

# Optimalizacja funkcji układu krążenia w okresie okołoperacyjnym u chorych poddawanych operacjom niekardiochirurgicznym — stanowisko Sekcji Kardiotorakoanestezjologii Polskiego Towarzystwa Anestezjologii i Intensywnej Terapii. Część 2

## Perioperative haemodynamic optimisation in patients undergoing non-cardiac surgery — a position statement from the Cardiac and Thoracic Anaesthesia Section of the Polish Society of Anaesthesiology and Intensive Therapy. Part 2

Ewa Kucewicz-Czech<sup>1, 2</sup>, Łukasz J. Krzych<sup>1, 3</sup>, Marcin Ligowski<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Katedra Anestezjologii i Intensywnej Terapii, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach

<sup>2</sup>Oddział Anestezjologii i Intensywnej Terapii z Nadzorem Kardiologicznym, SP SK nr 5, Górnośląskie Centrum Medyczne im. prof. Leszka Gieca w Katowicach

<sup>3</sup>Klinika Anestezjologii i Intensywnej Terapii, Uniwersyteckie Centrum Kliniczne im. prof. Kornela Gibińskiego w Katowicach

<sup>4</sup>Oddział Kardiologii, Szpital Kliniczny Przemienienia Pańskiego Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Anestezjologia Intensywna Terapia 2017, tom 49, nr 1, 17–29

**Key words:** haemodynamics, monitoring; perioperative period; optimization; position paper

**Słowa kluczowe:** hemodynamika, monitorowanie; okres okołoperacyjny; optymalizacja; zalecenia

### METODY MONITOROWANIA FUNKCJI I DYNAMIKI UKŁADU KRĄŻENIA

Monitorowanie układu krążenia zwykle opiera się na obserwacji ciągłego zapisu elektrokardiogramu (EKG) i okresowym pomiarze ciśnienia tętniczego metodą pośrednią. Wraz ze zwiększaniem się ryzyka powikłań okołoperacyjnych zwykle dodatkowo kaniuluje się żyłę centralną i tętnicę promieniową, uzyskując wartość ośrodkowego ciśnienia żylnego oraz wykonuje ciągły pomiar ciśnienia tętniczego, z możliwością oceny charakteru i trendów zmian w zakresie rejestrowanej krzywej. Tak prowadzona terapia jest ukie-

runkowana przede wszystkim na uzyskanie i utrzymanie prawidłowych wartości ciśnienia tętniczego, tymczasem objętość utlenowanej krwi docierającej do narządów nie musi mieć bezpośredniego związku z ciśnieniem w układzie naczyń tętniczych. Obkurczenie łożyska naczyniowego może doprowadzić do normalizacji ciśnienia tętniczego, zwłaszcza że układ naczyń posiada bardzo duże możliwości adaptacyjne. Zmniejszenie napięcia układu wegetatywnego podczas znieczulenia powoduje zmniejszenie się ciśnienia tętniczego nawet przy prawidłowym wypełnieniu łożyska naczyniowego.

**Należy cytować anglojęzyczną wersję:** Kucewicz-Czech E, Krzych ŁJ, Marcin Ligowski M. Perioperative haemodynamic optimisation in patients undergoing non-cardiac surgery — a position statement from the Cardiac and Thoracic Anaesthesia Section of the Polish Society of Anaesthesiology and Intensive Therapy. Part 2. *Anaesthesiol Intensive Ther.* 2017, vol. 49, no 1, 16–27. doi: 10.5603/AIT.2017.0006.

**Tabela 1.** Metoda Ficka

Zalety	Najdokładniejszy pomiar rzutu serca
<b>Wady</b>	Metoda skomplikowana, czasochłonna, bardzo inwazyjna. Do uzyskania wszystkich niezbędnych danych potrzebne są kaniula w tętnicy obwodowej, cewnik w tętnicy płucnej oraz zamknięty układ oddechowy
<b>Wskazania</b>	Metoda referencyjna, stosowana w badaniach porównawczych

Anestezjolog dysponuje na sali operacyjnej zaledwie trzema rodzajami terapii wpływającymi na układ krążenia. Może przetaczać płyny, podawać leki zwiększające kurczliwość mięśnia sercowego (leki działające inotropowo dodatnio) lub środki wazoaktywne, wpływające na stopień obkurczenia łożyska naczyniowego. Czas włączenia oraz zastosowana dawka w przypadku każdej z tych terapii mają kluczowe znaczenie w zapobieganiu dekompensacji układu krążenia, nie zawsze udaje się jednak uzyskać poprawę perfuzji narządowej.

Najważniejszym czynnikiem determinującym prawidłowe funkcjonowanie układu krążenia jest pojemność minutowa (rzut serca), czyli objętość krwi wyrzucana przez serce w ciągu minuty. Ocenę sprawności mięśnia sercowego należy jednak zawsze oprzeć na wartości objętości wyrzutowej (SV, *stroke volume*), aby nie pominąć sytuacji, kiedy prawidłowy rzut serca jest zachowany kosztem skompensowania zmniejszonej objętości wyrzutowej poprzez przyspieszenie częstości akcji serca. Wartość objętości wyrzutowej zależy głównie od siły skurczu mięśnia sercowego i od objętości końcowo-rozkurczowej. Dlatego nawet prawidłowo kurczące się serce nie wygeneruje odpowiedniej objętości wyrzutowej, jeżeli łożysko naczyniowe zostanie niedostatecznie wypełnione, bez względu na to, czy przyczyną będzie faktyczna (bezwzględna) hipowolemia (krwotok, odwodnienie), czy względny niedobór płynów spowodowany poszerzeniem układu naczyń (względna hipowolemia). Z kolei prawidłowo kurczące się serce nie jest w stanie pokonać nadmiernego obciążenia następczego, wywołanego przez podaż dużych dawek leków wazokonstrykcyjnych. Stabilność układu krążenia zależy więc od kilku czynników wzajemnie na siebie wpływających: rzutu serca determinowanego przez kurczliwość oraz właściwe wypełnienie łożyska naczyniowego, które zależy od bezwzględnej ilości krwi krążącej i stopnia obkurczenia naczyń.

### METODY POMIARU RZUTU SERCA

Istnieje wiele narzędzi i technik służących do oznaczenia rzutu serca [1–5]. W swoich założeniach wykorzystują one jedną z pięciu metod.

#### METODA 1. REGUŁA FICKA

Opiera się ona na prawie zachowania masy i jest najstarszym sposobem pomiaru rzutu serca. Jeżeli do układu żylnego w znanym tempie wprowadzany jest znacznik ( $X_i$ ),

którego stężenie można oznaczyć, to przy znajomości stężenia tej substancji w układach żylnym i tętniczym, można obliczyć prędkość przepływającej krwi. Ilość znacznika płynącego w układzie tętniczym ( $X_a$ ) jest bowiem równa ilości znacznika powracającego w układzie żylnym ( $X_v$ ) powiększonej o jego ilość dodawaną do układu w jednostce czasu ( $X_a = X_v + X_r$ ). W swojej regule do wyliczenia rzutu serca Fick użył jako znacznika tlenu, dlatego w kalkulacji należy uwzględnić jego częściowe zużycie w tkankach. Pojawia się więc zależność:

Ilość tlenu w układzie tętniczym ( $CO \times CaO_2$ ) równa jest sumie ilości tlenu w układzie żylnym ( $CO \times CvO_2$ ) oraz tlenu zużytego w tkankach ( $VO_2$ ).

$$CO \times CaO_2 = (CO \times CvO_2) + VO_2$$

Mierząc zawartość tlenu w krwi tętniczej i żylny oraz jego zużycie przez organizm można dokładnie wyliczyć rzut serca:

$$CO = VO_2 / CaO_2 - CvO_2$$

gdzie CO — rzut serca;  $VO_2$  — zużycie tlenu;  $CaO_2$  — zawartość tlenu w krwi tętniczej;  $CvO_2$  — zawartość tlenu w krwi żylny.

W praktyce klinicznej uzyskanie tych danych jest dość skomplikowane. Najłatwiej zmierzyć ilość tlenu w krwi tętniczej (gazometria tętnicza). Do oceny ilości tlenu w krwi żylny mieszanej potrzebna jest próbka krwi pobranej z tętnicy płucnej przez cewnik Swana-Ganza. Najbardziej skomplikowany jest jednak rzetelny pomiar faktycznego zużycia tlenu przez tkanki — wymaga bowiem zastosowania zamkniętego układu oddechowego. Można pominąć pomiar tego ostatniego parametru i wstawić do wzoru wartość  $VO_2 = 125 \text{ ml min m}^{-2}$  (stałą dla chorego w spoczynku). Tak uzyskana wartość rzutu serca traci na swojej precyzji ze względu na różny stan metaboliczny badanych chorych (tab. 1).

