

Merjenje minutnega volumna srca

Cardiac output measurement

Andreja Möller Petrun, Mirt Kamenik

Univerzitetni klinični center Maribor, Ljubljanska 5, 2000 Maribor

Korespondenca/ Correspondence:

dr. Andreja Möller Petrun, dr. med, Oddelek za anesteziologijo, perioperativno intenzivno terapijo in terapijo bolečin, UKC Maribor, Ljubljanska 5, 2000 Maribor
drejapet@web.de

KLjučne besede:

minutni volumen srca; Fickovo načelo; termodilucija; analiza pulznega vala; skozi požiralnična dopplerska preiskava

Key words:

cardiac output; Fick principle; thermodilution; pulse wave analysis; oesophageal Doppler

Citirajte kot/Cite as:

Zdrav Vestn 2014; 83: 77–84

Prispelo: 28. nov. 2012, Sprejeto: 14. okt. 2013

Izvleček

V zadnjih letih so se razvile t. i. minimalno invazivne metode merjenja minutnega volumna srca in drugih spremenljivk obtočil. Minimalno invazivne metode naj bi olajšale vodenje predvsem bolnikov z nestabilnostjo obtočil in večjim tveganjem za oboperativne zaplete. Uporaba pljučnega arterijskega katetra je zaradi možnih resnih zapletov in potrebe po invazivnem pristopu precej upadla in je na mestu pri bolnikih z visokim tveganjem za srčno-žilne zaplete ter s posebnimi indikacijami. V članku opisujemo metode merjenja MVS, ki temeljijo na merjenju volumna (Fickova metoda, metode razredčenja indikatorja), analizi pulznega vala (*angl.* pulse wave analysis), hitrosti pretoka krvi, ki steče skozi aorto (Dopplerjev učinek) ter bioimpedanci.

Abstract

In recent years, developments in the measuring of cardiac output and other haemodynamic variables are focused on the so-called minimally invasive methods. The aim of these methods is to simplify the management of high-risk and haemodynamically unstable patients. Due to the need of invasive approach and the possibility of serious complications the use of pulmonary artery catheter has decreased. This article describes the methods for measuring cardiac output, which are based on volume measurement (Fick method, indicator dilution method), pulse wave analysis, Doppler effect, and electrical bioimpedance.

Minutni volumen srca (MVS)

Minutni volumen srca je količina krvi v litrih, ki jo srce prečrpa v eni minuti. Je zmnožek srčne frekvence (SF) in utripnega volumna srca (UV). UV je volumen krvi, ki ga srce prečrpa pri enem utripu in je odvisen od predobremenitve (preload), poobremenitve (afterload) in krčljivosti srčne mišice.¹ Predobremenitev predstavlja polnitev prekata, torej venski dotok, poobremenitev pa upor proti iztisu krvi iz prekata. Krčljivost je posledica vdora kalcija skozi celično membrano med akcijskim potencialom, čemur sledi sproščanje kalcija iz sarkoplazemskega retikuluma. Nato se sproščen kalcij veže na troponin C, kar povzroči nastanek drsne povezave med aktinom in miozinom ter zato krčenje sarkomere. Krčenju srčne mišice sledi relaksacija. Njen pogoj je ponovni privzem kalcija v sarkoplazemski retikulum

s pomočjo posebne kalcijeve črpalke. Krčenje in relaksacija srčne mišice sta energetsko potratna procesa.² Po Starlingovem mehanizmu je moč krčenja sarkomere odvisna od njene dolžine pred krčenjem.³ Pomembno je poudariti, da so mehanske lastnosti prekata in s tem krčljivost hkrati odvisne tudi od predobremenitve in poobremenitve prekata, zaradi česar je ocena krčljivosti srca težavna.^{4,5,6}

Metode merjenja MVS

Fickova metoda

Osnovna metoda merjenja MVS in zlati standard je Fickova metoda. Temelji na merjenju volumna krvi. Metoda predpostavlja, da je celotna količina kisika, ki jo telo

privzame, zmnožek pretoka krvi skozi telo (MVS) in arteriovenske razlike v koncentraciji kisika. MVS izračunamo z enačbo:

$$MVS = \frac{VO_2}{CaO_2 - CvO_2} ,$$

pri čemer je **VO₂** poraba kisika v telesu na minuto, **CaO₂** in **CvO₂** pa sta vsebnosti kisika v arterijski in mešani venski krvi (ml O₂/l krvi).⁷

Zaradi potrebe po invazivnem pristopu za odvzem mešane venske krvi (pljučni arterijski kateter) in zamudnosti je Fickova metoda za vsakdanjo klinično prakso neuporabna.¹

Metoda delnega povratnega dihanja CO₂ (partial CO₂ rebreathing)

