

# Kardiografia impedancyjna

## Impedance cardiography

Mariusz Piechota, Robert Irzmański, Jan Kowalski i Lucjan Pawlicki

Klinika Chorób Wewnętrznych i Rehabilitacji Kardiologicznej  
 Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego nr 5 w Łodzi

Kardiografia impedancyjna (ICG, *impedance cardiography*) jest bezpieczną i całkowicie nieinwazyjną metodą monitorowania hemodynamicznego, za pomocą której można zmierzyć lub wyliczyć istotne parametry hemodynamiczne. Dotychczas niektóre z nich, np. wielkość rzutu serca, w praktyce mierzono za pomocą metod inwazyjnych, które wiążą się ze znacznym ryzykiem groźnych dla życia i zdrowia powikłań. Nie bez znaczenia są również wysokie koszty ich zastosowania. Kardiografia impedancyjna umożliwia wykonanie takich pomiarów w sposób niestwarzający żadnego ryzyka dla życia i zdrowia chorego. Koszty zastosowania ICG są znacznie niższe niż w przypadku metod inwazyjnych. Dlatego też jest to interesująca alternatywa dla metod inwazyjnych.

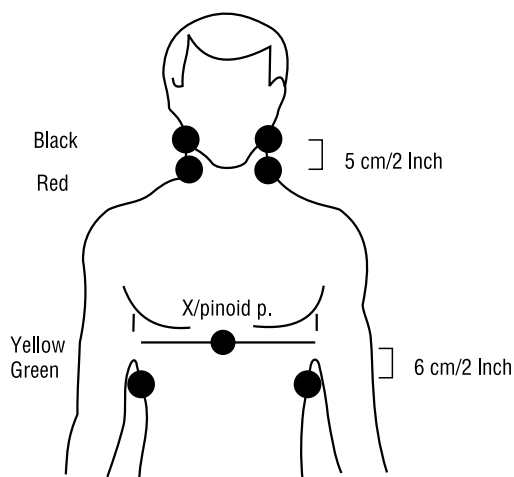
Kardiografię impedancyjną wprowadzono w latach 30. XX wieku, jednak w praktyce wykorzystano ją ponad 30 lat później. W połowie lat 60. Kubicek w odpowiedzi na zapotrzebowanie *National Aeronautics and Space Administration* (NASA), rozwinął tę metodę, tak by możliwe było monitorowanie objętości wyrzutowej i rzutu serca u astronautów podczas lotu kosmicznego [1]. Od tego czasu kilka ośrodków niezależnie pracowało nad zastosowaniem ICG. W literaturze medycznej istnieją różne określenia kardiografii impedancyjnej: pletyzmografia bioimpedancyjna klatki piersiowej (IPG *at the thorax, impedance plethysmography at the thorax*), elektryczna bioimpedancja (EB, *electrical bioimpedance*) lub piersiowa elektryczna (bio)impedan-

cja (TEB, *thoracic electrical (bio)impedance*). W niniejszej pracy zastosowano termin kardiografia impedancyjna.

Za pomocą pletyzmografii bioimpedancyjnej (IPG, *impedance plethysmography*) można zmierzyć opór elektryczny (impedancję) prądu zmiennego określonej części ciała. Zmiany w objętości krwi można ocenić, mierząc zmiany oporu elektrycznego określonych części ciała, ponieważ krew jest lepszym przewodnikiem niż inne tkanki. Fala tętna tętnic jest bardzo mała, ale regularna i dlatego można ją zarejestrować i zmierzyć. Są dwie inne podobne metody, za pomocą których dokonuje się pomiarów oporu elektrycznego, a których nie powinno się mylić z pletyzmografią bioimpedancyjną: pomiar oporu skóry (*skin resistance*) oraz analiza bioimpedancyjna (*bioimpedance analysis*). Do pomiaru oporu skóry używa się prądu stałego i w przeciwieństwie do pletyzmografii bioimpedancyjnej mierzy się tylko zmiany w oporze skóry. W analizie bioimpedancyjnej podobnie jak w pletyzmografii bioimpedancyjnej wykorzystuje się prąd zmienny (o jednej lub kilku częstotliwościach). Umożliwia ona ocenę składu (płyn i tłuszcz) mierzonego segmentu ciała. Analiza bioimpedancyjna wskazuje wyłącznie na stan równowagi, podczas gdy pletyzmografia impedancyjna umożliwia pomiar dynamicznych zmian.

