

## ARTYKUŁ POGŁĄDOWY/REVIEW PAPER

Wpłynęło: 20.11.2008 • Poprawiono: 21.11.2008 • Zaakceptowano: 24.11.2008

© Akademia Medycyny

# Elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej *Thoracic electrical bioimpedance*

**Bartosz Żuchowski, Przemysław Guzik**

Katedra i Klinika Intensywnej Terapii Kardiologicznej i Chorób  
Wewnętrznych, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu



Bartosz Żuchowski



Przemysław Guzik

## Streszczenie

Doświadczenie kliniczne wskazuje, że ocena stanu układu krążenia ograniczona wyłącznie do pomiaru ciśnienia tętniczego, częstości pracy serca i ośrodkowego ciśnienia żylnego jest niekompletna. Część tzw. niestabilnych hemodynamicznie chorych wymaga oceny szeregu innych parametrów, m.in. rzutu serca (CO), objętości wyrzutowej czy też oporu naczyniowego. W tym celu wykorzystuje się najczęściej metody inwazyjne (termodylucja, PiCCO). Od wielu lat coraz powszechniejsze w użyciu stają się metody nieinwazyjne, w tym elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej (TEB). Poniższa praca poglądowa prezentuje zasady działania TEB, wybrane parametry hemodynamiczne, przydatność TEB m.in. w ocenie CO, a także zastosowanie tej metody w różnych grupach chorych. *Anestezjologia i Ratownictwo 2008; 2: 434-442.*

*Słowa kluczowe: bioimpedancja elektryczna klatki piersiowej, układ krążenia, diagnostyka nieinwazyjna, rzut serca*

## Summary

Clinical experience shows that cardiovascular evaluation limited only to blood pressure, heart rate and central venous pressure measurements is incomplete. In some haemodynamically unstable patients more detailed functional cardiovascular evaluation with the measurement of several additional parameters like cardiac output (CO), stroke volume or vascular resistance is necessary. Most commonly various invasive methods (e.g.: thermodilution, PiCCO) are applied for this reason. In the last decades, various noninvasive approaches to CO measurement have been used with thoracic electrical bioimpedance (TEB) as an example. This review presents the methodological background of TEB, selected haemodynamic variables measured by this method as well as the clinical usefulness of TEB in different patient groups. *Anestezjologia i Ratownictwo 2008; 2: 434-442.*

*Keywords: thoracic electrical bioimpedance, hemodynamics, cardiovascular system, noninvasive diagnostics, cardiac output*

## Wstęp

Ocena hemodynamicznej funkcji układu krążenia jest niezwykle ważnym elementem diagnostyki i monitorowania chorych na oddziałach ratunkowych, intensywnej terapii, kardiologii czy

pooperacyjnych. Uzyskanie wiarygodnych wyników rzutu serca (CO – cardiac output) oraz objętości wyrzutowej (SV – stroke volume) wiązało się przez wiele lat z koniecznością cewnikowania prawego lub lewego serca. Inwazyjność metod uwarunkowanych założeniem cewnika Swan-Ganza lub cewnika do

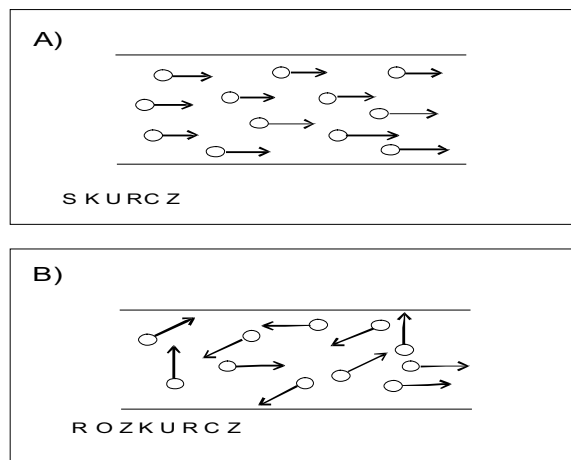
wentrykulografii wymaga zaangażowania wykwalifikowanego personelu, sterylnych warunków oraz drogiego sprzętu, jednocześnie obciążając pacjenta ryzykiem powikłań. Stosowanie technik inwazyjnych do pomiarów hemodynamicznych u pacjentów, którzy nie są w ciężkim lub krytycznym stanie, a tym bardziej u osób zdrowych, może być wręcz uznane za nieetyczne. Stale poszukuje się metod nieinwazyjnych umożliwiających w sposób dynamiczny i dokładny ocenić przepływy krwi w sercu. Jedną z takich metod jest bioimpedancja elektryczna klatki piersiowej (TEB – thoracic electrical bioimpedance).

TEB zapewnia całkowicie nieinwazyjną, obiektywną możliwość oceny i stałego monitorowania układu krążenia. Wysoka zgodność pomiarów hemodynamicznych z metodami referencyjnymi połączona z łatwością obsługi, relatywnie niskim kosztem [1] i praktycznie zerowym ryzykiem powikłań czyni z TEB wyjątkowo interesującą metodę badania i monitorowania układu krążenia. Do jej niepodważalnych zalet należy zaliczyć m.in. możliwość przeprowadzenia pomiarów w niemal każdych warunkach - szpitalu, domu pacjenta, w polowym punkcie medycznym, samolocie, na polu bitwy czy w warunkach stacji kosmicznej [2]. To właśnie na zlecenie Amerykańskiej Agencji Kosmicznej (National Aeronautics and Space Administration) w latach 60. XX wieku Kubicek i wsp. opracowali kardiograf impedancyjny mierzący objętość wyrzutową i rzut serca u astronautów podczas lotu kosmicznego [3].

