

ARTYKUŁ POGLĄDOWY/REVIEW PAPER

Otrzymano/Submitted: 17.09.2009 • Poprawiono/Corrected: 04.02.2010 • Zaakceptowano/Accepted: 20.04.2010

© Akademia Medycyny

Monitorowanie pojemności minutowej serca metodami mniej inwazyjnymi

The less-invasive cardiac output monitoring

Tamara Trafidło, Tomasz Gaszyński, Wojciech Gaszyński

I Zakład Anestezjologii i Intensywnej Terapii, Uniwersytecki Szpital Kliniczny nr 1 w Łodzi



Streszczenie

Pojemność minutowa serca jest obecnie oceniana wieloma różnymi metodami. Wśród nich wyróżnia się tzw. monitory mniej inwazyjne, które wykorzystują w ocenie rzutu serca algorytmy analizy fali tętna. Artykuł przybliża podstawy funkcjonowania oraz praktyczne znaczenie mniej inwazyjnych monitorów pojemności minutowej serca w zestawieniu z metodą termodilucji wykorzystującą cewnik tętnicy płucnej. *Anestezjologia i Ratownictwo 2010; 4: 99-110.*

Słowa kluczowe: mniej inwazyjne monitory rzutu serca

Summary

The contemporary assessment of the cardiac output includes several, different methods and technologies. Among them there are also so-called less-invasive monitors, which explore concept of pulse wave analysis. This article reviews the principles of pulse wave analysis. It also discusses a practical role of less invasive monitoring in comparison with pulmonary artery thermodilution. *Anestezjologia i Ratownictwo 2010; 4: 99-110.*

Keywords: less-invasive cardiac output monitors

Wstęp

Pojemność minutowa serca (CO, *cardiac output*, rzut serca) jest jednym z głównych wyznaczników adekwatnej perfuzji narządów. Stanowi także wskaźnik skutecznej resuscytacji układu krążenia i należy do parametrów tzw. terapii celowanej (GDT, *Goal Directed Therapy*). Ciągłe monitorowanie rzutu serca daje racjonalną podstawę modyfikacji płynoterapii, podaży leków inotropowych i wazoaktywnych oraz transfuzji krwi. Monitorowanie pojemności minutowej serca ma zatem nieocenione znaczenie terapeutyczne i prognostyczne, zwłaszcza u pacjentów krytycznie chorych [1].

Rutynowe pomiary CO są możliwe od 1970 r., kiedy

Harold Swan oraz William Ganz opracowali metodę pomiaru ciśnienia zaklinowania tętnicy płucnej przy pomocy cewnika zaopatrzonego w nadmuchiwany balonik (PAC, *pulmonary artery catheter*). Współczesne omawianie monitorowania hemodynamicznego nie jest możliwe bez odniesienia do przerywanej techniki termodilucji z użyciem cewnika tętnicy płucnej (PATD, *pulmonary artery thermodilution*). Metoda ta, chociaż skrajnie inwazyjna, ciągle stanowi punkt odniesienia porównań innych monitorów hemodynamicznych.

Aktualnie jest dostępnych wiele metod pomiaru CO. Wśród nich wyróżnia się pomiary nieinwazyjne oraz tzw. mniej inwazyjne. Określenia te funkcjonują w piśmiennictwie angielskojęzycznym i wywodzą się od porównania technik pomiaru CO z techniką

termodilucji wykorzystującą cewnik Swana-Ganza [2]. Technologie mniej inwazyjne wykorzystują wprowadzone wcześniej dostępy naczyniowe. W związku z tym, rozpoczęcie monitorowania mniej inwazyjnego nie jest obciążone tak poważnymi (ewentualnymi) powikłaniami, jak wprowadzenie cewnika Swana-Ganza. Przeciwnicy prezentowanego nazewnictwa twierdzą jednak, że pomimo braku potrzeby zastosowania PAC, jednakowoż pojawia się konieczność wykorzystania, inwazyjnych przecież, dostępów tętniczego i żylnego centralnego.

Poza monitorowaniem mniej inwazyjnym oraz monitorowaniem angażującym PAC, rzut serca może być obecnie oznaczony także metodami całkowicie nieinwazyjnymi. Należą do nich: echokardiografia przezprzełykowa, metoda pomiarów Dopplerowskich w aorcie zstępującej, bioimpedancja, bioreakcja i derywacyjna metoda Ficka.

Artykuł przedstawia praktyczny przegląd mniej inwazyjnych metod pomiaru rzutu serca w zestawieniu z PATD. Monitory mniej inwazyjne typu: PiCCO (Pulsion Medical Systems, Niemcy) LiDCO (LiDCO Ltd, Wielka Brytania) i Vigileo (Edwards Lifesciences LLC, USA), obliczają CO na podstawie analizy fali tętna.

Co stanowi „złoty standard” pomiaru rzutu serca?

Idealny monitor powinien charakteryzować się małą niepewnością pomiarową i wąskimi granicami zgodności w porównaniu z metodą referencyjną. W praktyce stosujemy metodykę Blanda-Altmana, która określa akceptowalną dokładność i precyzję zastosowanej technologii. Przyjmuje się, że wartość błędu pomiaru $\leq 30\%$ stanowi punkt odcięcia akceptowalnej dokładności pomiaru rzutu serca [3]. Walidacja nowych monitorów CO przebiega najczęściej poprzez porównanie z metodą przerywanej termodilucji wykorzystującej cewnik tętnicy płucnej. Sam termodilucyjny pomiar rzutu serca z wykorzystaniem PAC był porównywany z metodą derywacyjną Ficka oraz metodą dilucji wskaźnika [4]. Zatem dokładność i precyzja metody PATD jest dobrze poznana. Pomimo, że PATD jest metodą zweryfikowaną, to nie jest jednak uznana jako idealna metoda referencyjna. Główną przyczyną jest inwazyjność metody oraz istotne niedokładności, które mogą pojawić się podczas jej wykorzystania. Duże zmiany w termodilucyjnym pomiarze CO najczęściej

są spowodowane: przeciekami krwi, niedomykalnością zastawek trójdzielnej i aortalnej, zmiennością pracy serca zależną od cyklu oddechowego oraz zmianami dryftu temperaturowego wywołanymi nierównymi bolusami iniektatu. Dzisiejsze bardzo dynamiczne doskonalenie różnych technologii pomiaru rzutu serca może w przyszłości wyłonić nowe metody referencyjne [4].

