

Wybrane metody ciągłego monitorowania rzutu minutowego serca w pracowni hemodynamiki i na oddziale intensywnej opieki kardiologicznej

Continuous cardiac output monitoring in the cathlab and in intensive cardiac care unit. A review of available methods

Aleksander Zeliaś

II Klinika Kardiologii i Interwencji Sercowo-Naczyniowych, Szpital Uniwersytecki w Krakowie

STRESZCZENIE

W pracy dokonano przeglądu najczęstszych metod służących do ciągłego monitorowania rzutu serca, które mogą być użyteczne u pacjentów poddawanych zabiegom wieńcowym wysokiego ryzyka w pracowni hemodynamiki lub u pacjentów z ostrą niewydolnością serca/wstrząsem kardiogennym leczonych na oddziałach intensywnej opieki kardiologicznej. Pokróćce omówiono klasyczne monitorowanie cewnikiem Swan-Ganza z uwzględnieniem najnowszych technologii (automatyczny pomiar rzutu serca i oksymetrii, ocena objętości i czynności skurczowej prawej komory), jak również mniej inwazyjne metody oparte na analizie fali tętna i termodylucji przezpłucnej, z wyliczeniem wielu parametrów pochodnych przydatnych w monitorowaniu i leczeniu zgodnie z algorytmami leczenia ukierunkowanego na cel. Na końcu zaprezentowano również minimalnie inwazyjną ocenę rzutu za pomocą sondy przezprzełykowej oraz całkowicie nieinwazyjną metodę bioimpedacji.

Słowa kluczowe: rzut minutowy serca, objętość wyrzutowa, monitorowanie, cewnik Swan-Ganza, termodylucja przezpłucna, analiza fali tętna

Kardiol. Inwazyjna 2019, 14 (4), 16–23

ABSTRACT

In this review the most common methods of continuous cardiac output monitoring, which may be used in patients submitted to high-risk percutaneous coronary interventions in the cathlabs or in patients with acute heart failure or shock in intensive cardiac care units were shown. Briefly, classical Swan-Ganz pulmonary artery catheter was described with some of the newest technical developments (such as automatic cardiac output and continuous oximetry measurement, right ventricular diastolic volume and systolic function assessment), as well as less invasive methods such as pulse contour analysis and transpulmonary termodilution, which allow to calculate some useful parameters to monitor and guide treatment according to the principle of goal directed therapy. Finally, minimally invasive doppler transesophageal technique and completely non-invasive method of transthoracic bioimpedance were presented.

Key words: cardiac output, stroke volume, monitoring, Swan-Ganz catheter, transpulmonary termodilution, pulse contour analysis

Kardiol. Inwazyjna 2019, 14 (4), 16–23

Wstęp

W ostatnich latach zwiększyła się liczba chorych kwalifikowanych do interwencji wieńcowych wysokiego ryzyka (np. niezabezpieczony pień lewej tętnicy wieńcowej u chorych z niską frakcją wyrzutową lewej komory, ostatnie drożne naczynie, kompleksowa wielonaczyniowa angioplastyka z wykorzystaniem aterektomii rotacyjnej), u których przewiduje się możliwość wystąpienia niestabilności hemodynamicznej w czasie zabiegu. Obok inwazyjnego pomiaru ciśnienia tętniczego, które jest standardem, bezpieczeństwo chorego podczas procedury interwencyjnej można zwiększyć poprzez monitorowanie rzutu minutowego serca (CO, *cardiac output*). Od-

rębnym, uznanym wskazaniem do monitorowania CO są pacjenci hospitalizowani na oddziałach intensywnej terapii kardiologicznej (OINK) w stanie ostrej niewydolności serca lub wstrząsu kardiogenego. Rzut minutowy serca zależy od stanu samego serca (kurczliwość, częstość pracy serca), obciążenia wstępnego i obciążenia następczego [1]. Rzut minutowy serca odzwierciedla zatem przepływ tkankowy krwi, decyduje o rokowaniu krytycznie chorych [2] i w wielu przypadkach jest niezbędny do prawidłowej oceny układu krążenia, kierowania terapią farmakologiczną (płynoterapia, leki wazopresyjne i/lub inotropowe) [3] oraz decyduje o wskazaniach do zastosowania mechanicznych metod wspomagania układu krążenia [4]. Poniżej przedstawiono niektóre metody pomiaru CO możliwe do wykorzystania w pracowni hemodynamiki i/lub OINK.

Monitorowanie CO za pomocą cewnika Swan-Ganza

Cewnik z balonem zakładany do tętnicy płucnej został wprowadzony do praktyki klinicznej w 1970 roku przez doktorów Jeremy'ego Swana i Williama Ganza (PAC, *pulmonary artery catheter*). Jest to klasyczne narzędzie służące do pomiaru CO na oddziale intensywnej terapii (OIT). W związku z pojawieniem się mniej inwazyjnych metod (omówionych poniżej) oraz z wynikami metaanaliz wskazujących na brak poprawy przeżycia pacjentów na OIT [5] PAC jest obecnie używany rzadziej, nadal pozostaje jednak techniką referencyjną dla oceny ciśnień wewnątrzsercowych, rzutu serca oraz saturacji krwi żyłnej mieszanej. W wytycznych Europejskiego Towarzystwa Kardiologicznego dotyczących ostrej i przewlekłej niewydolności serca wskazaniem do zastosowania PAC są: schyłkowa niewydolność serca u kandydatów do transplantacji lub implantacji systemów do mechanicznego wspomagania krążenia (IC), podejrzenie nadciśnienia płucnego (IIaC) oraz niewydolność serca, która nie odpowiadająca na standardowe leczenie (IIbC) [6]. Z kolei, w wytycznych Europejskiego Towarzystwa Intensywnej Terapii (ESCIM, *European Society of Intensive Care Medicine*) dotyczących rozpoznawania, monitorowania i leczenia wstrząsu, nie zaleca się rutynowego stosowania PAC (IA), natomiast uznaje się jego potencjalne korzyści we wstrząsie z towarzyszącą dysfunkcją prawego serca (IIC) [7]. W trakcie zakładania cewnika rejestruje się ciśnienia na drodze z prawego przedsionka, poprzez prawą komorę, aż do gałęzi tętnicy płucnej (optymalnie zaopatrującej płat dolny lub środkowy płuca, czyli tzw. III lub II strefę Westa, gdzie ciśnienie w tętnicy płucnej jest wyższe od ciśnienia pęcherzykowego) [8] (ryc. 1).

