

*Radosław Chutkowski, Małgorzata Malec-Milewska

Kardiometria elektryczna – nowa metoda nieinwazyjnego monitorowania hemodynamicznego

Electrical velocimetry – a new noninvasive hemodynamic monitoring system

Klinika Anestezjologii i Intensywnej Terapii, Centrum Medyczne Kształcenia Podyplomowego, Warszawa
p.o. Kierownika Kliniki: dr med. Małgorzata Malec-Milewska

Słowa kluczowe

elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej, kardiografia impedancyjna, kardiometria elektryczna, rzut serca, objętość wyrzutowa

Key words

thoracic electrical bioimpedance, impedance cardiography, electrical velocimetry, cardiac output, stroke volume

Adres/address:

*Radosław Chutkowski
Klinika Anestezjologii i Intensywnej Terapii
CMKP
ul. Czerniakowska 231, 00-416 Warszawa
tel. +48 (22) 584-12-20
rchutkowski@o2.pl

Streszczenie

Monitorowanie parametrów hemodynamicznych układu krążenia, a zwłaszcza rzutu serca (CO) i objętości wyrzutowej (SV), jest niezbędne nie tylko u pacjentów z chorobami układu krążenia, chorobami endokrynologicznymi (np. nadczynnością tarczycy), neurologicznymi, ale również u pacjentów po urazach czy w sepsie. Najprościej metody oceniające pracę serca i układ krążenia możemy podzielić na dwie grupy – metody inwazyjne i nieinwazyjne. Metody inwazyjne wymagają założenia specjalnych cewników do serca lub do żyły centralnej i tętnicy. Natomiast metody nieinwazyjne nie naruszają ciągłości skóry i tkanek pacjenta. Do metod inwazyjnych zaliczamy: metody Ficka (bezpośrednią i pośrednią), metodę rozcieńczeń barwnika, metodę termodilucji (PATD, PAC-CO), metodę ciągłego pomiaru rzutu serca (PAC-CCO), wentrykulografię oraz metody oparte na analizie fali tętna (PWA): analiza konturu pulsu (PICCO), analiza mocy pulsu (LIDCO) i APCO (Vigileo). Do metod nieinwazyjnych zaliczamy: rezonans magnetyczny, echokardiografię, fotoakustyczną ocenę gazów oddechowych, elektryczną bioimpedancję klatki piersiowej (TEB) i kardiometrię elektryczną (ang. *electrical velocimetry* – EV). Metoda kardiometrii elektrycznej (EV) opiera się na zmodyfikowanym pomiarze elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej (TEB). Jest to stosunkowo nowa metoda, charakteryzująca się ciągłością pomiaru, łatwością wykonania, praktycznie brakiem kosztów eksploatacyjnych (potrzebne są cztery elektrody EKG), możliwością zastosowania u większości pacjentów. W nielicznych przeprowadzonych dotychczas badaniach kardiometria elektryczna wykazuje istotną korelację z innymi metodami oceny rzutu serca. Z tych powodów może być cennym narzędziem diagnostycznym.

Summary

Cardiovascular monitoring of the hemodynamic parameters: cardiac output (CO) and stroke volume (SV) in particular, is essential not only in patients with cardiac, endocrinological (e.g. hyperthyroidism) or neurological diseases, but also in traumatic or septic patients. In general, hemodynamic monitoring systems can be divided into noninvasive and invasive methods. Invasive methods require catheterization the heart or central vein and artery. Noninvasive methods require no skin and tissue damage. Invasive methods are: Fick's method (direct and indirect), indicator dilution systems, thermodilution (PATD, PAC-CO), continuous cardiac output (PAC-CCO) system, ventriculography and pulse waveform analysis (PWA) systems: pulse contour analysis (PICCO), pulse power analysis (LIDCO) and APCO (Vigileo). Noninvasive methods are MRI, echocardiography, inert gas rebreathing system, thoracic electric bioimpedance (TEB) and electrical velocimetry (EV). Electrical velocimetry is based on the modified thoracic bioimpedance measurement. It is a new method, which enables continuous monitoring, is easy to apply, not expensive (requires applying only 4 skin ECG electrodes), and may be used in most patients. Electrical velocimetry shows good correlation with other cardiac output monitoring systems according to the limited number of studies that are available. For these reasons electrical velocimetry might be an important diagnostic tool.