Ograniczenia metod dilucyjnych w pomiarze objętości wyrzutowej lewej komory serca

Przerywana termodilucja z zastosowaniem cewnika tętnicy płucnej

Przerywana termodilucja z użyciem PAC jest w założeniu metodą „rozcieńczenia wskaźnika”, którym jest zimna sól fizjologiczna. Bolusy zimnej soli są podawane przez zlokalizowany w prawej komorze serca port proksymalny PAC. Termistor, zlokalizowany w porcie dystalnym cewnika, w tętnicy płucnej, mierzy następnie zmiany temperatury, wynikające z napływającego bolusa zimnej soli. Algorytm obliczający objętość wyrzutową komory opiera się na równaniu Stewarta-Hamiltona i odzwierciedla powierzchnię pod krzywą zmian temperatury. Teoretycznie zależność Stewarta-Hamiltona powinna być wykorzystana tylko podczas stałego przepływu krwi. Niestety, zmiany w przepływie krwi są często wywoływane przez zjawisko tzw. huśtawki oddechowej (*respiratory swing*), czyli przenoszenia ciśnień z klatki piersiowej na duże naczynia. Zjawisko to szczególnie nasila się podczas przerywanej wentylacji dodatnim ciśnieniem (IPPV). Zjawisko cyklicznego przenoszenia ciśnień podczas IPPV wywołuje zmiany w amplitudzie pulsu oraz oddziałuje na ciśnienie zaklinowania w tętnicy płucnej (PAOP). Zjawisko huśtawki oddechowej znacznie zmienia wartość poszukiwanej średniej pojemności minutowej serca i może pojawiać się również u osób oddychających spontanicznie. Artefakty pomiarów CO metodą PATD przy spontanicznym oddechu pojawiają się w przypadku ciężkich schorzeń płuc z dużymi oporami i z małą podatnością dróg oddechowych. IPPV oddziałuje również w inny sposób na pomiar objętości wyrzutowej serca. Przerywana wentylacja dodatnim ciśnieniem wywołuje rzeczywiste zmiany w *preload* (obciążenie wstępne) i *afterload* (obciążenie następne) komór serca. Zmiany w obciążeniach serca wywoływane przez IPPV są zapoczątkowane zmniejszeniem

szeniem powrotu żylnego do prawego przedsionka i wzrostem *afterload* prawej komory. Jednocześnie pojawia się wzrost ciśnienia napełniania lewego przedsionka. Efektem końcowym oddziaływania IPPV, jest przejściowy wzrost objętości wyrzutowej lewej komory. Po kilku cyklach pracy serca, zmniejszona objętość wyrzutowa prawej komory dosięga lewej części serca i powoduje gwałtowny spadek objętości wyrzutowej lewej komory połączony ze spadkiem MAP (*mean artery pressure*, średnie ciśnienie tętnicze). Zjawiska te bardzo dobrze są uwidocznione w echokardiografii. W latach 90. XX w. opracowano algorytm pomiarów pojemności minutowej serca metodą PATD, który koryguje błędy wywołane przez IPPV [5]. Innym rozwiązaniem technicznym znacznie eliminującym oddechowe fluktuacje pomiarów CO, jest kalibracja ciśnienia panującego w cewniku wewnątrznaczyniowym do ciśnienia wewnątrz-osierdziowego (zamiast do atmosferycznego). Oprócz bezpośredniego wpływu IPPV na zmianę napełniania jam serca połączonego z odrębnym zjawiskiem „huśtawki oddechowej”, istnieją jeszcze kolejne wpływy układu oddechowego na pomiar CO. Bardziej subtelne, ale również obecne w praktyce, są zmiany ciśnienia wewnątrz samych pęcherzyków płucnych. Płuca są podzielone na strefy ciśnień, tzw. strefy Westa. Jeśli pomiar PAOP jest wykonywany w momencie, kiedy końcówka cewnika znajduje się w I lub II strefie ciśnień płucnych, to wynik będzie odzwierciedleniem raczej ciśnienia pęcherzykowego, niż „okluzyjnego”. Zjawisko to jest szczególnie zaznaczone u pacjentów wentylowanych IPPV z PEEP (dodatknie ciśnienie końcowowydechowe). Usunięcie PEEP i czasowe przerwanie IPPV celem dokonania pomiarów ciśnień techniką PAC nie jest zalecane. Zmiana warunków wentylacji wywoła odpowiedź sercowo-naczyniową, która nie będzie odzwierciedlała „stałego stanu” pacjenta z IPPV i PEEP. Pomiary PAC powinny odbywać się bez zmiany warunków wentylacji, na końcu fazy wydechu i w przerwie pomiędzy oddechami. Dlatego aplikacja indykatora także musi odbywać się w odpowiedniej fazie cyklu oddechowego. Niestety, faza i amplituda zmian oddechowych może nie być przewidywalna. Kolejne artefakty pomiaru PATD mogą być związane z objętością podawanego iniektatu. Do pomiaru CO aplikuje się ok. 10 ml soli fizjologicznej w temperaturze pokojowej. Chłodniejsza temperatura wskaźnika dostarcza bardziej dokładnych pomiarów, jednak lodowato-zimna sól może wywołać bradykardię [6]. Wstrzyknięcie indykatora powinno

być krótsze niż 3 sekundy i powinno zachodzić równomiernie ze stałą prędkością. Taka sama objętość iniektatu powinna być używana do kolejnych pomiarów CO. Zmiana objętości wskaźnika wielkości 0,5 ml powoduje 10% błąd w wyliczeniu CO. Infuzja płynów poprzez cewnik powinna być wstrzymana w momencie pomiaru CO. Jednoczasowa administracja płynów spowoduje niedoszacowanie CO [7]. Pole powierzchni pod krzywą termodilucji jest odzwierciedleniem pojemności minutowej serca. Dlatego, jeśli kształt krzywej jest nieregularny, dany pomiar powinien być odrzucony. Precyzja metody termodilucji może być zwiększona poprzez dokonanie pomiarów trzech wartości i wyciągnięcie średniej. Odstające wyniki powinny być odrzucone. Technika termodilucji nie będzie rzetelna przy współistniejących wadach serca i przeciekach. Podczas niedomykalności zastawki trójdzielnej wartości CO będą niedoszacowane [8].