W obecnie dostępnych zestawach impedancyjnych zastosowano podobne rozwiązania. Poprzez elektrody umieszczone na skórze do klatki piersiowej wprowadza się prąd elektryczny o małym natężeniu i wysokiej częstotliwości. Odbiór powracającego prądu po przejściu przez klatkę piersiową zapewniają elektrody odbierające. Uzyskane dane umożliwiają obliczanie impedancji tego prądu według odpowiedniego algorytmu [2]. Zmianę oporu elektrycznego klatki piersiowej, czyli impedancję, rejestruje układ 8 elektrod rozmieszczonych w róż-

Adres do korespondencji: Dr med. Robert Irzmański  
 Klinika Chorób Wewnętrznych i Rehabilitacji Kardiologicznej  
 Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego nr 5  
 Pl. Hallera 1, 90–647 Łódź  
 tel. (0 42) 639 30 82, e-mail: robertirzmanski@mp.pl  
 Nadesłano: 16.04.2004 r. Przyjęto do druku: 25.06.2004 r.



**Rycina 1.** Pozycje elektrod (wg NICCOMO™; Manual the monitoring software; ©medis. Medizinische Messtechnik GmbH, Ilmenau, 2002)

**Figure 1.** Electrode positions (NICCOMO™; Manual the monitoring software; ©medis. Medizinische Messtechnik GmbH, Ilmenau, 2002)

nych punktach klatki piersiowej i szyi (ryc. 1). Ze względu na małą przestrzeń na szyi elektrody powinny być możliwie małe. Za pomocą czterech z nich wprowadza się prąd zmienny o bardzo niskim natężeniu rzędu 1 mA, 86 kHz, który nie powoduje dyskomfortu u pacjenta. Pozostałe cztery elektrody służą do pomiaru impedancji. Te same elektrody zazwyczaj rejestrują zapis EKG.

Metoda ICG umożliwia stosunkowo wszechstronną i precyzyjną diagnostykę kardiologiczną opartą na nieinwazyjnym monitorowaniu wielu wskaźników hemodynamicznych, których ocena jest trudna. Zależna od czasu analiza uzyskiwanych parametrów pozwala również na ocenę kierunku obserwowanych zmian.

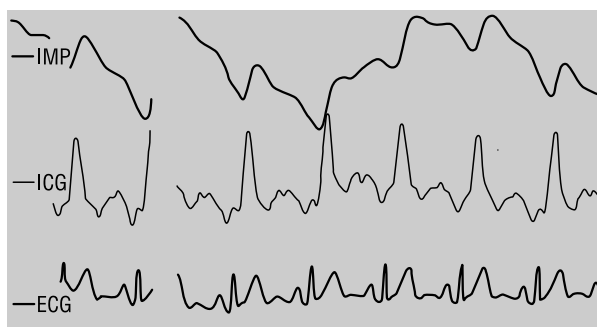
Metoda ta ma jednak pewne ograniczenia. Za pomocą dostępnych zestawów impedancyjnych zazwyczaj przeprowadza się pomiary parametrów hemodynamicznych u pacjentów pozostających w pozycji leżącej, w bezruchu, a zmierzone parametry są użyteczne tylko wówczas, jeśli zarejestrowane krzywe powstały na podstawie sygnałów dobrej jakości, a w trakcie rejestracji nie obserwowano artefaktów.

