

# Kardiografia impedancyjna — metoda szybkiej oceny i monitorowania stanu hemodynamicznego

Tomasz Sodolski i Andrzej Kutarski

Katedra i Klinika Kardiologii Akademii Medycznej w Lublinie

Przedrukowano za zgodą z: *Cardiology Journal* 2007; 14: 115–126

## Streszczenie

*W bieżącym roku mija 40 lat od opracowania techniki pomiarów i monitorowania podstawowych parametrów hemodynamicznych u człowieka za pomocą kardiografii impedancyjnej (ICG), zwanej też pletyzmografią impedancyjną klatki piersiowej, elektryczną bioimpedancją klatki piersiowej albo reokardiografią. Metoda umożliwia oznaczanie objętości wyrzutowej i pojemności minutowej, a także ocenę czynników wpływających na obciążenie wstępne (poprzez pomiar TFC) oraz obciążenie następcze (pomiar SVR, SVRI), kurczliwości (pomiar: ACI, VI, PEP, LVET, STR) i częstość akcji serca. Postęp w dziedzinie sprzętu oraz oprogramowania (cyfrowa obróbka sygnału oraz powstanie coraz doskonalszych algorytmów) istotnie poprawił jakość uzyskiwanych wyników. Dokładność i powtarzalność rezultatów potwierdzono w badaniach porównawczych, zestawiając je z wynikami uzyskiwanymi metodami inwazyjnymi i echokardiograficznymi. Monitorowanie zmian hemodynamicznych za pomocą ICG stosuje się nie tylko na oddziałach intensywnej opieki, na salach operacyjnych i w stacjach hemodializ; powtarzane pomiary wnoszą też wiele informacji hemodynamicznych podczas leczenia pacjentów z nadciśnieniem tętniczym i niewydolnością serca oraz ciężarnych pacjentek z problemami kardiologicznymi i zatruciem ciążowym. Jednorazowe badanie techniką ICG dostarcza wielu podstawowych danych na temat układu sercowo-naczyniowego, służących wstępnej ocenie pacjentów w ciężkim stanie ogólnym (np. na izbach przyjęć), pozwalając również szybko ustalić patomechanizm lub przyczynę duszności i hipotonii. Specyficznym zastosowaniem ICG jest ocena parametrów hemodynamicznych podczas programowania stymulatorów dwujamowych i resynchronizujących. Ponadto ICG jest cennym narzędziem badawczym. Nie ma wad i ograniczeń monitorowania ciśnień w tętnicy płucnej, wynikających m.in. z ich inwazyjności oraz praco- i czasochłonności badania ultrasonokardiograficznego, a badania mogą wykonywać przeszkoleni technicy lub pielęgniarki. (Folia Cardiologica Excerpta 2007; 2: 217–229)*

**Słowa kluczowe:** kardiografia impedancyjna, elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej, reokardiografia, monitorowanie rzutu serca, monitorowanie hemodynamiki, diagnostyka nieinwazyjna

---

Adres do korespondencji:

Dr hab. med. Andrzej Kutarski  
Katedra i Klinika Kardiologii AM  
ul. Dr. K. Jaczewskiego 8, 20–090 Lublin  
faks (0 81) 724 41 51  
e-mail: a\_kutarski@yahoo.com

## Wstęp

Ocena stanu hemodynamicznego pacjenta zawsze była przedmiotem zainteresowania lekarzy. Jednak uzyskanie danych w tym zakresie było dotychczas dość trudne i zazwyczaj wymagało zastosowania technik inwazyjnych, które są kosztowne, czasochłonne, wymagają użycia skomplikowanego sprzętu, wykwalifikowanego personelu i nie można ich wdrożyć ze względu na stan pacjenta (zbyt ciężki albo zbyt dobry, by podjąć ryzyko związane z techniką inwazyjną). Coraz większe rozpowszechnienie chorób układu sercowo-naczyniowego i postępy w diagnostyce oraz terapii chorób serca wymuszają konieczność wprowadzenia i upowszechnienia, na większą skalę niż dotychczas, tanich i nieinwazyjnych metod pomiaru parametrów hemodynamicznych. Metody nieinwazyjne (takie jak rezonans magnetyczny czy echokardiografia) oraz minimalnie inwazyjne (np. angiografia radioizotopowa) są, niestety, dość skomplikowane. Wymagają niejednokrotnie odrębnych pracowni, do których transport chorego w ciężkim stanie pozostaje problematyczny. Za pomocą tych metod można wykonywać jednorazowe pomiary, które mają zastosowanie w rozpoznaniu i ocenie w danym momencie leczenia, ale nie nadają się one do ciągłego monitorowania stanu pacjenta. Nową jakość w tym względzie oferuje kardiografia impedancyjna, umożliwiając wykonywanie pomiarów przy łóżku chorego w sposób ciągły.

### Co to jest kardiografia impedancyjna?

Kardiografia impedancyjna (ICG, *impedance cardiography*) jest nieinwazyjną metodą oceny parametrów hemodynamicznych [1]. Synonimami ICG stosowanymi w piśmiennictwie są: pletyzmografia impedancyjna klatki piersiowej, elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej albo reokardiografia [2].

### Parametry hemodynamiczne oceniane za pomocą kardiografii impedancyjnej

Dzięki użyciu ICG łatwo, szybko, tanio, a co najważniejsze całkowicie nieinwazyjnie można oceniać stan układu sercowo-naczyniowego oraz tendencje zmian parametrów hemodynamicznych. Metoda umożliwia oznaczanie objętości wyrzutowej (SV, *stroke volume*; SI, *stroke index*) i pojemności minutowej (CO, *cardiac output*; CI, *cardiac index*). Jest możliwa ocena poszczególnych czynników wpływających na pojemność minutową, tzn. ocena obciążenia wstępnego — poprzez pomiar TFC (*thoracic fluid*

*content*), obciążenia następczego — poprzez pomiar układowego oporu naczyniowego i jego wskaźnika (SVR, *systemic vascular resistance*; SVRI, *systemic vascular resistance index*), kurczliwości — poprzez pomiar wskaźnika akceleracji (ACI, *acceleration index*), wskaźnika szybkości (VI, *velocity index*), okresu przedwyrzutowego (PEP, *preejection period*), czasu wyrzutu z lewej komory (LVET, *left ventricular ejection time*), wskaźnika czasu skurczu (STR, *systolic time ratio*) i częstości akcji serca.

### Zasady działania kardiografii impedancyjnej

Podstawą metody są zmiany oporności elektrycznej klatki piersiowej towarzyszące pracy serca [1]. Zjawiska zachodzące podczas wyrzutu krwi z komór, wpływające na rejestrowany sygnał impedancyjny, to zwiększenie objętości aorty i objętości krwi w naczyniowym łożysku płucnym oraz przepływ laminarny krwi w dużych naczyniach [3]. Przy częstotliwościach prądu stosowanych w pletyzmografii impedancyjnej (10–100 kHz) erythrocyty w zasadzie nie przewodzą prądu elektrycznego. W spoczynku ruchy Browna utrzymują ich przypadkową orientację. Prąd elektryczny płynący wzdłuż naczynia musi przepływać wokół krwinek, co powoduje niską przewodność elektryczną. Przepływ laminarny powoduje ustawienie się erythrocytów równolegle w stosunku do przepływu, wówczas prąd elektryczny napotyka mniejsze powierzchnie przekroju poprzecznego, wynikiem czego jest wyższa przewodność [2]. We współcześnie stosowanych systemach używa się 8 elektrod (4 elektrody dostarczające prąd, tzw. elektrody prądowe, i 4 elektrody rejestrujące zmiany napięcia, tzw. elektrody napięciowe). Elektrody są usytuowane symetrycznie po obu stronach szyi pacjenta (na szyi elektrody prądowe znajdują się ponad elektrodami napięciowymi) oraz po bokach klatki piersiowej w linii pachowej środkowej na wysokości wyrostka mieczykowego mostka (na klatce piersiowej elektrody prądowe leżą poniżej elektrod napięciowych). Między 4 elektrodami prądowymi płynie prąd zmienny o niskim natężeniu (4 mA, 60 kHz), kolejne 4 elektrody umiejscowione wewnątrz w stosunku do elektrod prądowych (tzw. elektrody napięciowe) rejestrują chwilowe zmiany napięcia [1, 4]. Służą one również do rejestracji zapisu EKG.

