

# Badania modelowe zastosowania pletyzmografii impedancyjnej do badania przepływu krwi w kończynach

Janusz Siebert, Artur Poliński<sup>1</sup>

I Klinika Chorób Serca Instytutu Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku,

<sup>1</sup>Katedra Elektroniki Medycznej i Ekologicznej Politechniki Gdańskiej

## The four-electrode impedance plethysmography — model study

*Impedance plethysmography application to the measurement of blood flow in upper extremities is presented. Measurement method description and analyses are presented. Properties the four-electrode impedance plethysmography was assessed to calculate blood flow in forearm. (Folia Cardiol. 1999; 6: 417–422)*

## forearm blood flow, impedance plethysmography

### Wstęp

Kliniczny problem oceny całkowitego przepływu krwi przez kończyny nadal istnieje. Dotyczy to szczególnie ukrwienia przedramienia i ręki po pobraniu tętnicy promieniowej jako przeszła do pomostowania tętnic wieńcowych. Mimo istnienia doskonałych technik dopplerowskich do badania przepływu krwi w poszczególnych tętnicach, może być użyteczne porównanie wskaźnika całkowitego przepływu krwi przez kończynę. Metody, które mogą być przydatne do takiego pomiaru, to pletyzmografia wodna, powietrzna, impedancyjna czy też *strain gauge*. Założeniem pletyzmografii impedancyjnej jest obserwacja, czy kończyny wykazują stałą i zmienną impedancję elektryczną. Struktura obszaru daje stały sygnał impedancyjny. Źródła sygnału impedancyjnego związane są z kształtem narządu i jego zmianą, objętością płynu i jego przemieszczeniem. Zmienność impedancji elektrycznej badane-

go obszaru powodowana tętniącym przepływem krwi stanowi istotę pletyzmografii impedancyjnej. Związek pomiędzy zmianą objętości badanego obszaru a zmianą impedancji elektrycznej umożliwia wyznaczenie wielkości przepływu. Badanie pletyzmograficzne ma charakter nieinwazyjny, pomiarów impedancji elektrycznej dokonuje się z zewnątrz obszaru tkankowego. Uzyskiwana ocena dotyczy całego obszaru badanego, zawierającego wiele naczyń. Nie można zatem wyniku odnosić do pojedynczej tętnicy. Jednak przy wykorzystaniu prostych modeli fizycznych można uzyskać przydatne dane o wskaźnikach przepływu krwi. W Polsce wykorzystaniem metod impedancyjnych do celów diagnostycznych zajmowali się T. Pałko i W.G. Pawlicki [1–3].

Początki tej metody sięgają 1939 roku i związane są z pracami Nyboera — autora terminu „pletyzmografia impedancyjna”. Jednakże usystematyzowaną analizę tej metody opublikowano dopiero w pracy z 1950 roku [4]. Do początku lat 70. nie było podstaw teoretycznych do wyprowadzenia zależności pomiędzy zmianami impedancji i objętości. Zostały one opracowane przez Geselowitza i Mortarelliego na podstawie teorii pola elektrycznego i opublikowane w 1971 i 1980 roku [5, 6]. Okazało się jednak, że przewidywania modelowe wyprowadzone zgodnie z teorią Nyboera i ich weryfikacja eks-

Adres do korespondencji: Dr Janusz Siebert  
Międzyuczelniana Pracownia Chorób Serca i Naczyń  
I Klinika Chorób Serca IK AMG  
ul. Dębinki 7a, 80–211 Gdańsk  
Nadesłano: 20.09.1999 r. Przyjęto do druku: 22.12.1999 r.

perymentalna wykazywały pewne rozbieżności. Pojawiła się więc konieczność zbadania poprawności metody.

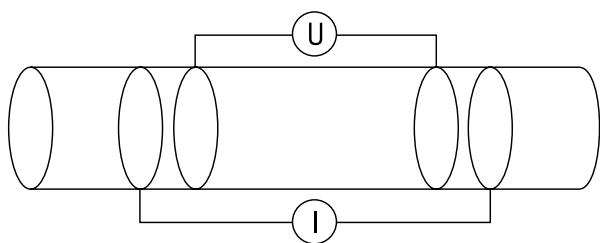
Celem pracy był opis właściwości metody pletyzmografii impedancyjnej i zbadanie jej poprawności w badaniu przepływu krwi w kończynach.