WSTĘP

Choroby układu krążenia zajmują pierwsze miejsce w statystykach dotyczących zachorowalności i stano-

wią główną przyczynę zgonów. Aby móc je skutecznie rozpoznawać i leczyć, potrzebne są nowoczesne narzędzia diagnostyczne, umożliwiające ocenę parametrów

hemodynamicznego układu krążenia. Istnieje wiele metod oceny funkcji układu krążenia, a najprościej można podzielić je ze względu na stopień agresywności na: metody inwazyjne, mniej inwazyjne (o ograniczonej inwazyjności) i nieinwazyjne. Do metod inwazyjnych związanych z koniecznością cewnikowania prawego lub lewego serca zaliczamy: bezpośrednią metodę Ficka, pośrednią metodę Ficka, metodę rozcieńczeń barwnika, metodę termodilucji (PATD, PAC-CO), metodę ciągłego pomiaru rzutu serca (PAC-CCO) czy wentrykulografię. Do metod mniej inwazyjnych zaliczamy te oparte na analizie fali tętna (PWA): analizę konturu fali tętna (ang. *pulse contour analysis* – PICCO), analizę mocy fali tętna (ang. *pulse power analysis* – LIDCO) i algorytm APCO (Vigileo). Ostatnia grupa to metody nieinwazyjne, a wśród nich: rezonans magnetyczny, echokardiografia, fotoakustyczna ocena gazów oddechowych, elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej (TEB) czy kardiometria elektryczna (ang. *electrical velocimetry* – EV). Każda z tych metod ma swoje zalety i wady. Metody inwazyjne są czasochłonne, skomplikowane, kosztowne, obciążone ryzykiem zakażenia i wymagają przeszkolonego personelu, a wyniki nie zawsze są powtarzalne. Niestety również wśród metod nieinwazyjnych nie ma jednej idealnej. Nawet stosunkowo tania echokardiografia wymaga dużego doświadczenia od osoby wykonującej badania, a jej dostępność bywa bardzo różna (1).

Obiecująco prezentują się dwie spośród metod nieinwazyjnych. Są to elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej (TEB), zwana też kardiografią impedancyjną (ICG), i kardiometria elektryczna (EV). Wśród zalet TEB i EV są wymieniane: możliwość długotrwałego i ciągłego pomiaru rzutu serca (CO), systemowego oporu naczyniowego (SVR), płynu w klatce piersiowej (TFC), łatwość stosowania, niskie koszty eksploatacyjne, praktycznie brak ograniczeń stosowania co do miejsca, czasu, stanu czy wieku chorego. Ograniczeniem tych metod jest niedokładność pomiarów u pacjentów z zaburzeniami rytmu i z niedomykalnością zastawki aortalnej (1, 2).

Warto też wspomnieć, że w naszym kraju znaczący wkład w rozwój nieinwazyjnych metod monitorowania hemodynamicznego serca wniósł dr hab. inż. Gerard Cybulski. Skonstruował on polski przenośny kardiograf impedancyjny typu Holtera (3). W wielu polskich ośrodkach kardiografia impedancyjna od lat jest z powodzeniem wykorzystywana do monitorowania parametrów hemodynamicznych w leczeniu nadciśnienia tętniczego, zespołu metabolicznego, niewydolności serca czy w testach z próbą Valsalvy (3-6).

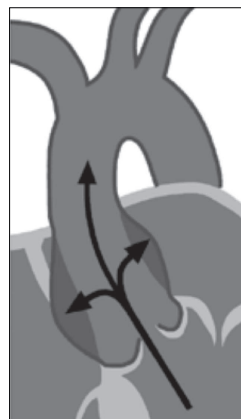
PODSTAWY FIZYCZNE METODY

Kardiometria elektryczna jest nieinwazyjną metodą oceny hemodynamicznej układu krążenia, u podstaw której leży elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej (TEB).

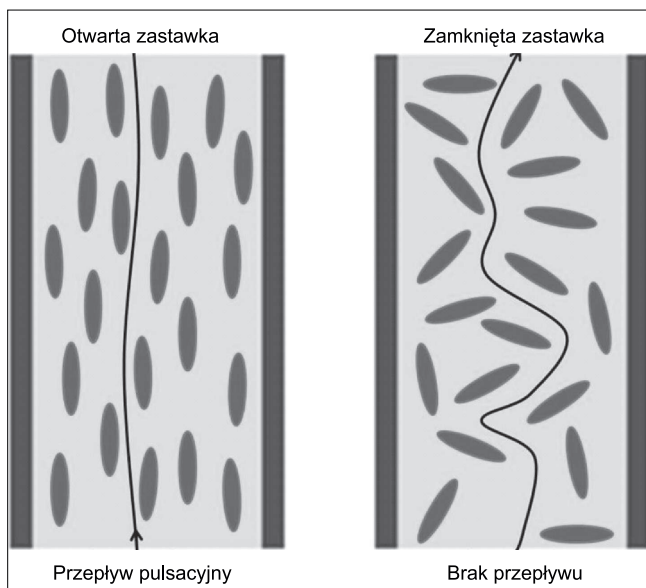
TEB polega na określeniu bezpośredniej zależności między zmianą oporności tkanek (bioimpedancją) a przepływem krwi przez duże naczynia tętnicze w badanej okolicy ciała (np. w klatce piersiowej). Mięsień

