

Przemysław Korohoda*

Pośredni pomiar bioimpedancji kończyn i tułowia człowieka**

1. Wprowadzenie

Pomiar i analiza bioimpedancji [2, 4, 5] stanowi powszechnie znaną metodę wyznaczenia składu ciała, a przez to ważne źródło informacji dla lekarza oceniającego stan pacjenta, co, przykładowo, w przypadku pacjentów dializowanych jest kluczową daną diagnostyczną, wskazującą na sposób kontynuowania terapii. Typowy pomiar bioimpedancji polega na umieszczeniu na dłoni i stopie osoby badanej, po tej samej stronie ciała, dwu par elektrod [11]. Jedna elektroda z każdej pary zapewnia wprowadzenie niedużego prądu o zadanej częstotliwości, najczęściej 50 kHz, płynącego w trakcie kilkusekundowego pomiaru między stopą i dłonią. Pozostałe dwie elektrody służą do pomiaru napięcia, jakie odkłada się na ciele w wyniku przepływu prądu. Pomiar dostarcza informacji o impedancji ciała badanej osoby traktowanej całościowo

$$Z = R - j \cdot X \quad (1)$$

gdzie:

- Z – impedancja,
- R – rezystancja,
- X – reaktancja,
- j – jednostka urojona.

Znak minus we wzorze (1) daje dla rozważanych pomiarów dodatnie wartości X . Zależność pomiędzy R i X dla pomiarów przeprowadzonych na złożonych obiektach biologicznych, takich jak pacjenci lub ich segmenty, opisana jest za pomocą modelu Cole-Cole [6, 7]. Model ten może być przedstawiony jako równoległe połączenie dwóch gałęzi [4, 7]:

- 1) oporności,
- 2) oporności połączonej szeregowo z elementem stałofazowym, CPE (*Constant Phase Element*).

* Katedra Automatyki, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie

** Praca realizowana w ramach prac statutowych AGH, nr 11.11.120.766

Element stałofazowy posiada admitancję w postaci

$$Q \cdot (j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f)^n,$$

gdzie:

- Q – stała liczbowa (rzeczywista liczba dodatnia),
- f – częstotliwość w Hz,
- n – wartość wykładnika.

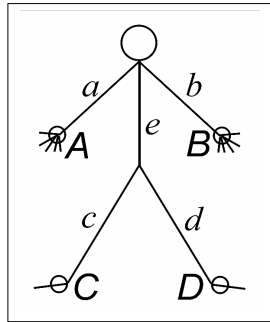
Dla $n = -1$ CPE staje się indukcyjnością, dla $n = 0$ opornością, a dla $n = 1$ pojemnością [4]. W przypadku gdy badanym obiektem jest człowiek, n przyjmuje wartości między 0 i 1 (np. $n = 0,727$) [4]. W takim przypadku częstotliwość zmieniająca się w zakresie od 0 do nieskończoności powoduje, iż na płaszczyźnie Cole-Cole (różniącej się od płaszczyzny Nyquista jedynie odwróceniem kierunku osi urojonej) wykres reprezentujący zmiany impedancji będzie łukiem okręgu położonym nad osią R . Punkt przecięcia z tą osią po prawej stronie odpowiada częstotliwości 0, natomiast po lewej stronie – częstotliwości nieskończonej. Wyznaczenie wykresu dla danego pomiaru wymaga zatem trzech punktów pomiarowych, które jednoznacznie określają okrąg, którego łukiem jest opisany wyżej wykres [4, 6].

Wzajemne zależności między R oraz X , niekiedy wyznaczone dla kilku częstotliwości, pozwalają na oszacowanie objętości wody ustroju, masy tkanki tłuszczowej czy suchej masy ciała [2, 5, 9, 11]. Można zauważyć, że bioimpedancja może być traktowana jak zwykła impedancja zastępcza dla obiektów biologicznych. W większości przypadków wartości zmierzonej impedancji są wykorzystywane do wyliczania dalszych parametrów i dlatego też pomiar wraz z odpowiednim wyliczeniem nazywany jest analizą bioimpedancji. Istnieje jednak również podejście wykorzystujące surowe dane pomiarowe do wyciągania wniosków na temat stanu pacjenta [8].