Jak wynika z prawa Ohma, jeżeli przez klatkę piersiową przepływa prąd o stałym natężeniu, zmiany napięcia są wprost proporcjonalne do zmian oporności. Oporność całkowita klatki piersiowej, zwana opornością podstawową ( $Z_0$ ), jest sumą oporności poszczególnych składowych klatki piersiowej:

tkanki tłuszczowej, mięśnia sercowego, mięśni szkieletowych, płuc, naczyń, kości, powietrza [1]. Zmiany oporności klatki piersiowej wynikają ze zmian objętości płuc związanych z oddychaniem oraz ze zmian objętości i prędkości przepływu krwi w dużych naczyniach w czasie skurczu i rozkurczu serca. Zmiany oporności wynikające z oddychania są eliminowane dzięki użyciu elektronicznych filtrów [1, 5, 6], a uwzględnia się zmiany oporności w stosunku do oporności podstawowej związane z wyrzutem krwi ( $\Delta Z$ ).

Z krzywej zmian oporności klatki piersiowej ( $\Delta Z$  — krzywa kardiogramu impedancyjnego) jest wyznaczona krzywa jej pierwszej pochodnej ( $\Delta Z / \Delta t$ ), na której są widoczne załamki i punkty służące do dalszych obliczeń. Wykorzystuje się również zapis EKG uzyskiwany z powyższych elektrod. Krzywa reograficzna zazwyczaj jest konstruowana w ten sposób, że spadek impedancji powoduje wzrost wartości na osi Y (taka konwencja odzwierciedla zmiany przewodzenia). Polarność krzywej pierwszej pochodnej impedancji jest taka sama jak krzywej impedancji [3].

Na wykresie pierwszej pochodnej zmian impedancji wyróżniono fale i załamki: A, B, C ( $\Delta Z / \Delta t_{\max}$ ), X, Y, O. Fala A występuje między załamkiem P a początkiem zespołu QRS w odniesieniu do EKG i wiąże się ze zmianą objętości krwi podczas skurczu przedsionków. Następny załamek krzywej kardiogramu impedancyjnego to załamek B. Pojawia się on równocześnie z otwarciem zastawki aortalnej. Kolejny załamek krzywej kardiogramu impedancyjnego to tzw.  $\Delta Z / \Delta t$ . Odpowiada on szczytowi przepływu krwi przez zastawkę aortalną. Fala  $\Delta Z / \Delta t$  jest odbiciem szybkości zmian objętości krwi w czasie wyrzutu z lewej komory. Stwierdzono jednak, że fala  $\Delta Z / \Delta t$  jest również wywołana zmianą objętości krwi w pniu płucnym w następstwie wyrzutu z prawej komory [2].

Według Ito i wsp. [7] fala  $\Delta Z / \Delta t$  odpowiada zmianie objętości zarówno w aortie wstępującej, jak i w pniu płucnym. Aorta ma kilkakrotnie większy wpływ na wartość fali  $\Delta Z / \Delta t$  niż pień płucny. Według Thomsena et al. [8] aorta w 80% wpływa na zmiany krzywej impedancyjnej. Fala  $\Delta Z / \Delta t$  kończy się załamkiem X, który jest zbieżny w czasie z aortalną składową II tonu oraz z widocznym w echokardiogramie zamknięciem zastawki aortalnej.

W fazie rozkurczowej cyklu serca pojawia się u niektórych badanych płaska, zaokrąglona fala O [2]. Lababidi i wsp. [9] stwierdzili, że występuje ona u osób ze zwężeniem lewego ujścia żylnego w obrębie tonu otwarcia zastawki dwudzielnej.

W innych badaniach falę O obserwowano u pacjentów z dysfunkcją lewej komory, zwłaszcza rozkurczową. Fala ta ulegała redukcji po zmianie pozycji ciała lub leczeniu, które zmniejszało obciążenia wstępne. Fala O u pacjentów z ciężką niewydolnością serca jest mniej podatna na wspomniane postępowanie. Sugeruje się, że obecność fali O ma wartość prognostyczną, a jej zmiany mogą być użyteczne jako wskaźnik skuteczności terapii [10–12].

Jako początek wyrzutu przyjmuje się 1 z 3 punktów kardiogramu impedancyjnego: 1) koniec fali B krzywej  $\Delta Z / \Delta t$ ; 2) przecięcie linii zerowej przez krzywą  $\Delta Z / \Delta t$ ; 3) punkt, którym sygnał krzywej  $dZ/dt$  podniósł się o 15% maksymalnej wielkości fali  $\Delta Z / \Delta t_{\max}$  kardiogramu impedancyjnego. Koniec wyrzutu zwykle określa się jako punkt X sygnału  $\Delta Z / \Delta t$  [2]. Wyliczone parametry rzutu są wyświetlane w sposób ciągły na ekranie urządzenia, tak że jest możliwe monitorowanie parametrów hemodynamicznych i ich zmian towarzyszących każdemu skurczowi serca (*beat-to-beat*).

### Objętość wyrzutowa — kluczowy parametr oceniany za pomocą kardiografii impedancyjnej

Pomysł nieinwazyjnego monitorowania parametrów hemodynamicznych pojawił się w latach 40. XX wieku, kiedy Nyboer i wsp. [13] ustalili zależność między zmianami impedancji ( $\Delta Z$ ) w stosunku do impedancji podstawowej ( $Z_0$ ) a objętością badanego obszaru ( $\Delta V$ ), co przedstawili wzorem:

$$\Delta V = p \times \frac{L^2}{Z_0^2} \times \Delta Z$$

gdzie  $p$  oznacza oporność właściwą krwi, a  $L$  — długość klatki piersiowej. Nyboer i wsp. [2] zastosował metodę ICG w ocenie przepływu krwi w kończynach [2].

W latach 60. XX wieku Kubicek i wsp. [14] otrzymali od NASA zlecenie opracowania nieinwazyjnej metody oznaczania CO. Wynikiem pracy zespołu było zbudowanie kardiografu impedancyjnego i ustalenie nowego równania określającego SV. Równanie to zawierało maksymalną wartość pierwszej pochodnej krzywej impedancji ( $\Delta Z / \Delta t_{\max}$ ) i LVET:

$$SV = p \times \frac{L^2}{Z_0^2} \times \left( \frac{\Delta Z}{\Delta t} \right)_{\max} \times LVET$$

W latach 80. XX wieku Sramek [15] opracował nowy wzór obliczania SV, stosując model stożka

ściętego klatki piersiowej zamiast modelu cylindrycznego, używanego przez Kubiceka i wsp. Jednocześnie zaproponowano przyjęcie jako wartości L (długości klatki piersiowej) 17% wzrostu pacjenta (H). Nowy wzór przedstawiał się następująco:

$$SV = \left[ \frac{(0,17 \times H)^3}{4,2} \right] \times \frac{\left( \frac{\Delta Z}{\Delta T} \right)_{\max}}{Z_0} \times LVET$$

W 1986 r. Bernstein [16] zmodyfikował równanie Srameka, wprowadzając pojęcie  $\delta$  (stosunek masy rzeczywistej do tzw. masy idealnej). Celem modyfikacji było dokładniejsze określenie objętości klatki piersiowej. Nowe równanie przedstawiało się następująco:

$$SV = \delta \times \left[ \frac{(0,17 \times H)^3}{4,2} \right] \times \frac{\left( \frac{\Delta Z}{\Delta T} \right)_{\max}}{Z_0} \times LVET$$

Mimo ulepszeń Srameka [15] i Bernsteina [16] sposób uzyskiwania i przetwarzania sygnału zmian impedancji oraz przyjęte w algorytmie uproszczenia spowodowały, że wyniki były niejednolite, zmienne i słabo korelowały z metodami inwazyjnymi (termodylucją i metodą Ficka) [17]. Wydawało się, że metoda ICG, jako mało wiarygodna, nie znajdzie zastosowania w praktyce klinicznej [18, 19]. Jednak postęp w uzyskiwaniu i przetwarzaniu sygnału oraz nowe algorytmy wyliczania rzutu serca spowodowały, że ICD stała się nowym, wartościowym narzędziem badawczym.

Postęp w dziedzinie sprzętu oraz oprogramowania, na przykład opracowana przez koncern CardioDynamics cyfrowa obróbka sygnału (DISQ, *digital impedance signal quantifier*), oraz stworzenie przez tę firmę własnej, opatentowanej modyfikacji wzoru Srameka-Bernsteina (tzw. algorytm ZMARC: *Modulating AoRtic Compliance*), istotnie poprawiły jakość uzyskiwanych wyników. Urządzenia najnowszej generacji (np. BioZ CardioDynamics) charakteryzują się dokładnością i powtarzalnością wyników, co potwierdzono w badaniach klinicznych, a uzyskiwane rezultaty są porównywalne z wynikami pochodzącymi z metod inwazyjnych [1, 5, 19, 20–23]. Rzut serca oznaczany za pomocą ICG (BioZ ICG monitor, CardioDynamics, San Diego, Kalifornia) silnie korelował z pomiarami przy użyciu termodylucji u pacjentów ze stabilną niewydolnością serca — zarówno łagodną, jak i zaawansowaną [5].