sercowy cyklicznie kurczy się i rozkurcza, powodując pulsacyjny przepływ krwi. W czasie skurczu krew jest wrzucana z prawej komory do pnia płucnego, a z lewej komory do aorty. Objętość komór w skurczu maleje, a prędkość i objętość przemieszczanej krwi narasta, powodując rozszerzenie aorty wstępującej i tętnic płucnych (ryc. 1). Poszczególne tkanki ludzkiego ciała mają własny opór elektryczny (impedancję), który wynika z ich budowy (rodzajów pierwiastków, atomów), gęstości i temperatury. Impedancja jest odwrotnością przewodności. Klatka piersiowa składa się z tkanki o wysokim oporze – tkanka tłuszczowa, mięśnie, kości, płuca ($R = 2000-5000 \Omega\text{-cm}$), i krwi, która jest dobrym przewodnikiem ($R = 130 \Omega\text{-cm}$). Najlepszym przewodnikiem prądu elektrycznego jest osocze krwi ($R = 65 \Omega\text{-cm}$), w którym są zawieszane elementy morfotyczne mające dużo większą oporność elektryczną. Spośród elementów morfotycznych istotne znaczenie mają tylko erythrocyty. Krwinki czerwone mają kształt dwuwklęsłego dysku. Podczas skurczu lewej komory dochodzi do szybkiego przepływu krwi do aorty. Szczyt tego przepływu występuje tuż po otwarciu zastawki aortalnej, wymuszając równoległe układanie się erythrocytów względem siebie i ściany naczynia. Takie ustawienie krwinek czerwonych ułatwia przepływ prądu elektrycznego, czyli spada mierzone napięcie prądu, a wzrasta przewodność (maleje impedancja). W czasie rozkurczu lewej komory serca zastawka aortalna jest zamknięta i w aorcie nie ma przepływu krwi. Sytuacja ta powoduje, że erythrocyty układają się chaotycznie, stanowiąc dodatkowy opór, który musi pokonać przyłożony prąd elektryczny. Skutkiem tego jest wzrost mierzonego napięcia prądu elektrycznego i spadek przewodności (wzrost impedancji) (ryc. 2) (1, 2, 7, 8).

TEB jest metodą nieinwazyjną, ciągłą, a zastosowanie małych prądów 2-4 mA o częstotliwości 20-100 Hz jest całkowicie nieodczuwalne i bezpieczne. W ciągłym pomiarze elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej rejestrowany sygnał przedstawiony jest jako fala bioimpedancyjna. Krzywa ta stanowi głównie odzwierciedlenie zmian zachodzących w aorcie wstępującej, a więc jest zależna od cyklu pracy mięśnia sercowego i swoim kształtem przypomina kształt fali ciśnienia tętniczego.



Ryc. 1. Przepływ krwi przez aortę – rozszerzenie objętościowe tuż po otwarciu zastawki aortalnej (9).



Ryc. 2. Przepływ prądu przez aortę.

Tak więc podstawą kardiografii impedancyjnej jest model interpretacji sygnału bioimpedancji, zakładający, że bezpośrednio po otwarciu zastawki aortalnej i wzroście objętości (rozszerzenie objętościowe) w podatnej aorcie wstępującej dochodzi do gwałtownego wzrostu przewodności elektrycznej w klatce piersiowej, czyli spadku bioimpedancji (1, 2, 7, 8).

W 2001 roku Bernstein i Osypka zaproponowali inny model interpretacji sygnału bioimpedancji, na którym została oparta nowa metoda zwana kardiometrią elektryczną (ang. *electrical velocimetry*) (9, 10). Jest to model elektrycznego pomiaru prędkości przepływu (EV), którego podstawą są zmiany przewodności krwi w aorcie. Zakłada on, że zmiana ustawienia erytrocytów z chaotycznego (brak przepływu) na ukierunkowanie zgodne (równoległe do kierunku przepływu) po otwarciu zastawki aortalnej wywołuje gwałtowny wzrost przewodności (z gwałtownym spadkiem impedancji).

Urządzenia wykorzystujące metodę kardiometrii elektrycznej AESCULON® i ICON® dokonują pomiaru elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej (TEB) – głównie zmian bioimpedancji zależnie od cyklu pracy serca, dzięki którym wyliczają objętość wyrzutową serca (SV).

Pomiar dokonywany jest przez układ czterech elektrod EKG umieszczanych na skórze. Dwie elektrody

przykleja się po lewej stronie na szyi (jedna pod drugą), a kolejne dwie – na klatce piersiowej w linii środkowo-pachowej lewej, na wysokości wyrostka mieczykowatego (też jedna pod drugą) (ryc. 3). Przez parę zewnętrznych elektrod przepływa prąd zmienny (AC) o stałej amplitudzie, wytwarzany przez aparat. Prąd ten płynie w klatce piersiowej przez tkanki o najniższym oporze (krew jest najlepszym przewodnikiem), pokonując jak najkrótszą drogę, którą jest aorta wstępująca i zstępująca. Para wewnętrznych elektrod rejestruje powstałe napięcie i wytwarza powierzchniowy zapis EKG (9, 11).