#### Metoda NICO (*non-invasive cardiac output*)

Zastosowanie w równaniu Ficka dwutlenku węgla jako znacznika pozwoliło na opracowanie metody nieinwazyjnego pomiaru rzutu serca u pacjentów poddanych wentylacji mechanicznej płuc. W przypadku tego gazu ilość znacznika w krwi żylny zwiększa się w stosunku do przedziału tętniczego o ilość  $CO_2$  wyprodukowaną w tkankach. Stąd równanie przyjmuje inną postać:

ilość  $CO_2$  w układzie żylny ( $CO \times CvCO_2$ ) równa się sumie ilości  $CO_2$  w układzie tętniczym ( $CO \times CaCO_2$ ) oraz  $CO_2$  powstałego w wyniku oddychania komórkowego ( $VCO_2$ )

**Tabela 2.** Metoda NICO

Dostępne technologie → NICO (Philips Respironics, Holandia)	
<b>Zalety</b>	Ciągły pomiar rzutu serca Dodatkowe pomiary: szybkość eliminacji CO <sub>2</sub> , wartość płucnego przepływu kapilarnego
<b>Wady</b>	Pacjent zaintubowany, poddany sedacji i wentylacji mechanicznej Duże zaburzenia wentylacji do perfuzji, istniejący duży przeciek płucny zaburzają pomiar (zapalenie płuc, niedodma) Słaba korelacja z wynikami uzyskiwanymi metodami termodylucyjnymi Ryzyko zwiększenia etCO <sub>2</sub> (wpływ na ciśnienie śródczaszkowe?)
<b>Wskazania</b>	Wybrane sytuacje kliniczne na OIT (chorzy w głębokiej sedacji, wentylowani mechanicznie, bez patologii układu oddechowego)

etCO<sub>2</sub> — ilość CO<sub>2</sub> w powietrzu wydychanym

$$CO \times CvCO_2 = (CO \times CaCO_2) + VCO_2$$

$$CO = VCO_2 / CvCO_2 - CaCO_2$$

gdzie: CO — rzut serca; VCO<sub>2</sub> — wydychany CO<sub>2</sub>; CvCO<sub>2</sub> — zawartość CO<sub>2</sub> w krwi żyłnej; CaCO<sub>2</sub> — zawartość CO<sub>2</sub> w krwi tętniczej.

VCO<sub>2</sub> to ilość wydychanego CO<sub>2</sub>, która jest mierzona w powietrzu wydychanym. Zawartość CO<sub>2</sub> we krwi tętniczej uzyskuje się, porównując końcowo-wydechowe stężenie dwutlenku węgla (etCO<sub>2</sub>) z krzywą dysocjacji CO<sub>2</sub>. Najtrudniejsza do zmierzenia jest zawartość dwutlenku węgla w krwi żyłnej. W celu ominięcia konieczności wykonania tego oznaczenia, w opisywanej metodzie wykorzystano dodatkowy obieg rur w układzie oddechowym oraz zawór okresowo otwierający przez kilkadziesiąt sekund przepływ gazów tą drogą. Powstaje wtedy bypass kierujący część wydychanego powietrza bezpośrednio do ramienia wdechowego. W tym czasie zmienia się nieznacznie stężenie CO<sub>2</sub> w krwi tętniczej (pCO<sub>2</sub>) oraz ilość CO<sub>2</sub> w układzie oddechowym (etCO<sub>2</sub>), natomiast stężenie CO<sub>2</sub> w krwi żyłnej pozostaje na podobnym poziomie. Porównując równanie Ficka dla tych dwóch układów przyjmuje ono postać różniczkową:

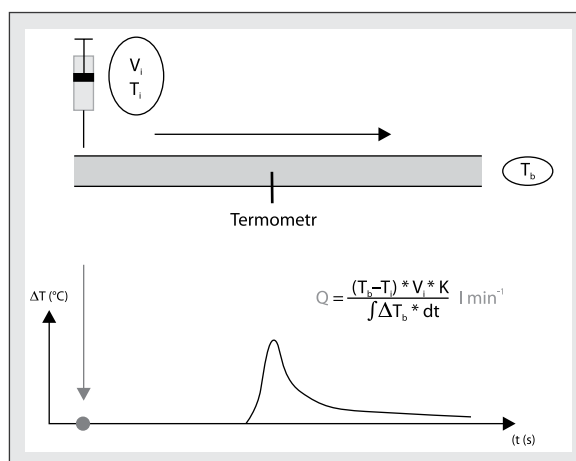
$$CO = \Delta VCO_2 / Sx \Delta etCO_2$$

gdzie: S — stała nachylenia krzywej dysocjacji CO<sub>2</sub>.

W metodzie tej chory musi mieć wprowadzoną rurkę intubacyjną, a wyliczenia są oparte jedynie o tę część krwi, która bierze udział w wymianie gazowej w płucach. W przypadku dużego przecieku płucnego wynik nie jest miarodajny (np. zaburzenia dyfuzji gazów w niewydolności oddechowej), co stanowi zasadnicze ograniczenie metody (tab. 2).

## METODA 2. ROZCIĘNCZENIE ZNACZNIKA (METODY DYLUCYJNE)

Metody pomiaru rzutu serca za pomocą oznaczania stopnia rozcieńczenia znacznika są najczęściej oparte na pomiarze temperatury (termodylucja). Do naczynia, w którym płynie krew, wprowadzany jest termometr. Jeżeli przed tym miejscem do nurtu krwi wstrzyknięta zostanie znana objętość płynu o temperaturze niższej niż temperatura płynącej krwi, w miejscu pomiaru odnotowane zostanie przejściowe zmniejszenie się temperatury. Im szybszy będzie przepływ

**Rycina 1.** Podstawy metod oceny rozcieńczenia znacznika

krwi w naczyniu, tym gwałtowniejsze będą zmiany mierzone przez termometr i szybsze wyrównanie się temperatur, co można przedstawić za pomocą wykresu zależności temperatury w czasie. Z pola pod tak powstałą krzywą, na podstawie algorytmu Stewarta-Hamiltona, można wyliczyć wartość rzeczywistego przepływu krwi w naczyniu, czyli rzut serca (ryc. 1).

## Termodylucja prawego serca

Do pomiaru konieczny jest cewnik w tętnicy płucnej (cewnik Swana-Ganza), z umieszczonym na swoim końcu termometrem (poza zastawką tętnicy płucnej). Po podaniu znacznika (zimny płyn) do prawego przedsionka, w zależności od generowanego przez prawą komorę rzutu, odczytywana jest szybkość zmian temperatury w pniu płucnym i wyliczany rzut serca.

Cewnik Swana-Ganza z pomiarem ciągłym — to metoda, w której znacznikiem jest ogrzana krew chorego. Modyfikacja polega na umieszczeniu na cewniku spirali grzewczej, która w sposób sekwencyjny co kilkadziesiąt sekund podgrzewa nieznacznie przepływającą krew. Dzięki temu pomiar jest dokonywany automatycznie, bez konieczności podawania płynów testowych i pozwala uzyskać ciągły pomiar rzutu serca (tab. 3).

**Tabela 3.** Metody termodylucyjne z wykorzystaniem cewnika Swana-Ganza

Dostępne technologie → cewnik Swana-Ganza (wielu producentów)/modyfikowany cewnik Swana-Ganza z pomiarem ciągłym (Vigilance, Edwards Lifesciences, USA)	
<b>Zalety</b>	Dokładny pomiar rzutu serca, z włączeniem chorych: oddychających spontanicznie, z zaburzeniami rytmu serca, z kontrapulsacją wewnątrzaoortalną, otrzymujących duże dawki leków wazoaktywnych, z drenażem klatki piersiowej W przypadku użycia modyfikowanego cewnika pomiar nie wymaga podawania płynów testowych, istnieje możliwość pomiaru sekwencyjnego (co kilka minut) Dodatkowe atuty: jedyna metoda bezpośredniej oceny krążenia płucnego (naczyniowe opory płucne, ciśnienie w tętnicy płucnej, ciśnienie zaklinowania)/jedyna metoda uzyskania mieszanej krwi żyłnej/w przypadku użycia cewnika modyfikowanego dodatkowo: pomiar objętości końcowo-rozkurczowej i frakcji wyrzutowej prawej komory
<b>Wady</b>	Duża inwazyjność i możliwość powikłań Możliwość błędów interpretacyjnych (źródła — pozycjonowanie końcówki cewnika, pomiar w odpowiedniej fazie oddechowej, artefakty związane z podawaniem wskaźnika) W przypadku użycia modyfikowanego cewnika — znaczny koszt metody/ciągły pomiar następuje co kilka minut, więc nie jest to faktyczna analiza <i>beat to beat</i>
<b>Wskazania</b>	Kardiocirurgia, torakocirurgia, transplantologia narządów klatki piersiowej Chorzy z nadciśnieniem płucnym Chorzy z niewydolnością prawej komory Przeciwwskazania do innych metod pomiarowych

**Tabela 4.** Metody dylucyjne — termodylucja przezpłucna

Dostępne technologie → Termodylucja przezpłucna (PICCO-Technology, Pulsion, Maquet, USA; Volume View EV1000, Edwards Lifesciences, USA)/Przezpłucna dylucja litu (LiDCOLdt, Wielka Brytania)	
<b>Zalety</b>	Duża zgodność pomiaru w porównaniu z metodą termodylucji prawego serca Dodatkowe pomiary dzięki przezpłucnemu pasażowi znacznika: obciążenie wstępne (parametry objętościowe)/funkcja serca/ /pozanacyniowa woda płucna i możliwość diagnostyki różnicowej obrzęku płuc Łączy dwie metody pomiarowe: dylucyjną oraz kalibrowaną analizę fali tętna (patrz: metody APCO) Kalibrowane APCO: ciągły pomiar objętości wyrzutowej/ocena dynamicznych parametrów wypełnienia łożyska naczyniowego
<b>Wady</b>	Inwazyjność i możliwość powikłań związana z założeniem cewnika centralnego oraz kaniulacji dużej tętnicy Pomiary zakłócają: silna wazokonstrykcja, kontrapulsacja wewnątrzaoortalna, istotne wady zastawkowe, ciągła terapia nerkozastępcza (przy kaniulacji żyły głównej górnej)
<b>Wskazania</b>	Wstrząs o różnej etiologii/ARDS/oparzenia/chirurgiczne procedury wysokiego ryzyka Chorzy na OIT niewymagający oceny krążenia płucnego

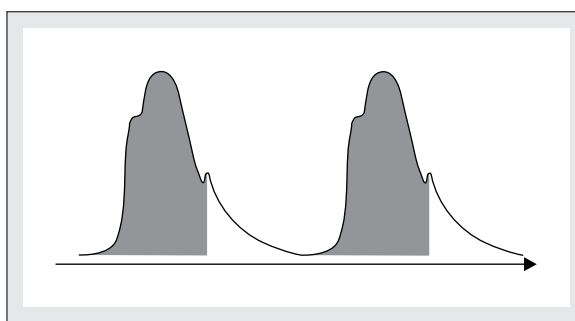
APCO (*arterial pressure-based cardiac output*) — ocena objętości wyrzutowej na podstawie krzywej ciśnienia tętniczego; ARDS (*acute respiratory distress syndrome*) — zespół ostrej niewydolności oddechowej

### Termodylucja przezpłucna

Metoda ta opiera się na tej samej zasadzie jak opisana powyżej. Polega na wstrzyknięciu znacznika w postaci zimnego roztworu obojętnego płynu w okolicę prawego przedsionka przez dystalne odprowadzenie cewnika centralnego. Różnica polega jedynie na umiejscowieniu termometru mierzącego zmiany temperatury, gdyż wprowadza się go do układu naczyń tętniczych poza zastawkę aortalną, najczęściej do tętnicy udowej. Wstrzyknięty znacznik pokonuje o wiele dłuższą drogę obejmującą dodatkowo krążenie płucne i lewe serce, zanim dotrze do miejsca, w którym następuje rejestracja zmian temperatury i wyliczenie rzutu serca. Dla uzyskania wiarygodnych pomiarów konieczne jest użycie większej objętości podawanego znacznika, o znacznej różnicy temperatur pomiędzy krwią i podawanym płynem.