Klasyczny pomiar rzutu serca metodą termodylucji polega na wstrzyknięciu określonej objętości zimnego płynu do żyły głównej górnej (przez proksy-

malny port cewnika) i detekcji chwilowego spadku temperatury krwi przez termistor zlokalizowany na jego końcu w tętnicy płucnej. Rzut minutowy serca jest obliczany z równania Stewarta-Hamiltona i odwrotnie proporcjonalny do pola pod krzywą termodylucji [9] (ryc. 2).

W przypadku niskiego CO krzywa jest bardziej płaska i spadek temperatury trwa dłużej (większe pole). Przy dużym CO spadek temperatury pojawia się szybciej i trwa krócej (mniejsze pole). Kształt krzywej może również wskazywać na błąd pomiaru związany z artefaktami lub nieprawidłową techniką iniekcji (ryc. 3).

Niedoszacowanie pomiaru może wynikać z recyrkulacji indykatora spowodowanej istotną niedomykalnością zastawki trójdzielnej lub płucnej (rzadziej z przecieku lewo-prawego). Błędy pomiaru mogą również być rezultatem z wahań podstawowej temperatury krwi chorego (np. po operacjach w krążeniu pozaustrojowym), kaszlu, ruchów oddechowych lub arytmii (np. wywołanej wstrzyknięciem zimnego płynu). Za istotną klinicznie uważa się zmianę CO o ponad 10–15% (mniejsze wartości mogą wynikać z naturalnej zmienności metody).

Wadą takiego sposobu pomiaru jest konieczność powtarzania wstrzyknięć indykatora oraz związane z tym ryzyko infekcji. Aby przezwyciężyć to ograniczenie, wprowadzono cewniki PAC z możliwością ciągłego monitorowania rzutu serca (CCO, *continuous cardiac output*), na przykład cewnik CCOcombo (Edwards Lifescience, Irvine, California). Wskaźnikiem jest tu energia cieplna w wysokości około 7,5 W generowana w prawej komorze serca przez specjalny filament grzewczy w postaci impulsów. Termistor w tętnicy płucnej rejestruje częste, chwilowe zmiany temperatury i koreluje je z impulsami cieplnymi, wyznaczając krzywą termodylucji. Pomiaru są automatyczne, nie wymagają żadnej interwencji ze strony użytkownika i są odświeżane co około 30–60 sek. Są również mniej czułe na wahania oddechowe lub błędy techniczne wynikające z nieprawidłowej podaży indykatora. Dodatkową zaletą cewników nowej generacji jest możliwość wyliczenia frakcji wyrzutowej prawej komory (RVEF [*right ventricular ejection fraction*] prawidłowa wartość 40–50%), poprzez ocenę rezydualnego ciepła w prawej komorze po okresie wyrzutu, indeksu pracy skurczowej prawej komory (RVSWI [*right ventricular stroke work index*], norma 5–10 mm Hg × ml/m²) oraz objętości końcowo-rozkurczowej prawej komory (RVEDVI [*right ventricular end-diastolic volume index*], prawidłowa wartość 60–100 ml/m²) jako iloraz SV (*stroke volume*) i RVEF. Są to parametry bardzo trudne do uzyskania innymi metodami. Objętość końcowo-rozkurczowej prawej komory jest lepszym wskaźnikiem dla oceny obciążenia wstępnego i dokładniej koreluje z CO w porównaniu z centralnym ciśnieniem żylnym (CVP, *central venous pressure*)

lub ciśnieniem zaklinowania kapilar płucnych (PCWP, *pulmonary capillary wedge pressure*), zwłaszcza u chorych wentylowanych mechanicznie z wysokim ciśnieniem końcowo-wydechowym (PEEP, *positive end-expiratory pressure*) [10]. Wadą wykorzystania RVEF w szacowaniu funkcji skurczowej serca jest duża wrażliwość tego parametru na zmiany oporu płucnego [11]. Ważną zaletą cewnika Swana-Ganza jest również możliwość oznaczenia saturacji mieszanej krwi żyłnej (SvO_2 , norma 60–80%), zarówno poprzez pojedyncze pomiary lub, jak w nowoczesnych cewnikach, w sposób ciągły, z wyświetlaniem aktualnej wartości i możliwością obliczenia parametrów pochodnych, takich jak dostarczenie (DO_2) i zużycie tlenu (VO_2). Pomiar samej saturacji żyłnej z żyły głównej górnej ($ScvO_2$, norma 60–70%) jest również możliwy bez wykorzystania PAC za pomocą cewnika centralnego zaopatrzonego w oksymetr. Wyżej wymienione parametry są integralną częścią kompleksowej oceny hemodynamicznej pacjentów w stanie ciężkim i wchodzi w skład licznych algorytmów diagnostyczno-klinicznych [12] (ryc. 4), zaś zmierzone i obliczone mogą być parametry przedstawione graficznie w przystępnej dla użytkownika formie (ryc. 5).

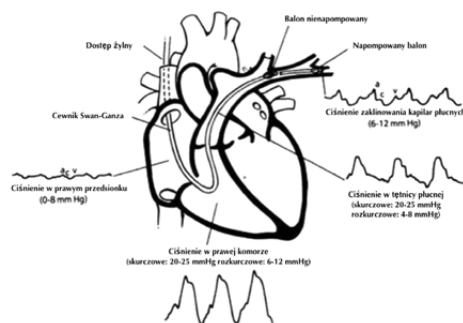
Wyznaczanie pojemności minutowej serca na podstawie analizy krzywej ciśnienia tętniczego (APCO, *arterial pressure based cardiac output* lub *COpc, cardiac output pulse contour*)

Ze względu na inwazyjność PAC i możliwe powikłania jego stosowania, do praktyki klinicznej wprowadzono szereg nowych małoinwazyjnych metod pomiaru ciśnienia. Poniżej omówiono metody oparte na analizie krzywej ciśnienia tętniczego.