Wskaźnik podanego prądu i zmierzonego napięcia jest równy przewodności, która jest odwrotnością impedancji. Na bioimpedancję mierzoną w czasie $Z(t)$ składają się trzy wartości: impedancja podstawowa Z_0 , która jest pseudostatyczną częścią impedancji, a jej wielkość wynika głównie z objętości płynów w klatce piersiowej, do których wliczana jest też krew; zmiany impedancji zależne od oddychania ΔZ_R ; zmiany impedancji zależne od cyklu pracy serca ΔZ_C :

$$Z(t) = Z_0 + \Delta Z_R + \Delta Z_C$$

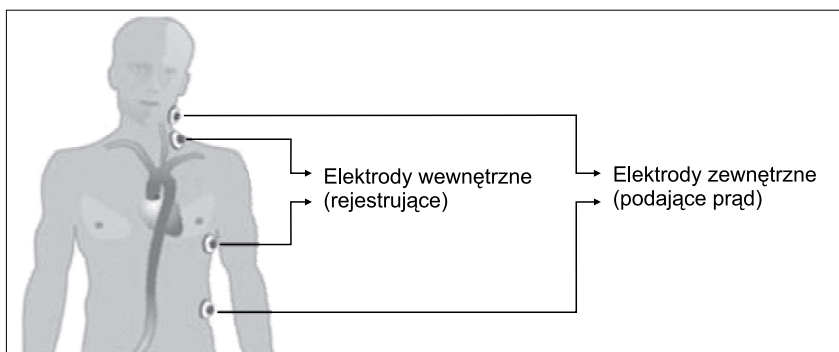
W prezentowanej metodzie przy obliczaniu objętości wyrzutowej serca (SV) zmiany impedancji zależne od oddychania ΔZ_R traktowane są jako artefakt i zostają wytlumione (12).

Przebieg zapisu zmian impedancji zależnych od cyklu pracy serca ΔZ_C w czasie ma kształt fali sygnału zbliżony do kształtu fali ciśnienia tętniczego.

Obecnie stosowane rozwiązania techniczne sprawiają, że łatwiej jest mierzyć impedancję niż przewodność. Odwrócona zmiana impedancji zależna od cyklu pracy serca (Z_C) oznaczona jest jako $-dZ(t)$. Przedstawiając tę odwróconą krzywą zmiany impedancji $-dZ(t)$, otrzymuje się krzywą podobną do krzywej zmiany przewodności. Należy pamiętać, że odwrócona krzywa zmiany impedancji $-dZ(t)$ jest w rzeczywistości wyliczonym sztucznym sygnałem, którego kształt przypomina przebieg fali ciśnienia aortalnego. Kolejnym sztucznym sygnałem uzyskanym na drodze obliczeń jest krzywa $-dZ(t)/dt$, która jest wyliczoną pochodną czasu odwróconej krzywej impedancji $-dZ(t)$ (2, 8, 11).

Analizując przebieg krzywej $-dZ(t)/dt$, można wyznaczyć trzy charakterystyczne punkty:

- punkt B – moment otwarcia zastawki aortalnej, czyli początek wyrzutu krwi z lewej komory (LVET),



Ryc. 3. Rozmieszczenie elektrod EKG (9).

- punkt C – szczyt akceleracji przepływu krwi w aorcie,
- punkt X – moment zamknięcia zastawki aortalnej, czyli zakończenie wyrzutu krwi z lewej komory (LVET).

Patrząc na przebieg równoległych zapisów EKG, krzywych impedancji i pletyzmogramu pulsowego w czasie (ryc. 4), widać, że im wyższa prędkość przepływu krwi w aorcie spowodowana wzrostem kurczliwości serca, tym wyższe jest nachylenie sygnału $-dZ(t)$ oraz wyższa jest wartość szczytowej amplitudy $-dZ(t)/dt$ (12).

Metody te nie pozwalają na bezpośredni pomiar najistotniejszych parametrów hemodynamicznych, takich jak rzut serca CO czy objętość wyrzutowa SV, a do interpretacji wyników pomiarów trzeba użyć modelu teoretycznego.