Nawet, jeśli powyższe potencjalne artefakty będą wyeliminowane przez doświadczonego intensywyście, pomiary CO w ciągu tej samej serii będą różniły się o 10-20% [6]. Pomimo niedoskonałości, przerywana technika termodilucji PAC jest traktowana jako „kliniczny standard” pomiaru CO. Termodilucja połączona z PAC jest podstawową metodą referencyjną podczas walidacji innych technologii pomiaru pojemności minutowej serca. Świadomość ograniczeń PATD umożliwia wyeliminowanie artefaktów pomiarowych, co znacznie zwiększa dokładność kalibrowanych tą metodą monitorów hemodynamicznych. Precyzja kalibracji opartej na PATD jest bardzo istotnym elementem technologii opartych na analizie fali tętna.

Ciągła metoda termodilucji

Ciągłą ocenę objętości wyrzutowej serca (*Continuous Cardiac Output - CCO*) uzyskuje się dzięki zastosowaniu zmodyfikowanych PAC. Stałym elementem budowy cewników PAC-CCO pozostają podgrzewane włókna, które pulsująco wyrzucają porcje wskaźnika z portu prawokomorowego. Termistor z krótkim czasem odpowiedzi, zlokalizowany w tętnicy płucnej, wykrywa zmiany temperatury. Jeśli do zmodyfikowanych cewników są dołączone również fiberoptyczne włókna z oksymetrem, to staje się także możliwy ciągły pomiar saturacji mieszanej krwi żyłnej (SvO_2). Dokładność PAC-CCO jest porównywalna z techniką pomiarów przerywanych [9]. Równolegle, podczas badania dokładności techniki ciągłej i przerywanej, nie wykazano wyraźnej przewagi żadnego

z porównywanych trybów [10]. Niemniej jednak ciągłe monitorowanie rzutu serca posiada większe znaczenie kliniczne. Pomiary przerywane mniej dokładnie odzwierciedlają trendy zmian hemodynamicznych pacjenta i wiążą się z możliwością przeoczenia nagłego początku tych zmian. Przykładem zastosowania ciągłej metody termodilucji jest monitor Edwards Vigilance Continuous CO.

Przerywana termodilucja przepłucna

Odmianą metody termodilucyjnej jest tzw. przerywana termodilucja przepłucna (*transpulmonary thermodilution* TPTD). Bolus zimnej soli podaje się poprzez cewnik żylny centralny. Zastosowanie PAC nie jest wymagane w tej metodzie. TPTD charakteryzuje się dokładnością porównywalną z PATD i stanowi metodę referencyjnego pomiaru CO w monitorze PiCCO Pulsion Medical Systems [11]. Wyróżniającą zaletą zastosowania TPTD w metodzie PiCCO jest możliwość oszacowania wewnątrzkrążkowych zaawansowanych parametrów wolumetrycznych, jak: całkowita objętość wewnątrzkrążkowa (ITTV, *intrathoracic thermal volume*), wewnątrzkrążkowa objętość krwi (ITBV, *intrathoracic blood volume*) oraz pozanaczyniowa woda wewnątrzprzepłucna (EVLW, *extravascular lung water*). ITBV jest bardzo dokładną miarą objętościową obciążenia wstępnego serca i pozwala na pewne i precyzyjne prowadzenie terapii płynowej [12]. Ponadto, oznaczenie wewnątrzkrążkowych zaawansowanych parametrów wolumetrycznych jest w chwili obecnej jedynym badaniem przyłożkowym, które pozwala określić w sposób ilościowy zawartość pozanaczyniowej wody w miększym płucnym oraz stwierdzić zmiany przepuszczalności naczyń płucnych [12].

Dilucja wskaźnika

Pomiar CO z zastosowaniem techniki dilucji wskaźnika polega na wstrzyknięciu znanej ilości indykatora, np. chlorku litu lub zieleni indocyjaninowej do tętnicy płucnej lub żyły głównej. Następnie dokonywane są seryjne pomiary stężenia wskaźnika w tętnicy obwodowej. Uzyskuje się w ten sposób tzw. krzywą dilucyjną, która jest podstawą do dalszych obliczeń zgodnie z zasadą Stewarta-Hamiltona. Metoda dilucji wskaźnika jest porównywalna dokładnością z konwencjonalną przerywaną termodilucją. Biofizyczne ograniczenia obliczeniowe są również podobne w obu metodach [13]. Jeśli indikatorem będzie chlorek litu, należy dodatkowo pamiętać o potencjalnych błędach

kalibracji elektrody litowej. U pacjentów stosujących leczniczo sole litu oraz u pacjentów zwiotczonych wspomniana kalibracja będzie zaburzona. Leki zwiotczające mięśnie poprzecznie prążkowane powodują reakcje krzyżowe z elektrodą litową i dlatego kalibracja, w przypadku pacjentów poddanych zwiotczeniu, powinna odbywać się przed operacją (rozpoczęciem znieczulenia ogólnego). Stosowanie chlorku litu jest także przeciwskazane u osób poniżej 40 kg m.c. oraz w pierwszym trymestrze ciąży. Dilucja chlorku litu jest referencyjną metodą kalibracji CO w monitorze LiDCO™plus [14].

Analizy fali tętna (PWA, *pulse waveform analysis*)

Istotą pomiaru CO w grupie monitorów mniej inwazyjnych są tętnicze analizy fali rozchodzącego się tętna. Analizy fali tętna polegają na obliczeniu rzutu serca z pomiarów objętości krwi wywołującej określone ciśnienie pulsu. Ciśnienie pulsu zależy od objętości wyrzutowej oraz od aktualnej podatności naczynia. Oznacza to, że amplituda i kształt fali tętna bardzo różnią się osobniczo i dodatkowo zależą w danym momencie od indywidualnych czynników wazomotorycznych. Nagłe zmiany napięcia naczyniowego, np. podczas centralnych znieczuleń przewodowych, po zastosowaniu leków inotropowych, czy wazoaktywnych, mogą bardzo istotnie zmienić dokładność pomiaru CO tymi metodami. Dlatego kluczowym problemem technologii analiz tętniczych stało się opracowanie współczynnika korygującego indywidualne zmiany napięcia naczyniowego. Również na chwilę obecną zmiany podatności i oporu naczyń znacznie utrudniają dokładne obliczenie objętości wyrzutowej w zależności od amplitudy rozchodzącego się tętna. Dzisiejsze najpopularniejsze technologie analizy fali tętna są określane jako: technologia *pulse contour* (PiCCO), technologia *pulse power* (LiDCO) i technologia APCO (Vigileo). Różnice omawianych algorytmów obliczeniowych wynikają z odmienności metod niwelujących zmiany podatności naczyń [14].