Metody niewymagające kalibracji

FloTrac/EV1000 (Edwards Lifescience, Irwin, California) to metoda ciągłego, minimalnie inwazyjnego pomiaru rzutu minutowego serca, która opiera się na założeniu, że ciśnienie tętna aortalnego będące różnicą ciśnienie skurczowego i rozkurczowego jest wprost proporcjonalne do SV i odwrotnie proporcjonalne do podatności aorty [13].

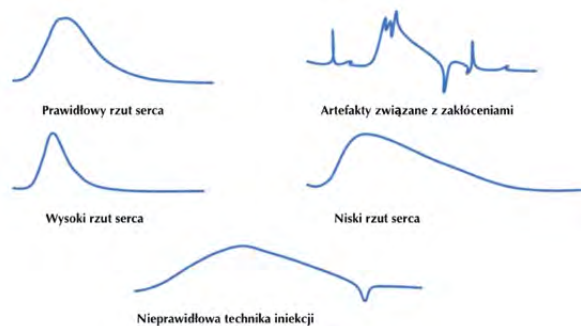
Do standardowej linii tętniczej podłącza się specjalny przetwornik ciśnienia FloTrac kompatybilny z monitorem/platformą EV1000 (wcześniej Vigileo) lub HemoSphere (Edwards Lifescience, Irwin, California). Algorytm systemu analizuje kształt krzywej ciśnienia około 100 razy na sekundę przez 20 sekund, uzyskując 2000 punktów pomiarowych. Algorytm określa ciśnienie tętna jako odchylenie standardowe ciśnienia tętniczego od wartości średniego ciśnienia tętniczego (MAP, *mean arterial pressure*) (ryc. 6). Następnie obliczone odchylenie standardowe jest



Rycina 1. Prawidłowe krzywe ciśnienia wraz z zakresem wartości prawidłowych uzyskane z cewnika Swana-Ganza na różnym poziomie (w prawym przedsionku, prawej komorze, tętnicy płucnej oraz w pozycji zaklinowania) [8]



Rycina 2. Równanie Stewarda-Hamiltona do obliczania CO metodą termodylucji; T_b — temperatura krwi; T_i — temperatura iniektatu; V_i — objętość iniektatu; $T_b \times dt$ — pole pod krzywą termodylucji; K — współczynnik korekcji zależny m.in. od wieku oraz temperatury krwi i iniektatu [9]



Rycina 3. Kształt krzywej termodylucji w zależności od wielkości rzutu serca, artefaktów lub nieprawidłowej techniki iniekcji [9]



Rycina 5. Platforma monitorująca HemoSphere (Edwards, LifeScience, Irwin, California) do kompleksowej oceny hemodynamicznej — przykładowo pokazano ekran zależności fizjologicznych (A), animacji fizjologicznych (B) oraz ekran zegarowy z zakresami norm (C) Źródło: materiały informacyjne firmy Edwards, dostępne online: <https://edwardsprod.blob.core.windows.net/media/Gb/devices/monitoring/hemodynamic%20monitoring/hemosphere-brochure.pdf>

mnożone przez przelicznik chi, który jest równaniem z wieloma zmiennymi oceniającymi napięcie naczyniowe (m.in. na podstawie częstości akcji serca, MAP — wzrost często oznacza wzrost oporu, a spadek zmniejszenie oporu, analizę nachylenia narastania krzywej ciśnienia — mniejsze nachylenie: mniejszy opór, większe nachylenie: większy oraz kurtozy, czyli

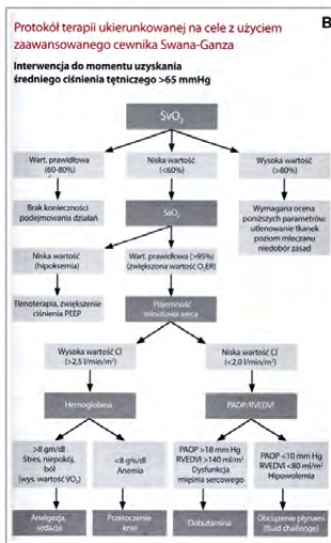
miary tego, na ile rozkład punktów danych w stosunku do rozkładu normalnego jest albo szpiczasty, co oznacza wysoki opór lub płaski wskazujący na mały opór) z uwzględnieniem parametrów dotyczących samego pacjenta, takich jak wiek, wzrost, masa powierzchni jego ciała, co koreluje z kolei z podatnością aorty. Chi jest aktualizowane co 60 sek. [14].

Niestety, pomiar CCO według powyższego algorytmu ma wiele istotnych ograniczeń. Po pierwsze zależy od jakości sygnału ciśnienia. Ponadto, obserwowane jest pogorszenie precyzji pomiaru w sytuacjach skrajnych zmian oporu naczyniowego, jak podaż wazokonstryktorów lub wystąpienie wazoplegii we wstrząsie septycznym (co częściowo skorygowano w wersji 3,0 oprogramowania). Kolejnym problemem jest obecność arytmii lub tachykardii powodujących znaczne wahania kształtu krzywej ciśnienia (wersja 4,0 oprogramowania pozwala częściowo ominąć ten problem). Ponadto algorytm nie może być stosowany w sytuacji ciężkiej niedomykalności zastawki aortalnej oraz przy stosowaniu kontrapulsacji [14].

Metody wymagające kalibracji

System PiCCO (Getinge, Munich, Germany) opiera pomiar CO na założeniu, że pole pod krzywą ciśnienia w jej części skurczowej jest proporcjonalne do objętości wyrzutowej. Analiza jest dokonywana skurcz po skurczu i uwzględnia także dynamikę narastania gradientu ciśnienia (dP/dt) [9] (ryc. 7). Uzyskana wartość jest następnie korygowana przez współczynnik kalibracji. Stanowi on wypadkową współzależności funkcji serca i układu tętniczego — oporu i podatności — i wymaga wykonania pomiaru termodylucji przezpłucnej. (patrz niżej). Udoskonalona wersja systemu — PiCCO plus — pozwala ocenić również zmienność objętości wyrzutowej oraz zmienność ciśnienia tętna. Wykazano dobrą korelację metody w porównaniu z termodylucją przy użyciu cewnika Swana-Ganza [15].