Van Da Water i wsp. [20] wykazali, że rzut minutowy, obliczany przy użyciu równania ZMARC, charakteryzuje się największą zgodnością z rzutem

określanym za pomocą termodylucji. W innych badaniach klinicznych, w których wykorzystywano ten algorytm, stwierdzono liniową zależność oraz akceptowalne odchylenie między kardiografią impedancyjną a termodylucją [22, 23].

Oprócz urządzeń firmy BioZ System, CardioDynamics, San Diego na rynku są obecne również kardiografy impedancyjne innych firm, na przykład IQ™ System, Wantagh Incorporated, Bristol oraz SORBA Medical Systems, Inc., Brookfield.

## Zalety kardiografii impedancyjnej

Do zalet ICG należy zaliczyć nieinwazyjność, brak jakichkolwiek obciążeń dla chorego, szybkość uzyskiwania wyników (wynik „przy łóżku pacjenta”) oraz niski koszt badania [24]. Kardiografia impedancyjna może zastąpić inwazyjne metody oceny parametrów hemodynamicznych i można ją wykonywać w każdych warunkach, również ambulatoryjnie [25, 26]. Obecnie możliwa stała się ambulatoryjna oraz przeprowadzana w domu chorego ocena parametrów hemodynamicznych, która niegdyś wymagała hospitalizacji. Uzyskane dane umożliwiają podjęcie szybkiej interwencji (np. wdrożenie odpowiedniej farmakoterapii oraz odpowiednie dostosowywanie przyjmowanych już leków). Verhoeve i wsp. [27] wykazali wysoką powtarzalność pomiarów uzyskanych za pomocą ICG, wykonywanych tego samego dnia.

Zaostrzenie się niewydolności serca wiąże się ze spadkiem oporności podstawowej klatki piersiowej, spowodowanej retencją płynów w krążeniu małym, co łatwo można wykryć za pomocą ICG. Wykazano, że oporność podstawowa klatki piersiowej ( $Z_0$ ) ściśle koreluje z jej zmianami radiograficznymi [28–30]. Milzman i wsp. [31] dowiedli, że  $Z_0$  poniżej 19  $\Omega$  charakteryzuje się 90-procentową czułością i 94-procentową specyficznością w rozpoznawaniu radiologicznego obrzęku płuc,  $Z_0$  poniżej 18,5  $\Omega$  wskazuje na obrzęk śródmiąższowy, a poniżej 14,8  $\Omega$  — na obrzęk pęcherzykowy. Skuteczność terapii w ustępowaniu zastoju płucnego można ocenić na podstawie wzrostu wartości  $Z_0$  [32].

## Kliniczne zastosowania kardiografii impedancyjnej

### Kardiografia impedancyjna w nadciśnieniu tętniczym

Kardiografię impedancyjną stosuje się w diagnostyce i leczenia chorych na nadciśnienie tętnicze [1, 32–38]. Chociaż nadciśnienie definiuje się jako podwyższone wartości ciśnienia, wiąże się ono również z nieprawidłowym rzutem serca, oporem

obwodowym i podatnością tętnic. Podatność tętnicza wylicza się jako stosunek objętości wyrzutowej do ciśnienia pulsu (tzn. różnicy między ciśnieniem tętniczym skurczowym i rozkurczowym) [39, 40].

Te hemodynamiczne aspekty nadciśnienia tętniczego wpływają na diagnozę, analizę ryzyka i leczenie. Pomiary parametrów hemodynamicznych pozwalają na pełniejszą ocenę układu sercowo-naczyniowego, dają większą możliwość zidentyfikowania pacjentów obarczonych dużym ryzykiem i umożliwiają bardziej właściwy dobór leczenia.

Ciśnienie tętnicze nie jest wskaźnikiem, który charakteryzuje całość układu sercowo-naczyniowego. Średnie ciśnienie tętnicze (MAP, *mean arterial pressure*) jest iloczynem 2 komponentów: CO i SVR. Nadciśnienie tętnicze może być wynikiem podwyższenia CO, SVR albo obu tych parametrów naraz. Pomiary hemodynamiczne pozwalają rozróżnić pacjentów ze zwiększoną CO od osób z podwyższonym SVR jako przyczyną nadciśnienia tętniczego [41].

Linb i Eisenberg [42], stosując nieinwazyjną ocenę układu sercowo-naczyniowego przy użyciu ICG u pacjentów z nadciśnieniem tętniczym, poinformowali o dobrej reakcji na beta-bloker (propranolol) osób z podwyższonym CO oraz o skuteczności leków rozszerzających naczynia z grupy blokerów kanału wapniowego (nifedypina) u chorych z podwyższonym SVR. Zwykle wraz z wiekiem następuje spadek CO, a wzrost SVR. U młodych dorosłych nadciśnienie częściej wiąże się ze zwiększonym CO, natomiast u osób w starszym wieku — ze zwiększonym SVR. Kardiografię impedancyjną można wykorzystywać w ocenie ryzyka wystąpienia powikłań nadciśnienia tętniczego. Galarza i wsp. [43] badali pacjentów z nadciśnieniem tętniczym po przebytych udarze mózgu oraz osoby z nadciśnieniem tętniczym, które nie przeżyły udaru. Wykazali, że u chorych z nadciśnieniem tętniczym i po przebytych udarze mózgu CO była zmniejszona, a SVR podwyższony. Różnice te występowały mimo jednakowego ciśnienia w obu grupach i stosowania takiego samego leczenia przeciwnadciśnieniowego.

Kardiografii impedancyjnej używano w ocenie postępowania nefarmakologicznego u pacjentów z łagodnym nadciśnieniem tętniczym. U osób stosujących dietę ubogosodową stwierdzono zmniejszenie CO, obniżenie się rozkurczowego ciśnienia tętniczego oraz wzrost impedancji klatki piersiowej (spadek TFC), zgodny ze zmniejszeniem się objętości płynu pozakomórkowego [44]. Pomiary parametrów hemodynamicznych mogą być użyteczne w wyborze leku przeciwnadciśnieniowego, doborze dawki i ocenie skuteczności leczenia. W kilku badaniach

wykazano, że terapia stosowana na podstawie danych uzyskanych z ICG poprawiała kontrolę ciśnienia tętniczego.

Taler i wsp. [45] przebadali 104 pacjentów ze źle kontrolowanym nadciśnieniem tętniczym, stosujących 2 lub więcej leków przeciwnadciśnieniowych. Chorych losowo włączono do 2 grup: leczonej na podstawie pomiarów ICG oraz grupy, w której stosowano standardową terapię. W badaniu tym kontrolę nadciśnienia (definiowaną jako ciśnienie < 140/90 mm Hg) uzyskiwano 70% częściej w grupie leczonej na podstawie pomiarów ICG. U tych pacjentów redukcja SVR była większa oraz stosowano bardziej intensywną terapię diuretykami na podstawie stężenia TFC.

Sharman i wsp. [46] u pacjentów z opornym nadciśnieniem tętniczym, definiowanym jako skurczowe ciśnienie wynoszące ponad 140 mm Hg lub ciśnienie rozkurczowe ponad 90 mm Hg, w trakcie terapii dwoma lekami przeciwnadciśnieniowymi uzyskali dobrą kontrolę ciśnienia tętniczego u 57,1% badanych, których wcześniej nie leczono na podstawie danych z badania ICG. Również Sramek i wsp. [47] dowiedli, że dzięki ICG łatwiej można było dobrać optymalne leczenie przeciwnadciśnieniowe. Różnice w wartościach parametrów hemodynamicznych mogą wskazywać na pacjentów, którzy przestali przyjmować leki, lub sugerować wystąpienie powikłań, na przykład w postaci pogorszenia funkcji nerek [35]. Pogorszenie się parametrów funkcji serca uzyskanych dzięki kardiografii impedancyjnej, takich jak VI lub STR, może być pierwszym sygnałem rozwoju niewydolności lewej komory.

### **Inne zastosowania kardiografii impedancyjnej**

Kardiografia impedancyjna może być przydatna w diagnostyce i podejmowaniu decyzji terapeutycznych w takich sytuacjach klinicznych, jak duszność [1, 48], nadciśnienie płucne [4], wentylacja mechaniczna [49], opieka po operacjach rewaskularyzacji chirurgicznej serca [20, 22, 50, 51] oraz po innych zabiegach, na oddziałach intensywnej opieki medycznej [21, 52–57], u pacjentów dializowanych [21, 58–64] oraz w przypadku obecności układów elektrostymulujących serca, w celu oceny rzutu serca i optymalizacji ustawień parametrów stymulacji [65–74].