Model elektrycznego pomiaru prędkości przepływu (EV) bierze pod uwagę wskaźnik szczytowej akceleracji przepływu aortalnego, jako amplitudę szczytową $-dZ(t)/dt$ podzieloną przez impedancję podstawową Z_0 oraz wskaźnik kurczliwości (ICON):

$$ICON = \frac{\left[\left(\frac{dZ(t)}{dt} \right)_{MIN} \right]}{Z_0} \times 1,000$$

W metodzie elektrycznej bioimpedancji klatki piersiowej (TEB) objętość wyrzutową serca SV_{TEB} oblicza się z iloczynu stałej pacjenta C_p (ml), wskaźnika średniej prędkości przepływu krwi \bar{V}_{FT} (s^{-1}) w czasie przepływu FT oraz czasu przepływu FT (s):

$$SV_{TEB} = C_p \times \bar{V}_{FT} \times FT$$

W modelu kardiometrii elektrycznej wskaźnik średniej prędkości przepływu krwi \bar{V}_{FT} obliczony jest ze

zmierzonego wskaźnika szczytowej akceleracji przepływu krwi w aorcie (patent międzynarodowy):

$$\bar{V}_{FT} = \sqrt{\frac{\left[\left(\frac{dZ(t)}{dt} \right)_{MIN} \right]}{Z_0}}$$

Model EV wprowadza korektę czasu przepływu o częstość akcji serca, tj. wykorzystuje skorygowany czas przepływu FT_C do obliczenia objętości wyrzutowej:

$$FT_C = \frac{LVET}{T_{RR}}$$

gdzie LVET to zmierzony czas wyrzutu krwi z lewej komory, a T_{RR} to zmierzony odstęp R-R. A zatem wzrost objętości wyrzutowej lewej komory zależy od wydłużenia skorygowanego czasu przepływu FT_C albo od wydłużenia czasu wyrzutu krwi z lewej komory LVET.

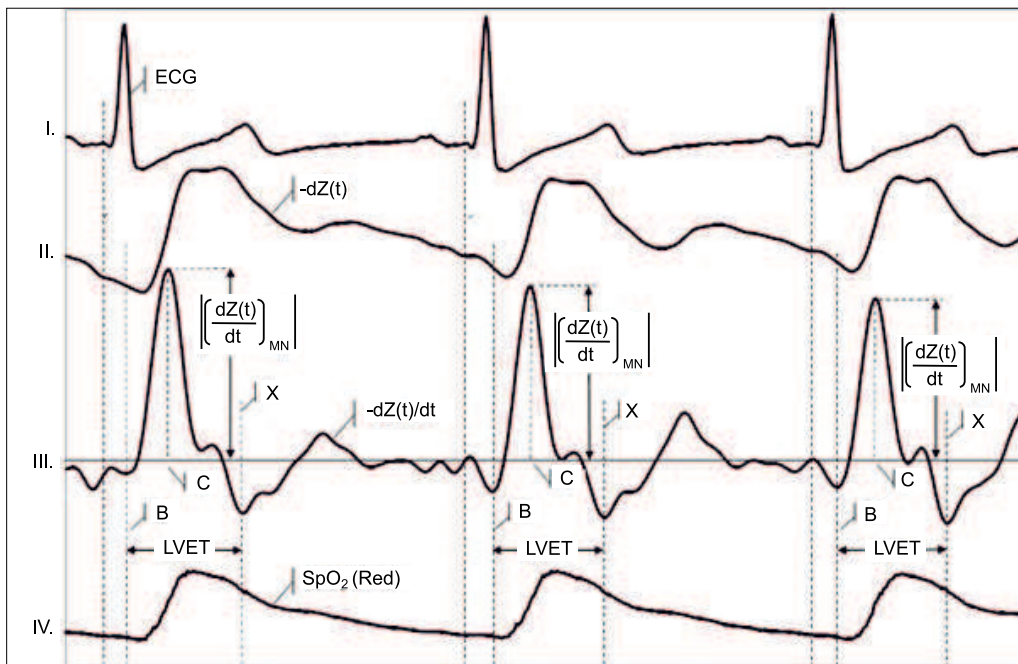
Model kardiometrii elektrycznej wprowadza jako stałą pacjenta „objętość tkanki reaktywnej elektrycznie” (V_{EPT}). Wartość ta jest w głównej mierze pochodną masy ciała, dlatego istotne znaczenie ma dokładny pomiar masy ciała pacjenta. Błąd tego pomiaru skutkuje podobnej wielkości błędem objętości wyrzutowej serca (SV):

$$SV = V_{EPT} \times \bar{V}_{FT} \times FT_C$$

Ponieważ rzut serca (pojemność minutowa) CO (l/min) jest iloczynem objętości wyrzutowej serca SV (ml) i częstości akcji serca HR (1/min), błąd ten będzie się przekładał na wyliczoną wartość rzutu serca CO:

$$CO = SV \times HR$$

Podsumowując obie metody: kardiometrię elektryczną (EV) i kardiografię impedancyjną (ICG), różnią



Ryc. 4. Krzywe rejestrowane równoległe: I – powierzchniowy zapis EKG, II – odwrócona zmiana impedancji zależna od cyklu pracy serca ΔZ_c , opisana jako $-dZ(t)$, III – obliczona pochodna czasu $-dZ(t)$, opisana jako $-dZ(t)/dt$, IV – pletyzmogram pulsowy z pulsoksymetru palcowego (14).

się one modelem zastosowanym do pomiarów impedancji, a zwłaszcza interpretacją przyczyny zmiany impedancji po otwarciu zastawki aortalnej (2, 8, 12).