Naprava **NICO** (Novamatrix Medical Systems Inc. Wallingford, CT, ZDA) temelji na Fickovem načelu merjenja MVS. Indikator je CO₂ in ne kisik. Sistem vsebuje posebno zanko za povratno dihanje, v kateri so CO₂ tipalo, pretočni merilnik ter pulzni oksimeter. V fazi stabilizacije (60 sekund) je zaklopka za povratno vdihavanje izdihanega zraka zaprta, nato se v fazi povratnega dihanja odpre (50 sekund). Bolnik vdihne del izdihanega zraka, ob čemer se zviša koncentracija CO₂ v alveolah in v arterijski krvi. Sledi faza stabilizacije, ko se omenjena zaklopka ponovno zapre ter se koncentracija CO₂ vrne na normalno raven. Ker CO₂ 22-krat hitreje prehaja alveolo-kapilarno membrano kot O₂, metoda predpostavlja, da je vsebnost CO₂ v mešani venski krvi enaka med normalnim in povratnim dihanjem. Hkrati velja predpostavka, da se v času merjenja tudi MVS ne spremeni. MVS naprava izračuna iz spremembe nastajanja CO₂ (ΔVCO_2) med normalnim in povratnim dihanjem ter spremembo vsebnosti arterijskega CO₂ med normalnim in povratnim dihanjem. Vsebnost arterijskega CO₂ izračuna iz CO₂ v izdihanem zraku ($\Delta EtCO_2$) z upoštevanjem popravka iz disociacijske krivulje za CO₂ (**S**). Enačba za izračun MVS je:

$$MVS = \frac{\Delta VCO_2}{S \times \Delta EtCO_2} .$$

Glavna pomanjkljivost metode je, da kljub možnosti neinvazivne ocene znotrajpljučne-

ga šanta (na podlagi pulzne oksimetrije in koncentracije vdihanega kisika), izmerjene vrednosti MVS niso natančne.⁸

Merjenje MVS z razredčenjem indikatorja

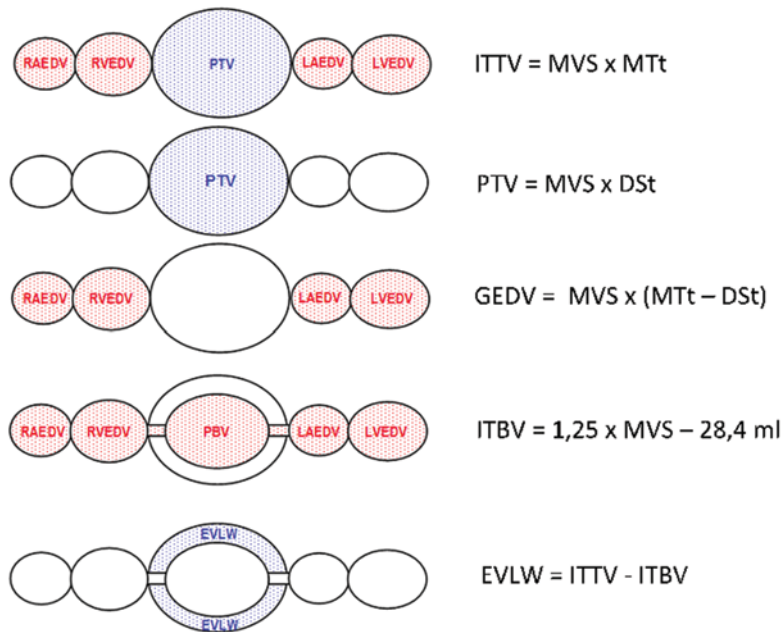
Fickovi metodi merjenja MVS so podobne tehnike redčenja (dilucije) indikatorja. Le-te temeljijo na predpostavki, da je celotna količina snovi, ki jo nek organ privzame ali odda, zmnožek pretoka krvi skozi ta organ in arteriovenske razlike v koncentraciji te snovi. Indikator je lahko inertna snov (litij) ali toplota. Pogoj za natančno merjenje MVS je, da se indikator popolnoma zmeša z enoto volumna krvi z enakomernim pretokom in da količina indikatorja v celoti ostane v sistemu med mestom vbrizganja ter merjenja koncentracije indikatorja.¹ MVS izračunamo s **Stewart-Hamiltonovo enačbo**:

$$MVS = \frac{mi}{\int c(t) dt} ,$$

pri čemer je **mi** količina vbrizganega indikatorja, **c(t)** koncentracija snovi kot funkcija časa, **∫c(t)dt** je površina pod krivuljo redčenja indikatorja.⁷

Pljučni arterijski kateter (PAK)

V klinični praksi je zlati standard za merjenje MVS tehnika redčenja toplote s pomočjo **PAK**, ki ga preko osrednje vene vstavimo skozi desno srce v pljučno arterijo. To je zelo invaziven poseg z možnimi življenjsko ogrožajočimi zapleti (motnje srčnega ritma, poškodbe zaklopk, razpok pljučne arterije in pljučni infarkt).^{9,10} S PAK lahko merimo MVS občasno (**PAK s termistorjem Swan in Ganz**, 1970) ali pa neprekinjeno (**The Vigilance system**, Edwards Lifescience, Irvine, CA, ZDA).¹¹ Kateter za občasno merjenje ima bližnjo svetlino v desnem preddvoru, skozi katero vbrizgamo hladno fiziološko raztopino (temperaturno tipalo na vstopu v kateter izmeri temperaturo vbrizgane tekočine). Na konici katetra, ki je v pljučni arteriji, je še eno temperaturno tipalo, ki izmeri temperaturo s fiziološko raztopino razredčene krvi. Računalnik iz površine pod krivuljo temperaturne spremembe vbrizga-



