
Meritev minutnega volumna srca pri bolniku med operativnim posegom in v enoti intenzivne terapije

Cardiac output measurement in patients during surgery and in the intensive care unit

asist. mag. Dušan Mekiš dr. med.
Oddelek za anestezijo, intenzivno terapijo
in zdravljenje bolečin
Splošna bolnišnica Maribor

Povzetek

Merjenje minutnega volumna srca je del nadzora delovanja obtočil pri zdravljenju kritično bolnih bolnikov. Članek opisuje in primerja merilne tehnike merjenja minutnega volumna srca. S statistično metodo po Bland in Altmanu primerjamo rezultate meritev minutnega volumna srca s posamezno merilno tehniko z merilno tehniko občasne termodilucije, ki je še vedno standard, s katerim primerjamo ostale merilne tehnike merjenja minutnega volumna srca. Variabilnost meritev minutnega volumna srca ne glede na merilno tehniko je potrebno upoštevati pri kliničnih odločitvah sprejetih na podlagi meritev pri posameznem bolniku. Ob absolutnih vrednostih minutnega volumna srca je potrebno spremljati časovni potek sprememb minutnega volumna srca nastalih zaradi razvoja bolezni ali zdravljenja, kar nam olajša odločitve pri zdravljenju bolnika.

Abstract

Cardiac output measurement is a part of haemodynamic monitoring in the management of critically ill patients. The article describes and compares cardiac output measurement methods. Statistical method described by Bland and Altman is used to compare cardiac output measurement between methods with intermittent thermodilution method, which is still the gold standard for cardiac output measurement. Variability of cardiac output values irrespective of measurement method need to be taken into consideration when clinical decisions are made. Besides absolute values of cardiac output, trends of cardiac output offer additional information about the severity of disease and the effectiveness of treatment.

Ključne besede:

minutni volumen srca, srčni indeks, merjenje, natančnost

Key words:

Cardiac output, cardiac index, measurement, accuracy

1. Uvod

Minutni volumen srca (MVS) je volumen krvi iztisnjen iz srca v eni minuti. MVS je odvisen od srčne frekvence (SF) in utripnega volumna (UV), na katerega pa vplivajo krčljivost, polnitev in obremenitev prekata. Srčni indeks (SI) je vrednost MVS glede na bolnikovo telesno površino. Normalna vrednost SI je 2,8 - 4,2 l/min/m².

Transport kisika (DO₂) v tkiva je ob normalni koncentraciji hemoglobina (Hb) v krvi in nasičenosti hemoglobina s kisikom (SaO₂) odvisen od SI. Normalna vrednost znaša 520 - 720 ml/min×m²; kritično nizka vrednost znaša 300 - 330 ml/min×m² ali 8 ml/kg tt/min.

$$DO_2 = SI \times Hb \times SaO_2 \times 13,6$$

Med operativnim posegom in intenzivnim zdravljenjem nadzorujemo in vzdržujemo delovanje obtočil in s tem ustrezen transport kisika v tkiva z uporabo različnih učinkovin in pripomočkov: kristaloidov, koloidov, krvnih derivatov, vazoaktivnih učinkovin, inotropnih učinkovin, antiaritmikov, srčnega vzpodbujevalca in intraaortne balonske črpalke. Merjenje MVS je del invazivnega nadzora delovanja obtočil, ki pripomore k pravilni izbiri učinkovin in njihovih odmerkov ter pripomočkov. Ocena MVS ob motenem delovanju obtočil na podlagi drugih kliničnih parametrov je tvegana in nezanesljiva, zato je bila razvita vrsta merilnih tehnik na podlagi različnih fizikalnih principov:

- Fickov princip
- Analiza utripnega vala
- Ultrazvok
- Elektromagnetno valovanje
- Sprememba impedance

Velik razmah invazivnega nadzora delovanja obtočil je bil dosežen z uporabo pljučnega arterijskega katetra (PAK) in meritev MVS s tehniko občasne termodilucije (OTD). Prve raziskave so dokazovale boljši izhod zdravljenja kritično bolnega kirurškega bolnika z uporabo PAK za vodenje zdravljenja, katerega cilj je bil CI > 4,5 l/min/m², DO₂ > 650 ml/min/m² in SvO₂ > 70% (1, 2, 3, 4, 5). Razmah so zaustavile raziskave Connorsa s sodelavci (6), ki je ugotovil, da vstavitve PAK poveča smrtnost in stroške zdravljenja kritično bolnih bolnikov. Podobne rezultate so ugotovile študije pri bolnikih z srčnim infarktom (7), pri kirurških bolnikih (8) ter pri srčnih bolnikih, kjer rutinska uporaba PAK med srčno operacijo ne vpliva na izid zdravljenja (9). Zato so bila leta 1997 izdelana priporočila za uporabo PAK (10), ki so omejila uporabo invazivnega nadzora delovanja obtočil:

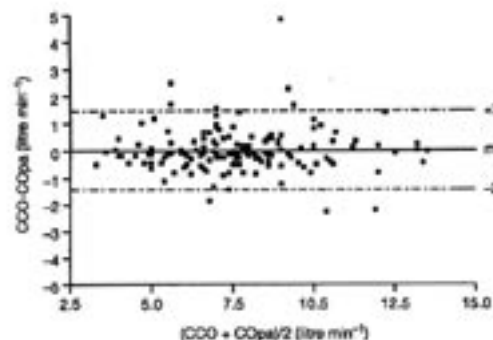
- bolnikih z velikim tveganjem zaradi zelo izraženih osnovnih in spremljajočih obolenj
- huda ishemična bolezen srca

- zmanjšan iztisni delež (EF) levega prekata
- popuščanje srca
- pljučna hipertenzija
- obsežen srčni infarkt
- srčni infarkt z kardiogenim šokom
- srčni infarkt z rupturo papilarne mišice ali srčnega pretina
- huda eklampsija
- hude poškodbe več organov in obsežna opeklina
- septični šok
- bolnikih s spremljajočimi boleznimi med operacijo, kjer se predvideva večja izguba krvi in premik telesnih tekočin
- bolnikih operiranih na srcu in na aorti nad ledvičnimi arterijami, še posebej ob prisotnosti spremljajočih obolenj
- bolnikih operiranih zaradi presaditev srca, pljuč in jeter