## Materiał i metody

Metodę pletyzmografii impedancyjnej oceniono według Geselowitza za pomocą analizy numerycznej na podstawie właściwości pola elektrycznego i właściwości bioelektrycznych tkanek przedramienia uczestniczących w procesie pomiarowym. Aby uzyskać informację o rozkładzie przewodności w obrębie badanej kończyny, na podstawie pomiaru z powierzchni ciała, niezbędna była znajomość przewodności elektrycznej tkanek biorących udział w badaniu. W celu obrazowania zmian przewodności zastosowano matematyczną metodę elementów skończonych. Na podstawie obrazu anatomicznego podzielono przedramię na elementy pięcio- lub czterościenne. Uzyskano model warstwowy składający się z elementów cztero- i pięciociennych. Wartości przewodności poszczególnych tkanek zostały przyjęte za Gaddesem i wsp. [7]. Badania modelowe wykonano dla czteroelektrodowego systemu pomiarowego, analogicznego do stosowanego w eksperymentach klinicznych pletyzmografu impedancyjnego, wykonanego w ramach programu badawczego W-90 [8]. Założono, że aluminiowe elektrody prądowe i opaskowe elektrody pomiarowe są rozmieszczone okrężnie wokół przedramienia (ryc. 1). Wyniki przedstawiono graficznie.

## Wyniki i omówienie

Pletyzmografia impedancyjna jest metodą nieinwazyjną służącą do pomiaru przepływu krwi



**Ryc. 1.** Rozmieszczenie elektrod w pletyzmografii impedancyjnej z wykorzystaniem czterech elektrod. I — elektrody prądowe, U — elektrody napięciowe.

**Fig. 1.** Experimental setup for measuring impedance plethysmography data. I — current electrodes; U — voltage electrodes.

w kończynach. Podobnie jak pletyzmografia wodna oraz powietrzna pozwala ona na pomiar przepływu całkowitego. Pletyzmografia impedancyjna nie odzwierciedla zmian objętości krwi, ale zmianę właściwości elektrycznych badanego obszaru, które mogą być powodowane zmianami objętości krwi. W tej metodzie stosuje się elektrody (zwykle cztery), które są umieszczane na powierzchni obszaru badanego. Metoda opiera się na powiązaniu obserwowanych zmian impedancji badanego segmentu kończyny, wywołanych przez przepływ krwi, ze zmianami przepływu. Niestety na obserwowane zmiany impedancji mają wpływ nie tylko zmiany objętości przepływu krwi.

Podstawy pletyzmografii impedancyjnej opracował Nyboer [4]. Zbudował on model kończyny, przybliżając jej fragment (segment) za pomocą jednorodnego walca o wysokości  $L$  (jest to zarazem odległość pomiędzy elektrodami napięciowymi), pola przekroju poprzecznego  $S$  i impedancji  $Z$ . Rezystywność kończyny ( $\rho$ ) można wtedy wyrazić wzorem:

$$\rho = \frac{ZS}{L} \quad (1.A)$$

lub równoważnie:

$$\rho = \frac{ZV}{L^2} \quad (1.B)$$

gdzie  $V = LS$  jest objętością rozpatrywanego fragmentu kończyny. Nyboer przyjął, że zmiana impedancji  $\Delta Z$  jest wynikiem zmiany objętości segmentu  $\Delta V$ , związanej ze zmianą objętości krwi w segmencie, która jest z elektrycznego punktu widzenia proporcjonalna do impedancji segmentu  $Z$ . Stąd otrzymujemy wzór:

$$\Delta V = - \frac{\rho_k L^2 \Delta Z}{Z^2} \quad (1.C)$$

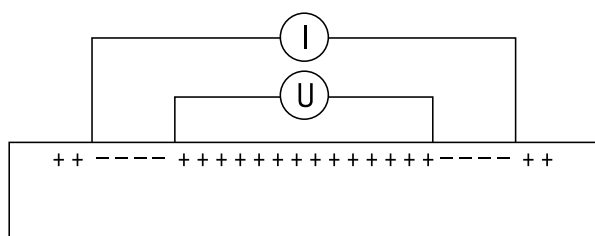
Powyższa teoria nazywana jest teorią przewodnika objętościowego, a wzór (1.C) — wzorem Nyboera.