### Podstawy fizyczne bioimpedancji elektrycznej klatki piersiowej

TEB wykorzystuje pomiar zmian przewodności prądu w klatce piersiowej do oceny CO, SV i innych parametrów hemodynamicznych. Ciało ludzkie jest zbiorem tkanek cechujących się odmienną opornością elektryczną, a więc odmienną zdolnością przewodzenia prądu. Na całkowitą oporność klatki piersiowej, zwaną opornością podstawową ( $Z_0$ ), składają się oporności poszczególnych tkanek – tkanki tłuszczowej, mięśnia sercowego i mięśni szkieletowych, naczyń i krwi, kości, płuc oraz zawartego w nich powietrza [4]. Płynny ustrojowy są najlepiej przewodzącą tkanką organizmu. Krew zawarta w dużych naczyniach składa się z dobrze przewodzącego osocza, które cechuje się bardzo niską opornością, a także ze znacznie gorzej przewodzących elementów morfotycznych. Chwilowa oporność klatki

piersiowej definiowana jest dynamicznymi zmianami objętości krwi i ukierunkowania elementów morfotycznych zależnego od pracy serca i gry naczyniowej. [2]. Laminarny przepływ krwi w naczyniach powoduje zgodne ustawienie się erytrocytów, w wyniku czego przepływający prąd napotyka na znacznie mniejszy opór elektryczny niż w przypadku ich chaotycznego położenia wynikającego z ruchów Browna (Rycina 1.). Z uwagi na poprawę przewodnictwa klatki piersiowej podczas przepływu krwi przez aortę, wartość bioimpedancji obniża się w okresie skurczu komór a rośnie w momencie spadku objętości i przepływu krwi w naczyniu [2]. Dynamiczne zmiany oporności w klatce piersiowej ( $\Delta Z$ ) wywoływane są nie tylko przepływem krwi w dużych naczyniach, lecz również zmianami objętości płuc. Dokładna analiza funkcjonowania układu krążenia jest zatem możliwa po elektronicznym odfiltrowaniu zmian impedancji związanych z oddychaniem i uwzględnieniu jedynie chwilowych zmian oporności w stosunku do oporności podstawowej ( $\Delta Z/Z_0$ ), które wynikają z wyrzutu krwi do naczyń [5].

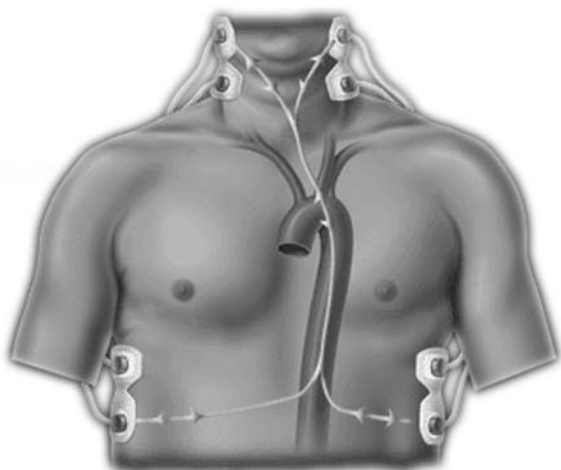


Rycina 1. Zachowanie elementów morfotycznych krwi podczas: A) skurczu (erytrocyty ukierunkowane zgodnie - dobre przewodnictwo), B) rozkurczu (erytrocyty ukierunkowane przypadkowo - spadek przewodnictwa) [2]

*Rycina wykorzystana za zgodą autorów.*

Wykonanie badania układu krążenia metodą elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej wymaga umieszczeniu na ciele pacjenta 8 elektrod - 4 nadawczych i 4 odbiorczych. Prawidłowe ich rozmieszczenie zostało

przedstawione na Rycinie 2. Dwie pary elektrod, każda złożona z jednej elektrody nadawczej i jednej odbiorczej, umieszczane są po obu stronach podstawy szyi pacjenta. Kolejne dwie pary symetrycznie na klatce piersiowej w liniach pachowych środkowych na wysokości wyrostka mieczykowatego mostka. Elektrody nadawcze umieszczane są „na zewnątrz” – na szyi powyżej a na klatce piersiowej poniżej elektrod odbiorczych. Pary elektrod rozlokowywane są w odległości 5 cm od siebie w celu wyeliminowania wpływu miejscowej impedancji pomiędzy skórą a elektrodą. W chwili obecnej większość nowoczesnych urządzeń wyposażona jest w tetrapolarny układ elektrod. Elektrody nadawcze doprowadzają do pacjenta nieodczuwalny dla niego prąd o wysokiej częstotliwości i stałym, niskim natężeniu (2.5 - 4.0 mA, 60000 - 100000 Hz). Elektrody odbiorcze rejestrują chwilowe zmiany napięcia i monitorują EKG. Na podstawie pomiarów napięcia uzyskiwanych przez elektrody odbiorcze oraz uwzględniając prawo Ohma, zgodnie z którym podczas przepływu prądu o stałym natężeniu chwilowe zmiany napięcia są wprost proporcjonalne do zmian oporności, możemy w sposób dynamiczny śledzić zmiany bioimpedancji klatki piersiowej badanego [4].