2. Primerjava merilnih tehnik merjenja MVS

Idealna merilna tehnika za merjenje MVS bi morala biti neprekinjena, samodejna, samoumerljiva, neinvazivna, natančna, objektivna, enostavna in cenena. Poskus za-

Slika 1. Statistična primerjava rezultatov meritev MVS s tehniko neprekinjene termodilucije s tehniko občasne termodilucije po Bland in Altmanu v raziskavi Della Rocca in sod. (47)



Razlika = 0,02 l/min

Natančnost = 0,74 l/min

95% interval zaupanja = -1,46 do 1,5 l/min

Legenda:

COpa = MVS izmerjen s tehniko občasne termodilucije

CCO = MVS izmerjen s tehniko neprekinjene termodilucije

mean = povprečna razlika

dovoljiti vse kriterije idealne merilne tehnike je pripeljal do razvoja številnih merilnih tehnik.

Zaradi razširjenosti merjenja MVS s tehniko občasne termodilucije (OTD) in njene tridesetletne uspešne klinične uporabe le-ta predstavlja standard meritev MVS. Z merilno tehniko OTD se primerja natančnost drugih merilnih tehnik, kljub temu, da je variabilnost meritev MVS s tehniko OTD v idealnih pogojih 10% (11), v kliničnih pogojih pa kar 15 - 20% (12, 13, 14, 15, 16).

Za primerjavo natančnosti merilnih tehnik merjenja MVS je primerna statistična metoda po Bland in Altmanu (17), kjer izračunamo razliko, natančnost in 95% interval zaupanja. Razlika je definirana kot povprečna razlika med izmerjenima vrednostima MVS po obeh metodah; natančnost je standardna deviacija razlike; 95% interval zaupanja je razlika ± 2 standardni deviaciji razlike (slika 1).

Pomembnost izračunane razlike, natančnosti in intervala zaupanja je subjektivna ocena avtorjev raziskave, saj do sedaj niso bili postavljeni standardi, pri katerih je nova merilna tehnika klinično dovolj natančna v primerjavi s standardno merilno tehniko (18). Critchleya je predlagal izračun povprečne napake, ki je definirana kot razmerje med dvojno standardno deviacijo razlike in povprečnim MVS (19). PN ne bi smela presegati $\pm 20\%$ (20), vendar Critchley predlaga $\pm 30\%$ izmerjene vrednosti MVS s priznano standardno metodo merjenja MVS (OTD) saj je variabilnost že same standardne metode 20% (19).

$$PN = \frac{2 \times SD}{pMVS} \times 100\%$$

PN = povprečna napaka

SD = standardna deviacija razlike

$pMVS$ = povprečni minutni volumen srca

Ožji interval zaupanja pomeni boljše ujemanje meritev med dvema tehnikama. Interval zaupanja < 2 l/min kaže na dobro ujemanje med merilnima tehnikama, $2 - 4$ l/min pa kaže na slabše ujemanje med merilnima tehnikama, kar bi lahko vplivalo na klinične odločitve. Interval zaupanja > 4 l/min kaže na slabo ujemanje med merilnima tehnikama.

Statistična primerjava rezultatov dveh merilnih tehnik merjenja MVS s korelacijskim koeficientom (r), pripelje do napačne ocene, ker r ocenjuje moč povezave med dvema spremenljivkama ne pa ujemanja med njima.

3. Merilne tehnike

3.1. Meritve MVS s pomočjo pljučnega arterijskega katetra (PAK)

PAK vstavimo preko vodila v osrednjo veno in nato skozi desni preddvor ter prekat v pljučno arterijo (slika 2). Vodilo pri vstavitvi katetra so nam tlaki v posameznih delih obtočil skozi katera potuje kateter (zgornja vena kava, desni preddvor, desni prekat, pljučna arterija).

Merilne tehnike merjenja MVS s pomočjo PAK uporabljajo Fickov princip, ki temelji na zakonu o ohranitvi mase. Količina indikatorja v telesu v časovni enoti je enaka zmnožku MVS in razlike koncentracij indikatorja med arterijo in veno. Meri se sprememba koncentracije merljivega indikatorja v časovni enoti. Indikator je lahko:

3.1.1. Kisik - Fickova metoda (FM)

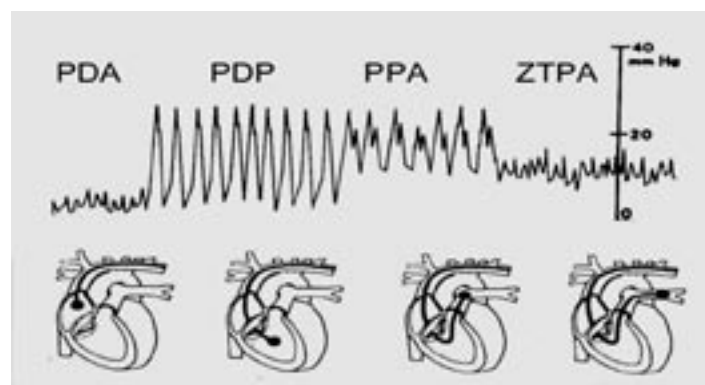
$$MVS = \frac{VO_2}{(CaO_2 - CvO_2)}$$

VO_2 = poraba kisika

CaO_2 = vsebnost kisika v arterijski krvi

CvO_2 = vsebnost kisika v venski krvi

Natančnost merjenja MVS s Fickovo metodo je primerljiva z metodo OTD (21, 22) (tabela 1). Nenatančnosti meritev MVS s Fickovo metodo lahko nastanejo zaradi povečanja porabe kisika (VO_2) v pljučih (normalna vrednost je 3-4% telesnega VO_2) zaradi pljučnice ali