W modelu kardiografii impedancyjnej założono, że wzrost przewodności (spadek impedancji) zależy tylko od rozszerzenia objętościowego aorty wstępującej. W modelu tym pochodna czasu odwróconej krzywej impedancji $dZ(t)/dt$ oznacza prędkość zmiany objętości, ale tylko w kierunku promieniowym, a nie

w kierunku przepływu. Tym samym $\frac{\left(\frac{dZ(t)}{dt}\right)_{MIN}}{Z_0}$ jest miarą szczytowej prędkości przepływu (zmiany objętościowej).

Natomiast w modelu kardiometrii elektrycznej (EV) założono, że nagły wzrost przewodności (spadek impedancji) spowodowany jest wyrównaniem ukierunkowania erytrocytów poprzez pulsacyjny przepływ krwi w aorcie. Oznacza to, że zmiana impedancji zależy od zmiany prędkości przepływu krwi (w kierunku przepływu krwi). W modelu tym $dZ(t)/dt$ oznacza przyspiesze-

nie przepływu krwi – w kierunku przepływu, a $\frac{\left(\frac{dZ(t)}{dt}\right)_{MIN}}{Z_0}$ jest miarą szczytowej akceleracji (przepływu krwi) (12).

W modelu kardiometrii elektrycznej dzięki analizie cyklicznych zmian elektrokardiogramu, krzywej impedancji, krzywej pletyzmograficznej i pomiarów ciśnienia tętniczego uzyskano szereg parametrów hemodynamicznych. Określone parametry to: rzut serca (CO), objętość wyrzutowa serca (SV), indeks sercowy (CI), indeks wyrzutowy serca (SI), obwodowy opór naczyniowy (SVR), indeks obwodowego oporu naczyniowego (SVRI), opór naczyniowy (SSVR) i jego indeks, indeks kurczliwości serca (ICON), praca lewej komory (LCW), praca wyrzutowa lewej komory (LSW), wskaźnik czasu skurczu serca (STR = PEP/LWET), indeks wydajności serca (CPI), zawartość płynów w klatce piersiowej (TFC), dowóz tlenu (DO_2) i indeks dowozu tlenu (DO_2I).

Należy pamiętać, że monitory AESCULON® i ICON® przed rozpoczęciem pracy wymagają wprowadzenia dodatkowych danych: masy ciała i wzrostu pacjenta oraz wartości hemoglobiny i ośrodkowego ciśnienia żylnego.

ZASTOSOWANIE KLINICZNE KARDIOMETRII ELEKTRYCZNEJ I PORÓWNANIE Z INNYMI METODAMI POMIARU RZUTU SERCA

Kardiometria elektryczna (EV) jako metoda nieinwazyjnego monitorowania parametrów hemodynamicznych układu krążenia daje możliwość szybkiej diagnozy u chorych w stanie bezpośredniego zagrożenia życia. Jej przydatność została oceniona w kilku badaniach klinicznych.

W badaniu przeprowadzonym przez Osthausa i wsp. (13) wykonanym na 37 świniach mierzono rzut serca, porównując kardiometrię elektryczną z metodą termodilucji przezpłucnej (PICCO). Zwierzęta były badane w znieczuleniu ogólnym, a rzut serca oceniano: na początku znieczulenia, w trakcie obciążenia objętościowego wlewem dożylnym 6% HAES, następnie obciążenia inotropowego wlewem dożylnym epinefryny

i w trakcie wykrwawiania po zaprzestaniu wlewu. Autorzy zaobserwowali znaczącą korelację między zmianą rzutu serca określanego metodą EV i PICCO (współczynnik korelacji $r = 0,93$). We wnioskach podkreślili, że EV jest bezpieczną, prostą, nieinwazyjną i opłacalną metodą ciągłego monitorowania zmian rzutu serca u świń.

Norozi i wsp. (14) określali rzut serca, mierząc go jednocześnie u każdego pacjenta metodą kardiometrii elektrycznej i bezpośrednią metodą Ficka. Badanie przeprowadzono na dzieciach z wrodzonymi wadami serca, bez zaburzeń hemodynamicznych. W badaniu uczestniczyły 32 osoby, średnia wieku wyniosła 3,4 roku (przedział od 12. dnia życia do 17,8 roku życia). Badacze zaobserwowali doskonałą korelację między wynikami uzyskanymi w bezpośredniej metodzie Ficka i kardiometrii elektrycznej ($r = 0,97$), a we wnioskach podkreślili, że u pacjentów bez zaburzeń hemodynamicznych układu krążenia rodzaj wady serca nie wpływał w znaczący sposób na uzyskane wyniki.