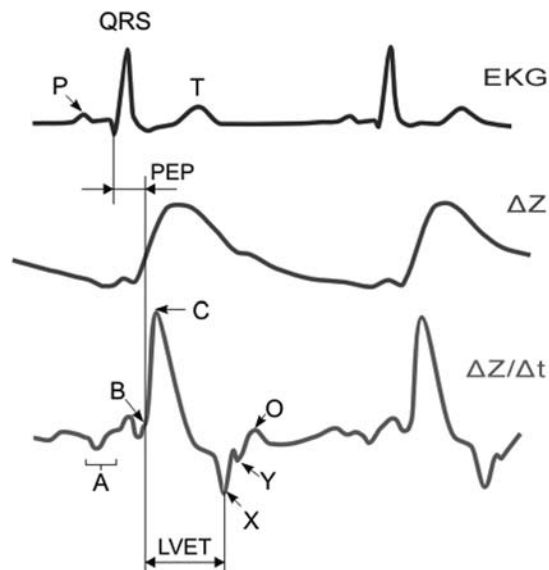
Rycina 2. Lokalizacja elektrod na ciele pacjenta w celu pomiaru bioimpedancji elektrycznej klatki piersiowej (TEB)  
Źródło: <http://www.niccomo.com>, za zgodą.

### Krzywa bioimpedancji

W oparciu o zmiany wartości bioimpedancji w czasie (krzywa  $\Delta Z$ ) można sporządzić wykres

odpowiadający zmianom objętości i przepływu krwi w aorcie (Rycina 3.). Na podstawie analizy krzywej  $\Delta Z$  wyznaczana jest jej pierwszej pochodna ( $\Delta Z/\Delta t$ ), w której wyróżnia się załamki i fale odpowiadające określonym fazom cyklu serca (Tabela 1.), które stanowią podstawę do wyliczeń SV i innych parametrów hemodynamicznych [6]. W ten sposób mierzone są m.in.: PEP (okres przedwyrzutowy) i LVET (czas wyrzutu krwi lewej komory). PEP jest mierzony między załamkiem Q w EKG a załamkiem B krzywej  $\Delta Z/\Delta t$  i odpowiada czasowi upływającemu od chwili rozpoczęcia depolaryzacji komór do momentu otwarcia zastawek półksiężycowatych. LVET liczony jest od punktu B do X krzywej  $\Delta Z/\Delta t$ , tj. od momentu otwarcia do chwili zamknięcia zastawki aortalnej.

### Parametry hemodynamiczne oceniane przy pomocy TEB



Rycina 3. Zapis EKG, krzywej zmian bioimpedancji ( $\Delta Z$ ) oraz jej pierwszej pochodnej ( $\Delta Z/\Delta t$ ) - opis w tekście  
Zmodyfikowana na podstawie ryciny z <http://www.niccomo.com>, za zgodą.

CO i SV należą do najprzydatniejszych parametrów hemodynamicznych używanych w praktyce klinicznej (Tabela 2.). Dostarczają informacji na temat ilości krążącej krwi, ogólnej funkcji mięśnia sercowego, zależnej od obciążenia wstępnego, kurczliwości i obciąż-

Tabela 1. Charakterystyka krzywej impedancji elektrycznej klatki piersiowej

<b>Fala A</b>	Występuje między załamkiem P a zespołem QRS zapisu EKG i odpowiada napływowi krwi do komór podczas skurczu przedsionków. Bardzo wyraźna w przypadku zwężenia zastawki mitralnej i wysokiego ośrodkowego ciśnienia żylnego.
<b>Załamek B</b>	Odpowiada otwarciu zastawki płucnej i aortalnej – rozpoczęcie wyrzutu krwi z komór.
<b>Załamek C</b>	Maksymalne odchylenie krzywej ( $\Delta Z/\Delta t_{max}$ ), odpowiada szczytowemu przepływowi przez zastawkę aortalną.
<b>Załamek X</b>	Zamknięcie zastawki aortalnej – zakończenie skurczu komór.
<b>Załamek Y</b>	Zamknięcie zastawki płucnej.
<b>Załamek O</b>	Otwarcie zastawki mitralnej.

Tabela 2. Opis parametrów hemodynamicznych ocenianych przy pomocy bioimpedancji elektrycznej klatki piersiowej (TEB)

Parametr	Skrót	Opis
<b>PRZEPIY W KRWI</b>		
Objętość wyrzutowa	SV (stroke volume)	Objętość krwi wyrzucana z lewej komory w trakcie jednego skurczu.
Wskaźnik wyrzutowy	SI (stroke index)	SV znormalizowane względem powierzchni ciała.
Rzut serca	CO (cardiac output)	Objętość krwi wyrzucana z lewej komory w czasie 1 minuty.
Wskaźnik sercowy	CI (cardiac index)	CO znormalizowane względem powierzchni ciała.
<b>OPÓR NACZYNIOWY</b>		
Obwodowy opór naczyniowy	SVR (systemic vascular resistance)	Opór jaki musi pokonać krew wyrzucana z lewej komory. Pozwala na pośrednią ocenę obciążenia następczego. Wzrasta ze zmniejszeniem światła naczyń.
Wskaźnik obwodowego oporu naczyniowego	SVRI (systemic vascular resistance index)	SVR znormalizowany względem powierzchni ciała.
<b>KURCZLIWOŚĆ I FUNKCJA KOMÓR</b>		
Okres przedwyrzutowy	PEP (pre-ejection period)	Czas skurczu izowolumetrycznego komór wymagany do wygenerowania ciśnienia wewnątrzkomorowego zdolnego otworzyć zastawkę aortalną.
Czas wyrzutu lewej komory	LVET (left ventricular ejection time)	Czas trwania wyrzutu krwi z lewej komory serca.
Stosunek czasów skurczowych	STR (systolic times ratio)	Stosunek PEP/LVET, jego podwyższenie może świadczyć o dysfunkcji lewej komory (wzrost PEP i spadek LVET). STR spada m.in. w niedomykalności aortalnej.
Wskaźnik szybkości	VI (velocity index)	Szczytowy przepływ krwi przez aortę w trakcie skurczu komór. Obniżenie VI sugeruje osłabienie kurczliwości komór.
Wskaźnik akceleracji	ACI (acceleration index)	Maksymalne przyspieszenie przepływu przez aortę w trakcie skurczu komór. Podobnie jak VI, obniżenie ACI sugeruje obniżenie kurczliwości komór.
<b>INNE</b>		
Zawartość płynu w klatce piersiowej	TFC (thoracic fluid content)	Przewodność klatki piersiowej ( $1/Z_0$ ). Pozwala na pośrednią ocenę obciążenia wstępnego i zawartości płynów w klatce piersiowej, w tym zastoju w krążeniu płucnym lub obwodowym. Obniżenie TFC odpowiada odwodnieniu.