Slika 2. Prikaz vstavitve PAK

Legenda

PDA = tlak v desnem preddvoru

PDP = tlak v desnem prekату

PPA = tlak v pljučni arteriji

ZTPA = zagoroditveni tlak v pljučni arteriji

pa ARDS-a, nenatančnosti v meritvah FiO_2 , Hb, SaO_2 in SvO_2 (21), kar je potrebno upoštevati pri kliničnih vrednotenjih meritev MVS (23).

izračunamo MVS s pomočjo Stewart – Hamiltonove enačbe (27):

3.1.2. Barvilo: indocianin green (MVS_{ICG})

Barvilo se vbrizga v osrednjo veno, koncentracija barvila se določa v arterijski krvi.

$$MVS = \frac{I}{\int_b^{\infty} C_i \times dt}$$

I = količina barvila
C_i = koncentracija barvila

Haller s sod. (24) ugotavlja dobro ujemanje MVS_{ICG} z OTD (tabela 1). V razvoju je tehnologija transkutanega določanja koncentracije barvila (ICG), ki izkorišča njegovo lastnost absorpcije 775 nm in fluorescence svetlobe valovne dolžine 830 nm. Prva raziskava Maareka in sod. na poskusnih živalih ugotavlja dobro natančnost merilne tehnike in potrebo po kliničnih raziskavah (25).

3.1.3. Termodilucijska tehnika

Merilni indikator je temperatura. PAK ima na konici vgrajeno temperaturno tipalo, ki zaznava spremembo temperature zaradi vbrizganja hladne fiziološke raztopine v desni preddvor. Vbrizga se lahko ledeno hladna fiziološka raztopina (temperatura < 10°C) ali pa fiziološka raztopina sobne temperature (26). Na podlagi meritev spremembe temperature krvi v pljučni arteriji

$$MVS = \frac{V_i \times (T_b - T_i)}{\int_0^{\infty} DTbdt} \times \frac{S_i \times C_i}{S_b \times C_b} \times K$$

T_b = temperatura telesa
T_i = temperatura vbrizgane tekočine
V_i = volumen vbrizgane tekočine
S_i = specifična teža vbrizgane tekočine
S_b = specifična teža krvi
C_i = specifična toplotna kapaciteta vbrizgane tekočine
C_b = specifična toplotna kapaciteta
K = konstanta

3.1.3.1. Občasna termodilucijska tehnika (OTD)

Prvo meritev MVS s termodilucijo je leta 1954 na psih izvedel Felger (28). PAK sta leta 1970 Swan in Ganz vpeljala v klinično uporabo (29), metodo merjenja MVS s termodilucijo pa Sorensen leta 1972 (30). Od takrat je metoda občasnih meritev MVS s termodilucijsko metodo dosegla široko klinično uporabo, tako, da predstavlja klinični standard meritev MVS (31). Variabilnost meritev 15 - 20% v kliničnih pogojih (12 - 16) je posledica meritev v različni fazi dihalnega cikla, nihanja temperatur merilne tekočine, različne hitrosti vbrizgane merilne vode, računalniške obdelave, lege PAK (32, 33). Variabilnost

Tabela 1. Primerjava ujemanja Fickove merilne tehnike (FM) in merilne tehnike redčenja barvila (MVS_{ICG}) z merilno tehniko občasne termodilucije (OTD)

Merilna tehnika	Raziskava	Leto	Število meritev (n)	Razpon MVS (l/min)	Razlika (l/min)	Natančnost (l/min)	Relativna napaka (%)	r
FM	Keinanen in sod. ⁽²¹⁾	1992	-	-	0,3	1,00	-	-
FM	Jacquet in sod. ⁽²²⁾	1996	105a	1,6 – 11,3	0,25	0,62	-	0,93
FM*	Axler in sod. ⁽²³⁾	1996	- a	-	1	1,90	46	0,68
MVS _{ICG}	Haller in sod. ⁽²⁴⁾	1995	163a	3,8 – 15,6	-0,01	0,54	-	0,97

Legenda:

- FM = Fickova metoda
- MVS_{ICG} = redčenje barvila
- * = slabo ujemanje merilne tehnike s tehniko OTD
- a – bolniki v intenzivni terapiji
- b – bolniki med operativnem posegom
- r = korelacijski koeficient

se klinično povečuje tudi zaradi napak pri meritvah, ki lahko nastanejo zaradi (16):

- tehničnih napak pri izvedbi meritev (volumen, temperatura in hitrost vbrizganja merilne tekočine)
- puščanja trikuspidalne zaklopke
- puščanja pljučne zaklopke
- znotrajsrčnih obvodov
- nihanja UV desnega prekata z dihalnim ciklusom
- znižani telesni temperaturi bolnika
- hitre intravenske infuzije hladne tekočine
- nizkih vrednosti MVS
- elektromagnetnih motenj v prostoru

S številom meritev v različnih fazah dihalnega ciklusa in izračunom povprečja se zmanjšajo napake posamezne meritve ter s tem poveča točnost meritev MVS.

3.1.3.2. Nепrekinjena termodilucijska tehnika (NTD)

Neprekinjeno termodilucijsko metodo (NTD) je omogočil tehnološki razvoj novih PAK z vgrajenim grelcem, ki povzroči spremembo temperature krvi v desnem preddvoru, kar zazna tipalo na vrhu PAK v pljučni arteriji. PAK mora biti natančno vstavljen tako, da grelec leži v desnem preddvoru.

Spremembo MVS meritev MVS z NTD zazna s časovnim zaostankom, ker je prikazana vrednost povprečje zadnjih 3 do 6 minut, kar je lahko klinično pomemben časovni zamik (24, 34).