Podstawą ICG jest teoretyczny model przepływu krwi w klatce piersiowej, co wiąże się z pewnymi ograniczeniami fizjologicznymi i klinicznymi. W przypadku, gdy fizjologiczny lub kliniczny stan pacjenta różni się od modelowych założeń, mogą pojawić się nieścisłości parametryczne, których nie można zaakceptować (wartości znacznie odbiegające od stanu rzeczywistego). Precyzyjne monitoro-

wanie impedancyjne jest niemożliwe w przypadkach: wstrząsu septycznego, niedomykalności zastawki aorty, ubytku przegrody międzykomorowej, ciężkiej miażdżycy aorty, protezy aorty, ciężkiego nadciśnienia, znacznej tachykardii, nadmiernej wysokości lub zbyt niskiego wzrostu, poruszania się pacjenta podczas badania, nadmiernej lub zbyt małej masy ciała pacjenta, umieszczenia balonu do kontrapulsacji w aorcie lub kontrapulsacji wewnątrzaoortalnej.

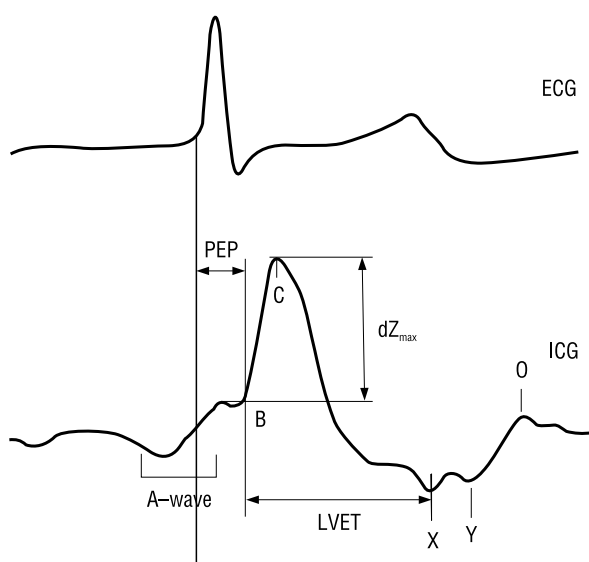
Kardiografia impedancyjna pozwala na pomiar następujących parametrów: wskaźnika płynu w klatce piersiowej (TFI, *thoracic fluid index*) (odwrotność podstawowej impedancji klatki piersiowej — TBI, *thoracic basic impedance*), okresu przedwyrzutowego (PEP, *pre-ejection period*), czasu wyrzutu lewej komory (LVET, *left ventricular ejection time*), wskaźnika kurczliwości (IC, *index of contractility*), wskaźnika szybkości (VI, *velocity index*) i wskaźnika akceleracji (ACI, *acceleration index*), częstości akcji serca (HR, *heart rate*). Za pomocą kardiografii impedancyjnej (niekiedy konieczny jest pomiar wartości ciśnienia tętniczego) można obliczyć: objętość wyrzutową (SV, *stroke volume*), rzut serca (CO, *cardiac output*), wskaźnik czasu skurczu (STR, *systolic time ratio*), systemowy opór naczyniowy (SVR, *systemic vascular resistance*), pracę lewej komory (LCW, *left cardiac work*) lub obliczone i odniesione do powierzchni ciała: wskaźnik sercowy (CI, *cardiac index*), wskaźnik wyrzutowy (SI, *stroke index*), wskaźnik systemowego oporu naczyniowego (SVRI, *systemic vascular resistance index*), wskaźnik pracy lewej komory (LCWI, *left cardiac work index*).