Całościowe traktowanie ciała pacjenta znacznie ogranicza możliwości diagnostyczne metody. Poszukując odpowiedniego rozwiązania, proponuje się pomiary poszczególnych segmentów ciała, umieszczając elektrody np. na stopie i w rejonie stawu biodrowego, w celu pomiaru nogi [10]. Podejście takie wymaga dostępu do wytypowanych lokalizacji oraz powtarzalnego umieszczania elektrod, co nie zawsze jest łatwe do spełnienia. Dlatego też autor postanowił przeprowadzić eksperyment pomiarowy dający nadmiarową liczbę danych, po to, by na podstawie tych danych podjąć próbę wyliczenia poszukiwanych impedancji segmentowych, czyli dla kończyn i tułowia. W pomiarach, które zrealizowano za pomocą atestowanego do zastosowań medycznych aparatu Nutriguard-M, firmy Data Input [11], uczestniczyło 10 ochotników w wieku ok. 23 lat, płci męskiej, ocenionych jako zdrowych. Zastosowane urządzenie pomiarowe wyznacza dla trzech predefiniowanych przez producenta częstotliwości: 5 kHz, 50 kHz i 100 kHz, wartości R oraz X poprzez pomiar rezystancji i przesunięcia fazowego.

2. Pomiar wielopunktowy

Na rysunku 1 przedstawiono w formie grafu rozmieszczenie czterech punktów pomiarowych na ciele badanej osoby – punkty A , B , C , D .



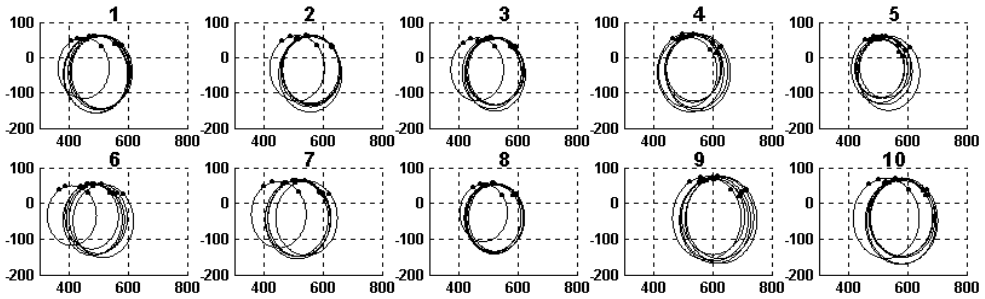
Rys. 1. Rozmieszczenie punktów pomiarowych (*A*, *B*, *C*, *D*) oraz segmentów, dla których ma być wyznaczona bioimpedancja (*a*, *b*, *c*, *d*, *e*)

Pomiar przeprowadza się za każdym razem między dwoma punktami, przykładowo dla punktów *A* i *C* wyznaczana jest impedancja Z_{AC} , która w tym przypadku jest sumą impedancji kolejnych gałęzi grafu: *a-e-c*. Zależności te, zebrane dla sześciu wariantów pomiaru, zebrano w równaniu (2)

$$\left\{ \begin{array}{l} 1. \quad Z_{AC} = Z_a + Z_e + Z_c \\ 2. \quad Z_{BD} = Z_b + Z_e + Z_d \\ 3. \quad Z_{AD} = Z_a + Z_e + Z_d \\ 4. \quad Z_{BC} = Z_b + Z_e + Z_c \\ 5. \quad Z_{AB} = Z_a + Z_b \\ 6. \quad Z_{CD} = Z_c + Z_d \end{array} \right. \quad (2)$$

Na rysunku 2 przedstawiono zestawienie wyników wszystkich przeprowadzonych pomiarów. Dla każdej badanej osoby wyznaczono 6 zestawów impedancji, w każdym stosując trzy częstotliwości pomiarowe: 5 kHz, 50 kHz i 100 kHz. Zgodnie z modelem Cole-Cole [6, 7], w miarę zmian częstotliwości pomiarowej wartości bioimpedancji dla danej osoby przemieszczają się po łuku okręgu, nad osią *R*. W celu szybkiej wizualnej oceny parametrów bioimpedancji zaproponowano [4, 6] wykreślanie pełnego okręgu. Tak otrzymane okręgi bioimpedancji przedstawiono na rysunku 2 dla każdej osoby, konfrontując wyniki pomiaru dla różnych trajektorii. Jak stwierdzono wyniki są dla danej osoby dość podobne, z wyjątkiem pomiaru: ręka-ręka lub noga-noga.