Slika 1: Volumni, ki jih monitor PiCCO izračuna ob umeritvi. Posamezen izračunani volumen iz enačbe na desni je v shemi (na levi) ponazorjen pikčasto. ITTV = intratorakalni termalni volumen = volumen krvi, v katerem se porazdeli indikator, PTV = pljučni termalni volumen, GEDV = volumen krvi v srcu na koncu diastole, ITBV = volumen krvi v prsnem košu, EVLW = volumen zunajžilne vode v pljučih, RAEDV = volumen krvi v desnem preddvoru na koncu diastole, RVEDV = volumen krvi v desnem prekatu na koncu diastole, LAEDV = volumen krvi v levem preddvoru na koncu diastole, LVEDV = volumen krvi v levem prekatu na koncu diastole, PBV = volumen krvi v pljučih. Z dovoljenjem PULSION Medical System. Vse pravice zadržane.

ne tekočine (krivulja razredčenja) izračuna MVS. Površina pod temperaturno krivuljo je namreč obratnosorazmerna s pretokom krvi (Stewart-Hamiltonova enačba). Kateter za neprekinjeno merjenje MVS ima grelna navitja, ki mora biti po vstavljanju katetra v desnem preddvoru in prekatu srca. Grelna navitja v naključnem binarnem zaporedju segreva kri, temperaturno tipalo na konici katetra v pljučni arteriji pa meri spremembe temperature. Računalnik nato na podlagi temperaturnih sprememb običajno vsakih 30 sekund izračuna povprečne MVS za zadnje 3–4 minute. S PAK lahko merimo pljučni zagozditveni tlak (PAOP), ki je posredni tlačni kazalec predobremenitve levega srca. V literaturi se že nekaj časa pojavljajo dvomi o upravičenosti uporabe PAK. Tudi novejša študije niso mogle dokazati razlike v obolevnosti in umrljivosti med skupinami bolnikov s PAK in brez.^{12,13} Delno lahko krivdo pripišemo zdravnikom zaradi nepravilnega tolmačenja rezultatov meritev, delno pa dejstvu, da so možnosti zdravljenja kritično bolnih še vedno precej omejene.^{14,15}

Merjenje MVS s skozipljučnim redčenjem indikatorja

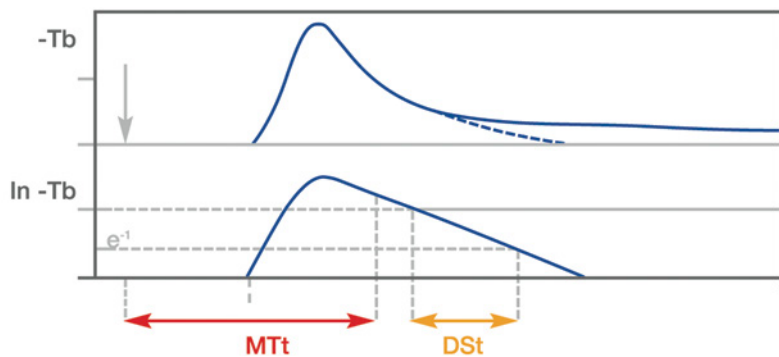
Pri manj invazivnih metodah merjenja MVS, ki temeljijo na merjenju volumna krvi, gre za t.i. skozipljučno redčenje indikatorja (transpulmonalna dilucija). Indika-

tor vbrizgamo v venski krak obtočil, stopnjo razredčenosti pa merimo v arterijskem kraku obtočil.^{11,16} S skozipljučnim redčenjem indikatorja dobimo umeritveni faktor za monitorje, omenjene v nadaljevanju. Umerjanje je treba opraviti 3-krat zaporedoma po vsaki spremembi stanja obtočil (npr. uporaba vazopresivnih zdravil) oziroma po priporočilih proizvajalca.^{11,16,17} Za merjenje MVS potrebujemo osrednji (PiCCO monitor, Pulsion Medical Systems, München, Nemčija) ali obrobni venski dostop (LiDCOplus monitor, LiDCO, London, VB). Pri monitorju PiCCO je indikator hladna fiziološka raztopina, pri monitorju LiDCOplus pa litij. Algoritem monitorja PiCCO izračuna MVS po Stewart-Hamiltonovi enačbi. Algoritem monitorja LiDCOplus izračuna MVS po prilagojeni Stewart-Hamiltonovi enačbi:

$$MVS = \frac{\text{odmerek litija} \times 60}{(1-PCV) \times \int_{c_1}(t) dt}$$

pri čemer je PCV (*angl.* packed cell volume) vrednost hematokrita, ki jo delimo s 34, saj se litij raztopi le v plazmi, $\int_{c_1}(t) dt$ pa površina pod krivuljo razredčenosti za litij.