Kolejną, dostępną w Polsce metodą monitorowania CCO jest LiDCOplus (London, UK). W pierwszej kolejności za pomocy specjalnego algorytmu (PulseCO), wykorzystując tak zwaną analizę mocy fali tętna opierającej się na zasadzie zachowania masy/energii (zakładającą proporcjonalność pomiędzy energią fali a przepływem) z korektą uwzględniającą podatność aorty, wyznacza się CO nieskorygowany (COa), który następnie jest kalibrowany w technice rozcieńczeniowej. Do tego celu używa się tu roztworu litu podawanego w postaci chlorku do żyły obwodowej (lub centralnej), a jego stężenie oznaczane jest za pomocą specjalnej czułej na ten metal elektrody z krwi pobranej z linii tętniczej (aspirując 5 ml krwi do linii pomiarowej). Wykazano dobrą korelację pomiaru CO z metodą termodylucji [16]. Wadą jest konieczność częstej rekaliibracji oraz (podobnie do poprzednich metod) brak precyzji w sytuacjach



Dostarczenie tlenu
 $DO_2 = CO \times CaO_2 \times 10$
(norma 950-1150 ml/min)

$CaO_2 = (Hb \times 1,39 \times SaO_2) \times (PaO_2 \times 0,0031)$, gdzie

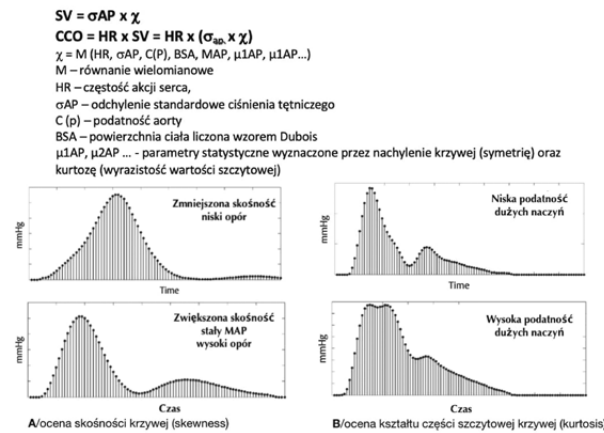
CaO_2 - zawartość tlenu we krwi tętniczej
 Hb - stężenie hemoglobiny (g/dL)
 SaO_2 - saturaacja krwi tętniczej
 PaO_2 - ciśnienie parcjalne tlenu we krwi tętniczej
 $0,0031$ - współczynnik rozpuszczalności tlenu we krwi ml/mmHg

Zużycie tlenu
 $VO_2 = CO \times (CaO_2 - CvO_2) \times 10$
(norma 200-250 ml/min)

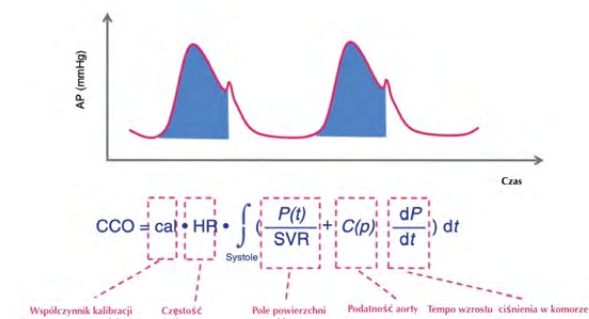
$CvO_2 = (Hb \times 1,39 \times SvO_2) \times (PaO_2 \times 0,0031)$, gdzie

CvO_2 to zawartość tlenu we krwi żyłnej
 SvO_2 - saturaacja krwi żyłnej mieszanej

Rycina 4. A — kompleksowa ocena hemodynamiczna za pomocą PAC; B — algorytm leczniczy oparty na wynikach hemodynamicznych uzyskanych z PAC; RVEDV — objętość rozkurczowa prawej komory; PAOP — ciśnienie zaklinowania; PADP — ciśnienie rozkurczowe w tętnicy płucnej; RAP — ciśnienie w prawym przedsionku; SVR — opór obwodowy; PVR — opór płucny; RVEF — frakcja wyrzutowa prawej komory; SVI — indeks objętości skurczowej [14]



Rycina 6. Sposób obliczania SV algorytmu FloTrac oraz graficzne prezentacja kształtu fali ciśnienia na estymację oporu/podatności naczyń [14]



Rycina 7. Obliczanie rzutu serca w sposób ciągły na podstawie analizy konturu krzywej ciśnienia tętniczego w fazie skurczu (pulse pressure cardiac output) metodą beat to beat z uwzględnieniem współczynnika kalibracji uzyskanego metodą termodylucji przezpłucnej. Źródło: materiały informacyjne firmy Getinge dostępne online: <https://www.getinge.com/siteassets/products-a-z/picco/PICCO-Technology-Brochure.pdf>

nagłej zmiany oporów naczyniowych, zaletą zaś — brak konieczności dostępu do żyły centralnej oraz brak konieczności nakłucia tętnicy udowej (pomiar ciśnienia i kalibracja dokonywany jest na tętnicy promieniowej). LiDCOrapid jest nową generacją urządzenia, które podobnie jak FloTrac w celu pomiaru rzutu nie wymaga kalibracji.

Wszystkie wymienione metody małoinwazyjnego pomiaru rzutu serca pozwalają na obliczenie tak zwanej zmienności objętości wyrzutowej (*stroke volume variation, SVV* = $SV_{max} - SV_{min}/SV_{mean}$) oraz (PiCCO) zmienność ciśnienia tętna (*pulse pressure variation, PPV* = $PP_{max} - PP_{min}/PP_{mean}$). Jest to normalne zjawisko, polegające na spadku ciśnienia tętniczego (i objętości wyrzutowej) na wdechu i wzroście na wydechu wskutek zmian ciśnienia wewnątrzkratkowego w następstwie spontanicznego oddychania. Prawidłowy zakres to 0–10 mm Hg (zmienność > 10 mm Hg jest patologiczna i bywa określana tętnem dziwnym, występując np. w tamponadzie serca). Podczas wentylacji mechanicznej zjawisko to ulega odwróceniu, wskutek odwrócenia wdechowo/wydechowych gradientów ciśnienia w klatce piersiowej [17] (ryc. 8).