Podobnie jak na rysunku 2, także i na dalszych wykresach zawierających okręgi bioimpedancji, oś pozioma dotyczy *R*, a pionowa *X*, zgodnie z (1). Zastosowane okręgi bioimpedancyjne stanowią graficzne uzupełnienie wykresów modelu Cole-Cole do pełnego okręgu. Taka postać, której nie należy przypisywać interpretacji fizycznej, znacznie ułatwia wizualną ocenę, czy otrzymane bezpośrednio lub wyliczone dane, określające położenie trzech punktów $X(R)$ – dla trzech różnych częstotliwości – mogą być uznane za poprawne.



Rys. 2. Okręgi bioimpedancyjne wyznaczone na podstawie danych pomiarowych dla 10 badanych osób, ukazujące podobieństwo wartości mierzonej dla sześciu rozważanych pomiarów. Trójki punktów na każdym okręgu oznaczają zmierzone pary wartości R , X , dla trzech częstotliwości: 5 kHz, 50 kHz i 100 kHz. Okręgi nieco odbiegające od zgrupowanych pozostałych 5, to wyniki pomiaru między A i B (dla pierwszej osoby) lub między C i D (dla pozostałych osób). Na osiach pionowych R , na osiach poziomych X – patrz równanie (1)

3. Proponowane metody

3.1. Metody z pięcioma równaniami

Zestaw sześciu równań (2) jest liniowo zależny. Dlatego jednym ze sposobów jego rozwiązania ze względu na impedancje segmentowe jest pominięcie odpowiednich równań tak, by pozostałe nie były już liniowo zależne. Wystarczy tak postąpić albo z równaniem nr 3 (2), co prowadzi do metody nr 1, albo z równaniem nr 4 (2), otrzymując metodę nr 2. W obu przypadkach zachowuje się pozostałe pięć równań. Tak postawione zadanie można zapisać macierzowo. Jeżeli zdefiniujemy odpowiednie wektory kolumnowe, zawierające dane (zmierzone) i poszukiwane wartości impedancji:

$$\begin{aligned} \mathbf{b}_1 &= [Z_{AC} \quad Z_{BD} \quad Z_{AD} \quad Z_{AB} \quad Z_{CD}]^T \\ \mathbf{b}_2 &= [Z_{AC} \quad Z_{BD} \quad Z_{BC} \quad Z_{AB} \quad Z_{CD}]^T \\ \mathbf{x} &= [Z_a \quad Z_b \quad Z_c \quad Z_d \quad Z_e]^T \end{aligned} \quad (3)$$

to odpowiednie równania, które należy rozwiązać wyglądają następująco [1]:

$$\mathbf{A}_1 \cdot \mathbf{x}_1 = \mathbf{b}_1; \quad \mathbf{A}_2 \cdot \mathbf{x}_2 = \mathbf{b}_2 \quad (4)$$

Wektory \mathbf{x}_1 i \mathbf{x}_2 , to wektor \mathbf{x} według (3), wyliczony odpowiednio za pomocą pierwszej i drugiej metody. W celu wyznaczenia tych wektorów, należy wyznaczyć macierze odwrotne do \mathbf{A}_1 i \mathbf{A}_2 [1]

$$(\mathbf{A}_1)^{-1} = \frac{1}{2} \cdot \begin{bmatrix} 0 & -1 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & -1 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 0 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$(\mathbf{A}_2)^{-1} = \frac{1}{2} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 0 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Równania (5) i (6) zawierają macierze, za pomocą których można skonstruować równania do wyliczenia impedancji segmentowych. Warto zwrócić uwagę, iż dla Z_e równania w obu metodach są takie same, co oznacza, iż ta wartość impedancji jest taka sama, niezależnie od metody i wyraża się zależnością

$$Z_e = \frac{1}{2} \cdot [(Z_{AC} + Z_{BD}) - (Z_{AB} + Z_{CD})] \quad (7)$$

3.2. Metoda z sześcioma równaniami

Nieco innym rozwiązaniem może być skorzystanie z macierzy pseudoodwrotnej [3], która daje równanie o rozwiązaniu minimalizującym błąd średniokwadratowy dla danych wejściowych, czyli \mathbf{b} .

$$\mathbf{b} = [Z_{AC} \quad Z_{BD} \quad Z_{AD} \quad Z_{BC} \quad Z_{AB} \quad Z_{CD}]^T \quad (8)$$

$$\mathbf{x} = (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{b}$$

$$(\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T = \frac{1}{4} \cdot \begin{bmatrix} 0 & -2 & 1 & 1 & 2 & 0 \\ 0 & 2 & -1 & -1 & 2 & 0 \\ 2 & 0 & -1 & -1 & 0 & 2 \\ -2 & 0 & 1 & 1 & 0 & 2 \\ 2 & 2 & 0 & 0 & -2 & -2 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Zapis (9) umożliwia skonstruowanie równań do wyliczenia impedancji segmentowych z wykorzystaniem wszystkich sześciu wyników pomiarowych. Warto podkreślić, że także i w tej metodzie Z_e wyraża się takim samym równaniem, jak poprzednio – patrz (7).