Typowo w pletyzmografii impedancyjnej wykorzystuje się cztery elektrody (ryc. 1). Jedna para elektrod jest wykorzystywana do aplikacji prądu ( $I$ ), natomiast druga do pomiaru napięcia ( $U$ ). W przeszłości były również stosowane rozwiązania dwu- (wtedy ta sama para elektrod służyła do aplikacji prądu i pomiaru napięcia) i trzelektrodowe (jedna elektroda była wspólna, tzn. służyła jednocześnie do aplikacji prądu i pomiaru napięcia). Wycofano się ze stosowania tych systemów, ponieważ były obciążone większym błędem pomiarowym. Błąd ten wynika między innymi z polaryzacji elektrod oraz rezystancji skóra-elektroda. Analizę błędów metody

czteroelektrodowej można znaleźć między innymi w pracy Swansona [9].

Zastosowanie czterech elektrod pomiarowych powoduje podział kończyny na pięć obszarów, które mają różny wpływ na pomiary (ryc. 2). W obszarach oznaczonych „+” wzrost przewodności będzie powodował spadek mierzonej impedancji, natomiast w obszarach oznaczonych „-” ten sam wzrost przewodności będzie powodował wzrost impedancji (oznaczenie na rycinie 2 odnosi się tylko do obszarów przy powierzchni kończyny). Wynika to z teorii wyprowadzonej przez Geselowitza [5]. W obszarach oznaczonych „-” gradienty pól od odprowadzeń prądowych i napięciowych są skierowane przeciwnie, co powoduje „anormalny” wpływ zmian przewodności w tym obszarze na impedancję. W zależności od odległości pomiędzy odprowadzeniami prądowymi i napięciowymi obszary oznaczone „+” znajdujące się na zewnątrz odprowadzeń prądowych, będą miały znaczenie lub będzie można je pominąć w rozważaniach (jeżeli odległość między odprowadzeniami prądowymi i napięciowymi będzie dostatecznie duża). Należy pamiętać, że wpływ poszczególnych obszarów będzie uzależniony także od odległości danego obszaru od powierzchni kończyny oraz od odległości pomiędzy elektrodami.

Ważne jest zachowanie odpowiedniej odległości pomiędzy elektrodami do aplikacji prądu. Zwiększanie odległości pomiędzy nimi polepsza jednorodność rozkładu pola elektrycznego w badanym obszarze. Równie ważna jest odległość pomiędzy elektrodami służącymi do pomiaru napięcia. Im bliżej siebie będą one położone, tym mniejsza będzie głębokość, z jakiej zmiany przewodności istotnie wpływają na wartość zmian mierzonej impedancji. Mała odległość pomiędzy tymi elektrodami spowoduje, że główny wpływ na zmiany impedancji będą miały



**Ryc. 2.** Wpływ poszczególnych obszarów na mierzone zmiany impedancji przy wykorzystaniu techniki czteroelektrodowej.

**Fig. 2.** Influence of different regions on measured impedance changes in four-electrode impedance plethysmography.

obszary położone blisko powierzchni skóry i zaburzenia przewodności w nich występujące.

Zaletą pletyzmografii impedancyjnej jest łatwość jej użycia i niski koszt sprzętu i badania. Jest też nieuciążliwa dla pacjenta. Szczególnie przydatna jest do badań porównawczych pomiędzy kończynami, a także do nadzorowania zmian przepływu. Jej wadą jest problem z określeniem dokładnej zależności pomiędzy mierzonymi zmianami impedancji a wielkością przepływu krwi. Na zmianę impedancji podczas pomiaru przepływu krwi mogą wpływać następujące czynniki:

- napelnianie organu krwią — powoduje przemieszczenie otaczających go tkanek; pojawia się zmiana przewodności w obszarze przemieszczenia (jeśli przewodność organu różni się od przewodności otaczających go tkanek);
- wzrost objętości krwi w naczyniach włosowatych wywołuje zmianę przewodności tkanki;
- zmiana objętości krwi może spowodować przemieszczenie elektrod pomiarowych;
- przepływ krwi może wpłynąć na zmianę przewodności krwi, a tym samym zmianę impedancji badanego obszaru;
- zmiany temperatury podczas pomiaru mogą powodować zmiany przewodności krwi lub pozostałych tkanek;
- duże zmiany hematokrytu mogą wpływać na mierzoną wartość impedancji zgodnie z zależnością:

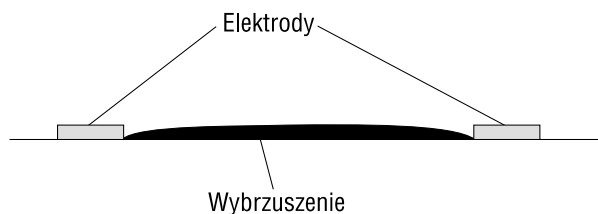
$$\rho = \frac{\rho_{pl}}{(0,93-1,2 \times Ht)}$$

gdzie  $\rho_{pl}$  jest rezystywnością plazmy, Ht — hematokrytem [10, 11]. W praktyce klinicznej zmiany hematokrytu są modyfikacjami długookresowymi w porównaniu z czasem badania i mogą być pominięte w trakcie pojedynczego badania.

Wpływ wymienionych powyżej czynników na mierzoną wartość impedancji będzie się zmieniał osobniczo, może też zależeć od warunków pomiarów (odnosi się to głównie do czynników 3 i 4).

Przemieszczenia elektrod można uniknąć, stosując zamocowane na sztywno elektrody opaskowe. W wyniku tego powstanie jednak wybrzuszenie tkanki pomiędzy nimi, wywołane napływem krwi (ryc. 3). Powoduje to dodatkową zmianę impedancji pod wpływem zmiany geometrii badanego obszaru i inną geometrią przepływu prądu między elektrodami.

Zmiany przewodności krwi w następstwie zmian prędkości przepływu mogą pojawić się w dużych naczyniach krwionośnych. Jest to rezultat występowania radialnego gradientu prędkości,



**Ryc. 3.** Efekt zamocowania na sztywno elektrod opaskowych.

**Fig. 3.** The modification of the segments shape by band electrodes.

który może powodować rotację lub deformację czerwonych krwinek [12–14]. Niestety amplituda zmian przewodności krwi jest złożoną funkcją częstotliwości i prędkości przepływu. Na podstawie pracy Shankara i wsp. można oszacować wpływ zmian przewodności krwi w czasie przepływu [15]. Maksymalny udział zmian przewodności krwi w sygnale zmian impedancji wynosi 21,5%. Jednak w typowych warunkach ten efekt nie przekracza 5,5%. Wynika z tego, że udział wpływu zmiany objętości i przewodności krwi na wartość mierzonej zmiany rezystancji zależy od stanu układu krążenia i wielkości naczyń krwionośnych. U człowieka zdrowego względny wpływ zmian objętości na rezystancję wynosi 77,5% w naczyniach dużych, a 5,2% w małych; podczas gdy wpływ zmian przewodności na rezystancję wynosi odpowiednio 3,9% i 13,4% [15]. Zmiany długości tętnic i prędkości przepływu krwi z powodu podatności tętnic odgrywają rolę przy wyznaczaniu parametrów przepływu krwi na podstawie zmian impedancji pod wpływem tętnień. Wypadkowy błąd pomiaru wynosić może w takim przypadku  $\pm 5\%$ . Pawlicki podaje, że zmiana rezystywności krwi w funkcji prędkości wzdłuż kierunku przepływu szybko ulega nasyceniu dla średnic naczyń do 5 mm, a dla kierunku poprzecznego jest prawie stabilna od 2% do 3% [3].

Efekty związane ze zmianą temperatury można pominąć, gdyż typowa zmiana przewodności tkanek wynosi 1% na stopień Kelwina. Czynniki te mogą mieć znaczenie w wypadku bardzo długich pomiarów. Może również odgrywać rolę przy powtórnych pomiarach, jeżeli nie zostaną utrzymane podobne warunki badań.