Zmienność objętości wyrzutowej oblicza się jako różnicę maksymalnej i minimalnej objętości wyrzutowej w stosunku do średniej ($SV_{max} - SV_{min}/SV_{\text{śr}}$). Nasilone wahania oddechowe objętości wyrzutowej ($SVV > 12-15\%$) mogą świadczyć o względnej hipowolemii u wentylowanego chorego. Obserwowana wysoka wartość SVV oznacza, że pacjent znajduje się na wstępującym ramieniu krzywej Franka-Starlinga, co pozwala przewidzieć korzystną reakcję na przetaczanie płynów. Niska zmienność wskazuje na wyczerpanie możliwości zwiększania rzutu w odpowiedzi na zwiększanie *preload* (płaska część krzywej) [17] (ryc. 9). Zmienność objętości wyrzutowej stała się integralną częścią wielu algorytmów leczenia chorych w stanach krytycznych, które okazały się przydatne w zmniejszeniu częstości komplikacji i skróceniu czasu pobytu na OIT stosowany u chorych chirurgicznych [18]. Ograniczeniem metody są arytmia, tachykardia, niski stosunek częstości akcji serca do częstości oddechu oraz dodatkowo oddech spontaniczny chorego lub wentylacja z niskimi objętościami oddechowymi (< 8 ml/kg), wysokie PEEP, wysokie ciśnienie śródbrzusze, a także niewydolność prawej komory.

Wyznaczanie pojemności minutowej serca na podstawie metody termodylucji przezpłucnej

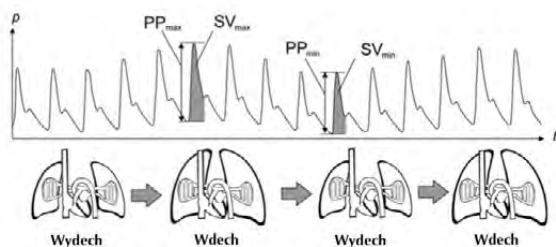
Jak wspomniano, użycie cewnika Swan-Ganza jest obecnie uznawane za zbyt inwazyjne, a przede wszystkim nieprzynoszące korzyści klinicznych pod postacią zmniejszenia śmiertelności. Termodylucja przezpłucna pozwala zrezygnować z konieczności

użycia PAC i związanych z nim powikłań. Konieczne jest jedynie wprowadzenie dojścia centralnego do żyły szyjnej wewnętrznej lub podobojczykowej oraz kaniuli tętniczej do tętnicy dużego kalibru (t. udowej lub ramieniowej), z założeniem, że końcówka cewnika jest w niezbyt dużej odległości od klatki piersiowej. Metodę termodylucji przezpłucnej wykorzystują urządzenia PiCCO (Getinge, Munich, Germany), LiDCOplus (London, UK) oraz system Volume View (Edwards Lifescience, Irvin, California).

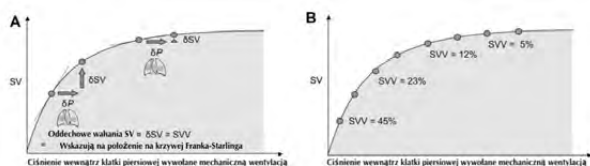
Bolus zimnej (o temp. < 8 stopni) soli podany (min. trzykrotnie) przez cewnik centralny powoduje spadek temperatury krwi, co jest rejestrowane przez termistor umieszczony w cewniku tętniczym pod postacią krzywej termodylucji. Zimna sól ulega dystrybucji w jamach prawego serca, krążeniu płucnym, jamach lewego serca oraz aorcie zstępującej. Rzut minutowy serca jest obliczany na podstawie zmodyfikowanego równania Stewarda-Hamiltona (powyżej). Wykazano bardzo dobrą korelację z pomiarem CO metodą termodylucji za pomocą PAC. Termodylucja przezpłucna jest nawet mniej podatna na artefakty związane z ruchami oddechowymi klatki piersiowej [19], a także frakcją wyrzutową w badaniu echokardiograficznym [20]. Pozwala ona dodatkowo na obliczenie innych bardzo przydatnych parametrów fizjologicznych takich jak całkowita objętość końcowo-rozkurczowa (GEDV, *global end-diastolic volume*), całkowita frakcja wyrzutowa (GEF, *global ejection fraction*) i pozanaczyniowa woda płucna (EVLW, *extravascular lung water*).

W celu pomiaru GEDV oblicza się tak zwaną *intatoracic thermal volume* (ITTV) poprzez wyznaczenie tak zwanego średniego czasu przejścia (MTT, *mean transit time*) od podania iniektatu do początkowej części fazy zstępującej krzywej termodylucji. *Intatoracic thermal volume* jest iloczynem CO i MTT. Na krzywej zstępującej wyznacza się następnie metodą ekstrapolacji logarytmicznej krzywą zaniku i czas zaniku (DST, *downslope time*), które, eliminując zjawisko recyrkulacji, służy do obliczenia płucnej objętości cieplnej (PTV [*pulmonary thermal volume*] = $CO \times DST$). Różnica pomiędzy całkowitą objętością cieplną klatki piersiowej i płuc daje GEDV ($GEDV = ITTV - PTV$), która stanowi miarę objętości wszystkich jam serca (norma ok. 600–800 ml/m²) i uważa się ją za bardzo dobry wskaźnik obciążenia wstępnego [21], a jej wartość jest skorelowana z końcowo-rozkurczową objętością lewej komory oraz objętością wyrzutową [22] (ryc. 10).