żenia następczego. Do pomiaru SV współczesne urządzenia wykorzystują algorytm ZMARC® (impedance Modulating AoRtic Compliance) będący modyfikacją wzoru Srameka-Bernsteina [7,8]. Mnożąc SV przez częstość pracy serca (HR – heart rate), mierzoną na podstawie EKG, uzyskujemy wartość CO. Pomiar systemowego oporu naczyniowego (SVR – systemic vascular resistance) możliwy jest po uwzględnieniu rzutu serca, średniego ciśnienia tętniczego (MAP – mean arterial pressure) oraz ośrodkowego ciśnienia żylnego (CVP – central venous pressure). W przypadku braku danych na temat CVP aparat domyślnie ustawi wartość na poziomie 6 mm Hg. Parametry określające kurczliwość mięśnia sercowego odczytywane są na podstawie krzywej bioimpedancyjnej (PEP, LVET), natomiast zawartość płynu w klatce piersiowej (TFC – thoracic fluid content) odpowiada przewodności podstawowej klatki piersiowej, a więc odwrotności oporności podstawowej ( $1/Z_0$ ).

### Porównanie TEB z innymi metodami oceny układu krążenia

Na przestrzeni kilkudziesięciu lat prowadzono wiele badań oceniających dokładność i wiarygodność TEB w ocenie stanu układu krążenia [10-24]. TEB była porównywana zarówno z metodami inwazyjnymi (Ficka, termodylucja, PiCCO) jak i nieinwazyjnymi (głównie echokardiografia dopplerowska, ale również metody konturowe) [2].

Badania Drazner i wsp. wykazały zgodność w ocenie parametrów hemodynamicznych między TEB a metodą Ficka, która jest uznaną od lat techniką referencyjną, bardzo dobrze oceniającą układ krążenia, lecz z uwagi na czasochłonność i konieczność skomplikowanych obliczeń wykonywaną jedynie w celach naukowych [15].

Inwazyjna termodylucja, uznawana w chwili obecnej za „złoty standard” kliniczny oceny hemodynamicznej, wymaga założenia cewnika Swan-Ganza. Wprowadzenie tego cewnika możliwe jest nawet u ciężko chorych pacjentów, jednakże ryzyko potencjalnych powikłań oraz stosunkowo wysoki koszt badania ogranicza jego dłuższe stosowanie. Ponadto, do założenia cewnika Swan-Ganza wymagane są warunki jałowe, najlepiej sali operacyjnej, a także odpowiednie doświadczenie personelu medycznego [9]. Liczne badania prowadzone zarówno u zdrowych, jak i u pacjentów ze schorzeniami kardiologicznymi,

w ciężkim stanie, przebywających na oddziałach intensywnej terapii a także w trakcie znieczulenia ogólnego podczas operacji potwierdziły istotną statystycznie korelację między parametrami uzyskiwanymi metodą termodylucji i impedancji elektrycznej klatki piersiowej ( $r = 0.64 - 0.94$ ) [1, 10-17].

Nie mniej inwazyjną techniką umożliwiającą dynamiczną ocenę rzutu minutowego, kurczliwości mięśnia sercowego a także obciążeń wstępnych i następczych jest PiCCO (Pulse Continuous Cardiac Output). Metoda PiCCO łączy technikę termodylucji przepłucnej z komputerową analizą kształtu fali ciśnienia [18]. PiCCO nie wymaga zakładania cewnika Swan-Ganza, lecz wiąże się z koniecznością regularnej (co 8 godzin) kalibracji urządzenia przy użyciu termodylucji przepłucnej. W badaniu przeprowadzonym w grupie 14 pacjentów optymalizując opóźnienie przedsiorkowo-komorowe Mellert i wsp. wykazali m.in. wysoką korelację ( $r = 0.82$ ) w ocenie wskaźnika sercowego (CI) pomiędzy TEB a PiCCO [19].

Wyniki uzyskiwane przy pomocy TEB okazały się także korespondować z echokardiograficzną oceną układu krążenia ( $r = 0.83 - 0.95$ ) [20-24]. Echokardiografia z wykorzystaniem efektu Dopplera jest tania, popularną i szeroko stosowaną metodą oceny objętości wyrzutowej, rzutu serca i innych parametrów hemodynamicznych. Uzyskanie wiarygodnych wyników wymaga jednak dużego doświadczenia personelu. Ponadto ocena echokardiograficzna jest subiektywna, czasochłonna i nie nadaje się do stałego monitorowania chorego. Wymaga również dobrych warunków echogenicznych i stabilnej pozycji badanego w czasie pomiarów, co może być utrudnione u chorych niespokojnych, zaintubowanych lub podczas zabiegu operacyjnego.