### Przezpłucna dylucja litu (LiDCO, *lithium dilution cardiac output*)

W metodach opartych na rozcieńczeniu wskaźnika można zastosować także inny znacznik niż schłodzony 0,9% NaCl.



**Rycina 2.** Ocena objętości wyrzutowej na podstawie krzywej ciśnienia tętniczego

W metodzie LiDCO, analogicznie jak w termodylucji przezpłucnej, wstrzykuje się w okolicę prawego przedsionka roztwór z zawartością niewielkiej ilości chlorku litu. Stężenie litu w wyrzucanej przez lewą komorę krwi mierzone jest przez czujnik dołączony do kaniuli tętniczej. Szybkość zmian stężenia pierwiastka w miejscu pomiaru zależy od szybkości przepływu krwi. Rzut serca wyliczany jest z pola pod krzywą

**Tabela 5.** Analiza fali tętna

<b>Dostępne technologie → Metody kalibrowane:</b> Analiza fali tętna za pomocą cewnika tętniczego użytego w metodzie dylucji przepłucnej (PiCCO, VolumeView, LiDCO)/ <b>Niekalibrowane metody małoinwazyjne</b> (FlowTrac/Vigileo, Edwards Lifesciences, USA; ProAQT/Pulsioflex, Pulsion, Maquet, USA; LiDCOrapid/PulseCO, LiDCO, Wielka Brytania)/ <b>Niekalibrowane metody całkowicie nieinwazyjne</b> (ClearSight, Edwards Lifesciences, USA; T-line system, TL-300, TensysMedical Inc., USA)	
<b>Zalety</b>	Stosunkowo mała inwazyjność przeprowadzonych pomiarów (zwłaszcza metody niekalibrowane) Szybkie uzyskanie danych hemodynamicznych Pomiar ciągły (beat to beat) Powtarzalność pomiaru Dodatkowe pomiary: parametry dynamiczne — zmienność objętości wyrzutowej SVV lub ciśnienia tętna PPV
<b>Wady</b>	Pomiar rzutu serca możliwy jedynie gdy zachowany jest rytm zatokowy Dokładność pomiaru mniejsza niż w metodach termodylucyjnych Największa dokładność pomiaru w metodzie kalibrowanej, następnie małoinwazyjnej, najmniejsza w metodach nieinwazyjnych Metody całkowicie nieinwazyjne zarezerwowane jedynie dla chorych z zachowanym krążeniem obwodowym i przez ograniczony czas Parametry dynamiczne możliwe jedynie, jeżeli pacjent jest sedowany, wentylowany mechanicznie stałymi objętościami oddechowym, przy zamkniętej klatce piersiowej i nie podwyższonym ciśnieniu śródbrzusznym
<b>Wskazania</b>	Chorzy bez zaburzeń rytmu; chirurgiczne procedury dużego ryzyka Metoda szczególnie przydatna u chorych w znieczuleniu ogólnym (zwiótczenie, wentylacja) Chorzy wentylowani mechanicznie (w przypadku oceny parametrów dynamicznych wypełnienia łożyska naczyniowego → po ekstubacji nie można oceniać SVV/PPV, ale nadal można monitorować objętość wyrzutową i na podstawie tego parametru prowadzić płynoterapię)

SVV (stroke volume variation) — zmienność objętości wyrzutowej; PPV (pulse pressure variation) — zmienność ciśnienia tętna

zależności stężenia znacznika od czasu, analogicznie jak w metodach termodylucyjnych (tab. 4).

### METODA 3. ANALIZA FALI TĘTNA (APCO, ARTERIAL PRESSURE-BASED CARDIAC OUTPUT) (TAB. 5)

Rzut serca można wyliczyć bazując na krzywej ciśnienia tętniczego, objętość wyrzutowa jest bowiem proporcjonalna do pola pod tą krzywą w odcinku systolicznym. Koniec okresu skurczu na tej linii widać pod postacią załamka dykrotycznego, który znajduje się na ramieniu zstępującym i odpowiada zamknięciu się płatków zastawki aortalnej (ryc. 2). Największą trudnością w tej metodzie jest właściwa ocena podatności układu tętnic u konkretnego pacjenta. Jest to wartość zmieniająca się w zależności od wieku, płci i zaawansowania zmian miażdżycowych. Im bardziej sztywny (mniej podatny) jest układ naczyń tętniczych, tym dynamika zmian ciśnienia w czasie jest mniejsza. Przy tej samej objętości wyrzutowej krzywa ciśnienia będzie mogła wyglądać różnie, gdyż inaczej będzie się prezentował przyrost ciśnienia w jednostce czasu — krzywa będzie bardziej lub mniej stroma. Stąd w metodach opierających pomiar rzutu serca o analizę fali tętna bardzo ważne jest uzyskanie rzeczywistej podatności układu naczyń.

#### Metody kalibrowane

Najbardziej wiarygodne spośród metod APCO, ponieważ podatność układu naczyniowego jest w nich realnie wyliczana. W tym celu, zanim rozpocznie się monitorowanie objętości wyrzutowej, należy niezależnie zmierzyć wartość rzutu serca za pomocą innej metody. Dysponując prawidłową wartością rzutu serca oraz pozostałymi parametrami z analizy krzywej ciśnienia, jedyną zmienną w tym równa-

niu pozostaje poszukiwana wartość podatności. Po takiej kalibracji uzyskuje się na kilka godzin wiarygodny pomiar hemodynamiczny. Ów sposób monitorowania rzutu najczęściej łączy się z metodami wykorzystującymi przepłucną dylucję znacznika, kiedy to obligatoryjnie w układzie tętniczym musi znajdować się cewnik z czujnikiem (termometr lub czujnik stężenia litu). Po zakończeniu pomiaru z wykorzystaniem metody dylucyjnej cewnik służy dalej do pomiaru rzutu serca przy wykorzystaniu APCO i wyliczonych wartości podatności. Inną techniką pozwalającą na uzyskanie kalibrowanej analizy fali tętna jest opisany w następnym rozdziale Doppler przezprzełykowy. Uzyskana za pomocą tej techniki wartość rzutu serca i wyliczona stała podatności pozwala na uzyskanie kalibrowanego APCO przy zastosowaniu standardowej linii monitorującej krzywą ciśnienia tętniczego.

#### Metody niekalibrowane

Metody niekalibrowane dzielą się na małoinwazyjne i nieinwazyjne. W obu ocena podatności układu naczyń jest jedynie przewidywana, gdyż opiera się na algorytmie uwzględniającym dane antropometryczne, wiek i płeć pacjenta. W przypadku metod małoinwazyjnych urządzenie monitorujące podłącza się do kaniuli umieszczonej w tętnicy obwodowej (najczęściej promieniowej) i wpisuje się dane charakteryzujące badanego chorego. Po uzyskaniu krzywej ciśnienia na monitorze rozpoczyna się ciągły pomiar hemodynamiczny.

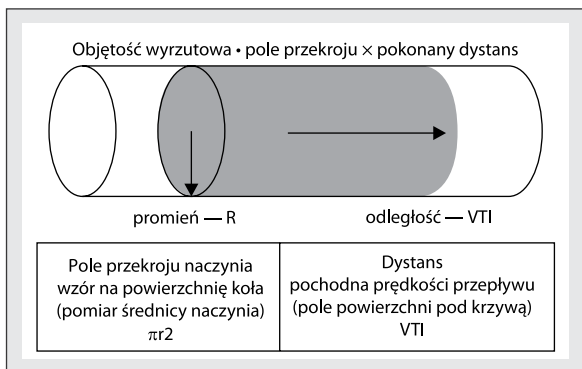
#### Metody analizujące falę tętna w sposób całkowicie nieinwazyjny

Istnieją również metody analizujące falę tętna w sposób całkowicie nieinwazyjny. Najpopularniejsze urządzenie skła-

da się z mankietu owijanego wokół palca oraz z czujnika mierzącego szerokość tętnic na podstawie fotopletyzmiografii. Metoda ta pozwala zarejestrować zwiększanie się wymiaru tętniczek palca w czasie skurczu serca. Zwiększając stopniowo ciśnienie w mankiecie, poszukuje się takiej wartości, przy której nie następują już zmiany wymiaru naczynia, co odpowiada ciśnieniu tętniczemu. W ten sposób wyznaczana jest krzywa ciśnienia tętniczego w czasie, podlegająca dalszej analizie jak w małowazyjnych metodach niekalibrowanych. Inna metoda wykorzystuje tonometrię aplanacyjną (T-line system). Sensor uciskowy umieszcza się nad tętnicą promieniową, a zwiększając stopniowo ucisk na naczyniu, określa się ciśnienie maksymalne i średnie panujące w naczyniu, a następnie wyznacza krzywą ciśnienia, na podstawie której obliczany jest rzut serca.