### Algorytmy pomiarowe — klasyczna czteroelektrodowa technika pomiaru zmian impedancji — ocena czułości metody

Wynikiem błędów pomiarowych może być pewne uproszczenie — przyjęcie założenia o jednorodności pola. Jeśli zdefiniujemy czułość jako

$$S = \frac{\nabla\phi}{I_\phi} \times \frac{\nabla\Psi}{I_\Psi} \quad (2.A)$$

gdzie:  $\phi$  — jest rozkładem potencjału w badanym segmencie w wyniku przepływu prądu pomiędzy elektrodami prądowymi;  $\Psi$  — jest hipotetycznym rozkładem potencjału, jaki by powstał, gdyby prąd przepłynął między elektrodami napięciowymi;  $\nabla\phi$ ,  $\nabla\Psi$  — jest gradientem potencjału odpowiednio:  $\phi$  i  $\Psi$ ;  $I_\phi$  i  $I_\Psi$  — są prądami wywołującymi rozkład potencjału odpowiednio:  $\phi$  i  $\Psi$ , to jednorodny rozkład pola w obszarze pomiarowym będzie oznaczał identyczną wartość czułości w każdym punkcie w rozpatrywanym obszarze.

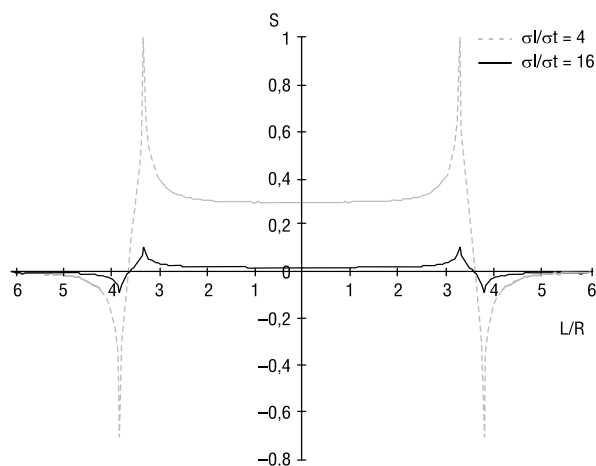
Przykładowe wyniki rozkładu czułości dla modelu cylindrycznego pokazują ryciny 4 i 5.

Jak wynika z przeprowadzonej analizy, zapewnienie jednakowej czułości w badanym obszarze jest trudne przy zastosowaniu klasycznej techniki czteroelektrodowej.

Jednak na podstawie analizy dokonanej metodami numerycznymi dla modeli jednorodnych cylindrów można zauważyć, że jeżeli zmiany objętości zachodzą w stałej odległości od powierzchni przedramienia w sposób identyczny dla obszaru, w którym funkcja czułości jest różna od zera, to zmiany objętości mierzone są poprawnie [16, 17]. Analiza ta potwierdza uzyskane przez nas uprzednio wyniki z eksperymentów fizycznych analizy funkcji czułości dla kardiografii impedancyjnej [18]. Obserwacja powyższa pozwala na zastosowanie pletyzmografii impedancyjnej w praktyce klinicznej.

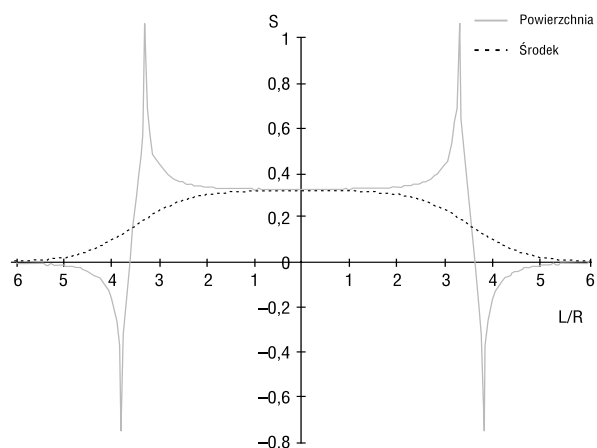
### Wnioski

Analiza rozkładu pola elektrycznego i funkcji czułości przestrzennej pozwala na stosowanie pletyzmografii impedancyjnej do badania zmian impedancji kończyn.



**Ryc. 4.** Unormowany rozkład czułości  $S$  na powierzchni modelu cylindrycznego dla dwóch stosunków anizotropii materiału  $\sigma_l/\sigma_t = 4$  i  $\sigma_l/\sigma_t = 16$  w funkcji odległości ( $L$ ) odniesionej do promienia cylindra ( $R$ ).

**Fig. 4.** Normalised sensitivity distribution  $S$  on the surface of cylindrical model for different anisotropy ratio  $\sigma_l/\sigma_t = 4$  (dashed line) i  $\sigma_l/\sigma_t = 16$  (solid line) as a function of electrode distance ( $L$ ) normalised to radius of cylinder ( $R$ ).