W badaniu porównującym elektryczną kardiometrię (EV) z przezprzełykową echokardiografią dopplerowską (TEE) Schmidt i wsp. (15) oceniali rzut serca i objętość wyrzutową. Badanie było przeprowadzone na 37 chorych zakwalifikowanych do operacji pomostowania aortalno-wieńcowego. W trakcie zabiegu pacjenci byli monitorowani jednocześnie obiema metodami, a uzyskane wyniki okazały się zbieżne, współczynnik korelacji $r = 0,93$. We wnioskach autorzy podkreślili, że obie metody dają podobne wyniki i mogą być stosowane zamiennie.

Kardiometria elektryczna jest stosowana do diagnozowania przyczyn niewydolności mięśnia sercowego. Spadek kurczliwości mięśnia sercowego może spowodować zastój w układzie żylnym i w krążeniu małym. Efektem upośledzenia serca jako pompy będzie wzrost obciążenia wstępnego, widoczny jako podwyższona wartość ilości płynu w klatce piersiowej (TFC) – w mięszu płucnym, opłucnej czy dużych naczyniach krwionośnych. Natomiast wzrost obciążenia następczego będzie manifestował się podwyższoną wartością oporu obwodowego (SVR), do obliczenia którego uwzględniane są rzut serca i częstość pracy serca.

Również w niewydolności serca kardiometria elektryczna jest wykorzystywana do oceny funkcji hemodynamicznej lewej komory zarówno w spoczynku, jak i podczas prób wysiłkowych. Może być szczególnie przydatna u pacjentów z niespecyficznymi dolegliwościami. Metoda ta jest coraz częściej wykorzystywana do optymalnego ustawienia stymulatora serca, a szczególnie w terapii resynchronizacyjnej.

Kardiometria elektryczna (EV) jest dobrym sposobem diagnozowania i monitorowania nadciśnienia tętniczego. Poprzez ocenę parametrów hemodynamicznych, takich jak: rzut serca (CO), indeks sercowy (CI), zawartość płynu w klatce piersiowej (TFC), wskaźnik wyrzutowy (SI) można też skutecznie modyfikować dotychczasowe leczenie nadciśnienia tętniczego.

Metoda kardiometrii elektrycznej może też być z powodzeniem stosowana w szybkim różnicowaniu

rodzajów wstrząsu oraz w rozpoznawaniu i monitorowaniu groźnych zaburzeń hemodynamicznych występujących w innych stanach chorobowych, np. w ostrej niewydolności oddechowej, w niewydolności nerek czy innych chorobach endokrynologicznych.

Kolejnym miejscem, gdzie kardiometria elektryczna zaczyna być wykorzystywana, są sale operacyjne. Monitorowanie śródoperacyjne pacjentów znieczulanych ogólnie i przewodowo do zabiegów niekardiologicznych może być w dowolnym momencie zabiegu rozszerzone o kardiometrię elektryczną. Dzięki tej metodzie można na bieżąco oceniać stan mięśnia sercowego i układu krążenia, co pozwala na bezzwłoczne podejmowanie trafnych decyzji terapeutycznych. Oczywiście jest, że przebieg znieczulenia zależy nie tylko od obciążenia, jakie posiada pacjent czy od wybranej techniki anestezji, ale również od działań prowadzonych przez operatorów. Śródoperacyjne monitorowanie parametrów hemodynamicznych jest szczególnie ważne u pacjentów obciążonych kardiologicznie lub mających kilka schorzeń internistycznych (np. ChNS, NT, cukrzyca, niewydolność nerek, otyłość). Oceniając parametry hemodynamiczne, takie jak: rzut serca (CO), objętość wyrzutowa serca (SV), obwodowy opór naczyniowy (SVR), indeks kurczliwości serca (ICON), praca wyrzutowa lewej komory (LSW), wskaźnik czasu skurczu serca (STR = PEP/LWET), zawartość płynów w klatce piersiowej (TFC) czy dowóz tlenu (DO_2), anestezjolog ma możliwość natychmiastowego korygowania dawek anestetyków, analgetyków, ograniczania lub przyspieszania płynoterapii czy podawania leków oddziałujących na mięsień sercowy (leki antyarytmiczne, aminy katecholowe). Kardiometria elektryczna (EV) pomaga też w optymalnym ustawieniu parametrów wentylacji mechanicznej u pacjentów kardiologicznych poddanych zabiegom operacyjnym w znieczuleniu ogólnym, jak i u chorych wentylowanych mechanicznie w oddziałach intensywnej terapii. Dzięki ciągłej ocenie rzutu serca (CO), objętości wyrzutowej serca (SV), zawartości płynów w klatce piersiowej (TFC) i dowozu tlenu (DO_2)

można obserwować skuteczność prowadzonej respiratoroterapii, oceniać jej wpływ na niewydolny mięsień sercowy i korygować nastawy wentylacji, takie jak: częstość oddechów, objętość oddechowa, ciśnienie szczytowe na wdechu (PIP), ciśnienie końcowo-wydechowe (PEEP) czy stężenie tlenu w mieszaninie oddechowej (FiO_2).