### **Kardiografia impedancyjna w kardiologii**

Istnieją badania wskazujące na możliwość zastosowania ICG u pacjentów z mechanicznym wspomaganie lewej komory [75]. Stosowano monitorowanie hemodynamiki za pomocą reokardiografii impedancyjnej w trakcie zabiegów

operacyjnych [76–78]. Również kwalifikacja do zabiegu i optymalizacja parametrów układu sercowo-naczyniowego przed operacją, zwłaszcza u osób starszych, jest możliwa dzięki reokardiografii impedancyjnej.

Kilku autorów poinformowało o zastosowaniu kardiografii impedancyjnej i określaniu parametrów kurczliwości w diagnostyce choroby wieńcowej. Istotnie niższe parametry kurczliwości (ACI,  $dZ/dt$ ) występowały zarówno w spoczynku, jak i podczas wysiłku u pacjentów z chorobą wieńcową w porównaniu z osobami bez tego schorzenia. Interesujący jest fakt, że nie stwierdzono różnic dotyczących rzutu serca w obu powyższych grupach [79, 80].

### **Kardiografia impedancyjna u kobiet w ciąży**

Kardiografia impedancyjna okazała się przydatna w monitorowaniu zmian parametrów układu sercowo-naczyniowego u kobiet w ciąży [81–83], a także u noworodków, niemowląt i dzieci, ponieważ można ją z powodzeniem stosować u pacjentów zbyt małych do cewnikowania tętnicy płucnej, a co najważniejsze — nie wiąże się z ryzykiem powikłań. Badanie to wykorzystywano w ocenie dysfunkcji mięśnia sercowego u dzieci poddanych chemioterapii [84].

### **Kardiografia impedancyjna podczas programowania stymulatorów serca**

Duże nadzieje budzi możliwość wykorzystania reokardiografii w weryfikacji optymalnego ustawienia opóźnienia przedsionkowo-komorowego u pacjentów ze stymulatorami typu DDD [64–69]. Kardiografia impedancyjna zaczyna być metodą stosowaną w optymalizacji ustawień stymulacji resynchronizującej (CRT) [70–74].

### **Kardiografia impedancyjna w różnicowaniu przyczyn duszności**

Springfield i wsp. [48] wskazali na ICG jako na przydatne narzędzie w diagnostyce różnicowej pacjentów z dusznością. Autorzy przedstawili istotne różnice wartości CI uzyskanych za pomocą ICG (2,2 *vs.* 3,1;  $p < 0,0001$ ), STR (0,52 *vs.* 0,37;  $p < 0,01$ ) oraz VI (32,9 *vs.* 42,7;  $p < 0,01$ ) u pacjentów z sercowopochodną przyczyną duszności w porównaniu z niesercową.

### **Terapia monitorowana pomiarami kardiografii impedancyjnej**

Albert i wsp. [85] podkreślają, że dostępność danych o hemodynamicznym stanie pacjenta wpływa na sposób leczenia. W badaniu, w którym uczestniczyły osoby z niskim rzutem serca, ciągle jego monitorowanie zwiększało liczbę decyzji terapeutycznych oraz skracało czas hospitalizacji średnio o 2 dni.

Wyniki badania ED-IMPACT (*Emergency Department IMPedance Cardiography-aided Assessment Changes Therapy*) wskazują, że informacje o parametrach hemodynamicznych uzyskanych za pomocą ICG powodowały zmianę sposobu leczenia u 24% pacjentów z dusznością, podczas gdy oznaczenie mózgowego peptydu natiuretycznego powodowało zmianę sposobu terapii u 11% podobnych osób [86]. Taler i wsp. [87] wskazują na przydatność ICG w skutecznym doborze leków przeciwnadciśnieniowych w opornym nadciśnieniu tętniczym. Yung i wsp. [26] potwierdzili precyzyjność ICG w ocenie CO u pacjentów z nadciśnieniem płucnym, porównując kardiografię impedancyjną z termodylucją (TD) i metodą Ficka (F). Uzyskano korelację: ICG *vs.* F — 0,84; TD *vs.* F — 0,89; ICG *vs.* TD — 0,80.

### **Kardiografia impedancyjna jako sposób oceny zastojów żylnych w płucach**

Metodę można stosować w monitorowaniu parametrów hemodynamicznych w trakcie terapii diuretykami oraz po nakłuciu opłucnej i osierdzia [88]. Odwrotność TFC silnie koreluje z ilością płynu w klatce piersiowej — zarówno śródnaczyniowego, jak i pozanaczyniowego. U pacjentów po punkcji opłucnej, Petersen i wsp. [89] wykazali istotną zależność między ilością uzyskanego płynu a zmianą impedancji klatki piersiowej. Ebert i wsp. [90] zanotowali prawie idealnie liniową korelację między zmianami w ośrodkowym ciśnieniu żylnym a impedancją klatki piersiowej.

### **Kardiografia impedancyjna po przeszczepieniu serca**

Kardiografię impedancyjną wykorzystuje się również w ocenie pacjentów po przeszczepieniu serca. Według Nollerta i Reicharta [24] zmniejszenie się o 20% uzyskiwanego przy użyciu ICG parametru ACI charakteryzuje się 71-procentową czułością i 100-procentową swoistością w diagnostyce ostrego odrzucania przeszczepu. Zdaniem autora może to zmniejszyć liczbę biopsji serca wykonywanych u tych pacjentów.

### **Kardiografia impedancyjna w niewydolności serca**

Dane o parametrach hemodynamicznych, uzyskiwane za pomocą ICG, mogą być bardzo pomocne w diagnostyce i leczeniu chorych z przewlekłą niewydolnością serca [1, 23, 57, 91, 92, 94]. Albert i wsp. [85] wskazują na przydatność reokardiografii impedancyjnej w zdekompensowanej niewydolności serca. Dzięki reokardiografii impedancyjnej można by uniknąć zagrożeń związanych z cewnikowaniem

tętnicy płucnej (infekcja, perforacja tętnicy płucnej, zaburzenia rytmu serca). Znaczenie ma również niewielki koszt nieinwazyjnego pomiaru oraz oszczędność czasu lekarzy i pielęgniarek. Nieinwazyjna metoda pomiaru rzutu serca nabiera szczególnego znaczenia u pacjentów wymagających przyjmowania leków dożylnych, w tym preparatów inotropowych [84].

Vijayaraghavan i wsp. [92] wykazali rokowniczą rolę parametrów hemodynamicznych uzyskiwanych dzięki ICG u pacjentów z przewlekłą niewydolnością serca oraz silną zależność zmian tych parametrów z klasą czynnościową i jakością życia. Dzięki ICG można badać wpływ leków na parametry hemodynamiczne, oceniać stabilność układu sercowo-naczyniowego i wybierać najwłaściwszy moment rozpoczęcia terapii (np. beta-blokerem czy inhibitorem konwertazy angiotensyny), a także, w przypadku dekomensacji układu krążenia, podejmować decyzję o momencie zastosowania i dawce amin katecholowych oraz monitorować skuteczność leczenia [92, 94].

W wielu badaniach klinicznych porównywano ICG z metodami inwazyjnymi (termodylucja, metoda Ficka) [5, 19, 20, 23, 85] oraz nieinwazyjnymi (echokardiografia) [19, 75, 93]. Uzyskano wysoką korelację wyników uzyskiwanych za pomocą ICG oraz technik inwazyjnych i nieinwazyjnych.

W badaniu przeprowadzonym u pacjentów z zaawansowaną niewydolnością serca, u których wykonano cewnikowanie tętnicy płucnej, Drazner i wsp. [23] porównali ICG z metodami inwazyjnymi. W badaniu tym korelacja i zgodność między rzutem serca, określanym za pomocą ICG i metody bezpośredniej Ficka, były takie same jak między rzutem serca określanym poprzez termodylucję i metodę bezpośrednią Ficka. Dowiedziono też, że korelacja Pearsona między ICG a termodylucją wynosiły 0,76 dla CO i 0,64 dla CI. W badaniu Alberta i wsp. [85] analogiczne korelacje wynosiły odpowiednio: 0,89 i 0,82, w związku z czym autorzy stwierdzili, że uzyskane wyniki wskazują na kliniczną użyteczność bioimpedancji u pacjentów ze zdekomensowaną niewydolnością serca.