4. Wyniki i ich ocena

Zastosowanie opisanych metod dało zestawy wyliczonych danych dla impedancji segmentowych. Dla każdej z dziesięciu badanych osób i dla każdego z pięciu segmentów, trzema metodami wyliczono wartości impedancji, dla trzech częstotliwości pomiarowych (5 kHz, 50 kHz, 100 kHz). Łącznie wyliczono zatem $10 \times 5 \times 3 \times 3$ wartości zespolonych impedancji. Wyliczenie to miało na celu podsumowanie przeprowadzonego eksperymentu tak, by ułatwić Czytelnikowi orientację w dalszych porównaniach.

4.1. Ocena przez szacowanie proporcji elementów impedancji segmentowej

Pierwsza weryfikacja bazuje na powrocie do jednej z ważniejszych przyczyn dzielenia ciała na segmenty na potrzeby analizy bioimpedancji. Traktowanie w typowym pomiarze całego toru: ręka-tułów-noga jako jednorodną całość powoduje, iż pomijamy znaczne różnice w przekroju i długości poszczególnych segmentów, co sprawia, że ich udział w ostatecznym wyniku jest zdecydowanie nierówny. Dla uproszczenia przyjmiemy, że całe ciało jest jednorodną materią, przy czym: ręka jest walcem o obwodzie ok. 0,25 m i długości ok. 0,5 m, noga – walcem o obwodzie ok. 0,35 m i długości ok. 0,8 m, natomiast tułów to walec o długości ok. 0,6 m i obwodzie 0,9 m. Zarówno rezystancja R , jak i reaktancja X zależą w taki sam sposób od wymiarów jednorodnego obiektu:

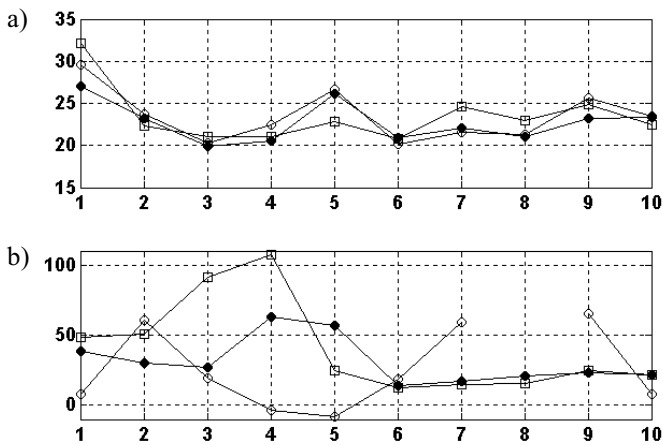
$$R = \frac{L}{S} \cdot \sigma_R; \quad X = \frac{L}{S} \cdot \sigma_X \quad (10)$$

gdzie:

- L – długość,
- S – pole przekroju,
- σ_R, σ_X – rezystancja i reaktancja jednostkowego sześcianu rozważanej jednorodnej materii.

Wyliczmy zatem przy przyjętych założeniach proporcję sumarycznej rezystancji nogi i ręki do rezystancji tułowia. Wynikowa wartość wynosi ok. 30. Taka jest zatem, bardzo szacunkowo przybliżona, proporcja rezystancji. Taki sam wynik uzyskamy dla reaktancji. Wynika z niej, iż łączny udział kończyn w wyniku badania bioimpedancyjnego wzdłuż toru ręka-tułów-noga, jest ok. 30-krotnie większy niż tułowia. Zatem zdecydowanie dominuje.