### Zastosowanie elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej

Szerokie zainteresowanie wiarygodną i nieinwazyjną metodą oceny hemodynamiki układu krążenia zaowocowało wieloma doniesieniami naukowymi na temat zastosowania TEB w praktyce klinicznej. Ze względu na szybkość uzyskiwania wyników TEB znalazła zastosowanie m.in. na oddziałach ratunkowych i w izbach przyjęć. W 2004 roku Springfield i wsp. [25] ocenili przydatność TEB w różnicowaniu przyczyn duszności. TEB wykazała się wysoką czułością (92%) i specyficznością (88%) w różnicowaniu przyczyn duszności sercowopochodnych od innych na



podstawie zmian parametrów STR (stosunek czasów skurczowych – PEP/LVET) i VI (wskaźnik szybkości). Kolejne doniesienia [26] wykazały przydatność tej metody w diagnostyce i leczeniu duszności. W badaniu ED-IMPACT, w oparciu o wyniki pochodzące z TEB zmieniono rozpoznanie u 13% pacjentów a w 39% przypadków zmodyfikowano sposób leczenia [27]. Barcarse i wsp. [28] wykazali również skuteczność jednoczesnej oceny stężenia peptydu natriuretycznego BNP (brain natriuretic peptid) i TEB u pacjentów z dusznością w rozpoznawaniu i określaniu stopnia nasilenia niewydolności serca.

W 2006 roku zakończono wieloośrodkowe badanie PREDICT (PRospective Evaluation of Cardiac Decompensation in Patients with Heart Failure by Impedance Cardiography Test) [29], którego celem była ocena wartości prognostycznej parametrów mierzonych przy pomocy TEB w przewidywaniu wystąpienia dekompensacji przewlekłej niewydolności serca. W tym badaniu wzięło udział 212 pacjentów, u których w ostatnich 3 miesiącach wystąpił epizod zaostrzenia choroby. Kompleksowa ocena parametrów VI, TFC oraz LVET okazała się mieć wysoką wartość prognostyczną wystąpienia zaostrzenia niewydolności serca w ciągu 14 kolejnych dni, wykazując większą skuteczność niż skala VAS (Visual Analog Score), klasa NYHA (New York Heart Association Class) i wartość ciśnienia skurczowego (SBP – systolic blood pressure).

Ocena CO przy użyciu TEB jest również wykorzystywana podczas zabiegów chirurgicznych. Badania prowadzone podczas operacji onkologicznych [30] i zabiegów pomostowania aortalno-wieńcowego (CABG – coronary artery bypass graft) [31] wykazały wiarygodność oceny CO w warunkach sali operacyjnej. Jednocześnie potwierdziły wysoką korelację pomiędzy wynikami uzyskiwanymi za pomocą TEB i inwazyjną metodą termodylucji, jednakże Spiess i wsp. [31] podkreślają znaczne obniżenie współczynnika zgodności, w końcowym etapie zabiegu CABG.

W latach 90. XX wieku badania Spahn i wsp. [32] poddały w wątpliwość wiarygodność oceny hemodynamicznej chorych po zabiegu CABG przy użyciu TEB, deklarując termodylucję jako metodę z wyboru. Jednakże Van De Water i wsp. [16] w 2003 r. opublikowali rezultaty badań, z których wynika, iż najnowsze urządzenia do pomiaru TEB wykazują znacznie większą powtarzalność wyników i zgodność z metodami referencyjnymi u pacjentów po zabiegach rewaskularyzacyjnych.

Wskaźnik akceleracji (ACI) określający maksymalne przyspieszenie przepływu krwi przez aortę w trakcie skurczu komór serca pozwala na ocenę kurczliwości lewej komory. Dowiedziono, iż pomiar ACI może być wykorzystywany w celu wczesnej diagnozy ostrego odrzutu przeszczepu serca [33]. W przeprowadzonym przez Weinhold i wsp. badaniu ACI spadł średnio o 28% u chorych, u których wystąpił ostry odrzut przeszczepu serca. Czułość tego parametru w diagnostyce została oceniona przez autorów na 71% a swoistość na 100%.

TEB jest także z powodzeniem wykorzystywana w optymalizacji farmakoterapii u chorych z opornym na leczenie nadciśnieniem tętniczym. Taler i wsp. [34] dowiedli, że w takich przypadkach kontrola ciśnienia tętniczego z regularną oceną hemodynamiczną pacjenta przy użyciu TEB jest bardziej skuteczna niż standardowa terapia zalecana przez lekarza specjalistę.

TEB znajduje również zastosowanie w ocenie obecności płynu w klatce piersiowej. W związku z bardzo dobrym przewodnictwem płynów ustrojowych wartość impedancji podstawowej ( $Z_0$ ) jest odwrotnie proporcjonalna do objętości płynów klatki piersiowej. W 1994 Petersen i wsp. [35] wykazali bezpośredni związek między zmianą objętości płynu w przestrzeni opłucnowej w trakcie torakocentezy ze zmianami wartości  $Z_0$  ( $r = 0.97$ ). Badania Peacock i wsp. [36] ukazują wyraźne różnice w wartości impedancji podstawowej pomiędzy osobami zdrowymi a chorymi z obecnym płynem w klatce piersiowej lub kardiomegalią.

