = 10 \text{ k}\Omega$ )
			2 kable krótkie (1 czerwony + 1 czarny)
			2 kable BNC/banan
			4 krokodylki
			4 kołki
			Linijka 30 cm