Večina raziskovalcev ocenjuje dobro ujemanje meritev MVS NTD z OTD (22, 24, 35-40, 43-51, 59), vendar ne vsi (12) (tabela 2). Do napačnih meritev prihaja med srčno operacijo v obdobju po končanem zunaj telesnem krvnem obtoku (ZTKO). najverjetneje zaradi nihanja temperature krvi v pljučni arteriji, ker je bolnik neenakomerno ogret po hipotermiji na ZTKO (15, 40, 41, 45). Če je kri v desnem preddvoru toplejša od krvi v pljučni arteriji, meritev z OTD preceni MVS, če je hladnejša pa podceni (40), kar pa niso potrdile vse raziskave (35). Do manjše natančnosti meritev z NTD pride tudi med hitrim nadomeščanjem krvnega volumna s hladnimi tekočinami (36). Nenatančnost meritev MVS z NTD narašča z porastom MVS na > 10 l/min (22, 42, 43). Pri MVS < 3,5 l/min pa termodilucijska metoda preceni dejanski MVS, zaradi povečane izgube temperaturne motnje pri prehodu skozi desno srce (36, 37).

Vstavitve PAK je invazivna tehnika merjenja MVS. Zapleti lahko nastanejo zaradi vstavitve vodila v osrednjo veno, vstavitve PAK in lege PAK (Tabela 3).

Tabela 2. Primerjava ujemanja merilne tehnike neprekinjene termodilucije (NTD) z merilno tehniko občasne termodilucije (OTD)

Merilna tehnika	Raziskava	Leto	Število meritev (n)	Razpon MVS (l/min)	Razlika (l/min)	Natančnost (l/min)	Relativna napaka (%)	r
NTD	Yelderman in sod. ⁽³⁸⁾	1992	222 a	2,8 – 10,8	0,02	0,52	11,5	0,94
NTD	Boldt in sod. ⁽³⁹⁾	1994	404 a	1,6 – 16	0,03	0,52	-	-
NTD	Munro in sod. ⁽⁴⁰⁾	1994	100	5,5 – 14	0,02	0,87	-	-
NTD	Haller in sod. ⁽²⁴⁾	1995	163 a	3,8 – 15,6	0,35	1,01	-	0,95
NTD	Lefrant in sod. ⁽⁴¹⁾	1995	105 a	2,1 – 17,8	-0,80	1,20	-	0,96
NTD	Jakobsen in sod. ⁽⁴²⁾	1995	231 b	2,5 – 14,9	0,31	0,85	15,4	0,90
NTD	Böttiger in sod. ⁽⁴³⁾	1995	540 b	1,9 – 9,9	-0,02	0,59	-	0,87
NTD*	LeTulzo in sod. ⁽¹²⁾	1996	369 a	2,8 – 16	-0,39	0,85	-	-
NTD	Jacquet in sod. ⁽²²⁾	1996	173 a	1,6 – 10,5	-0,01	0,69	-	0,92
NTD*	Rauch in sod. ⁽⁴⁴⁾	1997	180 b	1,2-12,1	-0,4	1,25	-	-
NTD*	Burchell in sod. ⁽⁴⁵⁾	1997	202 a	2,9 – 17,9	0,49	1,01	-	-
NTD	Zöllner in sod. ⁽⁴⁶⁾	1999	240 a	3,4 – 15,7	0,4	1,26	-	-
NTD	Sakka in sod. ⁽⁴⁷⁾	2000	51a	-	-0,43	0,71	-	0,93
NTD	Rauch in sod. ⁽⁴⁸⁾	2002	380 b	-	-0,4 - -1,3	1,25 – 1,45	-	-
NTD	Singh in sod. ⁽⁴⁹⁾	2002	400 b	1,8 – 8,4	-0,095	0,73	-	0,78
NTD	Della Rocca in sod. ⁽⁵⁰⁾	2002	186 b	3 – 13,8	0,02	0,74	-	0,88
NTD	Kaukinen in sod. ⁽⁵¹⁾	2003	265 a	-	0,06 – 0,6	0,43 – 1,0	-	0,77
NTD	Kotake in sod. ⁽⁵²⁾	2003	112 b	-	0,38	1,17	23,0	0,81
NTD	Mielck in sod. ⁽⁵³⁾	2003	96 a	3,3 – 11,8	-0,28	0,94	-	-

Legenda:

NTD = neprekinjena termodilucija

r = korelacijski koeficient

* = slabo ujemanje merilne tehnike s tehniko OTD

a – bolniki v intenzivni terapiji

b – bolniki med operativnem posegom

Zaradi številnih zapletov povezanih z nastavitvijo in uporabo PAK je potrebno pred vstavitvijo pretehtati indikacije za vstavev PAK (10). Pogostost zapletov se bistveno zmanjša z izurjenostjo zdravnika. Izurjenost zdravnika v uporabi PAK obsega tehnično izurjenost v vstavitvi PAK, preprečevanje, prepoznavanje in zdravljenje zapletov, izpeljavo meritev in izračunov, oceno delovanja obtočil na podlagi dobljenih vrednosti ter njihov vpliv na zdravljenje bolnika (54). Za pridobitev izurjenosti je priporočeno 25-50 nastavitvev PAK pod nadzorom mentorja in nato 10 – 25 (55) ali celo 50 nastavitvev PAK na leto za ohranitev izurjenosti (55). V raziskavi Ramseya s sod. ugotavlja, da manjša pogostost uporabe PAK v ustanovi povečuje rizik intrahospitalne umrljivosti in čas zdravljenja v ustanovi (56).

3.1.3.3. Transpulmonalna termodilucijska tehnika (TTD)

Hladna fiziološka raztopina (<10°C) se vbrizga v osrednjo veno, temperaturno tipalo je vstavljeno preko stegnenične arterije v trebušno aorto. Merjenje MVS s tehniko TTD se dobro ujema z meritvami MVS s tehniko OTD (tabela 4)(44).

3.2. Litijeva razredčitev

Metoda temelji na Fickovem principu. Indikator litijev klorid v nizkem odmerku 0,15 mmola se vbrizga v osrednjo veno, lahko pa tudi v periferno veno. Ionsko selektivna elektroda v arteriji meri spremembo kon-

centracije litija v arterijski krvi, na podlagi katere se izračuna MVS.