### **Kardiografia impedancyjna a inne metody pomiarów parametrów hemodynamicznych**

Istnieją jednak badania, w których nie potwierdzono istotnej korelacji między kardiografią impedancyjną a metodami inwazyjnymi. Engoren i Barbee [6] stwierdzili, że pomiary rzutu serca przy użyciu bioimpedancji, termodylucji oraz metody Ficka nie są porównywalne w niejednorodnej grupie najcięższych chorych pacjentów. W tym badaniu stwierdzono, że

u krytycznie chorych osób pomiar rzutu serca przy użyciu bioimpedancji nie jest wystarczająco dokładny, aby mógł zastąpić metodę termodylucji [6].

Pomiar rzutu minutowego serca można oznaczać za pomocą badania echokardiograficznego. W przypadku echokardiografii występowała dobra korelacja w porównaniu z metodami inwazyjnymi [96, 97]. Jednak w porównaniu z ICG echokardiografia jest znacznie bardziej czasochłonna i wymaga odpowiedniego przygotowania osoby wykonującej zabieg [97]. Parrot i wsp. [95] porównali ICG z echokardiografią, stwierdzając, że ICG w sposób łatwy i tani określa zmiany funkcji serca. Autorzy wykazali wysoką korelację zmian parametrów ICG (CI oraz STR) z frakcją wyrzutową (EF): CI *vs.* EF — 0,85; STR *vs.* EF — 0,73.

Ocenę CO za pomocą bezpośredniej metody Ficka uważa się za najbardziej dokładną, jednak jest ona bardzo czasochłonna oraz wiąże się z koniecznością pobierania próbek z krwi żyłnej i tętniczej [19, 26]. W pośredniej metodzie Ficka zamiast próbek krwi tętniczej wykorzystuje się pulsoksymetrię [19], jednak nadal wiąże się ze wszystkimi niedogodnościami związanymi z cewnikowaniem tętnicy płucnej. Stosowanie metody Ficka jest nieprzydatne u pacjentów z chorobami płuc. Najczęściej stosuje się metodę termodylucji [20], która ma jednak swoje ograniczenia; zmienność oznaczeń CO za pomocą termodylucji wynosi 5–20%, więc do wykonania pomiaru są konieczne 3 kolejne oznaczenia, które są uśredniane, a nie mogą różnić się między sobą o więcej niż 10% [19]. Termodylucja i metoda Ficka są drogimi metodami i mogą wiązać się z powikłaniami wynikającymi z cewnikowania tętnicy płucnej [20, 26, 98].

Rzut serca łatwiej jest zmierzyć metodą ICG niż przy użyciu termodylucji; pomiaru można dokonać szybciej, bez ryzyka infekcji i innych powikłań związanych z cewnikowaniem tętnicy płucnej. Ponadto kardiografia impedancyjna umożliwia monitorowanie rzutu serca w sposób ciągły, w odróżnieniu od termodylucji, w której wykonuje się pojedyncze pomiary z wstrzyknięciami płynów, również stanowiącymi ryzyko dla chorego [99].

W piśmiennictwie są dostępne badania, w których wskazuje się na lepsze wyniki leczenia chorych z niewydolnością serca na podstawie danych uzyskanych z cewnikowania tętnicy płucnej, oraz próby kwestionujące przydatność, bezpieczeństwo i opłacalność stosowania cewnikowania tętnicy płucnej, w których sugeruje się, że nie poprawia ono wyników leczenia, a jedynie zwiększa liczbę powikłań i koszt leczenia [57]. Silver i wsp. [57] wskazują na wysoki koszt cewnikowania tętnicy płucnej,

jednocześnie stwierdzając, że może ona być zastąpiona przez ICG; podobne sugestie wynikają z raportu Hendricksona [98].

### Aspekty ekonomiczne kardiografii impedancyjnej

Koszt reokardiografii impedancyjnej wiąże się z jednorazowym wydatkiem na zakup urządzenia oraz ze znikomym kosztem elektrod używanych do wykonania pomiaru. Nie istnieją żadne dodatkowe ukryte koszty, wykonanie pomiaru nie wiąże się z ryzykiem i nie ma możliwości wystąpienia powikłań w trakcie badania. Dodatkowo wynik badania uzyskuje się bardzo szybko (potrzebny jest jedynie czas na naklejenie elektrod) co, poza oczywistymi korzyściami dla pacjenta, wiąże się również z redukcją kosztów, bowiem przyspiesza prawidłową diagnozę i wdrożenie leczenia, przez co skraca czas hospitalizacji [98]. Według Clancy i wsp. [100] oszczędność wynikająca z zastosowania ICG przekracza 600 dolarów na pacjenta we wstępnej ocenie, jeżeli użyje się metody nieinwazyjnej zamiast cewnikowania tętnicy płucnej. Dodatkową korzyścią jest oszczędność czasu personelu medycznego [101]. Nie bez znaczenia są również koszty leczenia możliwych powikłań cewnikowania tętnicy płucnej.

### Czy należy zrezygnować z cewnikowania tętnicy płucnej?

Coraz częściej wskazuje się na duże ryzyko stosowania metod inwazyjnych [1]. Istnieją badania [102, 103], w których dowiedziono, że rutynowe stosowanie cewników do tętnicy płucnej u krytycznie chorych pacjentów może się wiązać ze zwiększoną śmiertelnością oraz zwiększa koszt leczenia. W badaniu Chittocka i wsp. [104] zastosowanie cewnika do tętnicy płucnej wiązało się ze zmniejszeniem śmiertelności w grupie najciężej chorych pacjentów, u a pozostałych osób cewnikowanie tętnicy płucnej powodowało wzrost śmiertelności. W 1997 r. *Society of Critical Care Medicine* wydało opinię, że cewnikowanie tętnicy płucnej u pacjentów z niewydolnością serca ma wątpliwą wartość i potrzebne jest przeprowadzenie randomizowanych badań, które pozwoliłyby określić, czy korzyści z zastosowania tej procedury przewyższają ryzyko [105]. W tym celu zaprojektowano wielośrodkowe, randomizowane badanie ESCAPE (*Evaluation Study of Congestive Heart Failure and Pulmonary Artery Catheterization Effectiveness*). W podgrupie tego badania (*Bioimpedance Group*) zostanie oceniona

przydatność ICG u pacjentów z zaawansowaną niewydolnością serca [106].

Jako powikłania cewnikowania tętnicy płucnej wymienia się: uszkodzenie ściany tętnicy płucnej, odmę opłucnową, zator powietrzny, posocznicę, zakrzepowe zapalenie żył, zakrzep żylny, zawał płuca, zapalenie wsierdza, zaburzenia rytmu serca, a nawet zwiększenie śmiertelności [98]. Z powodu braku perspektywnych badań dowodzących korzyści z cewnikowania tętnicy płucnej wielu lekarzy zaniechało stosowania tej metody. Ponadto nie wszyscy pacjenci hospitalizowani z powodu zaostżenia niewydolności serca są leczeni na oddziałach intensywnej terapii, gdzie byłoby możliwe wykonanie cewnikowania tętnicy płucnej. W takich sytuacjach badanie ICG może dostarczyć niezbędnych danych hemodynamicznych w warunkach zwykłego oddziału [57].

Powyższe spostrzeżenia wskazują na ICG jako na metodę zdecydowanie prostszą, szybszą i, co najważniejsze, bezpieczniejszą, bo nieinwazyjną i nieobciążającą chorego, a równocześnie metodę wiarygodną.

W 2006 r. zakończono 2 wielośrodkowe badania dotyczące zastosowania ICG u pacjentów z przewlekłą niewydolnością serca: PREDICT (*PRospective Evaluation and identification of De-compensation by Impedance Cardiography Test*) oraz BIG (*BioImpedance cardioGraphy*). Badanie BIG jest częścią próby ESCAPE i opublikowano już ich wstępne wyniki [107]. Dane uzyskane z tych badań pomogą określić rolę ICG w leczeniu chorych z zaawansowaną niewydolnością serca.

### Ograniczenia kardiografii impedancyjnej

Ograniczeniami ICG, gdy uzyskiwane wyniki mogą być niedokładne, są: znacznego stopnia niedomykalność aortalna oraz wstrząs septyczny, znacznego stopnia nadciśnienie tętnicze (MAP > > 130 mm Hg), wzrost pacjenta poniżej 120 cm lub powyżej 230 cm, masa ciała poniżej 30 kg i ponad 155 kg oraz stosowanie kontrapulsacji wewnątrz-aortalnej [4, 26]. Zastosowanie ICG jest przeciwwskazane u pacjentów ze stymulatorami serca, które posiadają włączoną funkcję zmiany częstości rytmu, w zależności od wentylacji minutowej, określanej na podstawie zmian impedancji między stymulatorem a elektrodami. Częstość rytmu stymulacji u tych pacjentów może wzrosnąć, co jest spowodowane sygnałem ICG, dlatego też u tych chorych funkcja ta musi być wyłączona przed badaniem za pomocą kardiografii impedancyjnej [108]. U pacjentów z migotaniem przedsionków lub



z licznymi skurczami dodatkowymi znaczna niemiarowość rytmu może wpływać na sygnał reokardiograficzny i uniemożliwić wykonanie badania [41].