**METODA 4. ZASADA DOPPLERA**

Rzut serca można także oznaczyć, używając ultradźwięków. Po każdym skurczu serca powstała objętość wyrzutowa przemieszcza się na określoną odległość. Teoretycznie ma ona kształt cylindra, który tworzy się za zastawką. Znając powierzchnię podstawy oraz wysokość takiego cylindra, można obliczyć objętość bryły. W metodach wykorzystują-



Rycina 3. Zasada Dopplera

cych ultradźwięki dokonuje się pomiaru średnicy naczynia i, zakładając, że jego przekrój jest kołem, wylicza powierzchnię przekroju. Z kolei przy wykorzystaniu efektu Dopplera mierzy się prędkość płynącej w tym miejscu krwi, która zmienia się w czasie skurczu. Im większa objętość krwi wyrzucona jest w jednostce czasu przez stały przekrój, tym większa musi być jej prędkość i dystans, jaki pokona. W metodzie dopplerowskiej dystans ten odzwierciedla parametr VTI (*velocity-time integral*), będący pochodną prędkości przepływu w czasie (pole powierzchni pod krzywą prędkość/czas). Iloczyn tych dwóch wartości (powierzchni i odległości) odpowiada objętości wyrzutowej (ryc. 3). Takie wyliczenie SV zakłada użycie kilku uproszczeń. Zakłada się, że dane pole przekroju jest kołem a generowany w tym miejscu przepływ jest przepływem laminarnym.

**Echokardiografia (ECHO) przezprzełykowa i przezklatkowa (TEE, transesophageal echocardiography/TTE, transthoracic echocardiography)**

Zasada pomiaru rzutu serca sprowadza się do wyznaczenia powierzchni przekroju (S) oraz prędkości przepływu krwi, najczęściej w drodze odpływu lewej komory (VTI), pod zastawką aortalną. Urządzenie mierzy częstość rytmu serca i rzut minutowy wylicza ze wzoru:  $CO = S \times VTI \times HR$  (*heart rate* [częstość akcji serca]). Obliczenia objętości wyrzutowej lewej komory można dokonywać na podstawie pomiaru przepływu zarówno przez zastawkę aortalną, czyli w praktyce przez LVOT (LVOT, *left ventricular outflow tract*), jak i mitralną (tab. 6).

**Doppler przezprzełykowy (esophageal Doppler)**

W metodzie tej do przełyku wprowadzana jest sonda, zaopatrzona w małą głowicę ultrasonograficzną. Metoda wykorzystuje anatomiczne sąsiedztwo przełyku i aorty zstępującej. Po założeniu do przełyku pozycjonuje się głowicę sondy, rotując ją w osi tak, aby wiązka ultradźwięków przecinała aortę. Pojawia się wówczas odczyt przepływu strumienia krwi w postaci krzywej prędkości w czasie. Z pola pod

Tabela 6. Echokardiografia

<b>Dostępne technologie</b> → TTE (echokardiografia przezklatkowa) (wielu producentów)/TEE (echokardiografia przezprzełykowa) (głowice wielorazowe: Philips, Holandia; GE, USA/głowice jednorazowe: ImaCor, USA)	
<b>Zalety</b>	Metoda całkowicie nieinwazyjna (TTE) lub małowazyjna (TEE) Pozwala na ocenę wypełnienia łożyska naczyniowego poprzez pomiar ruchomości żyły głównej dolnej podczas oddychania Ocena parametru objętościowego: objętości końcowo-rozkurczowej
<b>Wady</b>	Niedokładność pomiaru rzutu serca wynika z konieczności założenia, że droga odpływu krwi jest kołem i że średnica drogi odpływu lewej komory serca jest stała Pomiar rzutu serca czasochłonny Brak pomiaru ciągłego Wymaga doświadczenia i umiejętności (krzywa uczenia) Precyzja badania zależy od subiektywnie wybranych obrazów
<b>Wskazania</b>	Kompleksowa ocena globalnej i odcinkowej kurczliwości serca, aparatu zastawkowego, obecności płynu Ocena odpowiedzi na płynoterapię, szczególnie u pacjentów przytomnych

TTE (*transthoracic echocardiography*) — echokardiografia przezklatkowa; TEE (*transesophageal echocardiography*) — echokardiografia przezprzełykowa

**Tabela 7.** Doppler przezprzewodkowy

Dostępne technologie → CardioQ (Deltex, USA); Waki (Atys Medical, France); HemoSonic 100 (Arrow International, USA)	
<b>Zalety</b>	Metoda małoinwazyjna Pomiar ciągły ( <i>beat to beat</i> ) Powtarzalność pomiaru Dodatkowe pomiary: na podstawie kształtu krzywej prędkość/przepływ oraz skorygowanego czasu przepływu (FTc) można przewidywać zmiany obciążenia wstępnego i następczego
<b>Wady</b>	Niedokładność pomiaru, zwłaszcza przy założonej sondzie żołądkowej Znaczny jednorazowy koszt sondy dopplerowskiej Trudność w stałym utrzymaniu precyzyjnie ustalonej pozycji Wymaga doświadczenia i umiejętności (krzywa uczenia)
<b>Wskazania</b>	Chorzy nieprzytomni i wentylowani mechanicznie, u których można utrzymać stałą pozycję sondy Chirurgiczne procedury dużego ryzyka

FTc (*flow-time corrected*) — skorygowany czas przepływu

tak wyznaczoną krzywą otrzymuje się wartość odległości, jaką, przy każdym skurczu serca, pokonuje w naczyniu krew. Średnicę naczynia uzyskuje się w sposób pośredni, obliczając jej wymiar na podstawie danych antropometrycznych. Wynik wymaga pewnej korekcji o część krwi, która przed miejscem pomiaru opuszcza łożysko aortalne przez tętnice odchodzące z łuku aorty. Metoda ta pozwala na uzyskanie ciągłego pomiaru rzutu serca (tab. 7).

#### METODA 5. ZMIANY NAPIĘCIA PRĄDU PRZEPŁYWAJĄCEGO PRZEZ KLATKĘ PIERSIOWĄ

Metoda ta opiera się na ocenie zmian napięcia przepływającego przez klatkę piersiową prądu o niewielkim natężeniu. Zgodnie z prawem Ohma natężenie prądu ( $I$ ) jest zależne od różnicy napięć ( $U$ ) i oporu jaki wytwarza przewodnik ( $R$ ):  $I = U/R$

Jeżeli więc przez przewodnik płynie prąd o stałym natężeniu, to zmierzona różnica napięć zależy wyłącznie od oporu, jaki ten przewodnik generuje. To założenie stanowi podstawę bioimpedancyjnych metod oznaczania rzutu serca. Klatka piersiowa jako przewodnik nie jest jednorodna — poszczególne tkanki wchodzące w jej skład mają różną oporność i, z wyjątkiem osocza, są słabymi przewodnikami. Kiedy przez klatkę piersiową zaczyna płynąć prąd o stałym natężeniu, mierzone napięcie pomiędzy końcami tego układu cyklicznie się zmienia. Oznacza to, że klatka piersiowa traktowana jako przewodnik, cyklicznie zmienia swoją oporność. Najlepszym przewodnikiem w tym układzie jest osocze, którego objętość i właściwości zmieniają się w trakcie pracy układu krążenia, wpływając na zmiany oporności całego układu. Zawieszony w osoczu erytrocyty mają dużą oporność elektryczną. W trakcie rozkurczu krew w aorcie nie płynie, a erytrocyty, układając się chaotycznie, zwiększają oporność elektryczną krwi. W trakcie skurczu krew jest przemieszczana do aorty i tętnic płucnych, zwiększa się więc w tych naczyniach objętość dobrego przewodnika, jakim jest osocze. Dodatkowo strumień

płynącej krwi wymusza równoległe, linijne ułożenie erytrocytów względem siebie, co zwiększa przewodnictwo elektryczne w osoczu. Istnieją trzy poniższe modyfikacje tej metody.

#### Bioimpedancja

Mierzone jest napięcie przepływającego przez klatkę piersiową prądu, które zwiększa się w trakcie skurczu serca: zgodnie z prawem Ohma oporność wtedy się zmniejsza.

#### Bioreaktancja

W tej modyfikacji zastosowany jest prąd zmienny. Monitorowane są nie tylko zmiany impedancji, ale również przesunięcie fazowe prądu zmiennego w czasie. Takie przesunięcie fazowe zależne jest prawie wyłącznie od pulsacyjnego przepływu krwi i w większym stopniu związane jest z przepływem w aorcie, co zmniejsza ilość artefaktów pomiarowych.

#### Kardiometria elektryczna

Model interpretacji sygnału bioimpedancyjnego opiera się na pomiarze zmian prędkości przepływu krwi, którego podstawą są gwałtowne zmiany przewodności krwi w aorcie.

Wszystkie metody bazujące na pomiarze przepływu prądu wymagają jedynie umieszczenia elektrod EKG w czterech miejscach — po obu stronach szyi i na bocznej powierzchni klatki piersiowej. Prąd o niewielkim natężeniu przepływa przez narządy klatki piersiowej, a zmiany impedancji lub czasu przepływu prądu, spowodowane opisanymi fluktuacjami w fazie skurczu, są rejestrowane. Na podstawie krzywej obrazującej te zmiany w czasie wyliczana jest objętość wyrzutowa (tab. 8).