Analiza konturu pulsu

(*Pulse contour analysis. Continuous cardiac output pulse contour analysis CCO_{pc}*)

Karel H. Wesseling i wsp. opracowali algorytm ciągłego pomiaru CO oparty na obliczeniu powierzchni

Tabela 1. Praktyczna charakterystyka dilucyjnych metod oceny rzutu serca

Rodzaj monitorowania inwazyjnego		Zasada pomiaru rzutu serca	Praktyczna ocena techniki monitorowania
z zastosowaniem cewnika tętnicy płucnej	PATD (pulmonary arterial thermodilution) termodilucja wykorzystująca cewnik tętnicy płucnej Kliniczny standard pomiaru pojemności minutowej serca	- przerywany pomiar CO metodą termodilucji, czyli tzw. metoda PATD. Wykorzystuje algorytm Stewarta-Hamiltona. Jest traktowana jako „kliniczny standard” pomiaru CO. - pomiar ciągły CO (CCO, <i>continuous cardiac output</i>). Pomiar możliwy dzięki modyfikacjom PAC. Funkcjonują także połączenia PAC CCO z modułem oksymetrii – np. monitor Vigilance Continuous CO Edwards Lifesciences	Linia naczyniowa: Cewnik Swana-Ganza z zakończeniem zlokalizowanym w tętnicy płucnej; Inwazyjny, trudny do wykonania, szczególnie w warunkach ratowniczych; czas założenia – ok. 60 min [15]. Jeśli PAC jest już prawidłowo założony, to obsługa nie jest trudna i nie wymaga dodatkowych manipulacji. Monitorowane parametry: - ciśnienie w prawym przedsionku - ciśnienie zaklinowania tętnicy płucnej (PAOP) - rzut serca - saturacja mieszanej krwi żyłnej (SvO₂) - frakcja wyrzutowa prawej komory (RVEF) - objętość końcoworozkurczowa prawej komory w odniesieniu do powierzchni ciała (RVEDVI) Dostarcza wyniki w czasie rzeczywistym, w sposób ciągły lub przerywany. Zastosowanie: Aktualne zastosowanie PAC jest ograniczone do diagnostyki pacjentów, u których kluczowymi są: monitorowanie <i>afterload</i> prawej komory, monitorowanie saturacji mieszanej krwi żyłnej i różnicowanie przyczyn CI<2,5 l/min/m² (wskaźnik sercowy) [16]. Tylko PAC dostarcza bezpośrednich wartości saturacji mieszanej krwi żyłnej oraz wartości PAOP, która jest istotna dla oceny hemodynamicznej pacjentów: niestabilnych krążeniowo i niereagujących na stosowane leczenie oraz poddanych operacjom na otwartym sercu i dużych naczyniach [17].
	PAC (pulmonary artery catheter) Cewnik Swana-Ganza	- estymacja rzutu serca jest możliwa z pomiaru PAOP (<i>pulmonary artery occlusion pressure</i>, ciśnienie zaklinowania tętnicy płucnej). PAOP w granicach 5-25 mmHg koreluje z ciśnieniem późnorozkurczowym lewej komory i późnorozkurczową objętością lewej komory [17].	Ograniczenia metody: Metoda PATD w ocenie rzutu serca jest czuła i bardziej niezależna od obserwatora niż echokardiografia. Jednak PATD nie odróżni ostrych zmian podatności komory serca od realnych zmian objętości późnorozkurczowej. Stąd wynika ewentualna zawodność PATD w ocenie <i>preload</i> lewej komory.
bez zastosowania cewnika tętnicy płucnej	TPTD (transpulmonary thermodilution) termodilucja przezpłucna	Przerywany lub ciągły pomiar CO metodą termodilucji. Wykorzystuje algorytm Stewarta-Hamiltona.	Linia naczyniowa: standardowy centralny cewnik żylny oraz cewnik naczyniowy w tętnicy udowej (lub ramiennej/ pachowej). Dokładność pomiaru: metoda TPTD wykazuje w pomiarze rzutu serca dokładność porównywalną z dokładnością PATD oraz metody Ficka [10,14].
metody te zostały wykorzystane do kalibracji monitorów określanych jako mniej inwazyjne	TPID (transpulmonary indicator dilution) przezpłucna dilucja wskaźnika	Przerywany pomiar CO metodą dilucji, np. chlorku litu. Wykorzystuje algorytm Stewarta-Hamiltona.	Linia naczyniowa: Dowolny dostęp żylny oraz standardowy cewnik tętniczy (tętnica obwodowa). Mimo możliwości wykorzystania obwodowego cewnika żylnego (Venflon), jednak preferowany jest standardowy centralny cewnik do-żylny. Dokładność pomiaru: metoda TPID charakteryzuje się porównywalną dokładnością w ocenie rzutu serca jak PATD [9].

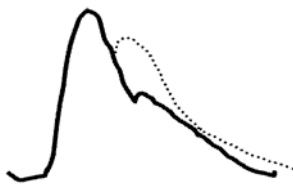
pod skurczową częścią fali tętna [16]. Wielkość rzutu serca uzyskuje się dzieląc uzyskaną powierzchnię przez opór naczyniowy aorty:

$$CO_{pc} = HR \times (A_{sys}/Z_{ao}), \text{ gdzie}$$

CO_{pc} - pojemność minutowa serca *pulse contour*

A_{sys} - powierzchnia skurczowej części fali tętna

Z_{ao} - doświadczalnie określona impedancja aorty (opór naczyniowy aorty)



Rycina 1. Przesunięcie wcięcia dykrotycznego pod wpływem fali zwrotnej tętna; kształt fali tętna – linia ciągła; kształt fali zwrotnej tętna – linia przerywana