Naprava PiCCO ob umeritvi iz krivulje razredčenosti indikatorja izračuna celotni volumen krvi v srcu na koncu diastole (GEDV), volumen krvi v prsnem košu (ITBV) ter volumen zunajžilne vode v pljučih (EVLW) (Slika 1).¹⁸ GEDV in ITBV sta volumska kazalca polnitve srca in sta zato manj odvisna od sprememb tlaka v prsnem košu v primerjavi s tlačnimi kazalci (PAOP ali osrednji venski tlak). Stanja povišanega tlaka v prsnem košu (npr. mehansko predihavanje, kronična obstruktivna pljučna bolezen ali pnevmotoraks) tako manj vplivajo na meritve GEDV ali ITBV.¹⁹ GEDV naprava izračuna iz MVS in časov na krivulji razredčenosti indikatorja (Slika 1, Slika 2).^{18,20,21} EVLW je kazalnik prepustnosti kapilarnega žilja v pljučih in je seštevček tekočine, ki je v pljučnem intersticiju, alveolih in znotraj celic prekrvljenega pljučnega tkiva. Ker plevralni izlivi niso prekrvljeni, količina plevralnega izliva ne vpliva na izračun EVLW. Povišana vrednost EVLW je merilo stopnje pljučnega edema (povišana vrednost GEDV ali ITBV) ali prepustnosti pljučnih kapilar (normalna ali znižana vrednost GEDV ali ITBV). Uporaba monitorja PiC-



Slika 2: Krivulja razredčenja skozipljučnega indikatorja ($-Tb$) in logaritimska krivulja razredčenja indikatorja ($\ln -Tb$). MTt = mean transit time (povprečen čas, v katerem indikator preide od mesta vbrizganja do tipala v arterijskem katetru), DSt = down slope time (čas med 85% in 45% maksimalne detekcije indikatorja na logaritmski skali). Puščica ponazarja čas vbrizganja indikatorja. Z dovoljenjem PULSION Medical System. Vse pravice zadržane.

CO je tako še posebej primerna pri bolnikih s prizadetostjo pljuč, pri katerih se nabira tekočina v pljučnem intersticiju in/alveolih.^{16,21} Omenjene meritve so primerljive z meritvami, ki jih dobimo s PAK (redčenje dveh indikatorjev).²¹

Naprava LiDCOplus ob umeritvi izračuna ITBV po enaki enačbi kot naprava PiCCO. Če ročno vnesemo še vrednost nasičenosti arterijske krvi s kisikom in vrednost hemoglobina, izračuna dostavo kisika tkivom (*angl.* oxygen delivery).¹⁶

Oba monitorja neprekinjeno merita arterijski tlak in izračunavata spremembe utripnega volumna (SVV) in utripnega tlaka (PPV) med dihalnim ciklom. Vrednosti SVV in PPV med dihalnim ciklom so zanesljive le pri umetno predihavanih bolnikih s stabilnim sinusnim ritmom. Pri nadpreklatnih motnjah ritma, ki same po sebi povzročajo spreminjanje utripnega volumna, vrednosti SVV in SPV niso zanesljive. Izračunane vrednosti SVV in SPV naj bi bile napovedni dejavnik za polnitev srca v diastoli in odziv žilja na tekočinsko nadomeščanje (ocena predobremenitve srca).^{11,16,17} Če vnesemo vrednost osrednjega venskega tlaka, napravi neprekinjeno izračunavata vrednost sistemskega žilnega upora (ocena poobremenitve srca).

Monitor PiCCO je bolj invazivna metoda merjenja MVS, saj potrebujemo dostop do aorte, običajno skozi stegnenično arterijo (arteria femoralis). Pri monitorju LiDCOplus zadostuje dostop skozi obrobno arterijo, običajno zapestno (arteria radialis).

Metoda PiCCO je občutljiva na spremembe temperature krvi.¹ Uporaba monitorja LiDCOplus se ne priporoča pri bol-

nikih, ki se zdravijo z litijem, nosečnicah, telesni teži <40 kg ter pri uporabi mišičnih relaksantov, ki vsebujejo kvaternarne dušikove ione, ker le-ti vežejo nase litij. Sistem je občutljiv tudi na spremembe elektrolitskega ravnovesja in hematokrita.^{16,22,23}