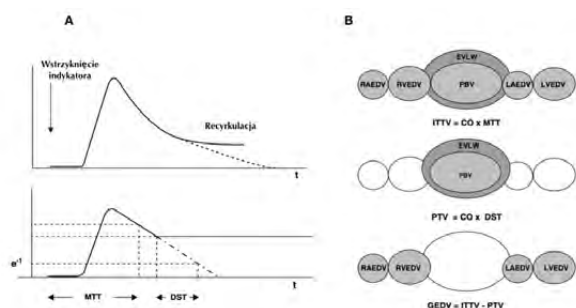
Z kolei, EVLW wyliczany z równania ($ITTV - 1,5 \times GEDV$, norma do 3–10 ml/kg). Pozwala potwierdzić zastój w krążeniu płucnym/obrzęk płuc i jest wskaźnikiem wpływającym na rokowanie u pacjentów krytycznie chorych. Wskaźnik EWLV/PBV oznaczany jako PVPI (*pulmonary vascular permeability index*) pozwala rozpoznać niekardiogeny obrzęk płuc



Rycina 8. W trakcie wdechu z respiratora ciśnienie w klatce piersiowej podnosi się i spada powrót żylny — zmniejsza się obciążenie wstępne i w następstwie (z opóźnieniem ok. 3 uderzeń serca) objętość wyrzutowa (SV) i ciśnienie tętna (PP) [17]



Rycina 9. **A** — w części wstępującej krzywej Franka-Starlinga wahania ciśnienia wewnątrz klatki piersiowej P powodują duże wahania objętości wyrzutowej SV. W części płaskiej (plateau) te same zmiany ciśnienia w małym stopniu wpływają na zmianę SV; **B** — duża wartość SV wskazuje na wstępującą część krzywej Franka-Starlinga i zachowaną rezerwę preloadu, mała wartość SVV oznacza płaską część krzywej z wyczerpaniem rezerwy płynowej [17]



Rycina 10. Zasada wyliczania parametrów objętościowych w metodzie termodylucji przezpłucnej (TPTD). **A** — krzywa TPTD z zaznaczonym średnim czasem przejścia (MTT, *mean transit time*) oraz poprzez ekstrapolację logarytmiczną fazy zstępującej (eliminując zjawisko recyrkulacji indykatora) czas zaniku (DST, *downslope time*); **B** — obliczenie globalnej objętości końcowy wydechowej (GEDV) metodą TPTD. Górny rząd: objętość termiczna klatki piersiowej (ITTV) wyliczana jako iloczyn CO x MTT to suma objętości rozkurczowych jam serca (prawego przedsionka RAEDV), prawej komory (RVEDV), lewego przedsionka (LAEDV) i lewej komory (LVEDV) oraz objętości krwi w płucach (PBV) i pozanaczyniowej wody płucnej (EVLW). Rząd środkowy: płucna objętość cieplna (PTV) obejmuje PBV i EVLW i jest wyliczana jako iloczyn CO x DST. Rząd dolny: GEDV jest różnicą ITTV - PTV [23]

(wartości > 3) [23]. Termodylucja przezpłucna jest szczególnie zalecana przez ekspertów ESCIM w leczeniu wstrząsu przebiegającego z ostrą niewydolnością oddechową (ARDS, *acute respiratory distress syndrome*), gdyż poza ułatwieniem rozpoznaniem

ARDS (na podstawie EVLW i PVPI), pozwala uniknąć szkodliwego w tej chorobie przewodnienia [7].

Kolejnym przydatnym parametrem wyliczanym podczas TPTD jest globalna frakcja wyrzutowa jako iloraz przemnożonej czterokrotnie SV i GEDV, której wartość < 20% świadczy o niewydolności lewego lub prawego serca (bez możliwości różnicowania pomiędzy nimi) [24]. Wyżej wymienione pomiary mogą być uzupełnione o oksymetryczny pomiar saturacji w żyłę główniej górnej, umożliwiającą oznaczenie minutowego zużycia tlenu w celu uzyskania kompletnego profilu hemodynamicznego.

Metody echokardiograficzne

Pomiar CO opierają się tu na zjawisku Dopplera. Fale ultradźwiękowe emitowane przez sondę ultrasonograficzną napotykają poruszające się elementy krwi (erytrocyty), odbijając się od nich i powracając w kierunku głowicy. Częstotliwość powracającej fali (*f*) różni się od częstotliwości fali emitowanej (*F*) o wartość *dF* zależną od prędkości krwi. Matematyczną zależność tego zjawiska można przedstawić wzorem:

$$dF = \frac{2F \times V \times \cos A}{C}$$

V — prędkość erytrocytów,

C — prędkość fali dźwiękowej w tkankach = 1540 m/s,

A — kąt insonacji

Na podstawie *dF* wyznaczana jest prędkość przepływającej krwi (*V*). W celu wyliczenia rzutu serca mierzona jest prędkość przepływu krwi w czasie skurczu (*t*) przez daną powierzchnię przekroju (*A*), według wzoru:

$$SV = A \int_{t=0}^t v(t) \times d(t)$$

SV — objętość wyrzutowa,

A — pole powierzchni

$\int_{t=0}^t v(t) \times d(t)$ – VTI (*velocity time integral*), czyli pole powierzchni pod chwilową krzywą przepływu

Jedną z możliwych metod ultrasonograficznego ciągłego pomiaru CO jest umieszczenie przetwornika ultradźwiękowego w przełyku (na głębokość ok. 35–45 cm) i rejestracja przepływu krwi w aorcie zstępującej (ryc. 11). Tak prowadzone pomiary dość dobrze korelują z termodylucją za pomocą PAC [25]. Istotnym ograniczeniem jest kąt pomiędzy wiązką emitowanej fali a kierunkiem przepływu krwi. Wynosi zwykle 45–60°, gdyż przełyk i aorta zstępująca są do siebie równoległe, co musi być uwzględnione w kalkulacji (wg podanego wyżej wzoru). Błąd ustalenia właściwego kąta w wysokości 5° daje błąd obliczenia CO nawet o 10%. Ponadto konieczna jest znajomość powierzchni przekroju aorty w miejscu pomiaru. Najczęściej określa się ją w trybie M-mode (konieczny

jest pomiar prostopadły do osi długiej naczynia, z czego również mogą wynikać błędy) lub wyznacza się ją z nomogramów. Trzeba również pamiętać, że rzut serca mierzony na poziomie aorty zstępującej jest o około 30% mniejszy od całkowitego, gdyż nie obejmuje części krwi zaopatrującej tętnice wieńcowe i naczynia łuku. Reasumując, w praktyce klinicznej powyższa metoda pomiaru sprawdza się u pacjenta leżącego, unieruchomionego i w głębokiej sedacji.