Dzięki kompleksowemu pomiarowi CO, TFC oraz EKG, TEB może być zastosowana w monitorowaniu pacjentów hemodializowanych. Wynne i wsp. [37] zaobserwowali zależność między dynamiką TFC a ilością płynu usuniętego w trakcie dializ ( $r = 0.579$ ), sugerując jednocześnie wartość odcięcia dla TFC kwalifikującą przewodnionych pacjentów do pilnej dializy. Pomiary TFC mogą również ułatwić indywidualizację hemodializ, tym samym przyczyniając się do zmniejszenia ryzyka wstąpienia hipotonii śróddializacyjnej.

TEB została także wykorzystana w celu optymalizacji ustawień urządzeń stymulujących w terapii resynchronizującej pracę komór u chorych z zaawansowaną niewydolnością serca (CRT - cardiac resynchronization therapy) [38]. Pomiary hemodynamiczne stosowane są podczas optymalizacji m.in. czasu opóźnienia przedsionkowo-komorowego (AV delay) lub międzykomorowego. Idealne opóźnienie przed-

sionkowo-komorowe to minimalny czas potrzebny na całkowite, końcoworozkurczowe napełnienie komór, po którym następuje ich depolaryzacja i skurcz. Jego optymalizacja wpływa na poprawę objętości wyrzutowej i rzutu serca. Badania Braun i wsp. [39] wykazały obecność zależności między CO badanym za pomocą TEB i echokardiografii ( $r = 0.74$ ), uznawanej obecnie za standard w ocenie parametrów hemodynamicznych na potrzeby CRT. Na podstawie różnic CO między „najgorszym i najlepszym” ustawieniem opóźnienia przedsionkowo-komorowego, które okazały się być znacząco większe w pomiarach z użyciem bioimpedancji (38%) niż w pomiarach echokardiograficznych (17%), autorzy sugerują, iż technika TEB jest bardziej czułą metodą pomiaru rzutu serca w trakcie optymalizacji ustawień CRT.

TEB może być bezpiecznie stosowane u kobiet w ciąży [40], noworodków, niemowląt i dzieci, prezentując wiarygodne wyniki oceny układu krążenia. Przydatność bioimpedancji potwierdzono również w grupie ciężarnych z nadciśnieniem tętniczym w stanie przedzrzucaawkowym i z rzucaawką objawową [2]. Za pomocą TEB San-Frutos i wsp. [41] określili zmiany hemodynamiczne u kobiet w stanie przedzrzucaawkowym w 3. trymestrze ciąży, w 48. godzinie połoгу oraz 2 - 6 miesięcy po porodzie. Wyniki powyższych badań wskazują na istotny spadek SV i CO oraz wzrost SVR zarówno w trzecim trymestrze jak i dwie doby po porodzie. W okresie 2-6 miesięcy po porodzie parametry hemodynamiczne kobiet, które przebyły stan przedzrzucaawkowy nie różniły się od obserwowanych w grupie kobiet z niepowikłanymi ciążami. Metoda TEB, poprzez monitorowanie zmian CO, SV i SVR, została także wykorzystana do oceny efektów farmakoterapii hipotensyjnej w tej grupie pacjentek [42].

Wstrząs septyczny był pierwotnie przeciwwskazaniem do stosowania TEB z powodu możliwości uzyskania niedokładnych wyników parametrów hemodynamicznych. Badania z ostatnich lat [43] przedstawiają jednak metodę impedancyjną jako obiektywną i bezpieczną technikę monitorowania hemodynamicznego pacjentów w sepsie. Piechota i wsp. [43] przedstawili wyniki badań jakości sygnału impedancji klatki piersiowej u 20 pacjentów septycznych. Jakość sygnału powyżej 70% uzyskano w 53.9% pomiarach, a 88.3% pomiarów prezentowało sygnał o jakości powyżej 30%. W grupie pacjentów, których leczenie zakończyło się sukcesem, większość parametrów hemodynamicznych korelowało zarówno z SOFA

(Sequential Organ Failure Assessment) score, jak i ze stężeniem mózgowego propeptydu natriuretycznego NT-proBNP. Nie stwierdzono istotnej korelacji między parametrami TEB a skalą SOFA i NT-proBNP w grupie pacjentów, których leczenie okazało się nieskuteczne. Autorzy podkreślają, że możliwość ilościowej, nieprzerwanej oceny wielu parametrów hemodynamicznych czyni z TEB znacznie lepszą metodę monitorowania pacjentów septycznych niż SOFA.

## Ograniczenia elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej

Bioimpedancja elektryczna ma pewne ograniczenia. Prawidłowa interpretacja krzywej impedancyjnej wymaga zapisu bez obecności artefaktów. W tym celu badany powinien pozostawać w bezruchu, w pozycji leżącej. Utrudnione może być zatem przeprowadzenie badania u chorego pobudzonego, z drgawkami a także u niespokojnych dzieci. Niemiarowość rytmu serca występująca np. u pacjentów z migotaniem przedsionków, nasiloną arytmia lub częstymi skurczami dodatkowymi może również utrudnić interpretację krzywej bioimpedancyjnej. Wyniki uzyskiwane przy pomocy TEB mogą być także niedokładne wtedy, gdy stan pacjenta w znacznym stopniu różni się od modelowego założenia, np. skrajnie wysokie lub niskie wzrost i masa ciała, średnie ciśnienie tętnicze powyżej 130 mmHg, znacznego stopnia niedomykalność aortalna lub mitralna, stosowanie kontrapulsacji wewnątrzortalnej, ubytek przegrody międzykomorowej, ciężka miażdżyca lub proteza aorty.