3.3. Throughflow N₂O metoda (TN₂O)

TN₂O temelji na Fickovem principu. Bolniku vstavi-mo dvosvetlnski tubus v sapnico in ločeno predihavamo leva in desna pljuča z dihalno zmesjo v kateri je različna koncentracija inertnega plina (N₂O). Neprekinjeno določujemo vdihane in izdihane koncentracije inertnega plina v dihalni zmesi s katero se predihavata levo in desno pljučno krilo. MVS se izračunava na podlagi sprememb v izmenjavi inertnega plina med levimi in desnimi pljuči. Meritev je najbolj natančna, kadar eno pljučno krilo predihavamo z inertnim plinom, drugo pa ne (58). Merilna tehnika TN₂O se dobro ujema z OTD (tabela 4) (60).

3.4. Analiza krivulje arterijskega utripnega vala (PCCO)

Spomočjo vstavljenega katetra skozi stegnenično arterijo v aorto izmerimo MVS z analizo krivulje spremembe arterijskega tlaka v utripnem valu v aorti. Za umerjanje merilnega sistema je potrebno vstaviti OVK in z metodo TTD izmeriti MVS. Merilna tehnika PCCO izmeri MVS iz vsakega utripa in izračuna pol minutno povprečje (58).

Meritve MVS s PCCO se dobro ujemajo OTD (tabela 4) (41,43, 47, 50, 59, 62-65). Nenatančnosti merilne tehnike nastanejo pri aritmijah, pri nenormalni krivulji

Tabela 3. Vrste in pogostost zapletov pri uporabi pljučnega arterijskega katetra (57)

Zapleti:	Pogostost zapletov (%)
1. Vstavitev vodila v osrednjo veno:	
• punkcija arterije.....	< 3,6
• neuropatija brahialnega pleteža.....	0,3 – 1,1
• pneumotoraks.....	0,3 – 4,5
• zračna embolija.....	0,5
2. Vstavitev PAK:	
• manjše motnje ritma.....	20
• prekatna tahikardija ali fibrilacija....	0,3 – 3,8
• desnokračni blok.....	0,1 – 4,3
• kompletni AV blok.....	0 – 8,5
3. Lega PAK	
• ruptura pljučne arterije.....	0,03 – 1,5
• pozitivna kultura na konici PAK.....	>19
• sepsa.....	0,7 – 3
• tromboflebitis.....	6,5
• tromboza.....	0,5 – 3
• pljučni infarkt.....	0,1 – 2,6
• endokarditis.....	2,2 – 7,1
• smrt.....	0,02 – 1,5

utripnega vala in pri spremembi sistemskega žilnega upora (SŽU). Ob spremembi perifernega žilnega upora > 20% je potrebno ponovno umeriti merilni sistem (59). Manjše spremembe perifernega žilnega upora pomembno ne vplivajo na natančnost meritev MVS z PCCO (47, 63).

3.5 Kombinacija litijeve razredčitve z analizo krivulje arterijskega utripnega vala (LiDCO)

Merilna tehnika LiDCO potrebuje tehniko litijeve razredčitve za umerjanje merilnega sistema, MVS pa izmeri z izpopolnjenim matematičnim algoritmom analize krivulje arterijskega utripnega vala periferne arterije. LiDCO je manj invazivna merilna tehnika izmed invazivnih merilnih tehnik merjenja MVS, saj je potrebna kanilacija samo periferne arterije za analizo utripnega vala in določevanje koncentracije litija v arterijski krvi pri umerjanju sistema.

3.6 Tehnika občasnega povratnega dihanja z NICO senzorjem (NICO)

Merilna tehnika NICO izkorišča Fickov princip pri odstranjevanju CO₂ iz telesa.

$$MVS = \frac{VCO_2}{(CaCO_2 - CvCO_2)}$$

VCO₂ = odstranjen ogljikov dioksid

CaCO₂ = vsebnost ogljikovega dioksida v arterijski krvi

CvCO₂ = vsebnost ogljikovega dioksida v venski krvi

Uporabna je pri bolniku, ki je sediran, relaksiran in nadzorovano umetno predihavan. Občasno je bolnik predihavan z izdihanim zrakom, kar poveča vsebnost CO₂ v arterijski krvi. Iz nihanja CO₂ v izdihanem zraku med normalnim predihavanjem in občasnim povratnim dihanjem se izračuna MVS (67). Raziskave natančnosti meritve MVS z NICO (tabela 5) prikazujejo različne rezultate, od dobrega ujemanja v stabilnih kliničnih pogojih med kirurškim posegom (40, 70), do slabe primerljivosti v kliničnih pogojih intenzivnega zdravljenja tako z OTD, kakor tudi z drugimi tehnikami merjenja MVS (50). V nestabilnih kliničnih pogojih med kirurškim posegom pa je meritev MVS z NICO neprimerna metoda merjenja MVS (68, 70). Za natančno meritev MVS je potrebno stabilno ravnovesje v nastajanju in izločanju CO₂ (69), konstanten volumen mrtvega prostora in pljučni kapilarni krvni obtok ter stabilna

Tabela 4. Primerjava ujemanja merilnih tehnik throughflow N₂O metode (TN₂O), transpulmonalne termodilucije (TTD) in analize krivulje arterijskega utripnega vala (PCCO) z merilno tehniko občasne termodilucije (OTD)