### Podsumowanie

W bieżącym roku mija 40 lat od opracowania techniki pomiarów i monitorowania podstawowych parametrów hemodynamicznych u człowieka za pomocą kardiografii impedancyjnej. Postęp w dziedzinie sprzętu oraz oprogramowania (cyfrowa obróbka sygnału oraz powstanie coraz doskonalszych algorytmów) istotnie poprawiły jakość uzyskiwanych rezultatów. Dokładność i powtarzalność wyników potwierdzono w badaniach porównawczych z rezultatami uzyskiwanymi z użyciem metod inwazyjnych i echokardiograficznych. Monitorowanie zmian hemodynamicznych za pomocą ICG znalazło zastosowanie nie tylko na oddziałach intensywnej opieki, na salach operacyjnych i w stacjach hemodializ; powtarzane pomiary dostarczają również wiele informacji hemodynamicznych podczas leczenia pacjentów z nadciśnieniem tętniczym i niewydolnością serca oraz ciężarnych pacjentek z problemami kardiologicznymi i zatruciem ciążyowym. Jednorazowe badanie techniką ICG pozwala uzyskać wiele podstawowych danych o stanie układu sercowo-naczyniowego, służących wstępnej ocenie pacjentów w ciężkim stanie ogólnym (np. na izbach przyjęć szpitali), pozwalając również szybko ustalić patomechanizm lub przyczynę duszności lub hipotonii.

Specyficznym zastosowaniem ICG jest ocena parametrów hemodynamicznych podczas programowania stymulatorów dwujamowych i resynchronizujących. Kardiografia impedancyjna jest ponadto cennym narzędziem badawczym. Nie ma wad i ograniczeń monitorowania ciśnień w tętnicy płucnej, wynikających m.in. z ich inwazyjności oraz pracochłonności badania ultrasonokardiograficznego; badania mogą wykonywać przeszkoleni technicy lub pielęgniarki.

Zasadniczym ograniczeniem powszechnego stosowania tej metody diagnostyczno-badawczej jest względnie wysoka cena urządzeń pomiarowych. Pojawienie się na rynku kolejnych producentów takich urządzeń wskazuje, że metoda ta będzie coraz częściej stosowana również w Polsce.

### Piśmiennictwo

1. Strobeck J., Silver M. Beyond the four quadrants: the critical and emerging role of impedance cardiography in heart failure. *Congest Heart Fail.* 2004; 10 (supl. 2): 1–6.
2. Siebert J. Ocena wartości klinicznej badania układu krążenia i płuc za pomocą technik bioimpedancyjnych. Rozprawa habilitacyjna. Wydział Lekarski Akademia Medyczna w Gdańsku 2000; 1333.
3. Osypka M.J., Bernstein D.P. Electrophysiologic principles and theory of stroke volume determination by thoracic electrical bioimpedance. *AACN Clin. Iss.* 1999; 10: 385–395.
4. BioZ ICG Monitor User Manual. San Diego, CA: CardioDynamics 2001.
5. Greenberg B.H., Hermann D.D., Pranulis M.F., Lazio L., Cloutier D. Reproducibility of impedance cardiography hemodynamic measures in clinically stable heart failure patients. *Cong. Heart Fail.* 2000; 6: 19–26.
6. Engoren M., Barbee D. Comparison of cardiac output determined by bioimpedance, thermodilution, and the Fick method. *Am. J. Crit. Care* 2005; 14: 40–45.
7. Ito H., Yamakoshi K., Yamada A. Physiological and fluid-dynamic investigation of the thoracic impedance plethysmography method for measuring cardiac output: część II. Analysis of thoracic impedance wave by perfusing dog. *Med. Biol. Eng.* 1976; 14: 373.
8. Thomsen A. Impedance cardiography. Is the output from the right or left ventricle measured? *Int. Care Med.* 1979; 5: 206.
9. Lababidi Z., Ehmke A., Durin R., Leaverton P., Lauer R. The first derivative thoracic impedance cardiogram. *Circulation* 1970; 41: 651–658.
10. Hubbard W., Fish D., McBrien D. The use of impedance cardiography in heart failure. *Int. J. Cardiol.* 1986; 12: 71–97.
11. Pickett B., Buell J. Usefulness of the impedance cardiogram to reflect left ventricular diastolic function. *Am. J. Cardiol.* 1993; 71: 1099–1103.
12. Ramos M.U. An abnormal early diastolic impedance waveform: a predictor of poor prognosis in the cardiac patient? *Am. Heart J.* 1977; 94: 274–281.
13. Nyboer J., Bagno S., Bamett A. i wsp. Radiocardiograms: electrical impedance changes of the heart in relation to electrocardiograms and heart sounds. *J. Clin. Invest.* 1940; 19: 963.
14. Kubicek W.G., Karnegis J.N., Patterson R.P. i wsp. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp. Med.* 1966; 37: 1208–1212.
15. Sramek B.B. Cardiac output by electrical impedance. *Med. Electron.* 1982; 13: 93–97.
16. Bernstein D.P. A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: theory and rationale. *Crit. Care Med.* 1986; 14: 904–909.
17. Yakimets J., Jensen L. Evaluation of impedance cardiography: comparison of NCCOM3-R7 with Fick and thermodilution methods. *Heart Lung* 1995; 24: 194–206.

18. Marik P.E., Pendelton J.E., Smith R. A comparison of hemodynamic parameters derived from transthoracic electrical bioimpedance with those parameters obtained by thermodilution and ventricular angiography. *Crit. Care Med.* 1997; 25: 1545–1550.
19. De Maria A.N., Raisinghani A. Comparative overview of cardiac output measurement methods: has impedance cardiography come of age? *Congest. Heart Fail.* 2000; 6: 7–18.
20. Van De Water J.M., Miller T.W., Vogel R.L., Mount B.E., Dalton M.L. Impedance cardiography. The next vital sign technology? *Chest* 2003; 123: 2028–2033.
21. Strobeck J.E., Silver M., Ventura H. Impedance cardiography: Noninvasive measurement of cardiac stroke volume and thoracic fluid content. *Congest. Heart Fail.* 2000; 6: 3–6.
22. Sageman W.S., Riffenburgh R.H., Spiess B.D. Equivalence of bioimpedance and thermodilution in measuring cardiac index after cardiac surgery. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.* 2002; 16: 8–14.
23. Drazner M.H., Thompson B., Rosenberg P.B. i wsp. Comparison of impedance cardiography with invasive hemodynamic measurements in patients with heart failure secondary to ischemic or nonischemic cardiomyopathy. *Am. J. Cardiol.* 2002; 89: 993–995.
24. Nollert G., Reichart B. Registration of thoracic electrical bioimpedance for early diagnosis of rejection after heart transplantation. *J. Heart Lung Transplant.* 1993; 12: 832–836.
25. Sherwood A., McFetridge J., Hutcheson J.S. Ambulatory impedance cardiography: a feasibility study. *J. Appl. Physiol.* 1998; 85: 2365–2369.
26. Yung G.L., Fedullo P.F., Kinninger K., Johnson W., Channick R. Comparison of impedance cardiography to direct Fick and thermodilution cardiac output determination in pulmonary arterial hypertension. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10 (supl. 2): 7–10.
27. Verhoeve P.E., Cadwell C.A., Tsadok S. Reproducibility of noninvasive bioimpedance measurements of cardiac function. *J. Card Fail.* 1998; 4 (supl.): S3 (streszczenie).
28. Yu C.M., Wang L., Chau E. i wsp. Intrathoracic impedance monitoring in patients with heart failure: correlation with fluid status and feasibility of early warning preceding hospitalization. *Circulation* 2005; 112: 841–848.
29. Ganion V., Rhodes M., Stadler R.W. Intrathoracic impedance to monitor heart failure status: a comparison of two methods in a chronic heart failure dog model. *Congest. Heart Fail.* 2005; 211: 177–181.
30. Forrester J.S., Diamond G., Chatterjee K., Swan H.J.C. Correlative classification of clinical and hemodynamic function after acute myocardial infarction. *J. Am. Cardiol.* 1997; 39: 137–145.
31. Milzman D., Hogan C., Han C. Continuous noninvasive cardiac output monitoring quantifies acute congestive heart failure in the emergency department. *Crit. Care Med.* 1997; 25: A47 (streszczenie).
32. Nawarycz T., Ostrowska-Nawarycz L., Kaczmarek J. Impact of cardiovascular reactions using the impedance cardiography method in borderline hypertension. *Ann. NY Acad. Sci.* 1999; 873: 174–181.
33. Sharman D.L., Gomes C.P., Rutherford J.P. Improvement in blood pressure control with impedance cardiography-guided pharmacologic decision making. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10: 54–58.
34. Ferrario C.M. New approaches to hypertension management: always reasonable but now necessary. *Am. J. Hypertens.* 2005; 18: 23S–25S.
35. Ventura H.O., Taler S.J., Strobeck J.E. Hypertension as a hemodynamic disease: the role of impedance cardiography in diagnostic, prognostic, and therapeutic decision making. *Am. J. Hypertens.* 2005; 18: 26S–43S.
36. Ramirez M.F., Tibayan R.T., Marinas C.E., Yamamoto M.E., Caguioa E.V. Prognostic value of hemodynamic findings from impedance cardiography in hypertensive stroke. *Am. J. Hypertens.* 2005; 18: 65S–72S.
37. Abdelhammed A.I., Smith R.D., Levy P., Smits G.J., Ferrario C.M. Noninvasive hemodynamic profiles in hypertensive subjects. *Am. J. Hypertens.* 2005; 18: 51S–59S.
38. Bhalla V., Isakson S., Bhalla M.A. i wsp. Diagnostic ability of B-type natriuretic peptide and impedance cardiography: testing to identify left ventricular dysfunction in hypertensive patients. *Am. J. Hypertens.* 2005; 18: 73S–81S.
39. Randall O.S., Westerhof N., van den Bos G.C., Alexander B. Reliability of stroke volume to pulse pressure ratio for estimating and detecting changes in arterial compliance. *J. Hypertens.* 1986; 4 (supl. 5): S293–S296.
40. Chemla D., Hebert J.-L., Coirault C. i wsp. Total arterial compliance estimated by stroke volume-to-aortic pulse pressure ratio in humans. *Am. J. Physiol.* 1998; 274: H500–H505.
41. Ventura H.O., Taler S.J., Strobeck J.E. Hypertension as a hemodynamic disease: the role of impedance cardiography in diagnostic, prognostic and therapeutic decision making. *Am. J. Hypertens.* 2005; 18: 26S–43S.
42. Linb G., Eisenberg B.M. Noninvasive techniques for evaluation of heart function and hemodynamics in arterial hypertension. *Acta Cardiol.* 1990; 45: 133–139.
43. Galarza C., Alfie J., Waisman G. i wsp. Severe systemic hemodynamic impairment in patients with