## Podsumowanie

Metoda oceny stanu i zachowania układu krążenia przy pomocy TEB wyróżnia się spośród innych metod szybkością i łatwością wykonania, niskim kosztem oraz brakiem obciążeń dla pacjenta związanych z innymi metodami o inwazyjnym charakterze. TEB jako metoda praktycznie pozbawiona powikłań może być stosowana u wszystkich spełniających kryteria pacjentów, bez względu na ich stan i wiek. Wykazuje przy tym znaczną powtarzalność wyników, wiarygodność oceny hemodynamiki układu krążenia oraz korelację z innymi, referencyjnymi metodami. TEB umożliwia stałe monitorowanie pacjenta i nie wymaga obecności wykwalifikowanego personelu w trakcie badania. Pozwala również ocenić zawartość płynów w klatce

piersiowej wspomagając diagnostykę zastojów żylnych w płucach i monitorowanie pacjentów hemodializowanych. Urządzenia do pomiaru TEB otrzymały także zezwolenie FDA (U.S. Food and Drug Administration) [44]. W Polsce, wedle projektu ustawy o zmianie ustawy o świadczeniach opieki zdrowotnej finansowanych ze środków publicznych przekazanego do uzgodnień zewnętrznych w dniu 27 czerwca 2008 r. kardiografia impedancyjna została zakwalifikowana do świadczeń niegwarantowanych [45].

Adres do korespondencji:

Przemysław Guzik

Katedra i Klinika Intensywnej Terapii Kardiologicznej  
i Chorób Wewnętrznych

Uniwersytet Medyczny w Poznaniu

ul. Przybyszewskiego 49; 60-355 Poznań

Tel.: (+48 61) 869 13 91

E-mail: pguzik@ptkardio.pl

## Piśmiennictwo

1. Clancy TV, Norman K, Reynolds R i wsp. Cardiac output measurement in critical care patients. Thoracic Electrical Bioimpedance versus thermodilution. *J Trauma* 1991; 31(8): 1116-20.
2. Guzik P, Bychowiec B, Wysocki H. Nieinwazyjna ocena układu krążenia z wykorzystaniem elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej. *Forum Kardiologów* 2003; 8(1): 29-33.
3. Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP i wsp. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med* 1966; 37(12): 1208-12.
4. Strobeck JE, Silver MA. Beyond the four quadrants: the critical and emerging role of impedance cardiography in heart failure. *Congest Heart Fail* 2004; 10(supl. 2): 1-6.
5. Sodolski T, Kutarski A. Impedance cardiography: A valuable method of evaluating haemodynamic parameters. *Cardiol J* 2007; 14(2): 115-26.
6. Piechota M, Irzmański R, Kowalski J, Pawlicki L. Kardiografia impedancyjna. *Cardiol J* 2005; 12(1): 7-12.
7. Sramek BB. Cardiac output by electrical impedance. *Med Electron* 1982; 13(2): 93-7.
8. Bernstein DP. A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: theory and rationale. *Crit Care Med* 1986; 14(10): 904-9.
9. Guzik P, Greberski K, Wysocki H. Porównanie inwazyjnych i nieinwazyjnych metod pomiaru parametrów hemodynamicznych. *Nowiny Lekarskie* 2002; 71(6): 349-54.
10. Boer P, Roos JC, Geyskes GG, Mees EJ. Measurement of cardiac output by impedance cardiography under various conditions. *Am J Physiol* 1979; 237(4): H491-6.
11. Castor G, Molter G, Helms J i wsp. Determination of cardiac output during positive end-expiratory pressure--noninvasive electrical bioimpedance compared with standard thermodilution. *Crit Care Med* 1990; 18(5): 544-6.
12. Shoemaker WC, Wo CC, Bishop MH i wsp. Multicenter trial of a new thoracic electrical bioimpedance device for cardiac output estimation. *Crit Care Med* 1994; 22(12): 1907-12.
13. Castor G, Klocke RK, Stoll M i wsp. Simultaneous measurement of cardiac output by thermodilution, thoracic electrical bioimpedance and Doppler ultrasound. *Br J Anaesth* 1994; 72(1): 133-8.
14. Spiess BD, Patel MA, Soltow LO, Wright IH. Comparison of bioimpedance versus thermodilution cardiac output during cardiac surgery: evaluation of a second-generation bioimpedance device. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001; 15(5): 567-73.
15. Drazner MH, Thompson B, Rosenberg PB 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(8): 993-5.
16. Van De Water JM, Miller TW, Vogel RL i wsp. Impedance cardiography: the next vital sign technology? *Chest* 2003; 123(6): 2028-33.
17. Summers RL, Shoemaker WC, Peacock WF i wsp. Bench to bedside: electrophysiologic and clinical principles of noninvasive hemodynamic monitoring using impedance cardiography. *Acad Emerg Med* 2003; 10(6): 669-80.
18. Szurlej D, Toczek K, Żurek P, Węglarzy A. Monitorowanie hemodynamiczne metodą PiCCO - nowe możliwości. *Kardiochir Torakochir Pol* 2005; 2(4): 54-7.
19. Mellert F, Lindner P, Schiller W i wsp. Therapeutic optimization of atrioventricular delay in cardiosurgical ICU patients by noninvasive cardiac output measurements versus pulse contour analysis. *Thorac Cardiovasc Surg* 2008; 55(6): 269-73.
20. Karakitsos DN, Patrianakos AP, Paraskevopoulos A i wsp. Impedance cardiography derived cardiac output in hemodialysis patients: a study of reproducibility and comparison with echocardiography. *Int J Artif Organs* 2006; 29(6): 564-72.