Kardiometria elektryczna nie sprawdza się u pacjentów z ciężką niedomykalnością aortalną oraz u chorych z ciężką niewydolnością mięśnia sercowego leczonych kontrapulsacją wewnątrzortalną. Jest to spowodowane zakłóceniem prawidłowego pulsacyjnego przepływu krwi w aorcie.

WNIOSKI

Kardiometria elektryczna (EV) jest metodą nieinwazyjną, która w sposób ciągły dostarcza informacji o przepływie krwi, poziomie płynów, kurczliwości serca i układzie krążenia. Do jej zalet należą: łatwość i szybkość wykonania, powtarzalność, opłacalność, brak oddziaływania na pacjenta, możliwość ciągłego monitorowania parametrów hemodynamicznych. Cechy te sprawiają, że kardiometria elektryczna jest stosowana w diagnostyce i monitorowaniu leczenia chorób serca, układu krążenia, schorzeń innych układów i nagłych stanów przebiegających z zaburzeniami hemodynamicznymi, jak również jest wykorzystywana jako element monitorowania śródoperacyjnego i w oddziałach intensywnej terapii, gdzie pomaga w natychmiastowym podejmowaniu trafnych decyzji terapeutycznych.

W chwili obecnej jest bardzo mało badań porównujących tę metodę z innymi metodami oceny parametrów hemodynamicznych układu krążenia, ale wszystkie te badania wykazały znamienne zgodność wyników uzyskiwanych za pomocą kardiometrii elektrycznej z wynikami pozostałych metod. Sytuacja ta zachęca do dalszych badań i równocześnie pozwala na coraz szersze wykorzystywanie kardiometrii elektrycznej.

PIŚMIENNICTWO

- Krzesiński P, Gielerak G, Kowal J: Kardiografia impedancyjna – nowoczesne narzędzie terapii monitorowanej chorób układu krążenia. *Kardiologia Polska* 2009; 67: 65-71.
- Kim DW: Detection of physiological events by impedance. *Yonsei Med J* 1989; 30: 1-11.
- Cybulski G, Koźluk E, Michalak E et al.: Holter-type impedance cardiography device. A system for continuous and non-invasive monitoring of cardiac haemodynamics. *Kardiologia Polska* 2004; 61(8): 138-146.
- Niewiadomski W, Pilis W, Laskowska D et al.: Effects of a brief Valsalva manoeuvre on hemodynamic response to strength exercises. *Clin Physiol Funct Imaging* 2012; 32(2): 145-157.
- Cybulski G: Reokardiograficzna optymalizacja leczenia hipotensyjnego. *Kardiologia Polska* 2012; 70(6): 608.
- Niewiadomski W, Pilis A, Strasz A et al.: In aged men, central vessel transmural pressure is reduced by brief Valsalva manoeuvre during strength exercise. *Clin Physiol Funct Imaging* 2013 Aug 26; doi: 10.1111/cpf.12080.
- Woltjer HH, Bogaard HJ, de Vries PM: The technique of impedance cardiography. *Eur Heart J* 1997; 18: 1396-1403.
- Summers RL, Shoemaker WC, Peacock WF et al.: Bench to bedside: electrophysiologic and clinical principles of noninvasive hemodynamic monitoring using impedance cardiography. *Acad Emerg Med* 2003; 10: 669-680.
- Wong J: Non-invasive output and oxygen delivery measurements in acute critical anemia PAS 2010, Vancouver.
- Zoremba N, Bickenbach J, Krauss B et al.: Comparison of electrical velocimetry and thermodilution techniques for the measurement of cardiac output. *Acta Anaesthesiol Scand* 2007; 51: 1314-1319.
- Suttner S, Shöllhorn T, Boldt J et al.: Noninvasive assessment of cardiac output using thoracic electrical bioimpedance in hemodynamically stable and unstable patients after cardiac surgery: a comparison with pulmonary artery thermodilution. *Intensive Care Med* 2006 Dec; 32(12): 2053-2058.
- Bernstein DP, Osypka MJ: Apparatus and method for determining an approximation of stroke volume and cardiac output of the heart. US Patent 6,511,438 B2, January 2 2003.
- Osthaus WA, Hubert D, Beck C et al.: Comparison of electrical velocimetry and transpulmonary thermodilution for measuring cardiac output in piglets. *Pediatric Anesthesia* 2007 Aug 17; 8: 749-755.
- Norozi K, Beck C, Osthaus WA et al.: Electrical velocimetry for measuring cardiac output in children with congenital heart disease. *Br J Anaesth* 2008; 100(1): 88-94.
- Schmidt C, Theilmeier G, Van Aken H et al.: Comparison of electrical velocimetry and transoesophageal doppler echocardiography for measuring stroke volume and cardiac output. *Br J Anaesth* 2005 Nov; 95(5): 603-610.

received/otrzymano: 19.02.2014
accepted/zaakceptowano: 26.03.2014