Aorta piersiowa jest głównym źródłem sygnału ICG podczas skurczu serca. Podczas rozkurczu i w niektórych szczególnych stanach patologicznych (wada zastawki aortalnej, wysokie ciśnienie w tętnicy płucnej) pulsacyjne zmiany w dużych żyłach i tętnicy płucnej mogą istotnie modyfikować źródło sygnału. Krzywa ICG jest pierwszą matematyczną pochodną krzywej impedancyjnej (IMP, *pulsatile impedance curve*) i wszystkie ważne punkty oraz patologiczne zmiany są na niej bardzo widoczne (ryc. 2). Na krzywej ICG wyróżnia się zazwyczaj falę A (*A-wave*), punkt B, punkt C, punkt X, punkt Y oraz punkt O (ryc. 3). Fala A, będąca oznaką skurczu przedsionków, nie jest widoczna u każdego pacjenta, natomiast zaznacza się bardzo wyraźnie w przypadku zwężenia zastawki mitralnej i wysokiego ośrodkowego ciśnienia żylnego. Punkt B odpowiada otwarciu zastawki aorty i rozpoczęciu fazy skurczu. Punkt C jest momentem maksymalnego wyrzutu krwi do aorty (największa szybkość wyrzutu) podczas skurczu. Amplituda krzywej ICG w punk-



**Rycina 2.** Monitor NICCOMO: krzywe IMP, ICG, EKG

**Figure 2.** NICCOMO monitor: curves IMP, ICG, ECG



**Rycina 3.** Ważne fizjologiczne punkty na krzywej ICG (wg: NICCOMO™; Manual; ©medis. Medizinsche Messtechnik GmbH, Ilmenau, 2002)

**Figure 3.** Important physiological points in the ICG-signal (NICCOMO™; Manual; ©medis. Medizinsche Messtechnik GmbH, Ilmenau, 2002)

cie C jest matematycznie określana jako  $dZ_{z_{max}}$ . Punkt X oznacza zamknięcie zastawki aorty i zakończenie fazy wyrzutu. Zwykle punkt X jest pierwszym ostrym minimum na krzywej ICG po punkcie C. Punkt Y oznacza zamknięcie zastawki pnia płucnego. Niekiedy podczas skurczu, np. w przypadku podwyższonego ciśnienia zaklinowania tętnicy płucnej, może pojawiać się druga fala. Jest to fala O z najwyższym punktem O. Za pomocą ICG można uwidoczniać charakterystyczne podokresy skurczu: okres przedwyrzutowy oraz czas wyrzutu lewej

komory, a wskaźnik szybkości może zostać zmierzony bezpośrednio.

Jednym z ważniejszych zastosowań kardiografów impedancyjnych jest możliwość nieinwazyjnego obliczenia objętości wyrzutowej i rzutu serca. Objętość wyrzutową serca można obliczyć, ponieważ są spełnione wymienione poniżej warunki konieczne. Objętość wyrzutowa jest proporcjonalna do maksymalnej szybkości wyrzutu w czasie skurczu ( $dZ_{max}$ ) i czasu trwania wyrzutu lewej komory. Maksymalna szybkość wyrzutu w czasie skurczu ( $dZ_{max}$ ) jest niezależna od podatności aorty. Procentowe zmiany oporu w przeliczeniu na powierzchnię ciała są proporcjonalne do zmian objętości krwi w aorcie piersiowej, ponieważ czynnik proporcjonalności jest zdeterminowany przez tzw. geometrię ciała. W wykorzystywanych do wyliczenia objętości wyrzutowej algorytmach zakłada się, że geometrię ciała wystarczająco opisują wskaźniki, takie jak masa ciała, wzrost i płeć badanego. Do obliczania objętości wyrzutowej używano różnych algorytmów, np. Kubiceka, Srameka albo Bernsteina. Wszystkie oparte są na tych samych założeniach. W większości nowoczesnych urządzeń wykorzystuje się algorytm Bernsteina/Srameka.