Wyznacznikiem powierzchni skurczowej fali tętna (A_{sys}) jest wcięcie dykrotyczne, które odpowiada zamknięciu zastawki aorty. Jednak położenie wcięcia dykrotycznego ulega zmianom pod wpływem nakładania się fali zwrotnej tętna. Wspomniane zjawisko stanowi dużą komplikację pomiaru CO, gdyż amplituda fali zwrotnej jest bardzo zmienna i zależy od wieku, płci oraz odległości od serca. Kolejny problem stanowi tłumienie kształtu fali ciśnienia w tętnicy. Początkowo pulsujący, a następnie wytłumiony i bardziej ciągly przepływ krwi, może zmieniać odpowiedź przetwornika podczas kolejnych pomiarów ciśnienia. Dalszym utrudnieniem jest brak znajomości chwilowej i indywidualnej impedancji aorty. Niestety, ciśnienie i objętość krwi w aorcie nie mają liniowej zależności od podatności jej ścian, co umożliwiłoby pomiar impedancji. Zjawiska odbicia i tłumienia oraz brak znajomości indywidualnej impedancji aorty są przyczyną niedokładności algorytmu Wesselinga podczas nagłych zmian MAP, HR (częstość pracy serca) i SVR (systemowy opór naczyniowy). Opisywane trudności rozwiązano stosując zewnętrzną i niezależną kalibrację. Metoda kalibracji dostosowuje pomiary *pulse contour* do indywidualnej podatności aorty i zmiennego oporu naczyń obwodowych. W przypadku technologii PiCCOplus™ zastosowanie kalibracyjne znalazła

termodilucja przezpłucna. Uzyskanej referencyjnej wartości CO jest następnie przypisywany aktualny kształt krzywej fali tętna, co stanowi punkt wyjściowy w dalszej analizie komputerowej. Dokładność metody zależy od częstotliwości pomiarów oraz od kalibracji i korekcji kształtu fali tętna [18,19].

Pulse power analysis

Analiza *pulse power* zakłada, że serce pozostaje elementem zamkniętego układu krążenia i pulsująco zmienia się w nim masa krwi. Z wykresu krzywej ciśnienia pulsu można obliczyć pracę serca, która jest iloczynem średniego ciśnienia tętniczego i objętości wyrzutowej serca [20]. Stosując zasadę zachowania masy i energii oblicza się rzut serca, bez zależności od zjawiska odbicia fali tętna oraz bez wpływu lokalizacji wcięcia dykrotycznego. Dlatego też pomiar CO metodą *pulse power* może zachodzić w każdej tętnicy, a nie tylko w centralnej. Inną ważną cechą opisywanego algorytmu jest tzw. autokorelacja. Autokorelacja umożliwia obliczenie współczynnika mocy, który jest proporcjonalnym odzwierciedleniem objętości wyrzutowej lewej komory. Współczynnik mocy zależy od czasu, a nie od częstotliwości pomiarów. Rezultatem takiej zależności jest eliminacja zakłóceń wywołanych zjawiskiem tłumienia fali tętna w naczyniach obwodowych. Nominalna objętość wyrzutowa lewej komory jest skalowana przez niezależną od *pulse power* metodę. Otrzymuje się w ten sposób standaryzowaną falę objętości pulsu, która służy do dalszych wyliczeń. Następnie algorytm korekcji podatności zamienia każdy sygnał zmierzonego ciśnienia tętniczego na falę objętości krwi. W przypadku LiDCO™ niezależną metodą kalibracji jest technika dilucji chlorku litu. Kalibracja szacuje także indywidualną podatność aorty. Wartość kalibracji słabo wpływa na współczynnik krzywej ciśnienia (k). W ten sposób bolusy wskaźnika (chlorku litu) podczas kalibracji nie wpływają znacząco na krzywą objętości. Założenia algorytmu *pulse power* opisuje zależność:

$$\frac{\Delta V}{\Delta bp} = \text{kalibracja} \times 250e^{-kbp}, \text{ gdzie}$$

ΔV - zmiana objętości krwi podczas cyklu pracy serca

Δbp - zmiana ciśnienia tętniczego krwi podczas skurczu lewej komory

k - współczynnik krzywej ciśnienia



Rycina 2. Kształt fali tętna – linia ciągła; kształt fali zwrotnej tętna – linia przerywana
Powierzchnia zakresłona u podstawy to analizowana w technologii *pulse power* część fali. Analizowana powierzchnia nie zależy od wcięcia dykrotycznego i od fali zwrotnej krwi [19].

Algorytm APCO

Monitor Vigileo dokonuje pomiaru CO poprzez połączenie dwóch metod - analizy kształtu rozchodzącej się fali tętna oraz analizy ciśnienia pulsu (PP *pulse pressure*). W obliczeniach jest zastosowany algorytm APCO (*arterial pressure-based cardiac output*). Objętość wyrzutowa jest obliczana z zależności:

FloTrac System Cardiac Output = Pulse Rate x [std(BP) × χ], gdzie:

Pulse Rate - częstość pracy serca
std (BP) - odchylenie standardowe ciśnienia pulsu krwi
 χ - współczynnik automatycznej adaptacji do tonusu naczyń.

Automatyczne dostosowanie APCO do zmian podatności naczyń jest uwarunkowane zastosowaniem współczynnika χ (chi). χ decyduje o braku konieczności kalibracji zewnętrznej. Wspomniany współczynnik jest mierzony jako ml/na 1 uderzenie pulsu/mmHg i kompensuje różnice biometryczne elastyczności tętnic oraz różnice dynamiczne pomiaru wynikające np. z odbicia fali tętna, czy wazoplegii. Czynniki biologiczne - wiek, płeć, wzrost i waga - wpływające na podatność dużych naczyń, są także uwzględnione w wartości χ . Matematycznie parametr χ wywodzi się ze statystyki opisowej i jest pochodną tzw. kurtozy i współczynnika skośności rozkładu. W przedstawianym algorytmie ciśnienie tętnicze jest mierzone co 20 sekund z częstotnością 100 Hz. Z dokonanych pomiarów jest obliczone odchylenie standardowe ciśnienia pulsu (SD PP). SD PP odzwierciedla rzut serca bardziej proporcjonalnie, niż wartość samego ciśnienia pulsu. Umożliwia także dokonanie pomiaru z dowolnego miejsca układu tę-

niczego. Osiągnięcie to jest skutkiem odzwierciedlania zmienności, w miejsce wartości ciśnienia skurczowego. W ostatecznym efekcie, algorytm APCO powstaje z połączenia analizy kształtu fali tętna, wyrażonej współczynnikiem χ oraz analizy SD PP. Badania dokładności pomiarów Vigileo, które odbyły się ze starszymi generacjami algorytmu APCO sprzed 2008 r., wykazywały umiarkowaną dokładność pomiarów w porównaniu z przerywaną termodilucją [21,22]. W przeciwieństwie do starszych edycji. Najnowsza, trzecia generacja algorytmu APCO musi przejść dalsze badania na dużych populacjach.