Analiza utripnega vala

Analiza utripnega vala (*angl.* pulse wave analysis) temelji na predpostavki, da je mogoče iz površine pod krivuljo arterijskega utripnega vala (*angl.* area under the curve) neprekinjeno izračunavati UV srca.^{7,24,25} Izhaja iz t. i. modela windkessel, ki ga je objavil Otto Frank leta 1899.²⁶ Model temelji na dveh predpostavkah. Prva je ohranitev mase. To pomeni, da je količina krvi, ki med enim srčnim ciklom priteče v aorto, enaka količini krvi, ki v istem ciklu odteče iz nje. Druga predpostavka je, da se žilna stena med sistolo, ko se poveča tlak v žili, raztegne ter »shrani« nekaj krvi, med diastolo, ko tlak začne padati, pa se žilna stena skrči in tako prej omenjena količina »shranjena« krvi steče na periferijo. Oblika arterijske tlačne krivulje je odvisna od UV ter lastnosti ožilja, kot sta periferna upornost in podajnost (izvirni model windkessel z 2 elementoma).²⁶ V zadnjih letih so razvili različice modela windkessel s 3 oziroma 4 elementi, ki poleg podajnosti in upornosti upoštevajo še impedanco in induktanco aorte.²⁷ Wesseling in sod.²⁸ so razvili metodo karakteristične impedance (cZ). Metoda temelji na modelu windkessel, glavna razlika pa je, da je cZ upornost proti pulzirajočemu toku krvi, ne pa statična upornost kot pri Frankovem modelu. Tako je cZ odvisna od srednjega arterijskega tlaka in srčne frekvence, UV pa je enak površini pod sistoličnim delom krivulje utripnega vala, ki jo delimo s cZ.²⁴ Na Wesselingovi metodi oziroma modelu windkessel s 3 elementi (cZ, podajnost, periferna upornost) temelji naprava **Modelflow** (FMS, Amsterdam, Nizozemska). Naprava, če je neumerjena, izračunava MVS na podlagi demografskih podatkov, lahko pa jo umerimo z znanim MVS, ki ga dobimo s katero koli drugo umerjeno metodo ali z meritvijo preseka aorte.²⁹

Algoritem **monitorja LiDCO** poleg Wesselingove cZ upošteva in popravi še razliko med tlaki v aorti in perifernim žiljem. Izvirni Frankov model windkessel namreč temelji na tlačni krivulji aorte, ki pa ni enaka tlačni krvulji v obrobni arteriji. Iz tlačne krivulje, običajno izmerjene na zapadni arteriji, naprava LiDCO izračuna nominalne spremembe volumna krvi za vsak srčni cikel^{30,31,32} Dejanski MVS nato izračuna tako, da nominalno vrednost MVS pomnoži z umeritvenim faktorjem. LiDCOplus umerimo s prej opisanim skozipljučnim redčenjem litija. LiDCOrapid nima možnosti umerjanja, lahko pa ga umerimo z znanim MVS, ki ga pridobimo s katero koli drugo metodo.³³

Algoritem **monitorja PiCCO** pri izračunu UV poleg Wesselingove cZ upošteva še podajnost aorte in trenutno spremembo tlaka (dP/dt), ki je opis oblike tlačne krivulje. Podajnost aorte se v tem primeru pojmuje kot dinamična spremenljivka. Omenjeni popravek prvotne Wesselingove enačbe za izračun UV upošteva dejstvo, da se ne nepomeben delež UV zadrži v kapacitivnem žilju in se šele med diastolo iztisne v perifere žile. Monitor PiCCO je kljub tej izboljšavi potrebno umeriti s skozipljučnim redčenjem s hladno fiziološko raztopino. MVS naprava izračuna po enačbi:

$$MVS = SF \times k \times \int_{\text{end-diastole}}^{\text{end-systole}} \frac{P(t)}{SVR} \times C(p) + \frac{dP}{dt}$$

pri čemer je **SF** srčna frekvenca, **k** umeritveni faktor, **P** arterijski tlak, $\int_{\text{end-diastole}}^{\text{end-systole}} P(t)dt$ površina pod sistoličnim delom tlačne krivulje, **SVR** sistemska žilna upornost, **C(p)** od tlaka odvisna podajnost, **dP/dt** opis oblike tlačne krivulje.⁷

Tudi metoda **PRAM** (*angl.* pressure recording analytical method, Vytech Health, Padova, Italija) je različica Wesselingove metode. Ne temelji na demografskih podatkih in umerjanju. Naprava izračuna cZ iz morfologije celotnega arterijskega utripnega vala (natančnost je odvisna od kakovosti signala pulznega vala, ki ga lahko zajemamo na osrednji ali obrobni arteriji) in pri tem upošteva razmerje med pričakovanim in

izmerjenim srednjim arterijskim tlakom.³⁴ MVS izračuna tako, da površino pod sistoličnim delom krivulje utripnega vala deli s cZ in nato vse skupaj pomnoži s srčno frekvenco.⁷