Podstawiając wyliczone w ramach eksperymentu dane – tutaj uśrednione dla trzech metod – można sprawdzić, czy wyliczone proporcje są zgodne z powyższym oszacowaniem. Na rysunku 3 przedstawiono odpowiednie proporcje. Rzuci się w oczy doskonała jak na rzeczywisty eksperyment zgodność wartości proporcji rezystancji z proporcją szacunkową. W przypadku reaktancji, dla 50 kHz zgodność otrzymano dla 8 osób, podobnie dla 100 kHz. Dla częstotliwości pomiarowej 5 kHz reaktancja nie wykazuje spodziewanych proporcji (jedna z proporcji wynosi nieskończoność), co jednak można tłumaczyć powszechnie znanym problemem z poprawnym pomiarem reaktancji dla częstotliwości 5 kHz i niższej.

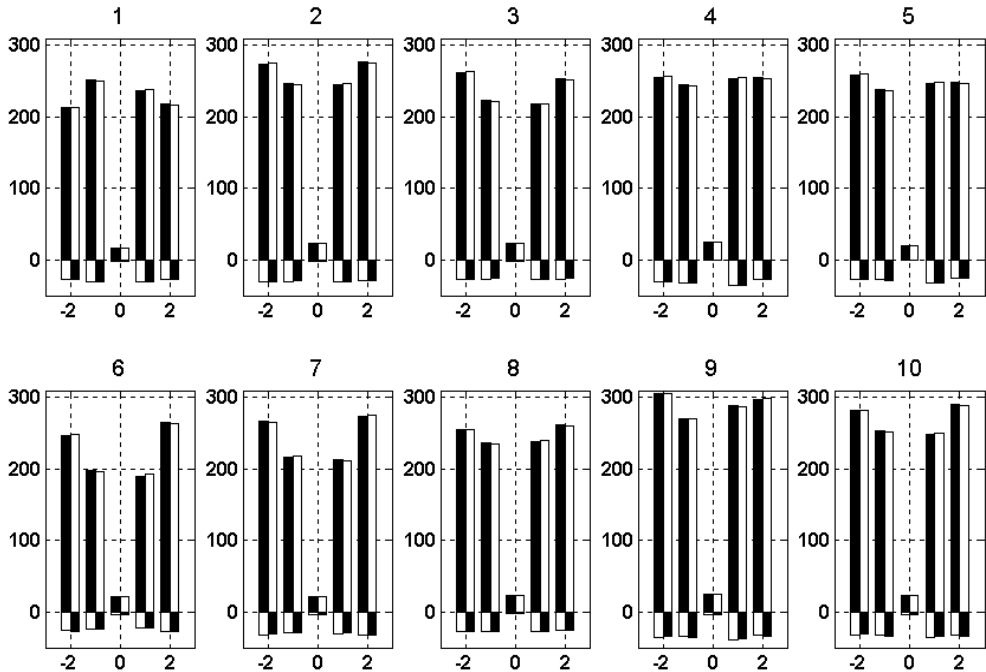


Rys. 3. Wykresy ilustrujące dla 10 badanych osób proporcje: a) rezystancji R ; b) reaktancji X . Proporcje wyznaczono w postaci ilorazu sumy odpowiednich wartości dla kończyny dolnej i górnej podzielonej przez wartość dla tułowia. Znaczniki wskazują na częstotliwości pomiarowe: \circ 5 kHz, \bullet 50 kHz, \square 100 kHz. Brak punktu na wykresie b) wynika z faktu, iż w tym przypadku mianownik proporcji był zerowy

4.2. Wykresy słupkowe

Prowadząc liczne obliczenia wymagające porównań, autor opracował propozycję graficznego intuicyjnego porównywania wyliczonych impedancji, która poniżej zostanie zaprezentowana po raz pierwszy. Dla pięciu impedancji segmentowych tworzone są wykresy słupkowe, kolejno dla ręki prawej, prawej nogi, tułowia, lewej nogi oraz lewej ręki. Ze znakiem plus przyjmuje się wartości R , natomiast wartości X ze znakiem minus.