Przydatność kliniczna mniej inwazyjnych monitorów pojemności minutowej serca

Rola kliniczna metod opartych na analizach fali tętna ciągle ewoluuje. Technologie analiz tętniczych są szybko ulepszane i w porównaniu z PAC dostarczają parametrów hemodynamicznych w sposób mniej inwazyjny. Odrębnością opisywanych monitorów jest możliwość oceny tzw. odpowiedzi na płynoterapię. Analizy fali tętna obliczają parametry zmienności objętości wyrzutowej (SVV, *stroke volume variation*), zmienności ciśnienia pulsu (PPV, *pulse pressure variation*) oraz zmienności ciśnienia skurczowego (SPV, *systolic pressure variation*). W metodzie PiCCO można ponadto oznaczyć wewnątrzkłatkowe zaawansowane parametry wolumetryczne, które stanowią dobry wyznacznik płynoterapii. Parametry odpowiedzi na płynoterapię wywodzące się z analiz fali tętna wykorzystują obecność tzw. odwróconego pulsu paradoksalnego. Fenomen ten pojawia się podczas wentylacji mechanicznej pacjentów z hipowolemią. Seria zmieniających się w cyklu oddechowym ciśnień wewnątrz klatki piersiowej powoduje fluktuacje *preload* i *afterload* prawej komory. W ostatecznym efekcie zmieniające się ciśnienia docierają do lewej komory i wywołują zmienność rzutu serca. Parametry opisujące tę zmienność - SVV, PPV i SPV - są lepszymi predyktorami odpowiedzi na płynoterapię, niż PAOP i ośrodkowe ciśnienie żyłne [15]. Typowe wartości wskazujące na potrzebę podaży płynów to: SVV >10%, PPV >13% i SPV >10 mmHg. Ograniczenie zastosowania parametrów odpowiedzi na płynoterapię stanowią: spontaniczny tor oddechowy, niecykliczne zmiany ciśnień wewnątrzkłatkowych i niemiaryowość rytmu serca. Zwolennicy technologii analiz fali tętna podkreślają, że zastosowanie mniej inwazyjnych monitorów

Tabela 2. Praktyczna charakterystyka tzw. mniej inwazyjnych monitorów hemodynamicznych

Zasada pomiaru rzutu serca	Rodzaj monitorów tzw. mniej inwazyjnych	Praktyczna ocena techniki monitorowania
Analiza fali tętna <i>pulse contour</i>	- monitor: PiCCO (<i>pulse induced contour cardiac output</i>) (producent: Pulsion Medical Systems, Munich, Germany)	Linia naczyniowa: standardowy centralny cewnik żylny oraz cewnik naczyniowy w tętnicy udowej (też ramiennej lub pachowej) Cechy: Mniej inwazyjny w porównaniu z PAC. Czas założenia – ok. 30 min [14]. Zapewnia pomiar ciągły rzutu serca z dużą dokładnością i precyzją. Wymagana jest kalibracja pomiaru CO co 8 godzin lub przy spadku SVR>20% (SVR <i>systemic vascular resistance</i>, obwodowy opór naczyniowy). Kalibracja pomiaru w monitorze PiCCO wykorzystuje termodilucję przezpłucną. W kalibracji zastosowano algorytm Stewarta-Hamiltona poszerzony o korektę podstawowego dryftu temperaturowego. Technologia użyta do kalibracji nosi nazwę Pulsion CO. Monitorowane parametry: - CO, HR, MAP - saturacja krwi żyłnej centralnej (ScvO₂) - wskaźnik sercowy (CI) - objętość wyrzutowa lewej komory (LVSV) - wskaźnik objętości wyrzutowej (SVI) - naczyniowy opór obwodowy (SVR) - wskaźnik naczyniowego oporu obwodowego (SVRI) - zmienność objętości wyrzutowej (SVV) - zmienność ciśnienia pulsu (PPV) - wskaźnik funkcji serca (CFI) - całkowita frakcja wyrzutowa lewej komory (GEF) - całkowita objętość końcowo-rozkurczowa lewej komory (GEDV) - wewnątrzklatkowa objętość krwi (ITBV) - objętość pozanaczyniowego płynu płucnego (EVLW) - wskaźnik przepuszczalności naczyń płucnych (PVPI)
Analiza fali tętna <i>pulse power</i>	- monitor: LiDCO™ plus - monitor: LiDCO rapid (producent: LiDCO Ltd, Cambridge, UK)	Linia naczyniowa: Standardowy cewnik tętniczy (tętnica obwodowa) oraz linia żylna: preferowany standardowy centralny cewnik dożylny, alternatywnie obwodowa linia żylna (Venflon). Elektroda litowa jest dołączana do linii tętniczej. Cechy: Mniej inwazyjny. Łatwy w zastosowaniu, po przeszkoleniu uruchomienie w ciągu 10 min; może zastąpić PAC w sytuacji nagłej; dobra korelacja z PAC. Porównywalny precyzją pomiarów z PiCCO. Wolniejszy w ocenie CO od echokardiografii przezprzełykowej. Algorytm analizy ciśnienia fali tętna w monitorach LiDCO nosi nazwę PulseCO™. Monitor LiDCO rapid jest najnowszym monitorem firmy LiDCO. Wyróżnia go możliwość uzyskania szybkiego i ciągłego monitorowania trendów tzw. odpowiedzi na płynoterapię. Cecha ta ma duże znaczenie w ratownictwie i wczesnej terapii celowanej wstrząsu. Jeśli nie nastąpi kalibracja w pomiarach LiDCO rapid, to podawana przez monitor LiDCO rapid wielkość rzutu serca będzie miała wartość jedynie nominalną [23]. Kalibracja odbywa się metodą dilucji chlorku litu i jest zalecana co 8 godz. Technologia powstała z połączenia kalibracji metodą dilucji chlorku litu z technologią PulseCO™ nosi nazwę LiDCO. Na chwilę obecną technologia LiDCO nie uzyskała jeszcze regulacyjnej zgody CE do zastosowania w Polsce. Od 2003 r. jest stosowana w Austrii, Niemczech, Włoszech, Belgii, Holandii i Hiszpanii. Od 2001 r. natomiast funkcjonuje w USA i Wielkiej Brytanii [24].