Naprava **Vigileo/FloTrac** (Edwards Lifesciences Irwine, CA, ZDA) ne temelji na modelu windkessel in ne potrebuje umerjanja. Algoritem za izračunavanje MVS temelji na predpostavki, da je pulzni tlak v aorti sorazmeren utripnemu volumnu in obratnosorazmeren podajnosti aorte.³⁵ Tlačni signal lahko pridobimo z invazivnim merjenjem na kateri koli obrobni arteriji. MVS je zmnožek izračunane standardne deviacije srednjega arterijskega tlaka (20-sekundni interval), srčne frekvence ter faktorja Khi (povprečje 60 sekund). Faktor Khi izračuna naprava z analizo srčne frekvence, srednjega arterijskega tlaka, od tlaka odvisne arterijske podajnosti (ocenjene iz demografskih podatkov), telesne površine ter simetrije in ukrivljenosti arterijskega pulznega vala. Za natančnost meritev je tako zelo pomembna kakovost signala arterijskega tlaka.^{7,26}

Na analizi pulznega vala temelječe metode so manj natančne kot meritve, dobljene s PAK ali s skozipljučnim redčenjem, predvsem pri nestabilnosti obtočil^{36,37,38} Glavni problem je, da temeljijo na analizi tlačne krivulje, dobljene na obrobni arteriji in ne v aorti, kar privede do manjše kakovosti signala. Tudi matematični algoritmi so le približek fizioloških procesov.^{7,26} Prednosti so manj invaziven pristop ter možnost neprekinjenega merjenja MVS.³⁹ Tudi če izmerjene absolutne vrednosti MVS in drugih spremenljivk obtočil niso natančne, je uporaba omenjenih monitorjev v klinični praksi sprejemljiva za spremljanje časovnega poteka sprememb MVS in drugih spremenljivk obtočil.⁴⁰

Skozi požiralnična dopplerska naprava

S to napravo v požiralnik skozi usta (35 cm) ali nos (45 cm) uvedemo majhno ultrazvočno sondo na višino descendentne aorte, katere pretvornik obrnemo proti aorti. Hitrost pretoka krvi naprava izračuna po Dopplerjevi enačbi:

$$MVS = \frac{Fd \times c}{2 \times Fo \times \cos\theta}$$

pri čemer je **V** hitrost krvi, **Fo** je oddana frekvenca (*angl.* transmitted frequency), **Fd** je sprememba frekvence (Dopplerjev zamik), **c** je hitrost ultrazvočnega vala v krvi in **cosθ** je kosinus kota med smerjo ultrazvočnega snopa ter pretokom krvi. Monitorja **Cardio Q** (Deltex Medical, Chichester, VB) in **Medicina** (TECO, Berkshire, VB) izračunata površino preseka ascendentne aorte na podlagi nomogramov. Monitor **HemoSonic** (Arrow International, Reading, PA) z M-mode ultrazvoka na točki merjenja hitrosti krvi v aorti izmeri premer aorte in nato ob predpostavki, da je presek okrogel, površino preseka aorte. Pretok krvi v aorti (l/min) vsi omenjeni monitorji izračunajo z množenjem hitrosti pretoka krvi, površine preseka aorte in srčne frekvence. MVS nato določijo na podlagi predpostavke, da je delež krvi, ki steče skozi descendentno aorto, konstanten, kar je v določenih patofizioloških stanjih vprašljivo.^{7,41} Pomanjkljivost metode je tudi odvisnost od preiskovalca,⁴² uporaba nomogramov za izračun površine preseka aorte, ki je odvisen od tlaka⁴³ ter slabo prenašanje preiskave pri bolnikih, ki niso sedirani.⁷

Transtorakalna dopplerska naprava je popolnoma neinvazivna različica dopplerske preiskave, pri kateri postavimo ultrazvočni pretvornik v jugularno zarezo (incizuro). MVS izračunamo z množenjem površine aortne zaklopke ter hitrostjo toka krvi v iztočnem traktu aorte. Metoda ima podobne pomanjkljivosti kot skozipožiralnična dopplerska naprava, variabilnost meritev pa je večja.⁷

Torakalna električna bioimpedanca in bioreaktanca

Pri metodi merjenja MVS z električno bioimpedanco steče skozi prsni koš preko dveh elektrod visokofrekventen dvosmerni električni tok z nizko amplitudo. Spremembo napetosti izmerita dve drugi elektrodi, nameščeni med elektrodama, ki oddajata tok. Spremembe v bioimpedanci naj bi bile povezane s spremembami MVS, ki jih naprava izračuna z zapletenimi matematičnimi algoritmi.⁴⁴ Pomanjkljivosti metode so ponostavitev fiziologije obtočil z matematičnim algoritmom in motnje, ki nastanejo pri premikanju bolnika, anatomskih različicah prsnega koša, boleznih zaklopk, motnjah srčnega ritma.⁷ Podobne pomanjkljivosti ima t. i. tehnologija bioreaktance (**Bioreactance**, Cheetah Medical Inc., Indianapolis, ZDA), ki temelji na predpostavki, da spremembe MVS sprožijo majhne spremembe v frekvenci in fazi električnega signala, ki potuje skozi prsni koš.⁴⁵

Zaključek

Idealnega monitorja za merjenje MVS v klinični praksi, ki bi bil hkrati neinvaziven, natančen, neodvisen od preiskovalca, enostaven za uporabo, hitro odziven, poceni in bi omogočal neprekinjeno merjenje MVS, na trgu še ni. Zlati standard je še vedno PAK, katerega uporaba je zaradi invazivnosti in možnih zapletov upravičena le pri izbranih bolnikih, pri katerih korist pridobljenih podatkov odtehta tveganje za možne zaplete. Dober nadomestek PAK so metode redčenja indikatorja, za spremljanje trendov pa tudi metode analize pulznega vala ter dopplerske metode. Slednje so precej odvisne od preiskovalca. Najmanj zanesljive so metode bioimpedance in bioreaktance, ki so sicer popolnoma neinvazivne.