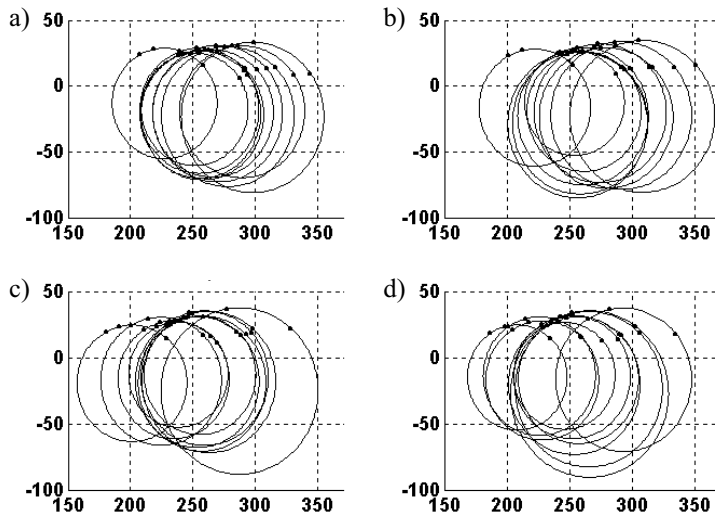
Na rysunku 4 pokazano przykładowe wykresy słupkowe wykreślone dla częstotliwości 50 kHz. Patrząc na wykresy, zauważa się natychmiast asymetrie, proporcje impedancji rąk i nóg oraz proporcje impedancji kończyn do impedancji tułowia. Szczególnie wygodne jest również porównywanie wyników otrzymanych dla różnych osób.



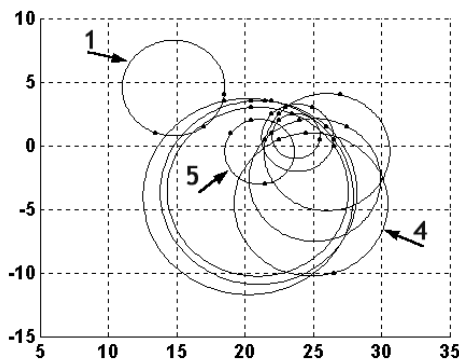
Rys. 4. Proponowane wykresy słupkowe dla 10 osób, umożliwiające szybkie porównanie wyznaczonych parametrów bioimpedancji (kolejno od lewej do prawej): prawa ręka, prawa noga, tułów, lewa noga i lewa ręka. Jako wartości dodatnie przedstawiono R , jako ujemne $-X$. Każdy słupek jest podwójny – są to dane wyliczone z zastosowaniem metody 1 i 2. Wykresy umożliwiają zarówno porównanie wyników uzyskanych dla obu metod, jak i szybką identyfikację szczególnych cech dla danej osoby. Ilustracja zawiera dane dla częstotliwości pomiarowej 50 kHz. Pełne porównanie powinno zawierać analogiczne wykresy dla 5 kHz oraz 100 kHz

4.3. Okręgi bioimpedancyjne dla badanych segmentów

Oprócz wykresów słupkowych warto porównać otrzymane wyniki bioimpedancji dla poszczególnych segmentów za pomocą stosowanych wcześniej okręgów bioimpedancyjnych. Na rysunku 5 zestawiono okręgi, grupując wszystkie okręgi dla danego segmentu – wyliczone dla wszystkich badanych osób – na jednym wykresie. Rysunek 5 zawiera dane wyliczone metodą nr 3. Otrzymane wykresy wyglądają poprawnie i wskazują na zgodność z oczekiwaniami. Jednak rysunek 6, prezentujący zestawienie okręgów bioimpedancyjnych dla tułowia, uwidacznia kilka oczywistych nieprawidłowości, sugerujących, iż wyliczone wartości bioimpedancji mogą być błędne. Żadna wartość X – zgodna ze wzorem (1) – nie może być ujemna, a ponadto punkty pomiarowe – czyli pary (R, X) – muszą być na wykresie punktami, leżącymi na górnym łuku okręgu [4, 6]. Okręgi nr 1, 4 i 5 nie spełniają powyższych kryteriów.



Rys. 5. Okręgi bioimpedancyjne na podstawie wartości wyznaczonych trzecią metodą:
 a) prawa ręka; b) lewa ręka; c) prawa noga; d) lewa noga.
 Każdy wykres obejmuje wyniki dla wszystkich 10 badanych osób