Należy podkreślić, że niektóre stany chorobowe uniemożliwiają precyzyjne obliczenie objętości wyrzutowej. Należą do nich: niedomykalność i zwężenia zastawek, przecieki w sercu, duże obrzęki klatki piersiowej, zaawansowane zmiany miażdżycowe w aorcie piersiowej, bardzo zaawansowana niewydolność serca. Iloczyn prawidłowo obliczonej objętości wyrzutowej i częstości akcji serca stanowi tzw. rzut serca. Natomiast odniesienie objętości wyrzutowej i rzutu serca do powierzchni ciała pozwala ocenić wskaźnik wyrzutowy i wskaźnik sercowy. Kardiografia impedancyjna umożliwia nieinwazyjne obliczenie objętości wyrzutowej podczas każdego pojedynczego skurczu serca. Ponieważ w praktyce obserwuje się istotne różnice objętości wyrzutowej pomiędzy kolejnymi pomiarami, wartości uśrednia się (co najmniej 16–30 kolejnych pomiarów), uwzględniając wpływ czynności oddechowej i związanych z nią zmian ciśnień w dużych żyłach klatki piersiowej. Częstość akcji serca oblicza się na podstawie zapisu EKG. Jeśli sygnał EKG jest niedostępny, podstawą oceny częstości akcji serca są zmiany w fali tętna obwodowego, modułu  $SpO_2$  albo modułu ciśnienia tętniczego.

Impedancja podstawowa ( $Z_0$ , *base impedance*) to całkowity opór klatki piersiowej. Niekiedy impedancję podstawową pokazuje się jako wskaźnik płynu w klatce piersiowej.

Na zawartość płynu w klatce piersiowej (TFC, *thoracic fluid content*) składają się przede wszyst-

kim płyn wewnątrznaczyniowy, wewnątrzpęcherzykowy i śródmiąższowy. Pomiar zawartości płynu w klatce piersiowej wraz z pomiarem objętości wyrzutowej i rzutu serca dostarcza lekarzowi więcej informacji niż pomiar ciśnienia zaklinowania w kapilarach płucnych (PCWP, *pulmonary capillary wedge pressure*). Jak już wspomniano, kardiografia impedancyjna polega na pomiarze odwrotności przewodzenia prądu elektrycznego. Ponieważ płyny są doskonałymi przewodnikami, zwiększenie ich zawartości w klatce piersiowej będzie zmniejszało impedancję. Zawartość płynu w klatce piersiowej jest niespecyficznym wskaźnikiem objętości, jednak z dużym prawdopodobieństwem pozwala wykryć stany nadmiernego uwodnienia [3]. Ponieważ ICG nie umożliwia pomiaru ośrodkowego ciśnienia żylnego ani ciśnienia w tętnicy płucnej, TFC jest alternatywnym sposobem oszacowania zawartości płynu w klatce piersiowej, a przede wszystkim płynu wewnątrznaczyniowego. W tabeli 1 przedstawiono zalety pomiaru zawartości płynu w klatce piersiowej łącznie z objętością wyrzutową.

Metoda umożliwia obliczenie również innych wskaźników. Wskaźnik powierzchni ciała (BSA, *body surface area*) oblicza się na podstawie wzrostu i masy ciała pacjenta według formuły DuBois.

Wskaźnik szybkości, zwany zamiennie wskaźnikiem kurczliwości, oraz wskaźnik przyspieszenia są kolejnymi parametrami, które można ocenić za pomocą kardiografii impedancyjnej.

Wskaźnik szybkości odzwierciedla pomiar maksymalnego przepływu krwi przez aortę w czasie skurczu lewej komory i wskazuje na kurczliwość mięśnia sercowego zależną od obciążenia wstępnego.

Natomiast wskaźnik przyspieszenia pozwala na ocenę szczytowego przyspieszenia przepływu krwi w aorcie, które występuje po około 15–20 ms od otwarcia zastawki aorty. Wskaźnik akceleracji jest miarą stanu inotropowego serca, w znacznym stopniu niezależnego od obciążenia następczego [4].