21. Uzun M, Koz C, Kirilmaz A i wsp. Impedance cardiographic monitoring during pericardiocentesis: comparison with echocardiography. *Acta Cardiol* 2004; 59(2): 141-5.
22. Antonicelli R, Savonitto S, Gambini C i wsp. Impedance cardiography for repeated determination of stroke volume in elderly hypertensives: correlation with pulsed Doppler echocardiography. *Angiology* 1991; 42(8): 648-53.
23. Cybulski G, Michalak E, Koźluk E i wsp. Stroke volume and systolic time intervals: beat-to-beat comparison between echocardiography and ambulatory impedance cardiography in supine and tilted positions. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42(5): 707-11.
24. Aust PE, Belz GG, Koch W. Comparison of impedance cardiography and echocardiography for measurement of stroke volume. *Eur J Clin Pharmacol* 1982; 23(6): 475-7.
25. Springfield CL, Sebat F, Johnson D i wsp. Utility of impedance cardiography to determine cardiac vs. noncardiac cause of dyspnea in the emergency department. *Congest Heart Fail* 2004; 10(supl. 2): 14-6.
26. Lo HY, Liao SC, Ng CJ i wsp. Utility of impedance cardiography for dyspneic patients in the ED. *Am J Emerg Med* 2007; 25(4): 437-41.
27. Peacock WF, Summers RL, Vogel J, Emerman CE. Impact of impedance cardiography on diagnosis and therapy of emergent dyspnea: the ED-IMPACT trial. *Acad Emerg Med* 2006; 13(4): 365-71.
28. Barcarse E, Kazanegra R, Chen A i wsp. Combination of B-type natriuretic peptide levels and non-invasive hemodynamic parameters in diagnosing congestive heart failure in the emergency department. *Congest Heart Fail* 2004; 10(4): 171-6.
29. Packer M, Abraham WT, Mehra MR i wsp. Utility of impedance cardiography for the identification of short-term risk of clinical decompensation in stable patients with chronic heart failure. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47(11): 2245-52.
30. 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(4): 440-4.
31. Spiess BD, Patel MA, Soltow LO, Wright IH. Comparison of bioimpedance versus thermodilution cardiac output during cardiac surgery: evaluation of a second-generation bioimpedance device. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001; 15(5): 567-73.
32. Spahn DR, Schmid ER, Tornic M i wsp. Noninvasive versus invasive assessment of cardiac output after cardiac surgery: clinical validation. *J Cardiothorac Anesth* 1990; 4(1): 46-59.
33. Weinhold C, Reichenspurner H, Fülle P i wsp. Registration of thoracic electrical bioimpedance for early diagnosis of rejection after heart transplantation. *J Heart Lung Transplant* 1993; 12(5): 832-6.
34. Taler SJ, Textor SC, Augustine JE. Resistant hypertension: comparing hemodynamic management to specialist care. *Hypertension* 2002; 39(5): 982-8.
35. Petersen JR, Jensen BV, Drabaek H i wsp. Electrical impedance measured changes in thoracic fluid content during thoracentesis. *Clin Physiol* 1994; 14(4): 459-66.
36. Peacock WF IV, Albert NM, Kies P i wsp. Bioimpedance monitoring: better than chest x-ray for predicting abnormal pulmonary fluid? *Congest Heart Fail* 2000; 6(2): 86-9.
37. Wynne JL, Ovadje LO, Akridge CM i wsp. Impedance cardiography: a potential monitor for hemodialysis. *J Surg Res* 2006; 133(1): 55-60.
38. Guzik P, Fagiewicz A, Krauze T i wsp. Wykorzystanie kardiografii impedancyjnej w ocenie hemodynamicznej u chorych poddanych stymulacji resynchronizującej pracę komór serca. W: *Kardiografia impedancyjna. Przewodnik dla lekarzy*. Gdańsk: Viamedica; 2006: 55-63.
39. Braun MU, Schnabel A, Rauwolf T i wsp. Impedance cardiography as a noninvasive technique for atrioventricular interval optimization in cardiac resynchronization therapy. *J Interv Card Electrophysiol* 2005; 13(3): 223-9.
40. Heethaar RM, van Oppen AC, Ottenhoff FA i wsp. Thoracic electrical bioimpedance: suitable for monitoring stroke volume during pregnancy? *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1995; 58(2): 183-90.
41. San-Frutos LM, Fernández R, Almagro J i wsp. Measure of hemodynamic patterns by thoracic electrical bioimpedance in normal pregnancy and in preeclampsia. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2005; 121(2): 149-53.
42. Scardo JA, Vermillion ST, Hogg BB, Newman RB. Hemodynamic effects of oral nifedipine in preeclamptic hypertensive emergencies. *Am J Obstet Gynecol* 1996; 175(2): 336-8.
43. Piechota M, Irzmański R, Banach M i wsp. Impedance cardiography in haemodynamic monitoring of septic patients: a prospective study. *Arch Med Sci* 2007; 3.
44. CardioDynamics Press Releases, <http://phx.corporate-ir.net/phoenix.zhtml?c=86923&p=irol-news>
45. Ministerstwo Zdrowia - koszty świadczeń zdrowotnych, <http://www.mz.gov.pl/wwwmz/index?mr=&ms=&ml=pl&mi=75&mx=0&ma=10772>