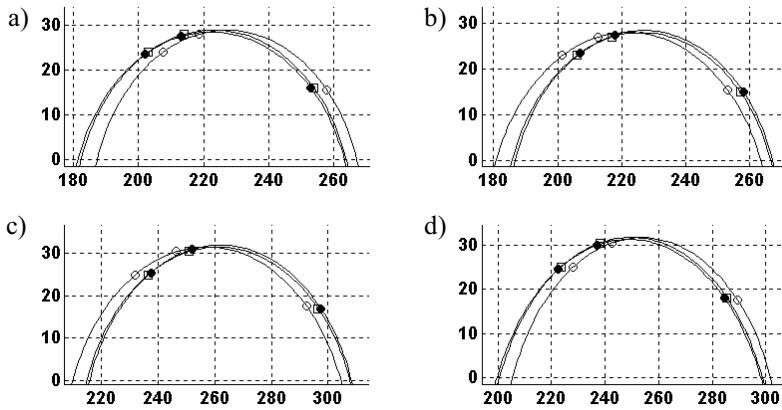


Rys. 6. Okręgi bioimpedancyjne tułowia wyznaczone trzecią metodą.
 Dla osób nr 1, 4 i 5 okręgi wskazują prawdopodobnie na rezultat błędny pomiarowy,
 który w wyniku zastosowanych obliczeń uległ wyeksponowaniu

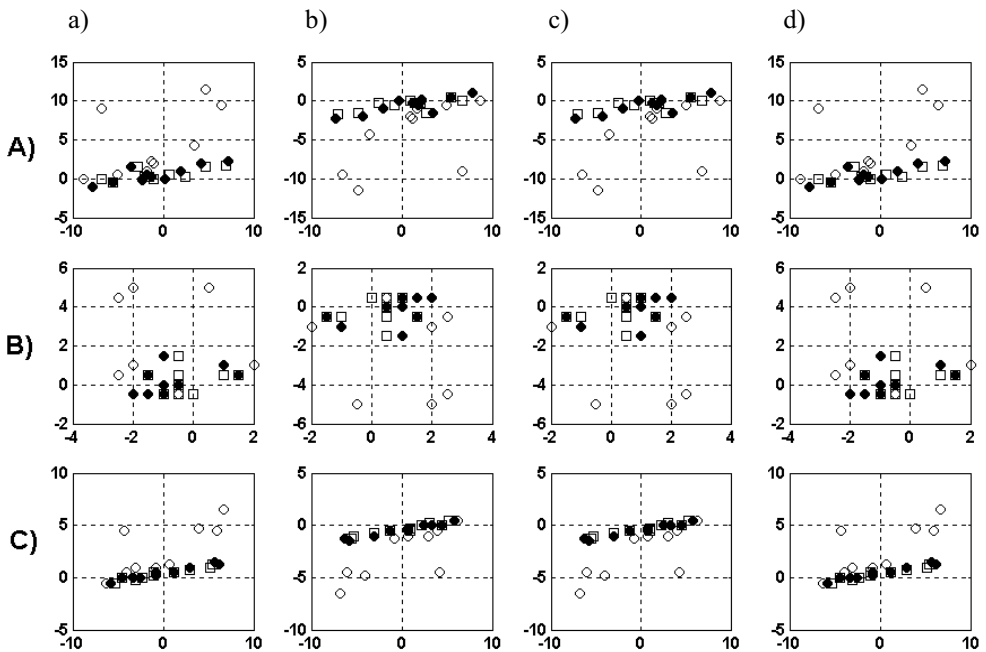
4.4. Porównanie wyników dla proponowanych metod

Rozrzuty w wynikach uzyskiwanych za pomocą różnych metod, przy tak niskiej liczności próby, najwygodniej jest badać metodą graficzną.

Na rysunku 7 pokazano górne łuki okręgów bioimpedancyjnych dla osoby nr 1, dla czterech kończyn, konfrontując wyniki różnych metod. Jest to przypadek o jednym z największych rozrzutów wyliczonych wartości. Porównanie kompletu wykresów prowadzi do wniosku, iż wszystkie trzy metody dają wyniki bardzo podobne.



Rys. 7. Fragmenty okręgów biopedancyjnych mające interpretację fizyczną w postaci modelu Cole-Cole – dla osoby nr 1 – ilustrujące graficzne porównanie rozrzutów wyników obliczeń otrzymanych za pomocą rozważanych trzech metod obliczeniowych: a) prawa ręka; b) lewa ręka; c) prawa noga; d) lewa noga; • metoda 1, □ metoda 2, ○ metoda 3



Rys. 8. Różnice w otrzymanych wynikach, w postaci wykresów $\Delta X(\Delta R)$, za pomocą trzech rozważanych metod: a) prawa ręka; b) lewa ręka; c) prawa noga; d) lewa noga; A) wynik metody 1 minus wynik metody 3; B) wynik metody 1 minus wynik metody 2; C) wynik metody 2 minus wynik metody 3; częstotliwości pomiarowe: ○ 5 kHz, ● 50 kHz, □ 100 kHz