Merilna tehnika	Raziskava	Leto	Število meritev (n)	Razpon MVS (l/min)	Razlika (l/min)	Natančnost (l/min)	Relativna napaka (%)	r
TN ₂ O	Robinson in sod. ⁽⁶⁰⁾	2003	-b	-	-0,21	0,60	-	0,72
TTD	Zöllner in sod. ⁽⁶¹⁾	2000	76a	3 – 16,6	0,21	0,73	-	0,96
TTD	Sakka in sod. ⁽⁴⁴⁾	2000	51a	-	0,73	0,38	-	0,98
TTD	Della Rocca in sod. ⁽⁴⁷⁾	2002	186b	3 - 13	0,15	0,87	-	0,86
TTD	Mielck in sod. ⁽⁵⁰⁾	2003	96a	3,2 – 11,6	-0,52	0,92	-	-
PCCO	Weissman in sod. ⁽⁶²⁾	1993	-	-	0,06	0,93	-	-
PCCO	Irlbeck in sod. ⁽⁶³⁾	1995	165a	2,0 – 14,2	- 0,09	0,85	-	0,93
PCCO	Apenburg in sod. ⁽⁶⁴⁾	1996	-	-	- 0,01	1,56	-	-
PCCO	Rauch in sod. ⁽⁴¹⁾	1997	180b	1,2-12,1	-0,139	1,15	-	-
PCCO	Buhre in sod. ⁽⁶⁵⁾	1999	36b	1,6 – 9,2	0,003	1,26	-	0,88
PCCO*	Hirschl in sod. ⁽⁶⁶⁾	2000	175a	1,3-7,32#	0,34#	0,66#	-	-
PCCO	Zöllner in sod. ⁽⁴³⁾	2000	76a	3 – 16,6	0,31	1,25	-	0,88
PCCO*	Rauch in sod. ⁽⁴⁵⁾	2002	380b	-	-0,14 - 0,21	1,16 – 1,37	-	-
PCCO	Della Rocca in sod. ⁽⁴⁷⁾	2002	186b	3 - 13	0,04	0,845	-	0,86
PCCO	Mielck in sod. ⁽⁵⁰⁾	2003	96a	2,6 – 11,4	-0,4	1,3	39	-

Legenda:

TN₂O = throughflow N₂O

TTD = transpulmonalna termodilucija

PCCO = analiza krivulje arterijskega pulznega vala

* = slabo ujemanje merilne tehnike s tehniko OTD

a – bolniki v intenzivni terapiji

b – bolniki med operativnem posegom

- indeks (l/min/m²)

r = korelacijski koeficient

disociacijska krivulja prehoda ETCO_2 v CaCO_2 (40). Slabost merilne tehnike je tudi matematični algoritem izračuna pljučnega desno – levega obkoda s pomočjo pulzne oksimetrije (68).

C = konstanta

θ = kot med tokom krvi in ultrazvočnim snopom

Ob znanem preseku, kjer je bila izmerjena hitrost toka krvi se lahko izračuna MVS. Ultrazvočna sonda je lahko položena na kožo nad prsnim košem - trans-torakalna ehokardiografija (TE) ali v sapnico - trans-trahealna ehokardiografija (TTE) oziroma požiralnik - transezofagealna ehokardiografija (TEE). Hitrost toka krvi lahko merimo preko mitralne zaklopke (84), aortne zaklopke, iztisnega dela levega prekata, pljučne arterije in aorte. Pri ultrazvočnih meritvah MVS v prsni aorti moramo upoštevati, da dobljena vrednost predstavlja približno 70% celotnega MVS.

3.7. Ehokardiografija

Z ultrazvočnim pregledom lahko poleg meritev MVS ocenimo anatomsko zgradbo srca, delovanje zaklopk, polnitev in krčljivost srca. MVS lahko izmerimo z:

3.7.1. Volumetrična ehokardiografija (VE)

MVS izračunamo iz utripnega volumna, torej iz razlike med volumnom levega prekata ob koncu diastole in koncu sistole. Ocena volumnov je omejena z resolucijo slike, geometrijo prekata in ohranjeno sinhrono krčljivostjo. Zaradi teh omejitev se izmerjen MVS slabo ujema z MVS izmerjenim z OTD, zato je ta tehnika primerna samo za ocenjevanje sprememb MVS, ne pa za oceno absolutne vrednosti (71).

Ugotovitve raziskav o natančnosti ultrazvočnih meritev MVS so si nasprotujoče (tabela 6). Nekatere ocenjujejo meritev MVS z DE za klinično dovolj zanesljive (72, 80, 81, 84). DE ne omogoča neprekinjene meritve, potrebno je veliko posebnega znanja, izkušenj in časa. Izmerjene vrednosti so močno odvisne od izvajalca meritev. Primerjava meritev MVS s TEE in z NTD ugotavljajo širok interval zaupanja in veliko raznolikost v razlikah in natančnosti, zato meritev MVS s TEE ne more nadomestiti termodilucijske tehnike (73, 74, 75, 82, 83).

3.7.2. Dopplerska ehokardiografija (DE)

Dopplerska ehokardiografija je ultrazvočna meritev MVS, ki temelji na Dopplerjevem učinku. Sprememba frekvence ultrazvočnega valovanja je sorazmerna hitrosti toka krvi.

$$v = \frac{(F_0 - F_d) \times C}{2 \times F_0 \times \cos \theta}$$

v = hitrost

F_0 = oddajna ultrazvočna frekvenca

F_d = sprememba frekvence zaradi Dopplerjevega učinka

3.8. Elektromagnetno merjenje pretoka

Elektromagnetno merjenje pretoka temelji na spremembi magnetnega polja zaradi gibajočih se atomov železa v hemoglobinu. Na natančnost meritve vpliva naklon merilne sonde in nihanje koncentracije hemoglobina v serumu (85).