Wskaźniki kurczliwości: VI (IC) i ACI są szczególnie istotne dla określenia dawkowania i skuteczności stosowanych leków inotropowych [5] i wykrywania objawów wczesnego odrzucenia przeszczepu serca [6].

Okres przedwyrzutowy jest okresem izowolumetrycznego skurczu lewej komory, kiedy zamknięta jest zarówno zastawka mitralna, jak i zastawka aorty. Okres przedrzutowy zawiera w sobie m.in. fazę skurczu izowolumetrycznego. Najkorzystniej jest oceniać go wraz z czasem wyrzutu lewej komory opisującym mechaniczną fazę skurczu serca. Iloraz tych parametrów tworzy współczynnik czasu skurczu. Niski współczynnik czasu skurczu świadczy o wydajniejszej czynności serca, podobnie jak umiarkowany rzut serca [7]. Wartości dla PEP i LVET mogą zmieniać się u pacjentów z rozrusznikami serca typu AV [8]. Kardiografia impedancyjna może wpływać na pracę niektórych typów rozruszników serca. W takich przypadkach ICG jest bezwzględnie przeciwwskazana. Jeśli nie wiadomo, czy ICG wpływa na część sensoryczną rozrusznika, producenci zalecają odpowiednią procedurę sprawdzającą.

Frację wyrzutową (EF, *ejection fraction*) zazwyczaj oblicza się według formuły Capana. Za pomocą kardiografii impedancyjnej nie można ocenić objętości krwi w lewej komorze, natomiast można określić objętość wyrzutową (różnica między objętością końcoworozkurczową i końcowoskurczową). Z pewnymi zastrzeżeniami można ją traktować jako zgodną z formułą Capana.

Ponadto metodę ICG można wykorzystać do oceny czynności lewej komory. Parametr ten definiuje się jako wielkość pracy lewej komory w ciągu minuty. Praca lewej komory jest pośrednio proporcjonalna do zużycia tlenu przez mięsień sercowy.

Systemowy opór naczyniowy jest określany także obciążeniem następczym (*afterload*), jaki napotyka lewa komora podczas skurczu. Do jego obliczenia niezbędna jest znajomość wartości średniego ci-

**Tabela 1.** Poziomy zawartości płynu w klatce piersiowej oraz wartości objętości wyrzutowej

**Table 1.** Levels of thoracic fluid contents and stroke volumes

Poziom zawartości płynu w klatce piersiowej	Niska wartość objętości wyrzutowej	Wysoka wartość objętości wyrzutowej
Niska wartość	Podać płyny	Oceń chorego
Wysoka wartość	Badane RTG klatki piersiowej w celu oceny zawartości płynu w jamie opłucnej; rozważyć potrzebę podaży leków inotropowych i/lub redukcji obciążenia następczego	Podać diuretyki

śnienia tętniczego (MAP, *mean arterial blood pressure*), centralnego ciśnienia żylnego (CVP, *central venous pressure*) i rzutu serca. Jeśli wartość CVP nie jest znana, to właściwy program wykorzystuje wartość domyślną. Nawet znaczne różnice w wartości CVP nie powodują istotnych klinicznie zmian w SVR.

Prace porównujące kardiografię impedancyjną z inwazyjnymi metodami przedstawiono w tabeli 2. Na szczególną uwagę zasługuje badanie Saladina z 1988 roku. Wykazał on korelację 0,83 pomiędzy kardiografią impedancyjną a termodilucją i 0,82 z metodą Ficka. Natomiast korelacja między oboma inwazyjnymi metodami wyniosła zaledwie 0,77.