- stroke. *Am. J. Hypertens.* 1996; 9 (supl. 1): 172A (streszczenie).
44. Koga Y., Gillum R.F., Kubicek W.G. An impedance cardiographic study of the mechanism of blood pressure fall after moderate dietary sodium restriction. *Jpn. Heart J.* 1985; 26: 197–207.
  45. Taler S.J., Textor S.C., Augustine J.E. Resistant hypertension: comparing hemodynamic management to specialist care. *Hypertension* 2002; 39: 982–988.
  46. Sharman D.L., Gomes C.P., Rutherford J.P. Improvement in blood pressure control with impedance cardiograph-guided pharmacologic decision making. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10: 54–58.
  47. Sramek B.B., Tichy J.A., Hojerova M., Cervenka V. Normohemodynamic goal-oriented antihypertensive therapy improves the outcome. *Am. J. Hypertens.* 1996; 9: 141A (streszczenie).
  48. Springfield C.L., Sebat F., Johnson D., Lengle S., Sebat C. Utility of impedance cardiography to determine cardiac *vs.* noncardiac cause of dyspnea in the emergency department. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10 (supl. 2): 14–16.
  49. Ziegler D., Grotti L., Krucke G. Comparison of cardiac output measurements by TEB *vs.* intermittent bolus thermodilution in mechanical ventilated patients. *Chest* 1999; 116: 281S (streszczenie).
  50. Kokkonen L., Majahalme S., Koobi T. i wsp. Atrial fibrillation in elderly patients after cardiac surgery: postoperative hemodynamics and low postoperative serum triiodothyronine. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.* 2005; 19: 182–187.
  51. Kaukinen S., Koobi T., Bi Y., Turjanmaa V.M. Cardiac output measurement after coronary artery bypass grafting using bolus thermodilution, continuous thermodilution, and whole-body impedance cardiography. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.* 2003; 17: 199–203.
  52. Neath S.X., Lazio L., Guss D.A. Utility of impedance cardiography to improve physician estimation of hemodynamic parameters in the emergency department. *Congest. Heart Fail.* 2005; 11: 17–20.
  53. Brown C.V., Shoemaker W.C., Wo C.C., Chan L., Demetriades D. Is noninvasive hemodynamic monitoring appropriate for the elderly critically injured patient? *J. Trauma.* 2005; 58: 102–107.
  54. Veale W.N. Jr, Morgan J.H., Beatty J.S., Sheppard S.W., Dalton M.L., Van de Water J.M. Hemodynamic and pulmonary fluid status in the trauma patient: are we slipping? *Am. Surg.* 2005; 71: 621–622.
  55. Neath S.X., Lazio L., Guss D.A. Utility of impedance cardiography to improve physician estimation of hemodynamic parameters in the emergency department. *Congest. Heart Fail.* 2005; 11: 17–20.
  56. Brown C.V., Shoemaker W.C., Wo C.C., Chan L., Demetriades D. Is noninvasive hemodynamic monitoring appropriate for the elderly critically injured patient? *J. Trauma.* 2005; 58: 102–107.
  57. Silver M.A., Cianci P., Brennan S., Longeran-Thomas H., Ahmad F. Evaluation of impedance cardiography as an alternative to pulmonary artery catheterization in critically ill patients. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10 (supl. 2): 17–21.
  58. Wynne J.L., Ovadje L.O., Akridge C.M., Sheppard S.W., Vogel R.L., Van De Water J.M. Impedance cardiography: a potential monitor for hemodialysis. *J. Surg. Res.* 2006; 133: 55–60.
  59. Yoshii M., Minami J., Ishimitsu T., Yamakoshi K., Matsuoka H. Non-invasive monitoring of hemodynamic changes during hemodialysis by the use of a newly developed admittance cardiograph. *Ther. Apher. Dial.* 2005; 9: 154–160.
  60. Straver B., De Vries P.M., Donker A.J., ter Wee P.M. The effect of profiled hemodialysis on intradialytic hemodynamics when a proper sodium balance is applied. *Blood Purif.* 2002; 20: 364–369.
  61. Miltenyi G., Tory K., Stubnya G. i wsp. Monitoring cardiovascular changes during hemodialysis in children. *Pediatr. Nephrol.* 2001; 16: 19–24.
  62. Straver B., de Vries P.M., ten Voorde B.J., Roggekamp M.C., Donker A.J., ter Wee P.M. Intradialytic hypotension in relation to pre-existent autonomic dysfunction in hemodialysis patients. *Int. J. Artif. Organs.* 1998; 21: 794–801.
  63. Santos J.F., Parreira L., Madeira J. i wsp. Noninvasive hemodynamic monitorization for AV interval optimization in patients with ventricular resynchronization therapy. *Rev. Port Cardiol.* 2003; 22: 1091–1098.
  64. Defaye P., Petit L., Vanzetto G., Mansour P., Bertrand B., Denis B. Optimization of dual chamber pacers programming by thoracic electrical bio-impedance (about 34 cases). *PACE* 1993; 16: 193 (streszczenie).
  65. Ovsyshcher I., Katz A., Bondy C., Gross J., Furman S. Thoracic impedance measurements as a method for assessment of cardiac output in pacemaker patients. *PACE* 1993; 16: 180 (streszczenie).
  66. Kindermann M., Frohlig G., Doerr T., Schieffer H. Optimizing the AV delay in DDD pacemaker patients with high degree AV block: mitral valve Doppler versus impedance cardiography. *PACE* 1997; 20: 2453–2462.
  67. Schwaab B., Frohlig G., Alexander C. i wsp. Influence of right ventricular stimulation site on left ventricular function in atrial synchronous ventricular pacing. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1999; 33: 317–323.
  68. Belott P. Bioimpedance in the pacemaker clinic. *AACN Clin. Iss.* 1999; 10: 414–418.