Tabela 5. Primerjava ujemanja merilne tehnike občasnega povratnega dihanja (NICO) z merilno tehniko občasne termodilucije (OTD)

Merilna tehnika	Raziskava	Leto	Število meritev (n)	Razpon MVS (l/min)	Razlika (l/min)	Natančnost (l/min)	Relativna napaka (%)	r
NICO*	Mielck in sod. ⁽⁵⁰⁾	2003	96a	3,3 – 10,3	-0,64	1,39	43	-
NICO*	Nilson in sod. ⁽⁶⁸⁾	2001	a	1,6-6,9	0,16	0,9	-	0,47
NICO	Odenstedt in sod. ⁽⁶⁹⁾	2002	125b	2.3-15,7	0,04	0,86	-	0,96
NICO	Neuhäuser in sod. ⁽⁷⁰⁾	2002	- b	-	-0,13	0,46	-	0,88
NICO*	Neuhäuser in sod. ⁽⁷⁰⁾	2002	- b	-	0,97	1,05	-	0,46
NICO	Kotake in sod. ⁽⁴⁰⁾	2003	112b	-	-0,58	0,9	19,4	0,8

Legenda:

NICO = tehnika občasnega povratnega dihanja z NICO senzorjem

* = slabo ujemanje merilne tehnike s tehniko OTD

r = korelacijski koeficient

a – bolniki v intenzivni terapiji

b – bolniki med operativnem posegom

Tabela 6. Primerjava ujemanja merilnih tehnik Dopplerske ehokardiografije (DE), transezofagealne ehokardiografije (TEE) in transtrahealne ehokardiografije (TTE) z merilno tehniko občasne termodilucije (OTD)

Merilna tehnika	Raziskava	Leto	Število meritev (n)	Razpon MVS (l/min)	Razlika (l/min)	Natančnost (l/min)	Relativna napaka (%)	r
DE*	Botero in sod. ⁽⁷⁶⁾	2004	99b	1,3 – 9,0	0,18	1,01	-	-
DE*	Botero in sod. ⁽⁷⁸⁾	2004	32b	2,8 – 10,5	0,35	1,39	-	-
DE*	Wong in sod. ⁽⁷⁷⁾	1990	416b	-	-0,8	2,0	-	0,51
TTE*	Siegel in sod. ⁽⁷⁸⁾	1991	86	-	-0,2	1,7	-	0,63
TTE*	Hausen in sod. ⁽⁷⁹⁾	1992	-	-	1,71	1,67	-	0,25
TEE*	Axler in sod. ⁽²³⁾	1996	-a	-	0,3	2,15	±26	0,68
TEE	Su in sod. ⁽⁸⁰⁾	2002	185b	2,3 – 8,9	0,05	0,49	-	-
TEE	Zhao in sod. ⁽⁸¹⁾	2003	460b	-	-0,12 - 0,72	0,41 – 1,11	-	0,57- 0,88
TEE*	Hullett in sod. ⁽⁸²⁾	2003	331b	2,0 – 10,2	-0,56	0,64	-	0,62
TEE*	Bettex in sod. ⁽⁸³⁾	2004	-a	2,9 – 16,9	-1,33 – 4,8	1,1 - 4,1	-	-
TEE	Akamatsu in sod. ⁽⁸⁴⁾	2004	-b	-	-0,1 - 0,01	0,58 – 0,68	-	-

Legenda:

DE = doplerska ehokardiografija

TTE = transtrahealna ehokardiografija

TEE = transezofagealna ehokardiografija

* = slabo ujemanje merilne tehnike s tehniko OTD

a – bolniki v intenzivni terapiji

b – bolniki med operativnem posegom

r = korelacijski koeficient

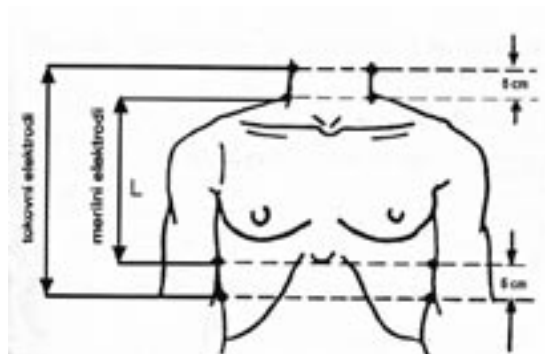
3.9. Impedančna kardiografija

Med iztисom krvi iz srčnih prekatov se spremeni prostornina in hitrost krvi v krvnih žilah, kar povzroči spremembo električne bioimpedance (slika 4). Bioimpedanca (Z) je upor bioloških tkiv pri prevajanju toka izmenične napetosti. Odvisna je od frekvence izmenične napetosti, velikosti, oblike in specifične upornosti telesa, skozi katerega teče izmenični tok. Sprememba bioimpedance med srčnim utripom spremeni prevodnost prsnega koša za prevajanje toka izmenične napetosti, kar lahko izmerimo z merilnim instrumentom.

Impedančna kardiografija je neinvazivna tehnika merjenja MVS, ki omogoča neprekinjeno meritev MVS. Ni odvisna od subjektivne ocene in je poceni. Glede na lego elektrod, uporabljeno frekvenco izmeničnega toka in matematični algoritem za izračun MVS. Impedančno kardiografijo delimo v:

3.9.1 Prsna električna bioimpedanca (PEB)

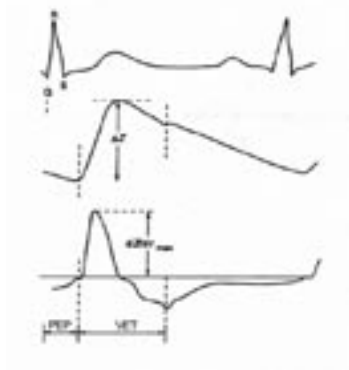
Nyboer je leta 1950 prvi izmeril MVS s pomočjo PEB (86). Iztis krvi iz levega prekata v aorto je povezan s spremembo električne bioimpedance prsne votline za visokofrekvenčni nizkovoletni izmenični tok. Uporablja se izmenični tok 1 - 4 mA s frekvenco 70 - 200 kHz.