Pomiar rzutu techniką bioimpedacji

Obliczanie CO za pomocą bioimpedacji polega na matematycznej analizie zmian oporności klatki piersiowej w odpowiedzi na zmiany w objętości krwi w jej wnętrzu, wykorzystując emisję prądu zmiennego o małym natężeniu (4A) i wysokiej częstotliwości (100–200 Hz). W praktyce stosuje się cztery pary elektrod, z których połowa emituje prąd, a druga połowa odbiera impulsy elektryczne, przechodzące równoległe do kręgosłupa (ryc. 12). Wzrost objętości klatki piersiowej w czasie skurczu zwiększa przewodnictwo prądu, gdyż krew jest dobrym przewodnikiem, a tym samym zmniejsza bioimpedację. System wykrywa cykliczne zmiany w impedancji związane z przepływem krwi i wykreśla krzywą przypominającą krzywą ciśnienia. Największą zaletą metody jest jej całkowita nieinwazyjność. Jest jednak ograniczana przez zakłócenia elektryczne, arytmie, tachykardię, niedomykalność aortalną, zastosowanie IABP oraz trudności w uzyskaniu sygnału dobrej jakości (m.in.

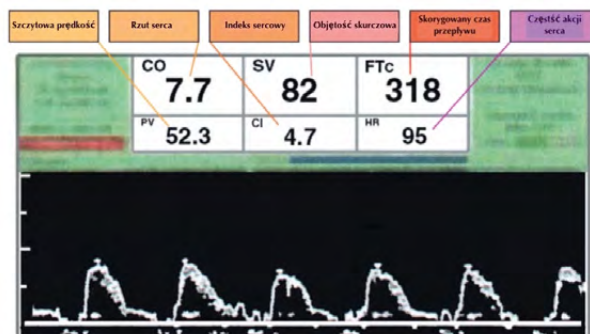
spowodowane otyłością, obrzękiem lub wentylacją), szczególnie u krytycznie chorych [26].

Podsumowanie

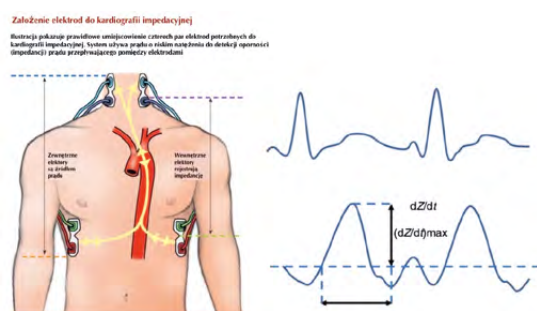
Przedstawione w artykule metody ciągłego pomiaru rzutu serca oraz niektórych innych, pochodnych parametrów fizjologicznych mogą stanowić ważne uzupełnienie wiedzy dla lekarzy kardiologów opiekujących się pacjentami w stanie krytycznym, zarówno w pracowni hemodynamiki, gdzie często niestabilni kardiologicznie chorzy trafiają w pierwszej kolejności, jak i na oddziałach intensywnego nadzoru kardiologicznego, gdzie rozpoczęte monitorowanie i leczenie są kontynuowane. Można pokusić się przy tym o analogię do sytuacji znanej z sal operacyjnych i oddziałów intensywnej terapii, gdzie opiekę nad chorymi sprawują anestezjologowie i gdzie od lat z dobrym skutkiem stosuje się omówione rozwiązania w celu zapewnienia chorym bezpieczeństwa i leczenia ukierunkowanego na cel, które, jak wykazano, może przynieść redukcję śmiertelności u pacjentów we wstrząsie septycznym [27].

Piśmiennictwo:

1. Vincent JL. Understanding cardiac output. Crit Care. 2008; 12(4): 174, doi: 10.1186/cc6975, indexed in Pubmed: 18771592.
2. Fincke R, Hochman JS, Lowe AM, et al. SHOCK Investigators. Cardiac power is the strongest hemodynamic correlate of mortality in cardiogenic shock: a report from the SHOCK trial registry. J Am Coll Cardiol. 2004; 44(2): 340–348, doi: 10.1016/j.jacc.2004.03.060, indexed in Pubmed: 15261929.
3. Pinsky MR. Why measure cardiac output? Crit Care. 2003; 7(2): 114–116, doi: 10.1186/cc1863, indexed in Pubmed: 12720554.
4. Atkinson TM, Ohman EM, O'Neill WW, et al. Interventional Scientific Council of the American College of Cardiology. A Practical Approach to Mechanical Circulatory Support in Patients Undergoing Percutaneous Coronary Intervention: An Interventional Perspective. JACC Cardiovasc Interv. 2016; 9(9): 871–883, doi: 10.1016/j.jcin.2016.02.046, indexed in Pubmed: 27151604.
5. Gidwani UK, Goel S. The Pulmonary Artery Catheter in 2015: The Swan and the Phoenix. Cardiol Rev. 2016; 24(1): 1–13, doi: 10.1097/CRD.000000000000082, indexed in Pubmed: 26203863.
6. Ponikowski P, Voors AA, Anker SD, et al. ESC Scientific Document Group. 2016 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure: The Task Force for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the Heart Failure Association (HFA) of the ESC. Eur Heart J. 2016; 37(27): 2129–2200, doi: 10.1093/eurheartj/ehw128, indexed in Pubmed: 27206819.
7. Cecconi M, De Backer D, Antonelli M, et al. Consensus on circulatory shock and hemodynamic monitoring. Task force of the European Society of Intensive Care Medicine. Intensive Care Med. 2014; 40(12): 1795–1815, doi: 10.1007/s00134-014-3525-z, indexed in Pubmed: 25392034.