Literatura

1. Prabhu M. Cardiac output measurement. *Anaesth Intensive Care Med* 2007; 8 (2): 63–6.
2. ter Keurs HE. Electromechanical coupling in the cardiac myocyte; stretch-arrhythmia feedback. *Pflugers Arch* 2011; 462(1): 165–75.
3. Bollensdorff C, Lookin O, Kohl P. Assessment of contractility in intact ventricular cardiomyocytes using the dimensionless Frank-Starling Gain index. *Pflugers Arch* 2011; 462(1): 39–48.
4. Rosca M, Lancellotti P, Propescu BA, Pierard LA. Left atrial function: pathophysiology, echocardiographic assessment, and clinical applications. *Heart* 2011; 97 (23): 1982–9.

5. Wilcken DEL. Physiology of the normal heart. *Surgery* 2012; 30(1): 1–4.
6. Gilbert JC, Glantz SA. Determinants of left ventricular filling and of the diastolic pressure-volume relation. *Circ Res* 1989; 64: 827–52.
7. Geerts BF, Aarts LP, Jansen JR. Methods in pharmacology: measurement of cardiac output. *Br J Clin Pharmacol* 2011; 71(3): 316–30.
8. Tachibana K, Imanaka H, Takeuchi M, Takauchi Y, Miyano H, Nishimura M. Noninvasive cardiac output measurement using partial carbon dioxide rebreathing is less accurate at settings of reduced minute ventilation and when spontaneous breathing is present. *Anesthesiology* 2003; 98: 830–7.
9. Vincent JL, Pinsky MR, Sprung CL, Levy M, Marini JJ, Pazen D, Rhodes A, Takala J. The pulmonary artery catheter: In medio vitus. *Crit Care Med* 2008; 36(11): 3093–6.
10. Abreu AR, Campos MA, Krieger BP: Pulmonary artery rupture induced by a pulmonary artery catheter: A case report and review of the literature. *J Intensive Care Med* 2004; 19: 291–296.
11. Kuper M. Continuous cardiac output monitoring. *Curr Anaesth Crit Care* 2004; 15: 367–77.
12. Harvey S, Harrison DA, Singer M, Ashcroft J, Jones CM, Elbourne D, Brampton W, Williams D, Young D, Rowan K. Assessment of the clinical effectiveness of pulmonary artery catheters in management of patients in intensive care (PAC-Man): a randomised controlled trial. *Lancet* 2005; 366: 472–7.
13. Sandham JD, Hull RD, Brant RF, Knox L, Pineo GF, Doig CJ, Laporta DP, Viner S, Passerini L, Devitt H, Kirby A, Jacka M. A randomized, controlled trial of the use of pulmonary-artery catheters in high-risk surgical patients. *N Engl J Med* 2003; 348: 5–14 .
14. Squara P, Bennett D, Perret C. Pulmonary artery catheter: does the problem lie in the users? *Chest* 2002; 121: 2009–15.
15. Fowler RA, Cook DJ. The arc of the pulmonary artery catheter. *JAMA* 2003; 290: 2732–4 16.
16. Maus TM, Lee DE: Arterial pressure-based cardiac output assessment. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2008; 22(3): 468–73.
17. Pinsky MR. Minimally invasive haemodynamic monitoring and goal-directed therapy. *Semin Anesth, Perioperat Med Pain* 2005; 24: 4–8.
18. Train the trainer folder. Advanced hemodynamic monitoring. PiCCO-Technology. Theory and practice. Dosegljivo na: http://www.pulsison.com/fileadmin/pulsion_share/Education/Training/TraintheTrainer/TtT_MPI851405US_Roo_101008_Parameters.pdf
19. Della Roca G, Costa MG: Volumetric monitoring: principles of application. *Minerva Anestesiol* 2005; 71(6): 303–6.
20. Kiefer N, Hofer CK, Marx G, Geisen M, Giraud R, Siegenthaler N, et al. Clinical validation of a new thermodilution system for the assessment of cardiac output and volumetric parameters. *Crit Care* 2012; 16(3): R98.
21. Sakka SG, Ruhl CC, Pfeiffer UJ, Beale R, McLuckie A, Reinhart K, et al. Assessment of cardiac preload and extravascular lung water by single transpulmonary thermodilution. *Intensive Care Med* 2000; 26(2): 180–7.
22. O'Brien T. LiDCO-From the laboratory to protocolized goal directed therapy. *Annual Review in Control* 2007; 31: 303–10.
23. Green D, Paklet L. Latest developments in peri-operative monitoring of the high-risk major surgery patient. *Int J Surg* 2010; 8(2): 90–9.