69. Crystal E., Ovsyshcher I.E. Cardiac output-based versus empirically programmed AV interval — how different are they? *Europace* 1999; 1: 121–125.
70. Hayes D.L., Hayes S.N., Hyberger L.K. i wsp. Atrioventricular interval optimization after biventricular pacing: echo/doppler *vs.* impedance pletysmography. *Europace* 2000; 1 (supl. D): 108 (streszczenie).
71. Adachi H., Hiratsuji T., Sakurai S. i wsp. Impedance cardiography and quantitative tissue Doppler echocardiography for evaluating the effect of cardiac resynchronization therapy: a case report. *J. Cardiol.* 2003; 42: 37–42.
72. Tse H., Yu C., Park E. i wsp. Impedance cardiography for atrioventricular interval optimization during permanent left ventricular pacing. *PACE* 2003; 26: 189–191.
73. Braun M.U., Schnabel A., Rauwolf T., Schulze M., Strasser R.H. Impedance cardiography as a noninvasive technique for atrioventricular interval optimization in cardiac resynchronization therapy. *J. Interv. Card. Electrophysiol.* 2005; 13: 223–229.
74. Gimbel J.R. Method and demonstration of direct confirmation of response to cardiac resynchronization therapy via preimplant temporary biventricular pacing and impedance cardiography. *Am. J. Cardiol.* 2005; 96: 874–876.
75. Silver M.A., Lazzara D., Slaughter M., Szabo S., Pappas P. Thoracic bioimpedance accurately determines cardiac output in patients with left ventricular assist devices. *J. Card. Fail.* 1999; 5 (supl. 1): 38 (streszczenie).
76. Thangathurai D., Charbonnet C., Roessler P. i wsp. Continuous intraoperative noninvasive cardiac output monitoring using a new thoracic bioimpedance device. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.* 1997; 11: 440–444.
77. Roessler P., Thangathurai D., Wo C. Intraoperative use of continuous noninvasive cardiac output monitoring in high risk patients. *Crit. Care Med.* 1996; 24: A46.
78. Savino J.S. Noninvasive cardiac monitoring. 46<sup>th</sup> Annual Refresher Course and Clinical Update. *Am. Soc. Anesth.* 1995; 223: 1–6.
79. Koerner K., Borzotta A., Lipman G., Wilson J. Screening for coronary artery disease with impedance cardiography. *Crit. Care Med.* 1997; 25: A47 (streszczenie).
80. Feng S., Okuda N., Fujinami T., Takada K., Nakano S., Ohte N. Detection of impaired left ventricular function in coronary artery disease with acceleration index in the first derivative of the transthoracic impedance change. *Clin. Cardiol.* 1988; 11: 843–847.
81. Scardo J.A., Vermillion S.T., Hogg B.B., Newman R.B. Hemodynamic effects of oral nifedipine in preeclamptic hypertensive emergencies. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1996; 175: 336–340.
82. van Oppen A.C., van der Tweel I., Alsbach G.P., Heethaar R.M., Bruinse H.W. A longitudinal study of maternal hemodynamics during normal pregnancy. *Obstet. Gynecol.* 1996; 88: 40–46.
83. Heethaar R.M., van Oppen A.C., Ottenhoff F.A., Brouwer F.A., Bruinse H.W. Thoracic electrical bioimpedance: suitable for monitoring stroke volume during pregnancy? *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.* 1995; 58: 183–190.
84. Lang D., Hilger F., Binswanger J., Andelfinger G., Hartmann W. Late effects of anthracycline therapy in childhood in relation to the function of the heart at rest and under physical stress. *Eur. J. Pediatr.* 1995; 154: 340–345.
85. Albert N., Hail M., Li J. i wsp. Equivalence of bioimpedance and TD in measuring CO/CI in patients with advanced, decompensated chronic heart failure hosp. in critical care. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2003; 41 (supl. 6): 211A (streszczenie).
86. Peacock W.F., Summers R.L., Vogel J., Emerman C.E. Impact of impedance cardiography on diagnosis and therapy of emergent dyspnea: the ED-IMPACT trial. *Acad. Emerg. Med.* 2006; 13: 365–371.
87. Taler S.J., Augustine J.E., Textor Stephen C. A hemodynamic approach to resistant hypertension. *Congest. Heart Fail.* 2000; 6: 36–39.
88. Silver M.A., Cianci P., Brennan S., Longeran-Thomas H., Ahmad F. Evaluation of impedance cardiography as an alternative to pulmonary artery catheterization in critically ill patients. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10 (supl. 2): 17–21.
89. Petersen J.R., Jensen B.V., Drabaek H., Viskum K., Mehlsen J. Electrical impedance measured changes in thoracic fluid content during thoracentesis. *Clin. Physiol.* 1994; 14: 459–466.
90. Ebert T.J., Smith J.J., Barney J.A., Merrill D.C., Smith G.K. The use of thoracic impedance for determining thoracic blood volume changes in man. *Aviat. Space Environ. Med.* 1986; 57: 49–53.
91. Yancy C., Abraham W. Noninvasive hemodynamic monitoring in heart failure: utilization of impedance cardiography. *Congest. Heart Fail.* 2003; 9: 241–250.
92. Vijayaraghavan K., Crum S., Cherukuri S., Barnett-Avery L. Association of impedance cardiography parameters with changes in functional and quality-of-life measures in patients with chronic heart failure. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10 (supl. 2): 22–27.
93. Peacock W.F. IV, Albert N.M., Kies P., White R.D., Emerman C.L. Bioimpedance monitoring: better than chest X-ray for predicting abnormal pulmonary fluid? *Congest. Heart Fail.* 2000; 6: 32–35.

94. Lasater M. Managing inotrope therapy noninvasively. AACN Clin. Iss. 1999; 10: 406–413.
95. Parrott C.W., Kenneth M.B., Quale C., Lewis D.L. Comparison of changes in ejection fraction to changes in impedance cardiography cardiac index and systolic time ratio. Congest. Heart Fail. 2004; 10 (supl. 2): 11–13.
96. Hoit B.D., Rashwan M., Watt C., Sahn D.J., Bhargava V. Calculating cardiac output from transmitral volume flow using Doppler and M-mode echocardiography. Am. J. Cardiol. 1988; 62: 131–135.
97. Northridge D.B., Findlay I.N., Wilson J., Henderson E., Dargie H.J. Non-invasive determination of cardiac output by Doppler echocardiography and electrical bioimpedance. Br. Heart J. 1990; 63: 93–97.
98. Hendrickson K. Cost-effectiveness of noninvasive hemodynamic monitoring. AACN Clin. Iss. 1999; 10: 419–424.
99. Albert N.M., Hail M.D., Li J., Young J.B. Equivalence of the bioimpedance and thermodilution in measuring cardiac output and index in patients with advanced, decompensated chronic heart failure hospitalized in critical care. Am. J. Crit. Care 2004; 13: 469–479.
100. Clancy T.V., Norman K., Reynolds R., Covington D., Maxwell J.G. Cardiac output measurement in critical care patients: Thoracic electrical bioimpedance versus thermodilution. J. Trauma. 1991; 31: 1116–1119.
101. Ramsay J., Auger W., Dow K.L. Impact of continuous cardiac output/mixed venous oximetry on nursing time after cardiac surgery. Crit. Care Med. 1996; 24: A46 (streszczenie).
102. Connors A.F. Jr, Speroff T., Dawson N.V. i wsp. The effectiveness of right heart catheterization in the initial care of critically ill patients. SUPPORT Investigators. JAMA 1996; 18: 889–897.
103. Sandham J.D., Hull R.D., Brant R.F. i wsp.; Canadian Critical Care Clinical Trials Group. A randomized, controlled trial of the use of pulmonary-artery catheters in high-risk surgical patients. N. Engl. J. Med. 2003; 348: 5–14.
104. Chittock D.R., Dhingra V.K., Ronco J.J. i wsp. Severity of illness and risk of death associated with pulmonary artery catheter use. Crit. Care Med. 2004; 32: 911–915.
105. Pulmonary Artery Catheter Consensus conference: consensus statement. Crit. Care Med. 1997; 25: 910–925.
106. Shah M.R., O'Connor C.M., Sopko G., Hasselblad V., Califf R.M., Stevenson L.W. Evaluation Study of Congestive Heart Failure and Pulmonary Artery Catheterization Effectiveness (ESCAPE): design and rationale. Am. Heart J. 2001; 141: 528–535.
107. Binanay C., Califf R.M., Hasselblad V. i wsp.; ESCAPE Investigators and ESCAPE Study Coordinators. Evaluation study of congestive heart failure and pulmonary artery catheterization effectiveness: the ESCAPE trial. JAMA 2005; 294: 1625–1633.
108. Belott P. Bioimpedance in the pacemaker clinic. AACN Clin. Iss. 1999; 10: 414–418.