		Monitorowane parametry: - CO, HR, MAP - wskaźnik sercowy (CI) - objętość wyrzutowa lewej komory (LVSV) - naczyniowy opór obwodowy (SVR) - wskaźnik naczyniowego oporu obwodowego (SVRI) - zmienność objętości wyrzutowej (SVV) - zmienność ciśnienia pulsu (PPV) - zmienność ciśnienia skurczowego (SPV) - saturacja krwi żyłnej - dostarczanie tlenu do tkanek (DO₂) - wskaźnik dostarczania tlenu do tkanek (DO₂I) W monitorze LiDCO™plus dodatkowo - wewnątrzkłatkowa objętość krwi (ITBV)
Analiza fali tętna APCO <i>(arterial pressure-based cardiac output)</i>	- monitor: Vigileo (producent: Edwards Lifesciences Irvine, CA, USA)	Linia naczyniowa: Linia tętnicza obwodowa z dołączonym sensorem FloTrac Edwards. Opcjonalnie - centralna linia żylna z oksymetrycznym modułem optycznym. Cechy: Mniej inwazyjny, łatwy w zastosowaniu; sprawdzony w wielu sytuacjach klinicznych. Zapewnia ciągły pomiar CO na podstawie analizy konturu fali tętna i analizy odchylenia standardowego ciśnienia pulsu, bez konieczności kalibracji. Może być stosowany w kardiochirurgii - OPCAB (<i>off-pump coronary artery bypass</i>), kiedy pozostałe metody oceny OC są zdyskwalifikowane. Dobrze udokumentowane i wiarygodne podstawy technologiczne. Algorytm APCO jest nieprzebadany u pacjentów pediatrycznych poniżej 10 kg m.c. Najnowsza trzecia generacja APCO jest porównywalna dokładnością pomiaru rzutu serca z TPTD [19]. Monitorowane parametry: - CO, HR, MAP - saturacja krwi żyłnej centralnej (ScvO₂) - wskaźnik sercowy (CI) - objętość wyrzutowa lewej komory (LVSV) - wskaźnik objętości wyrzutowej (SVI) - naczyniowy opór obwodowy (SVR) - wskaźnik naczyniowego oporu obwodowego (SVRI) - zmienność objętości wyrzutowej (SVV) - zmienność ciśnienia pulsu (PPV) - zmienność ciśnienia skurczowego (SPV) - dostarczanie tlenu do tkanek (DO₂) - wskaźnik dostarczania tlenu do tkanek (DO₂I) Warunkiem pomiaru oksymetrii ScvO ₂ jest centralny dostęp żylny. Wymagana jest także kalibracja oksymetru co 24 godz.
Analiza fali tętna	- monitor: Finapres Modelflow (producent: Finapres Medical Systems)	Cechy: Mało inwazyjny. Analiza fali tętna poprzedzona wcześniejszą kalibracją rzutu serca, która może odbyć się dowolną inną techniką pomiarową. Technologia niedokładna i mało wiarygodna w porównaniu z PAC [24].

CO umożliwia dokładne oszacowanie rzutu serca, stanu *preload* prawej komory, odpowiedzi na płynoterapię i różnicowanie etiologii wstrząsu. Sprawdzone i wiarygodne funkcje monitorów mniej inwazyjnych pozwalają ograniczyć rutynowe zastosowanie PAC w ostrej niewydolności serca, kardiomiopatii związanej

z sepsą, ostrym zespołem niewydolności oddechowej oraz w operacyjnym leczeniu krytycznie chorych. Poza tym mniej inwazyjne monitory pojemności minutowej serca są także łatwiejsze i szybsze w zastosowaniu, niż wprowadzenie PAC. Wynika z tego możliwość wczesnej optymalizacji parametrów krążenia. Cechy

te pozwalają zastosować monitory mniej inwazyjne we wczesnej terapii celowanej wstrząsu. Z tych powodów wzrasta także popularność opisywanych monitorów w oddziałach ratunkowych i na salach operacyjnych. Przykładem jest monitor LiDCO Rapid (LiDCO Ltd, Wielka Brytania), który umożliwia szybkie, względnie nieinwazyjne i ciągle obserwowanie złożonych parametrów hemodynamicznych. Należy pamiętać, że monitory analiz tętnicznych nie będą dokładne i wiarygodne w przypadku ciężkiego obwodowego skurczu naczyń, niedomykalności zastawki aorty i podczas kontrapulsacji wewnątrzaoortalnej. Monitory mniej inwazyjne nie dostarczą także parametrów saturacji mieszanej krwi żyłnej oraz pomiaru ciśnienia zaklinowania tętnicy płucnej, które są wyłączną cechą PAC. Z tych powodów zastosowanie PAC jest wymagane w leczeniu niewydolności prawokomorowej, nadciśnienia płucnego, wrodzonych wad serca oraz w operacjach kardiochirurgicznych. Z drugiej strony, w niektórych ośrodkach opisywane technologie mniej inwazyjne umożliwiły zawężenie rutynowego zastosowania PAC, gdyż nie potwierdzono większych ostatecznych korzyści pacjentów przy jego zastosowaniu [15]. Polemiki dotyczące dokładności, precyzji i inwazyjności różnych metod pomiaru rzutu serca są od dawna niezmiernie żywe. Dzisiejsza epoka wczesnej terapii celowanej wstrząsu dodatkowo je eskaluje. Podsumowaniem debat związanych z oceną monitorów rzutu serca może stać się stwierdzenie prof. Keats'a (1983 r.): „*cewnik Swana-Ganza może ratować życie w Atlancie, lecz może być prawie nonsensem w Houston*” [25]. Mimo otwartych dyskusji można zauważyć wyłaniającą się dodatkową rolę monitorów mniej inwazyjnych. Opisywane monitory tworzą swoisty „pomost” pomiędzy momentem czynności ratowniczych, a chwilą zastosowania

u krytycznie chorych rozszerzonego monitorowania opartego na PAC [26]. Mimo wielu korzystnych zastosowań, technologie mniej inwazyjne wymagają jednak dużych prospektywnych badań oceniających ich zastosowanie w połączeniu z aktualnymi wytycznymi leczenia wstrząsu. Przyczyną tej sytuacji jest fakt braku przewagi jednego określonego rodzaju monitorowania rzutu serca. Przewaga kliniczna jest związana dopiero z odpowiednią interpretacją monitorowanych wartości i dotyczy całego sposobu terapii wstrząsu [27].

Podsumowanie

Znajomość podstaw funkcjonowania, świadomość ograniczeń biofizycznych oraz umiejętność zastosowania współczesnego monitorowania hemodynamicznego stanowią warunek adekwatnej terapii celowanej pacjentów niestabilnych hemodynamicznie. W ostatnim dziesięcioleciu rozwinęło się wiele nieinwazyjnych i mniej inwazyjnych technologii pomiaru rzutu serca. W monitorach tzw. mniej inwazyjnych zastosowanie znalazły analizy fali tętna. Z kolei technologie elektryczne i sonograficzne umożliwiły rozwój monitorów całkowicie nieinwazyjnych. Opis technologii całkowicie nieinwazyjnych jest przedmiotem innych publikacji. C.b.d.o.