Na rysunku 8 sporządzono zestawienie różnic. Punkty na wykresach odpowiadają parom: różnicy R (współrzędna pozioma) oraz różnicy X (współrzędna pionowa). Analizując rysunek, można stwierdzić, iż różnice między wartościami są znikome w porównaniu do samych wartości (R rzędu kilkuset omów, X rzędu kilkudziesięciu omów). Najgorszą zgodność wykazują niektóre wyniki X dla 5 kHz, co potwierdza wcześniejsze obserwacje. Można również zauważyć, iż metoda nr 3 daje wyniki różniące się od pozostałych dwóch metod o błąd z pewną tendencją – dodatnie nachylenie zależności dla rysunków A) i C).

5. Podsumowanie

Jak wykazały otrzymane wyniki, zaproponowana metoda pośredniego pomiaru w pełni nadaje się do oceny parametrów bioimpedancyjnych kończyn badanej osoby. Istotny jest fakt, iż proponowana metoda wymaga rozmieszczenia elektrod pomiarowych w łatwo dostępnych miejscach, co wyróżnia ją wobec bezpośrednich metod pomiarowych [10]. Analiza wyliczonych wartości bioimpedancji dla tułowia wskazuje, iż otrzymane wyniki mogą budzić wątpliwości. Otrzymane w trzech przypadkach błędne wartości mogą wynikać ze skończonej precyzji pomiarowej oraz wrażliwości proponowanych metod obliczeniowych na błędy pomiarowe. Możliwe też, iż w tym przypadku uproszczenia sprowadzające pacjenta do pięciogałęziowego grafu są zbyt daleko idące. Problematyka wyznaczania parametrów bioimpedancyjnych tułowia metodą analogiczną do opisanej, będzie zatem przedmiotem dalszych badań, które muszą polegać przede wszystkim na wielokrotnym powtórzeniu każdego pomiaru, łącznie z ponownym umieszczeniem elektrod, oraz na zwiększeniu i urozmaiceniu próby osób poddanych badaniu.

Literatura

- [1] Bierski F., *Struktury algebraiczne. Elementy algebry liniowej*. Wyd. 4. poprawione, Kraków, UWND AGH 1999.
- [2] Drożdż D., Kwinta P., Korohoda P., Pietrzyk J.A., Drożdż M., Sancewicz-Pach K., *Wartości pomiarowe bioimpedancji elektrycznej u dzieci zdrowych*. Standardy Medyczne, t. 4, nr 1, 2007, 60–65.
- [3] Findeisen W., Szymanowski J., Wierzbiński A., *Metody obliczeniowe optymalizacji*. Wyd. II, Warszawa, PWN 1981.
- [4] Korohoda P., Nitsch K., *Wzajemna weryfikacja metod analizy bioimpedancyjnej – studium wybranych przypadków*. Materiały VII Symp. „Modelowanie i pomiary w medycynie”, Krynica, 2005, 149–158.
- [5] Korohoda P., Pietrzyk J.A., Drożdż D., Krawentek L., *Zastosowanie analizy bioimpedancji w modelowaniu kinetycznym mocznika – hemodializa, podejście praktyczne*. Materiały VII Symp. „Modelowanie i pomiary w medycynie”, Krynica, 2005, 141–148.
- [6] Korohoda P., *Model populacji dziecięcej do weryfikacji metod analizy bioimpedancyjnej*. Automatyka (półrocznik AGH), t. 10, z. 3, 2006, 71–77.
- [7] Nitsch K., *Zastosowanie spektroskopii impedancyjnej w badaniach materiałów elektronicznych*. Wrocław, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej 1999.

-
- [8] Pillon L., Piccoli A., Lowrie E.G., Lazarus J.M., Chertow G.M., *Vector length as a proxy for the adequacy of ultrafiltration in hemodialysis*. *Kidney International*, vol. 66, 2004, 1266–1271.
- [9] Wühl E., Fusch Ch., Schärer K., Mehls O., Schaefer F., *Assessment of total body water in paediatric patients on dialysis*. *Nephrol. Dial. Transplant.*, vol. 11, 1996, 75–80.
- [10] Zhu F., Schneditz D., Kaufman A.M. Levin N.M., *Estimation of body fluid changes during peritoneal dialysis by segmental bioimpedance analysis*. *Kidney International*, vol. 57, 2000, 299–306.
- [11] Strona internetowa Data-Input: http://www.data-input.de/e_home.php.