#### METODY POMIARU RZUTU SERCA I WYZNACZENIE OPORU NACZYNIOWEGO

Stopień obkurczenia naczyń jest jednym z najważniejszych wskaźników hemodynamicznych. Wartość oporu to parametr wyliczany na podstawie znajomości ciśnień i po-

**Tabela 8.** Metody impedancyjne

Dostępne technologie → Bioimpedancja (NICCOMO, MedisGmbH, Germany; Physio-Flow, NeuMeDxInc, UK; BioZ, CardioDynamics, USA; NICOMON, Larsen and Toubro Ltd. India; CMS3000, Cheers Sails Medical, China)/Bioreakcja (CHEETAH-NICOM, Newton Center, USA)/Kardiometria elektryczna (Aesculon/ICON Osypka Medical GmbH, Germany)	
<b>Zalety</b>	Metoda nieinwazyjna Pomiar ciągły ( <i>beat to beat</i> ) Powtarzalność pomiaru Dodatkowe pomiary: pośrednia ocena ilości płynu w klatce piersiowej (TFC, <i>thoracic fluid content</i> )
<b>Wady</b>	Mała zgodność wyniku z metodami referencyjnymi Duża liczba czynników ograniczających zastosowanie: zaburzenia rytmu, wady zastawkowe, otyłość, drenaż klatki piersiowej, płyn w opłucnej, odma podskórna, obrzęk płuc, nadmierna potliwość Pomiar wrażliwy na zmianę pozycji elektrod Interferencja z innymi urządzeniami (elektrokoagulacja) Wymagana kalkulacja ilości tkanek reaktywnych elektrycznie na podstawie danych biometrycznych
<b>Wskazania</b>	Chorzy przebywający na oddziale pooperacyjnym Ocena trendu zmian w czasie Chorzy poddawani ciągłym technikom nerkozastępczym

jemności minutowej (rzutu serca). Opór naczyniowy służy jako termin używany w celu określenia całkowitego oporu przepływu krwi w naczyniach i stanowi sumę poszczególnych oporów obwodowych. Opór obwodowy determinują trzy składowe: średnica naczynia, jego długość oraz lepkość krwi. Opór wyliczany jest ze wzoru:

$$R = \Delta P / Q,$$

gdzie:  $\Delta P$  — różnica ciśnień na początku i końcu badanego układu;  $Q$  — przepływ krwi przez ten układ, czyli rzut serca.

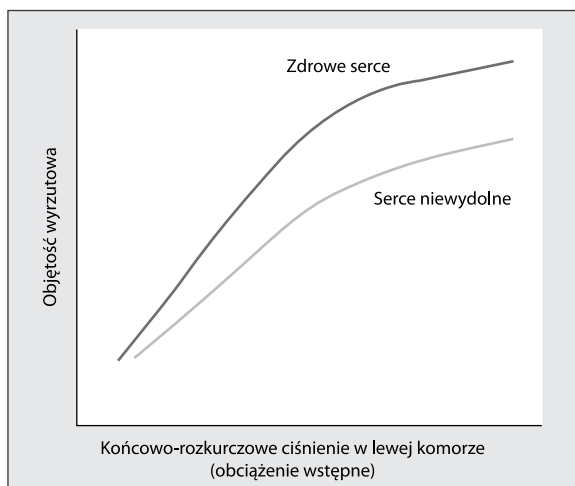
Dla krążenia systemowego opór naczyniowy (SVR, *systemic vascular resistance*) jest pochodną różnicy średnich ciśnień w aortalii (MAP, *mean arterial pressure*) i prawym przedsionku (CVP, *central venous pressure*).

Parametr  $SVR = (MAP - CVP) / CO$  można uzyskać, stosując każdą z wyżej opisanych metod pomiaru rzutu serca, pod warunkiem że dodatkowo mierzona jest wartość ośrodkowego ciśnienia żylnego, co z kolei wiąże się z koniecznością założenia cewnika centralnego i zwiększa inwazyjność monitorowania. Ocena wartości SVR jest kluczowa u chorych wymagających leczenia lekami wazoaktywnymi, w tym u chorych z sepsą lub niewydolnością serca.

Płucny opór naczyniowy (PVR, *pulmonary vascular resistance*) jest pochodną różnicy średnich ciśnień w tętnicy płucnej (PAP, *pulmonary mean arterial pressure*) i lewym przedsionku (PCWP, *pulmonary capillary wedge pressure*)  $PVR = (PAP - PCWP) / CO$ . Ten parametr można uzyskać jedynie po założeniu do tętnicy płucnej cewnika Swana-Ganza.

## METODY POMIARU RZUTU SERCA I OCENA WYPEŁNIENIA ŁOŻYSKA NACZYNIOWEGO

Adekwatna dożylna terapia płynowa jest niezbędnym elementem postępowania leczniczego ukierunkowanego na cel, który stanowią zabezpieczenie funkcji fizjologicznych organizmu oraz uzupełnienia strat płynów i elektrolitów powstałych przed- i śródoperacyjnie wskutek głodzenia,



**Rycina 4.** Zależność objętości wyrzutowej serca od obciążenia wstępnego

parowania, przygotowania jelit, krwawienia itp. [6–8]. Prawidłowa ocena wolemii staje się zatem szczególnie istotnym celem stabilizacji układu krążenia. Zgodnie z prawem Franka-Starlinga objętość wyrzutowa zwiększa się wraz ze zwiększaniem się objętości końcowo-rozkurczowej, aż do momentu osiągnięcia swojego maksimum. Powyżej tego punktu przyrost objętości przestaje prowadzić do dalszego zwiększaniem się rzutu serca, a kontynuowanie przetaczania płynów powoduje obrzęki i sprzyja rozwojowi powikłań pooperacyjnych. Sytuacja jest znacznie trudniejsza u chorych z niewydolnością serca (ryc. 4). Dobór terapii musi uwzględniać stan układu krążenia i bieżącą sytuację hemodynamiczną. W przypadku stabilności układu krążenia (prawidłowa perfuzja obwodowa) podtrzymująca dawka przetaczanych płynów nie powinna przekraczać  $1-2 \text{ ml kg}^{-2} \text{ godz}^{-1}$ . W ocenie wypełnienia łożyska naczyniowego najbardziej przydatnym będzie parametr, który pozwoli wystarczająco wcześnie, ale i trafnie, ocenić, czy dalsze przetaczanie płynów zwiększy



**Tabela 9.** Metody identyfikacji pacjentów podatnych na przetoczenie

Parametr	Technologia	Opis	Wartość progowa	Ograniczenia
<i>Passive leg raising</i> ( $\Delta SV$ )	Każda metoda pomiaru SV	Uniesienie kończyn górnych o 45° na 2–3 minuty + ocena przyrostu SV	$\Delta SV > 10\%$	Możliwość uniesienia kończyn
SVV/PPV	APCO (analiza fali tętna)	Zmienność ciśnienia lub objętości wyrzutowej w zależności od cyklu oddechowego	SVV/PPV > 10%	Rytm zatokowy, wentylacja mechaniczna $V_t$ 8 ml $kg^{-1}$ , sedacja Zamknięta klatka piersiowa
Zmienność oddechowa IVC	Ultrasonografia	Ocena szerokości i ruchomości żyły głównej dolnej w trakcie oddychania	IVC < 1,5 cm Zmiana średnicy > 50%	Brak pomiaru ciągłego Dostęp do klatki piersiowej Umiejętności
<i>Fluid challenge</i> ( $\Delta SV$ )	Każda metoda pomiaru SV	Przetoczenie małej objętości płynu w krótkim czasie + ocena przyrostu SV	$\Delta SV > 10\%$	Konieczność rzeczywistego obciążenia płynami

$V_t$  (tidal volume) — objętość oddechowa; objaśnienia pozostałych skrótów w tekście

jeszcze objętość wyrzutową serca. Podstawą powodzenia terapii płynami jest więc ocena, w jakim punkcie na krzywej Franka-Starlinga aktualnie znajduje się dany chory.

Jeżeli przetaczanie płynu zwiększa w sposób istotny, tj. o ponad 10%, objętość wyrzutową, taki układ krążenia nie jest wypełniony optymalnie i można dalej uzupełniać jego objętość. Takich chorych określa się mianem podatnych na przetoczenie (*fluid responders*). Dlatego w praktyce klinicznej dla oceny wypełnienia łóżyska naczyniowego bardziej niż parametry statyczne, próbujące pokazać w sposób pośredni objętość końcowo-rozkurczową komory, przydatne i wiarygodne są parametry dynamiczne (tab. 9).

Parametry statyczne:

- ciśnieniowe: CVP, PCWP — współcześnie o kwestionowanej przydatności klinicznej;
- objętościowe: objętość końcowo-rozkurczowa (LVEDV, *left ventricle end-diastolic volume*) oceniana echokardiograficznie oraz globalna objętość rozkurczowa (GEDVI, *global end-diastolic volume index*) oceniana w termodynamice przez płucnej.

Zakres norm tych pomiarów jest znacząco indywidualnie zmienny i nieużyteczny w przewidywaniu odpowiedzi układu krążenia na dalsze przetaczanie płynów.