Rycina 11. Przykładowy ekran systemu monitorowania CCO za pomocą ultrasonograficznej sondy przetykowej [13]



Rycina 12. Prawidłowe umiejscowienie elektrod do pomiaru CO metodą bioimpedacji wraz z zapisem krzywej — LVET koresponduje z czasem wyrzutu zaś dZ/dt do maksymalna zmienność impedancji [13]

8. Cooper AS. Pulmonary Artery Catheters for Adult Patients in Intensive Care. *Crit Care Nurse*. 2016; 36(2): 80–82, doi: 10.4037/ccn2016883, indexed in Pubmed: 27037343.
9. Giraud R, Bendjelid K. Hemodynamic Monitoring in the ICU. 2016, doi: 10.1007/978-3-319-29430-8.
10. Wiesenack C, Fiegl C, Keyser A, et al. Continuously assessed right ventricular end-diastolic volume as a marker of cardiac preload and fluid responsiveness in mechanically ventilated cardiac surgical patients. *Crit Care*. 2005; 9(3): R226–R233, doi: 10.1186/cc3503, indexed in Pubmed: 15987394.
11. Diebel LN, Wilson RF, Tagett MG, et al. End-diastolic volume. A better indicator of preload in the critically ill. *Arch Surg*. 1992; 127(7): 817–21; discussion 821, doi: 10.1001/archsurg.1992.01420070081015, indexed in Pubmed: 1524482.
12. Pinsky MR, Vincent JL. Let us use the pulmonary artery catheter correctly and only when we need it. *Crit Care Med*. 2005; 33(5): 1119–1122, doi: 10.1097/01.ccm.0000163238.64905.56, indexed in Pubmed: 15891346.
13. Knapp R. Hemodynamic monitoring made incredibly visual! Wolters Kluwer Health; 2015 Third edition. <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=e000xww&AN=1473110&lang=pl&site=ehost-live&scope=site>.
14. Education EC. Edwards Clinical Education Quick Guide to Cardiopulmonary Care 4th Edition.
15. Felbinger TW, Reuter DA, Eltzhig HK, et al. Cardiac index measurements during rapid preload changes: a comparison of pulmonary artery thermodilution with arterial pulse contour analysis. *J Clin Anesth*. 2005; 17(4): 241–248, doi: 10.1016/j.jclinane.2004.06.013, indexed in Pubmed: 15950846.
16. Linton R, Band D, O'Brien T, et al. Lithium dilution cardiac output measurement: a comparison with thermodilution. *Crit Care Med*. 1997; 25(11): 1796–1800, doi: 10.1097/00003246-199711000-00015, indexed in Pubmed: 9366760.
17. Hofer CK, Cannesson M. Monitoring fluid responsiveness. *Acta Anaesthesiol Taiwan*. 2011; 49(2): 59–65, doi: 10.1016/j.aat.2011.05.001, indexed in Pubmed: 21729812.
18. Cannesson M, Ramsingh D, Rinehart J, et al. Perioperative goal-directed therapy and postoperative outcomes in patients undergoing high-risk abdominal surgery: a historical-prospective, comparative effectiveness study. *Crit Care*. 2015; 19: 261, doi: 10.1186/s13054-015-0945-2, indexed in Pubmed: 26088649.
19. Goedje O, Hoeke K, Lichtwarck-Aschoff M, et al. Continuous cardiac output by femoral arterial thermodilution calibrated pulse contour analysis: comparison with pulmonary arterial thermodilution. *Crit Care Med*. 1999; 27(11): 2407–2412, doi: 10.1097/00003246-199911000-00014, indexed in Pubmed: 10579256.
20. Jabot J, Monnet X, Bouchra L, et al. Cardiac function index provided by transpulmonary thermodilution behaves as an indicator of left ventricular systolic function. *Crit Care Med*. 2009; 37(11): 2913–2918, doi: 10.1097/ccm.0b013e3181b01fd9, indexed in Pubmed: 19866507.
21. Michard F, Alaya S, Zarka V, et al. Global end-diastolic volume as an indicator of cardiac preload in patients with septic shock. *Chest*. 2003; 124(5): 1900–1908, doi: 10.1378/chest.124.5.1900, indexed in Pubmed: 14605066.
22. Hofer CK, Furrer L, Matter-Ensner S, et al. Volumetric preload measurement by thermodilution: a comparison with transoesophageal echocardiography. *Br J Anaesth*. 2005; 94(6): 748–755, doi: 10.1093/bja/aei123, indexed in Pubmed: 15790674.
23. Eichhorn V, Goepfert MS, Eulenburg C, et al. Comparison of values in critically ill patients for global end-diastolic volume and extravascular lung water measured by transcadiopulmonary thermodilution: a meta-analysis of the literature. *Med Intensiva*. 2012; 36(7): 467–474, doi: 10.1016/j.medin.2011.11.014, indexed in Pubmed: 22285070.
24. Hofkens PJ, Verrijcken A, Merveille K, et al. Common pitfalls and tips and tricks to get the most out of your transpulmonary thermodilution device: results of a survey and state-of-the-art review. *Anaesthesiol Intensive Ther*. 2015; 47(2): 89–116, doi: 10.5603/AIT.a2014.0068, indexed in Pubmed: 25421923.
25. DiCorte CJ, Latham P, Creilich PE. Pulmonary artery catheter vs. esophageal doppler monitor: measurement of cardiac output and left ventricular filling during cardiac surgery. *Anesth Analg*. 1999; 88: 37SCA.
26. Spiess BD, Patel MA, Soltow LO, et al. Comparison of bioimpedance versus thermodilution cardiac output during cardiac surgery: evaluation of a second-generation bioimpedance device. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2001; 15(5): 567–573, doi: 10.1053/jcan.2001.26533, indexed in Pubmed: 11687996.
27. Gu WJ, Wang F, Bakker J, et al. The effect of goal-directed therapy on mortality in patients with sepsis - earlier is better: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Crit Care*. 2014; 18(5): 570, doi: 10.1186/s13054-014-0570-5, indexed in Pubmed: 25327977.

Adres do korespondencji:

Aleksander Zeliás
 II Klinika Kardiologii
 i Interwencji Sercowo-
 -Naczyniowych
 Szpital Uniwersytecki w Krakowie
 e-mail: aazelias@gmail.com