24. Wesseling KH, Jansen JR, Settels JJ, Schreuder JJ. Computation of aortic flow from pressure in humans using a nonlinear, three element model. *J Appl Physiol* 1993; 74(5): 2566–73.
25. Mathews L, Singh KKK. Cardiac output monitoring. *Ann Card Anaesth* 2008; 11(1): 56–68
26. Thiele RH, Durieux ME. Arterial waveform analysis for the anesthesiologist: past, present, and future concepts. *Anesth Analg* 2011; 113(4): 766–76.
27. Essler S, Schroeder MJ, Phaniraj V, Koenig SC, Latham RD, Ewert D. Fast estimation of arterial vascular parameters for transient and steady beats with application to hemodynamic state under variant gravitational conditions. *Ann Biomed Eng* 1999; 27: 486–97.
28. Wesseling KH, deWitt B, Weber AP, Smith T. A simple device for the continuous measurement of cardiac output. *Adv Cardiovasc Phys* 1983; 5: 16–52.
29. de Vaal JB, de Wilde RB, van den Berg PC, Schreuder JJ, Jansen JR. Less invasive determination of cardiac output from the arterial pressure by aortic diameter-calibrated pulse contour. *Br J Anaesth* 2005; 95: 326–31.
30. Remington JW, Noback CR. Volume elasticity characteristics of the human aorta and prediction of the stroke volume from the pressure pulse. *Am J Physiol* 1948; 153: 298–308.
31. O'Brien T. LiDCO-From the laboratory to protocolized goal directed therapy. *Annual Review in Control* 2007; 31: 303–10.
32. Maus TM, Lee DE: Arterial pressure-based cardiac output assessment. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2008; 22(3): 468–73.
33. Linton NW, Linton RA. Estimation of changes in cardiac output from the arterial blood pressure waveform in the upper limb. *Br J Anaesth* 2001; 86: 486–96.
34. Romano SM, Pistolesi M. Assessment of cardiac output from systemic arterial pressure in humans. *Crit Care Med* 2002; 30: 1834–41.
35. Pratt B, Roteliuk L, Hatib F, Frazier J, Wallen RD. Calculating arterial pressure-based cardiac output using a novel measurement and analysis method. *Biomed Instrum Technol* 2007; 41: 403–11.
36. Bein B, Meybohm P, Cavus E, Renner J, Tonner PH, Steinfath M, Scholz J, Doerges V. The reliability of pulse contour-derived cardiac output during hemorrhage and after vasopressor administration. *Anesth Analg* 2007; 105: 107–113.
37. Hadian N, Kim HK, Sevryn DA, Pinsky MR. Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LiDCO, PiCCO, FloTrac and pulmonary artery catheters. *Crit Care* 2010; 14: R212 .
38. Cecconi M, Dawson D, Casaretti R, Grounds RM, Rhodes A. A prospective study of the accuracy and precision of continuous cardiac output monitoring devices as compared to intermittent thermodilution. *Minerva Anestesiol* 2010; 76: 1010–7 .
39. Reuter DA, Huang C, Edrich T, Shernan SK, Eltzschig HK. Cardiac output monitoring using in-

- indicator-dilution techniques: basics, limits, and perspectives. *Anesth Analg* 2010; 110: 799–811.
40. Critchley LA, Lee A, Ho AM. A critical review of the ability of continuous cardiac output monitors to measure trends in cardiac output. *Anesth Analg* 2010; 111: 1180–92.
 41. Turner MA. Doppler-based hemodynamic monitoring: a minimally invasive alternative. *AACN Clin Issues* 2003; 14: 220–31.
 42. Spahn DR, Schmid ER, Tornic M, Jenni R, von Segesser L, Turina M, Baetscher A. Noninvasive versus invasive assessment of cardiac output after cardiac surgery: clinical validation. *J Cardiothorac Anesth* 1990; 4: 46–59.
 43. Langewouters GJ, Wesseling KH, Goedhard WJ. The static elastic properties of 45 human thoracic and 20 abdominal aortas in vitro and the parameters of a new model. *J Biomech* 1984; 17: 425–35.
 44. de Waal EE, Konings MK, Kalkman CJ, Buhre WF. Assessment of stroke volume index with three different bioimpedance algorithms: lack of agreement compared to thermodilution. *Intensive Care Med* 2008; 34: 735–9 .
 45. Raval NY, Squara P, Cleman M, Yalamanchili K, Winklmaier M, Burkhoff D. Multicenter evaluation of noninvasive cardiac output measurement by bioactance technique. *J Clin Monit Comput* 2008; 22: 113–9.