Parametry dynamiczne:

- dotyczące zmiany (przyrost lub brak przyrostu) objętości wyrzutowej w trakcie manewru terapeutycznego (przy wykorzystaniu metody ultrasonograficznej można oceniać przyrost wartości VTI; pozostałe parametry potrzebne do pomiaru CO, jak przekrój w miejscu pomiaru, nie zmieniają się dla tego samego chorego):
  - PLR (*passive leg raising*) — prosty, odwracalny manewr naśladujący szybkie podanie płynów, przejściowo i odwracalnie zwiększający powrót żylny przez przesunięcie płynów z kończyn dolnych i rezerwuaru w jamie brzusznej do klatki piersiowej;
  - *fluid challenge* — przetoczenia niewielkiej (~250 ml) objętości płynu w krótkim czasie;

- oceniające zmienność ciśnień lub objętości w cyklu oddechowym podczas wentylacji mechanicznej dodatnimi ciśnieniami, przy dostarczanej objętości oddechowej 8 ml  $kg^{-1}$ :

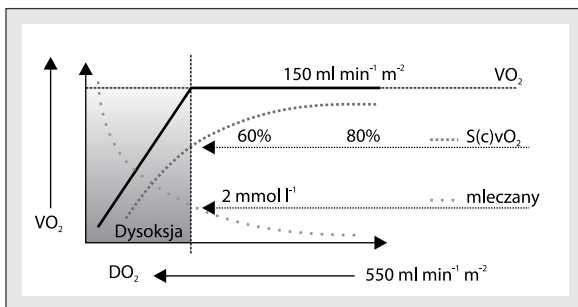
- zmienność ciśnienia tętna (PPV, *pulse pressure variation*);
- zmienność objętości wyrzutowej (SVV, *stroke volume variation*);

- zmiana średnicy żyły głównej dolnej (IVC, *inferior vena cava*) w trakcie oddychania. Pomiaru dokonuje się ultrasonograficznie, w projekcji podmostkowej. Przy prawidłowo wypełnionym łóżysku naczyniowym żyła główna dolna jest szeroka i nie zmienia swojej średnicy w trakcie cyklu oddechowego.

## METODY MONITOROWANIA MIKROKRĄŻENIA — PARAMETRY OCENIAJĄCE PERFUZJĘ TKANKOWĄ

Opisane metody pozwalają na globalną ocenę strumienia tlenu ( $DO_2$ ). Wartość tego parametru determinują: rzut serca, stężenie hemoglobiny oraz stopień jej wysycenia tlenem (saturacja). Tylko pośrednio celem leczenia jest wygenerowanie właściwego przepływu krwi w makrokrążeniu. Najważniejszym pozostaje skuteczne dostarczenie tlenu i substancji odżywczych do komórek, a więc efektywna wymiana gazowa i oddychanie na poziomie mitochondriów. Optymalizacja parametrów strumienia krwi musi się opierać na ocenie stanu mikrokrążenia [9–13], pozostaje więc ona pierwszoplanowym celem terapeutycznym. Stąd poszukiwanie metod pozwalających ocenić status tlenowy, czyli pozwalających odpowiedzieć na pytanie: czy dalsza optymalizacja krążenia jest konieczna lub umożliwiających wychwycenie stanu klinicznego, w którym, mimo właściwych parametrów na poziomie makrokrążenia, tkankowy dług tlenowy nie ulega zmniejszeniu (ryc. 5).

Dostarczanie tlenu ( $DO_2$ ) =  $CO \times (1,34 \times Hb \times SaO_2) + (0,003 \times PaO_2)$



Rycina 5. Zależność stężenia kwasu mlekowego i wartość SvO<sub>2</sub> od dostarczenia tlenu

## METODY MONITOROWANIA MIKROKRĄŻENIA

### POMIAR STĘŻENIA MLECZANÓW

W warunkach fizjologicznych kwas mlekowy powstaje w trakcie spalania glukozy. Przy tlenowych procesach przemiany materii jest on dalej metabolizowany do kwasu cytrynowego, a następnie do dwutlenku węgla i wody. W przypadku procesów beztlenowych jego tkankowy metabolizm zostaje zahamowany, co manifestuje się zwiększeniem jego stężenia w surowicy. Przetwarzanie kwasu mlekowego odbywa się wtedy jedynie w wątrobie w procesie glukoneogenezy, w wyniku czego powstaje glukoza. Stężenie mleczanów powyżej 2 mmol l<sup>-1</sup> jest sygnałem ostrzegawczym, mogącym świadczyć o deficycie tlenu w komórkach. Monitorowanie stężenia kwasu mlekowego pozwala na ocenę skuteczności stosowanej terapii. Fizjologicznie redukcja stężenia wynosi około 10% wartości w ciągu godziny, należy jednak uwzględnić fakt, że u pacjentów z niewydolnością wątroby czas eliminacji mleczanów będzie dłuższy.

### OCENA SATURACJI KRWI ŻYLNEJ

Saturacja krwi żyłnej mieszanej (SvO<sub>2</sub> — tętnica płucna) lub saturacja centralnej krwi żyłnej (ScvO<sub>2</sub> — żyła główna górna) to parametry pozwalające określić stosunek pomiędzy dostarczaniem a zużyciem tlenu w tkankach. W trakcie zmniejszania się DO<sub>2</sub>, dzięki zdolności hemoglobiny do zwiększenia ekstrakcji tlenu, początkowo nie dochodzi do hipoksji. Dopiero po maksymalnym wykorzystaniu tego mechanizmu zaczyna narastać dług tlenowy i dominują w tkankach przemiany beztlenowe. Zmniejszanie się wartości saturacji krwi żyłnej (SvO<sub>2</sub> < 70% lub ScvO<sub>2</sub> < 65%) świadczy o zwiększaniu ekstrakcji tlenu z hemoglobiny, a więc o zwiększeniu zapotrzebowania na tlen w mikrokrążeniu. Czynniki, które decydują o wielkości saturacji krwi żyłnej są: stężenie hemoglobiny (Hb); stopień jej wysycenia tlenem, czyli saturacja krwi tętniczej (SaO<sub>2</sub>); rzut serca (CO) oraz zużycie tlenu przez tkanki (VO<sub>2</sub>). Zakładając, że w danym momencie Hb, SaO<sub>2</sub> i VO<sub>2</sub> nie zmieniają się, wartość SvO<sub>2</sub> odzwierciedla zmiany w rzucie serca. Monitorowanie tego parametru pozwala na relatywnie szybką ocenę globalnego

zużyciu tlenu przez tkanki. Jego gwałtowne zmniejszenie świadczy w większości przypadków o niedostatecznym utlenowaniu organów (narastający wstrząs) i wymaga podjęcia szybkich działań terapeutycznych. Jest to jeden z ważniejszych parametrów oceny utlenowania tkankowego i może stanowić jeden z głównych celów postępowania terapeutycznego w okresie okołoperacyjnym. Istnieje możliwość monitorowania saturacji krwi żyłnej w sposób ciągły, za pomocą włókna optycznego zintegrowanego z odpowiednim cewnikiem, co wobec ciągłych zmian dynamiki układu krążenia, do których dochodzi podczas zabiegów operacyjnych, zdecydowanie przyspiesza decyzje terapeutyczne. Saturacja żylna jest parametrem opisującym globalne zmiany w utlenowaniu tkanek. W przypadku lokalnych ognisk hipoksji, do których może dochodzić także w trakcie dużych zabiegów chirurgicznych, wynik pomiaru może być fałszywie dodatni. Podobne zafałszowanie może mieć miejsce, gdy dochodzi do bloku w oddawaniu tlenu przez hemoglobinę na poziomie mikrokrążenia, co zdarza się w niektórych zatruciach, na przykład cyjankami albo w sepsie.

### POMIAR LUKI PCO<sub>2</sub>

Różnica prężności dwutlenku węgla pomiędzy krwią tętniczą a żylną (Pcv-aCO<sub>2</sub> — żylna-tętnicza różnica ciśnienia parcjalnego CO<sub>2</sub>) w warunkach fizjologicznych jest stała i nie powinna być większa niż 5 mm Hg. Monitorowanie tej wartości może być doskonałym uzupełnieniem oceny saturacji żyłnej celem identyfikacji chorych z hipoperfuzją, u których wartość saturacji jest fałszywie zawyżona (tj. > 70%). Zwiększenie żylna-tętnicznej różnicy pCO<sub>2</sub> jest najprawdopodobniej spowodowane retencją dwutlenku węgla w tkankach w przypadku zmniejszenia się rzutu serca i przepływu krwi w mikrokrążeniu. Luka CO<sub>2</sub> zwiększa się nawet wtedy, gdy w wyniku procesu chorobowego patologicznie nie zwiększa się zużycie tlenu przez tkanki obwodowe, mimo ich faktycznego niedotlenienia (zaburzenia dyfuzji, uszkodzenie mitochondriów). W takiej sytuacji ekstrakcja tlenu z krwinki nie zwiększa się i saturacja krwi żyłnej pomimo niedotlenienia w obszarze mikrokrążenia, nie będzie się zmieniać. Dlatego SvO<sub>2</sub> < 70% (ScvO<sub>2</sub> < 65%) i Pcv-aCO<sub>2</sub> > 5 mm Hg interpretowane łącznie pozwalają na pewniejszą identyfikację zaburzeń dostarczenia i zużycia tlenu. Ocena saturacji krwi żyłnej i luki CO<sub>2</sub> — w przeciwieństwie do stężenia mleczanów — szybciej reaguje na skuteczną terapię. W przypadku poprawy perfuzji normalizacja tych parametrów następuje prawie natychmiast.

### POMIAR SATURACJI TKANKOWEJ

Jeszcze bardziej bezpośrednim sposobem monitorowania utlenowania tkankowego jest ocena saturacji tkankowej metodą spektroskopii bliskiej podczerwieni (NIRS, *near infrared spectroscopy*) — całkowicie nieinwazyjna i wymaga-

jąca jedynie przyłożenia do skóry czujników zawierających diody emitujące światło podczerwone oraz odpowiednich detektorów rejestrujących światło odbite. Sygnały NIRS penetrują tkanki leżące bezpośrednio pod sensorem i mierzą wartość saturacji krwi w mikrokrążeniu. Założenia metody są podobne do pulsoksymetrii z tą różnicą, że w tej ostatniej analizowana jest jedynie ta część sygnału, która występuje podczas fazy skurczowej, czyli mierzona jest saturacja krwi tętnicznej, natomiast w NIRS saturację mierzy się w sposób ciągły, także w naczyniach żylnych i włosowatych. Stąd wartość saturacji jest uzyskiwana w każdych warunkach — nawet wtedy, gdy zanika przepływ przez tkankę. Umożliwia to szybką identyfikację niedokrwienia i ocenę skuteczności prowadzonej terapii. Obecnie technikę tę wykorzystuje się na blokach operacyjnych głównie do oceny mikrokrążenia w korze czołowej mózgu (przede wszystkim w neuro- i kardiologii). U dzieci, ze względu na niewielką ilość tkanki podskórnej, można oceniać saturację tkankową w zakresie narządów jamy brzusznej, mocując elektrody NIRS w okolicy przednerkowej.