Adres do korespondencji:

Tamara Trafidło

I Zakład Anestezjologii i Intensywnej Terapii
Uniwersytecki Szpital Kliniczny nr 1 w Łodzi
ul. Kopcińskiego 22, 90-153 Łódź

Tel. 42 677 66 40

E-mail: tamara.trafidlo@trat.pl

Piśmiennictwo

1. Torgersen Ch, Schmittinger Ch, Sarah Wagner, Hanno Ulmer, Jukka Takala, Stephan M Jakob, et al. Hemodynamic variables and mortality in cardiogenic shock: a retrospective cohort study. *Critical Care* 2009;13:R157.
2. Mathews L. Paradigm Shift in Hemodynamic Monitoring. *Encyklopedia Britannica*. 2007. www.britannica.com
3. Cecconi M, Rhodes A, Poloniecki J, Della Rocca G, Grounds RM. Bench-to-bedside review: The importance of the precision of the reference technique in method comparison studies – with specific reference to the measurement of cardiac output. *Critical Care* 2009;13:201.
4. Pittman J, Gupta K. Cardiac output monitoring: Will New Technologies Replace the Pulmonary Artery Catheter? In: Vincent J, ed. *Update in Intensive Care Medicine*. Berlin: Springer Verlag; 2003. p. 481-7.
5. Jansen JR, Schreuder JJ, Settels JJ, Kornet L, Penn OC, Mulder PG, et al. Single injection thermodilution. A flow-corrected method. *Anesthesiology* 1996;85:481-90.
6. Nishikawa T, Dohi S. Errors in the measurement of cardiac output by thermodilution. *Can J Anaesth* 1993;40:142-53.

7. Griffin K, Benjamin E, DelGiudice R, Schechter C, Iberti TJ. Thermodilution cardiac output measurement during simultaneous volume infusion through the venous infusion port of the pulmonary artery catheter. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1997;11:437-9.
8. Boerboom L, Kinney T, Olinger G, Hoffmann R. Validity of cardiac output measurement by the thermodilution method in the presence of acute tricuspid regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1993;106:636-42.
9. Kurita T, Morita K, Kato S, Kikura M, Horie M, Ikeda K. Comparison of the accuracy of the lithium dilution technique with the thermodilution technique for measurement of cardiac output. *Br J Anaesth* 1997;79:770-5.
10. Della Rocca G, Costa MG, Pompei L, Coccia C, Pietropaoli P. Continuous and intermittent cardiac output measurement: pulmonary artery catheter versus aortic transpulmonary technique. *Br J Anaesth* 2002;88:350-6.
11. Nelson L. The new pulmonary arterial catheters. Right ventricular ejection fraction and continuous cardiac output. *Crit Care Clin* 1996;12:795-818.
12. Wiesenack C, Prasser C, Keyl C, Rodig G. Assessment of intrathoracic blood volume as an indicator of cardiac preload: single transpulmonary thermodilution technique versus assessment of pressure preload parameters derived from a pulmonary artery catheter. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001;15:584-8.
13. Linton R, Band D, O'Brien T, Jonas M, Leach R. Lithium dilution cardiac output measurement: a comparison with thermodilution. *Crit Care Med* 1997;25:1796-800.
14. Gödje O, Höke K, Goetz AE, Felbinger TW, Reuter DA, Reichart B, et al. Reliability of a new algorithm for continuous cardiac output determination by pulse-contour analysis during hemodynamic instability. *Crit Care Med* 2002;30:52-8.
15. Headley J. Arterial Pressure-Based Technologies: A New Trend in Cardiac Output Monitoring. *Crit Care Nurs Clin N Am* 2006;179-87.
16. Wesseling KH, Smith NT, Nichols WW. Beat to beat cardiac output from the arterial pressure pulse contour. In: Boerhave U, ed. *Course on measurement in Anaesthesia*. Leiden: University of Leiden Press; 1974. p. 150-64.
17. Rybicki Z. Aspekty kliniczne i praktyczne monitorowania w intensywnej terapii. W: Rybicki Z, red. *Intensywna terapia dorosłych*. Lublin: Makmed; 2009. p. 191-230.
18. Pearse R, Ikram K, Barry J. Equipment review: An appraisal of the LiDCO™ plus method of measuring cardiac output. *Critical Care* 2004;8:190-5.
19. Senn A, Button D, Zollinger A. Assessment of cardiac output changes using a modified FloTrac/Vigileo™ algorithm in cardiac surgery patients. *Critical Care*, 2009;13:R32.
20. Kouchoukos N, Sheppard L, i wsp. Estimation of Stroke Volume in the Dog by a Pulse Contour Method. *Circulation Research*, 1970;26:611-23.
21. Compton FD, Zukunft B, Hoffmann C, Zidek W, Schaefer HJ. Performance of a minimally invasive uncalibrated cardiac output monitoring system (FloTrac™/Vigileo™) in haemodynamically unstable patients. *Br J Anaesth* 2008;100:451-6.
22. Mayer J, Boldt J, Schollhorn T, Rohm KD, Mengistu AM, Suttner S. Semi-invasive monitoring of cardiac output by a new device using arterial pressure waveform analysis: a comparison with intermittent pulmonary artery thermodilution in patients undergoing cardiac surgery. *Br J Anaesth* 2007;98:176-82.
23. LiDCO™ rapid user manual. software version 1.2. London: Registered office; 2009. www.lidco.com
24. Remmen JJ, Aengevaeren WRM, Verheugt FWA, van der Werf T, Luijten HE, Bos A, et al. Finapres arterial pulse wave analysis with Modelflow is not a reliable non-invasive method for assessment of cardiac output. *Clin Sci* 2002;103:143-9.
25. Keats A. The Rovenstine Lecture, 1983: Cardiovascular Anesthesia: Perceptions and Perspectives. *Anesthesiology* 1984;60:467-74.
26. Mark J, Slaughter T. Cardiovascular monitoring. In: Miller R, ed. *Miller's Anesthesia*. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2007. p. 1265-363.
27. Pinsky M, Vincent J. Let us use the pulmonary artery catheter correctly and only when we need it. *Crit Care Med* 2005;33:1119-22.