Kardiografia impedancyjna, jako metoda nieinwazyjna, niestwarzająca ryzyka dla pacjenta, jest szczególnie cenna w przypadkach, kiedy istnieje konieczność monitorowania hemodynamicznego w celu optymalizacji leczenia, a chory jest np. pa-

cjentem oddziału intensywnej terapii (z podwyższonym ryzykiem infekcji). Dotychczas w takich przypadkach najczęściej stosowano inwazyjne metody monitorowania. Kardiografia impedancyjna umożliwia monitorowanie hemodynamiczne, nie narażając chorego na zakażenie czy ryzyko innych powikłań związanych np. z wprowadzaniem cewnika Swana-Ganza do tętnicy płucnej. Autorzy niniejszej pracy obecnie prowadzą badania mające na celu określenie przydatności ICG u chorych z posocznicą (w tym ciężką posocznicą), wstrząsem septycznym lub kardiogennym. W piśmiennictwie nie odnaleziono wielu danych na ten temat. Wstępne wyniki niniejszych badań są obiecujące. Powszechniejsze zastosowanie ICG w wyżej wymienionych stanach, w przypadku wykazania jej przydatności, stanowiłoby istotny postęp w tym zakresie zwiększający bezpieczeństwo chorych leczonych na oddziałach intensywnej terapii.

**Tabela 2.** Prace porównujące kardiografię impedancyjną z metodami inwazyjnymi

**Table 2.** Studies comparing impedance cardiography with invasive methods

Autor/rok	Liczba pacjentów	Korelacja	Metoda referencyjna
Edmunds/1982	23	0,94	Ficka
Hetherington/1985	20	0,93	Ficka
Teo/1985	20	0,93	Ficka
Goldstein/1986	45	0,85	Termodilucji
Appel/1986	16	0,83	Termodilucji
Bernstein/1986	17	0,88	Termodilucji
Mattar/1986	5	0,95	Termodilucji
Appel/1987	28	0,83	Termodilucji
McKinley/1987	7	0,93	Termodilucji
Shellok/1987	19	0,95	Termodilucji
Spinale/1987	10	0,77	Termodilucji
Könn/1988	20	0,71	Termodilucji
Jakob/1988	11	0,73	Termodilucji
Introna/1988	8	0,94	Termodilucji
Shoemaker/1988	17	0,83	Termodilucji
Saladin/1988	24	0,83	Termodilucji
	24	0,82	Ficka
	24	0,77	Ficka/termodilucji
Robert/1988	59	0,94	Termodilucji
Castor/1989	1966	0,95	Termodilucji
Castor/1990	641	0,93	Termodilucji
Castor/1990	155	0,91	Termodilucji
	155	0,93	Termodilucji
Klocke/1990	109	0,82	Ficka
	109	0,90	Termodilucji
	109	0,87	Termodilucji

## Piśmiennictwo

1. Kubicek W.G., Karnegis J.N., Patterson R.P., Witsoe D.A., Mattson R.H. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp. Med.* 1966; 37: 1208–1212.
2. Marie Lasater M. Impedance Cardiography: A Method of Noninvasive Cardiac Output Monitoring (<http://www.aacn.org/aacn/conteduc.nsf/087b4e6ef367a23e0882569e00082d5ac?OpenDocument>).
3. Gilbert J., Lazio L. Managing congestive heart failure with thoracic electrical bioimpedance. *AACN Clin. Issues* 1999; 10: 400–405.
4. CardioDynamics International Corporation. BioZ: Operator's Manual. Revision C; July, 1998.
5. Lasater M. Managing inotrope therapy noninvasively. *AACN Clin. Issues* 1999; 10: 406–413.
6. Nollert G., Reichart B. Registration of thoracic electrical bioimpedance for early diagnosis of rejection after heart transplantation. *Heart Lung Transplant.* 1993; 12: 832–836.
7. Mattar J., Shoemaker W., Daiment D. Systolic and diastolic time intervals in the critically ill patient. *Crit. Care Med.* 1991; 19: 1382–1386.
8. Belott P. Bioimpedance in the pacemaker clinic. *AACN Clin. Issues* 1999; 10: 414–418.