## KWALIFIKACJA — DOBÓR METODY MONITOROWANIA HEMODYNAMICZNEGO

Stabilność układu krążenia zależy od wielu zmiennych wzajemnie na siebie wpływających. Do postawienia prawidłowej diagnozy i wdrożenia właściwego leczenia zaburzeń funkcji układu krążenia konieczne jest poznanie kilku parametrów. Izolowany pomiar (nawet o tak istotnej wartości jak rzut serca!) jest niewystarczający. Determinowany jest nie tylko przez kurczliwość, ale także przez właściwe wypełnienie łożyska naczyniowego, które z kolei zależy nie tylko od bezwzględnej ilości krwi krążącej, ale także od stopnia napięcia ścian naczyń. Zestaw narzędzi do monitorowania układu krążenia powinien być różnorodny i dobrany do sytuacji klinicznej.

## RODZAJE MONITOROWANIA HEMODYNAMICZNEGO

### MONITOROWANIE PODSTAWOWE

Podstawowy zestaw parametrów powinien uwzględniać ciągły zapis EKG (odprowadzenie II i V5), SpO<sub>2</sub> oraz pomiar ciśnienia tętniczego metodą pośrednią. Należy go uzupełnić o obserwację kliniczną w kierunku wystąpienia ewentualnych zaburzeń perfuzji tkankowej (powrót włośniczkowy). Taki sposób postępowania dotyczy chorych nieobciążonych podwyższonym ryzykiem operacyjnym, czyli posiadających prawidłowe rezerwy fizjologiczne, pozwalające kompensować zwiększone zapotrzebowanie tkanek na tlen. Ten rodzaj monitorowania należy stosować u chorych poddawanych zabiegom o małym lub umiarkowanym ryzyku. Może on także stanowić punkt wyjścia do rozszerzonego monitorowania hemodynamicznego.

### MONITOROWANIE ROZSZERZONE

Objemuje dodatkowo ocenę wypełnienia łożyska naczyniowego. Należy się posługiwać zestawem narzędzi pozwalających zidentyfikować chorych podatnych na płynoterapię (*fluid responders*) poprzez pomiar parametrów statycznych — zmienności objętości wyrzutowej ( $\Delta SV$ ) i/lub parametrów dynamicznych (SVV/PPV). Zwykle wymaga to założenia kaniuli dotętnicznej (metody APCO) lub użycia sondy ultrasonograficznej (ECHO, metoda Dopplera). U większości chorych monitorowanie to powinno umożliwić także właściwy dobór leków o działaniu inotropowo dodatnim i wazoaktywnym, aby doprowadzić do optymalizacji obciążenia wstępnego, kurczliwości mięśnia sercowego i obciążenia następczego.

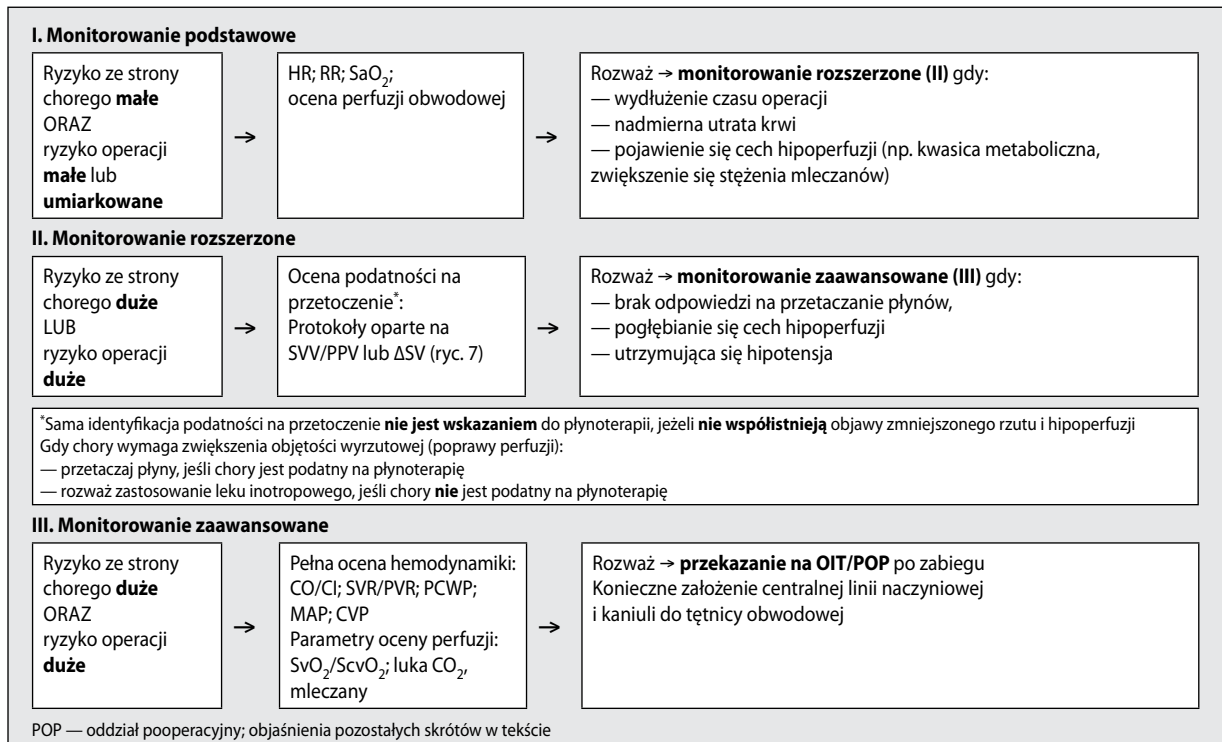
### MONITOROWANIE ZAAWANSOWANE

Aby uzyskać pełny zakres parametrów potrzebnych do oceny funkcji układu krążenia, monitorowanie rozszerzone należy uzupełnić o umieszczenie cewnika w żyłę centralnej i/lub tętnicy płucnej, co umożliwi pomiar systemowego i ewentualnie płucnego oporu naczyniowego (SVR/PVR). W tej metodzie znajdują zastosowanie także takie narzędzia, jak cewnik Swana-Ganza czy techniki termodylucji przepływowej. Monitorowanie zaawansowane pozwala uzyskać pełen zakres danych opisujących dynamikę układu krążenia, co jest szczególnie istotne u chorych, u których obserwuje się brak odpowiedzi na leczenie płynami (*fluid non-responders*), wymagających stosowania leków wazoaktywnych lub działających inotropowo dodatnio. Zaawansowane monitorowanie hemodynamiczne pozwala ocenić saturację krwi żyłnej oraz lukę CO<sub>2</sub>. Oba parametry są przydatne głównie dla pacjentów oddziałów intensywnej terapii lub dla wąskiej grupy specjalistycznych zabiegów.

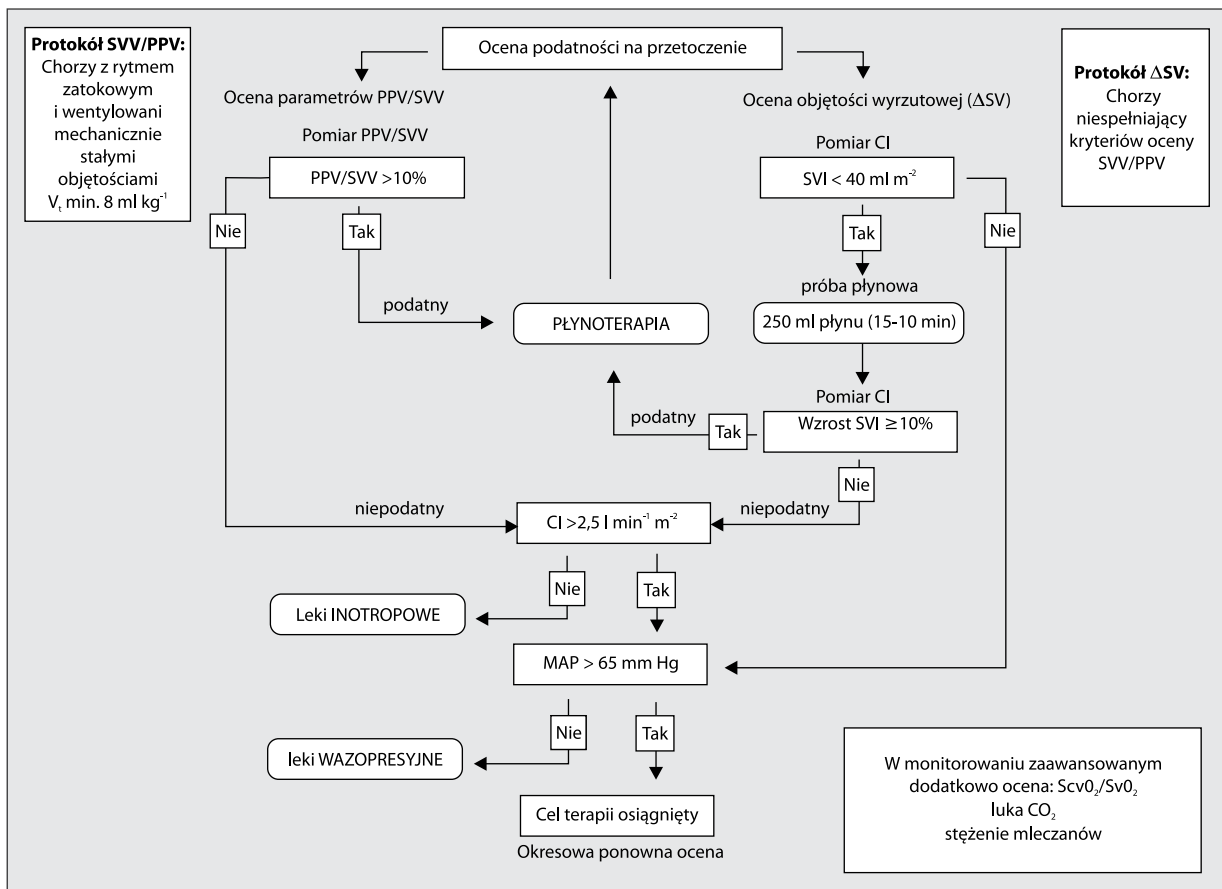
W monitorowaniu hemodynamicznym w czasie znieczulenia szczególnie istotna jest ciągłość uzyskiwania danych, co w sytuacji dynamicznych zmian układu krążenia w czasie operacji pozwala na natychmiastową reakcję terapeutyczną. Stąd monitorowanie najczęściej rozpoczyna się na podstawie analizy fali tętna lub metodą dopplerowską (jako monitorowanie rozszerzone). Należy pamiętać, że istnieje możliwość uzyskania pełniejszej oceny układu krążenia poprzez kaniulację żyły centralnej (monitorowanie zaawansowane). Znajomość rodzajów monitorowania i możliwości ich rozszerzania pozwala zatem na adekwatne dostosowanie metody do konkretnej sytuacji klinicznej, wynikającej zarówno ze stanu pacjenta (dostęp do naczyń, zaburzenia rytmu, wady zastawkowe), jak i zabiegu (otwarcie klatki piersiowej, nietypowe ułożenie chorego).