**Ryc. 5.** Unormowany rozkład czułości  $S$  na powierzchni i w środku modelu cylindrycznego ( $\sigma_l/\sigma_t = 4$ ) w funkcji odległości ( $L$ ) odniesionej do promienia cylindra ( $R$ ).

**Fig. 5.** The spatial distribution function of the normalised sensitivity function for anisotropy ratio  $\sigma_l/\sigma_t = 4$  on the surface and inside the cylindrical model for relationship between electrode distance —  $L$ , and  $R$  — radius. Solid line — surface, dashed line — deeper regions.

## Streszczenie

### Pletyzmografia kończynowa — badania modelowe

*W pracy opisano zastosowanie metody pletyzmografii impedancyjnej do pomiaru przepływu krwi w kończynach górnych człowieka. Przedstawiono założenia pomiaru, oceniono i opisano właściwości metody oraz określono właściwości układu pomiarowego. Oceniono poprawność czteroelektrodowej pletyzmografii impedancyjnej do badań przepływu tkankowego krwi w przedramionach. (Folia Cardiol. 1999; 6: 417–422)*

### przepływ krwi, przedramię, pletyzmografia impedancyjna

## Piśmiennictwo

1. Pałko T., Pawlicki G., Białokoz F. Reograf tetrapolarny. Patent PRL.
2. Pawlicki W.G. Reoangiografia elektroimpedancyjna kończyn. Post. Fiz. Med. 1986; 21: 1–57.
3. Pałko T., Pawlicki G.W., Węglarz J. Measurement of the complex electrical bio-impedance using a new multifrequency device. Proceedings IX International Conference of the Electrical Bio-impedance. Heidelberg 1995; 44–46.
4. Nyboer J. Electrical impedance plethysmography: a physical and physiologic approach to peripheral vascular study. Circulation 1950; 2: 811–821.
5. Geselowitz D.B. An application of electrocardiographic lead theory to impedance plethysmography. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1971; 18: 38–41.
6. Mortarelli J.R. A generalization of the Geselowitz relationship useful in impedance plethysmographic field calculations. IEEE BME 1980; 27: 665–667.

7. Gedds L.A., Baker L.E. The specific resistance of biological material. *Med. Biol. Eng.* 1967; 5: 271–293.
8. Siebert J. Program badawczy W-90. Akademia Medyczna w Gdańsku.
9. Swanson D. K., Webster J. G. Errors in four-electrode impedance plethysmography, *Med. Biol. Eng. Comput.* 1983; 21: 674–680.
10. Pawlicki G. Wpływ hematokrytu na rezystywność krwi. *Post. Fiz. Med.* 1981; 16: 3.
11. Visser K.R. Electric conductivity of stationary and flowing human blood at low frequencies. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1992; 30: 636–640.
12. Edgerton R.H. Conductivity of sheared suspensions of ellipsoidal particles with application to blood flow. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1974; 21: 33–43.
13. Kanai H., Fujii M., Sakamoto K. Electrical properties of sinusoidally flowing blood. *Proceedings IX International Conference on Electrical Bio-Impedance. Heidelberg 1995; 276–279.*
14. Fujii M., Nakijama K., Sakamoto K., Kanai H. Orientation and deformation of erythrocytes in flowing blood. *Ann. NY Acad. Sci.* 1999; 873: 245–161.
15. Shankar T.M.R., Webster J.G., Shao S.-Y. The contribution of vessel volume change and blood resistivity change to the electrical impedance pulse. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1985; 32: 192–198.
16. Poliński A. Diagnostyka elektroimpedancyjna kończyn. Rozprawa doktorska. Politechnika Gdańska; Gdańsk 1999.
17. Wtorek J., Poliński A., Siebert J. A method of an electroimpedance and its changes calculation for medical and biological purposes. *Materiały: I Krajowa Konferencja Zastosowań Matematyki w Biologii i Medycynie. Zakopane 26–29 IX 1995: 113–118.*
18. Siebert J., Wtorek J. Kardiografia impedancyjna — analiza funkcji czułości przestrzennej. *Ann. Acad. Med. Gedan.* 1992; 22: 89–98.