## WYBÓR METODY MONITOROWANIA (RYC. 6)

- I. Dla chorych obciążonych małym ryzykiem indywidualnym poddawanych operacjom o małym lub



Rycina 6. Wybór metody monitorowania



Rycina 7. Algorytm optymalizacji funkcji układu krążenia w okresie okołoperacyjnym u chorych poddawanych operacjom niekardiochirurgicznym

umiarkowanym ryzyku wystarczające wydaje się rozpoczęcie monitorowania z wykorzystaniem metod podstawowych.

W przypadku pojawienia się cech hipoperfuzji obwodowej (kwasica metaboliczna; zwiększenie stężenia mleczanów w surowicy; zaburzenia perfuzji), wydłużania się czasu operacji, nadmiernej utraty krwi, należy wdrożyć monitorowanie rozszerzone.

II. W przypadku chorych obciążonych dużym ryzykiem w jednej z kategorii (pacjent/operacja), uzasadnione jest zastosowanie rozszerzonych metod monitorowania już od początku zabiegu.

Przy braku odpowiedzi na przetaczanie płynów, pojawieniu się lub pogłębieniu cech hipoperfuzji obwodowej, utrzymującej się hipotensji, należy wdrożyć monitorowanie zaawansowane.

Uwaga: Należy wyraźnie zwrócić uwagę na fakt, że sama identyfikacja podatności na przetoczenie nie jest wskazaniem do przetaczania płynów, jeżeli nie współistnieją objawy zmniejszonego rzutu i hipoperfuzji. Należy w pierwszej kolejności określić, czy chory wymaga poprawy/zwiększenia objętości wyrzutowej. Stwierdzając, że wymaga wdrożenia aktywnego leczenia i jest podatny na przetoczenie, należy je niezwłocznie rozpocząć. Gdy chory wymaga wdrożenia aktywnego leczenia i nie jest podatny na przetoczenie, w pierwszej kolejności należy rozważyć farmakoterapię (leki o działaniu inotropowo dodatnim, wazoaktywnym) (ryc 7).

III. W grupie chorych obciążonych dużym ryzykiem w każdej kategorii (pacjent/operacja), uzasadnione jest zastosowanie zaawansowanych metod monitorowania od początku zabiegu.

Wymaga to co najmniej kaniulacji tętnicy oraz żyły centralnej celem pełnej oceny parametrów hemodynamicznych oraz perfuzji narządowej (mikrokrążenia).

Należy pamiętać, że parametryczna ocena ryzyka u chorego nie powinna zastąpić analizy klinicznej. Skale pełnią rolę pomocniczą. Najważniejsza jest próba odpowiedzi na pytanie o rezerwy fizjologiczne konkretnego chorego i w największym stopniu determinuje to dobór monitorowania i postępowanie śródoperacyjne [14].

Algorytm optymalizacji funkcji układu krążenia w okresie okołoperacyjnym u chorych poddawanych operacjom niekardiochirurgicznym zamieszczono na rycinie 7.

## PODZIĘKOWANIA

1. Źródło finansowania — brak.
2. Konflikt interesów — brak.

## Piśmiennictwo:

1. McGuinness S, Parke R. Using cardiac output monitoring to guide perioperative haemodynamic therapy. *Curr Opin Crit Care*. 2015; 21(4): 364–368, doi: [10.1097/MCC.0000000000000212](https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000212), indexed in Pubmed: [26103145](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26103145/).
2. Chew MS, Aneman A. Haemodynamic monitoring using arterial waveform analysis. *Curr Opin Crit Care*. 2013; 19(3): 234–241, doi: [10.1097/MCC.0b013e32836091ae](https://doi.org/10.1097/MCC.0b013e32836091ae), indexed in Pubmed: [23549299](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23549299/).
3. Kanaan M, Gajera M, Goonewardena SN. Hemodynamic assessment in the contemporary intensive care unit: a review of circulatory monitoring devices. *Crit Care Clin*. 2014; 30(3): 413–445, doi: [10.1016/j.ccc.2014.03.007](https://doi.org/10.1016/j.ccc.2014.03.007), indexed in Pubmed: [24996604](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24996604/).
4. Peeters Y, Bernards J, Mekeirele M, et al. Hemodynamic monitoring: To calibrate or not to calibrate? Part 2—Non-calibrated techniques. *Anesthesiol Intensive Ther*. 2015; 47(5): 501–516, doi: [10.5603/AIT.a2015.0076](https://doi.org/10.5603/AIT.a2015.0076), indexed in Pubmed: [26578395](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26578395/).
5. Peeters Y, Bernards J, Mekeirele M, et al. Hemodynamic monitoring: To calibrate or not to calibrate? Part 2—Non-calibrated techniques. *Anesthesiol Intensive Ther*. 2015; 47(5): 501–516, doi: [10.5603/AIT.a2015.0076](https://doi.org/10.5603/AIT.a2015.0076), indexed in Pubmed: [26578395](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26578395/).
6. Doherty M, Buggy DJ. Intraoperative fluids: how much is too much? *Br J Anaesth*. 2012; 109(1): 69–79, doi: [10.1093/bja/aes171](https://doi.org/10.1093/bja/aes171), indexed in Pubmed: [22661747](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22661747/).
7. Miller TE, Raghunathan K, Gan TJ. State-of-the-art fluid management in the operating room. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2014; 28(3): 261–273, doi: [10.1016/j.bpa.2014.07.003](https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.07.003), indexed in Pubmed: [25208961](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25208961/).
8. Corcoran T, Rhodes JE, Clarke S, et al. Perioperative fluid management strategies in major surgery: a stratified meta-analysis. *Anesth Analg*. 2012; 114(3): 640–651, doi: [10.1213/ANE.0b013e318240d6eb](https://doi.org/10.1213/ANE.0b013e318240d6eb), indexed in Pubmed: [22253274](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22253274/).
9. Veenstra G, Ince C, Boerma EC. Direct markers of organ perfusion to guide fluid therapy: when to start, when to stop. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2014; 28(3): 217–226, doi: [10.1016/j.bpa.2014.06.002](https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.06.002), indexed in Pubmed: [25208957](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25208957/).
10. Wilms H, Mittal A, Haydock MD, et al. A systematic review of goal directed fluid therapy: rating of evidence for goals and monitoring methods. *J Crit Care*. 2014; 29(2): 204–209, doi: [10.1016/j.jcrc.2013.10.019](https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2013.10.019), indexed in Pubmed: [24360819](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24360819/).
11. Naik BI, Durieux ME. Hemodynamic monitoring devices: putting it all together. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2014; 28(4): 477–488, doi: [10.1016/j.bpa.2014.09.004](https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.09.004), indexed in Pubmed: [25480776](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25480776/).
12. Vincent JL, Pelosi P, Pearse R, et al. Perioperative cardiovascular monitoring of high-risk patients: a consensus of 12. *Crit Care*. 2015; 19: 224, doi: [10.1186/s13054-015-0932-7](https://doi.org/10.1186/s13054-015-0932-7), indexed in Pubmed: [25953531](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25953531/).
13. Vincent JL, Rhodes A, Perel A, et al. Clinical review: Update on hemodynamic monitoring—a consensus of 16. *Crit Care*. 2011; 15(4): 229, doi: [10.1186/cc10291](https://doi.org/10.1186/cc10291), indexed in Pubmed: [21884645](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21884645/).
14. Sankar A, Johnson SR, Beattie WS, et al. Reliability of the American Society of Anesthesiologists physical status scale in clinical practice. *Br J Anaesth*. 2014; 113(3): 424–432, doi: [10.1093/bja/aeu100](https://doi.org/10.1093/bja/aeu100), indexed in Pubmed: [24727705](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24727705/).

## Adres do korespondencji:

dr hab. n. med. Łukasz J. Krzych  
Katedra Anestezjologii i Intensywnej Terapii SUM  
ul. Medyków 14, 40–752 Katowice  
e-mail: lkrzych@sum.edu.pl