Slika 3. Namestitev elektrod za merjenje MVS s prsno električno bioimpedanco

Z dvema tokovnimi in dvema merilnima elektrodama (slika 3) izmerimo osnovno impedanco prsnega koša (Z_0) in spreminjanje impedance (dZ/dt) (slika 4) ter iz teh spremenljivk izračunamo:

- čas iztisa prekatov (ventricular ejection time - VET)
- indeks iztisne hitrosti (ejection velocity index - EVI): $(dZ/dt)_{max}$
- tekočinski indeks (thoracic fluid index - TFI): $TFI = Z_0$



Slika 4. Časovna soodvisnost krivulje EKG, spremembe impedance in prvega odvoda impedance prsnega koša (PEP = prediztiski čas, VET = iztiski čas, ΔZ = sprememba impedance, dZ/dt = sprememba impedance po času)

MVS se izračuna iz Kubicekovega algoritma (87):

$$MVS = \left(V_{PEPT} + V_{PET} \times \frac{EVI}{TFI} \right) \times SF = \left[\left[\rho_b \times \frac{L^2}{2L} \times \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{max} \times V_{PET} \right] \times SF \right]$$

VEPT = volumen tkiva, ki vpliva na električno prevodnost

VET = čas iztisa prekatov

EVI = indeks iztisne hitrosti

TFI = tekočinski indeks

SF = srčna frekvenca

L = razdalja med merilnima elektrodama

ρ_b = specifična upornost

Izračunan MVS s pomočjo Kubicekovega algoritma je precenil MVS, klinične raziskave so pokazale nenaatančno merjenje MVS (99), zato je Sramek predlagal nov algoritem:

$$MVS = \left(V_{PEPT} + V_{PET} \times \frac{EVI}{TFI} \right) \times SF = \left[\frac{(0,17 \times H)^2}{4,25} \times V_{PET} \times \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{max} \right] \times SF$$

VEPT = volumen tkiva, ki vpliva na električno prevodnost

VET = čas iztisa prekatov

EVI = indeks iztisne hitrosti

TFI = tekočinski indeks

SF = srčna frekvenca

H = telesna višina

Tabela 7. Primerjava ujanja merilne tehnike prsne električne bioimpedance (PEB) z merilno tehniko občasne termofilucije (OTD)

Merilna tehnika	Raziskava	Leto	Število meritev (n)	Razpon MVS (l/min)	Razlika (l/min)	Natančnost (l/min)	Relativna napaka (%)	r
PEB	Appel in sod. ⁽⁹⁸⁾	1986	391a	-	-	-	-	0,83
PEB*	Donovan in sod. ⁽⁹⁹⁾	1986	-	-	0,17	2,4	-	0,4
PEB	Siegel in sod. ⁽¹⁰⁰⁾	1988	58b	-	-0,4	1,4	-	0,43
PEB	Salandin in sod. ⁽¹⁰¹⁾	1988	108	-	-0,15	0,86	-	0,83
PEB	Clancy in sod. ⁽¹⁰²⁾	1991	51a	2,5 – 8,5	0,23	0,56	-	0,91
PEB*	Wong in sod. ⁽⁷⁶⁾	1990	416b	-	-0,7	1,7	-	0,61
PEB*	Young in McQuillan ⁽¹⁰³⁾	1993	242a	-	1,69#	1,24#	-	0,36
PEB*	Sageman in Amundson ⁽²⁰⁾	1993	a	-	-0,33	1,6	-	0,24
PEB	Schoemaker in sod. ⁽¹⁰⁴⁾	1994	842a	-	-0,013	0,7	-	0,86
PEB*	Doering in sod. ⁽¹⁰⁵⁾	1995	-	-	0,02-0,21#	1,06-1,52#	-	-
PEB	Thangathurai in sod. ⁽¹⁰⁶⁾	1997	256b	-	0,1	1,0	-	0,89
PEB	Shoemaker in sod. ⁽¹⁰⁷⁾	1998	407b 2192ab	-	-0,027# -0,124#	0,46# 0,75#	-	0,77 0,85
PEB*	Genoni in sod. ⁽¹⁰⁸⁾	1998	a	-	1,81	2,14	-	-
PEB*	Marik in sod. ⁽¹⁰⁹⁾	1997	a	-	-0,3	1,9	-	-
PEB	Hirschl in sod. ⁽⁶⁶⁾	2000	175a	1,3-7,32#	0,61#	0,745#	-	-
PEB*	Spieß in sod. ⁽¹¹⁰⁾	2001	182a	-	-0,28#	0,67#	-	0,71
PEB	Sageman in sod. ⁽¹¹¹⁾	2002	216a	-	0,07#	0,40#	-	-

Legenda:

PEB = prsna električna bioimpedanca

* = slabo ujanje merilne tehnike s tehniko OTD

r = korelacijski koeficient

a – bolniki v intenzivni terapiji

b – bolniki med operativnem posegom

- indeks (l/min/m²)

Bernstein je z popravkom Sramekovega algoritma povečal natančnost izračuna MVS (88):

$$MVS = \left(VEPT + VET + \frac{EVI}{TFI} \right) \times SF = \left[\delta \times \frac{L^2}{4,25} \times VET + \frac{\left(\frac{dZ}{dt} \right)^{0,6}}{Z_0} \right] \times SF$$

VEPT = volumen tkiva, ki vpliva na električno prevodnost

VET = čas iztisa prekatov

EVI = indeks iztisne hitrosti

TFI = tekočinski indeks

L = razdalja med merilnima elektrodama

δ = korekcijski faktor teže

SF = srčna frekvenca

Raziskave ujemanja meritev MVS s PEB v primerjavi s termodilucijo so si nasprotujoče (tabela 7). Nekateri avtorji ocenjujejo dobro ujemanje meritev MVS s PEB s termodilucijo (98, 102, 104, 106, 107.). Shoemaker in sod (1998) ugotavljajo da je meritev MVS s PEB dovolj natančna v primerjavi z OTD, kakor tudi za sprejemanje kliničnih odločitev o zdravljenju bolnika (107).

Drugi raziskovalci pa temu oporekajo (20, 76, 105, 103, 108, 109). Merjenje MVS s tehniko PEB je nenatančno pri bolnikih po srčni operaciji (20, 89, 97, 109, 110), po transplantaciji ledvic (90), po trebušni operaciji (90, 91), s sepso (103), z akutno poškodbo pljuč (108), s pljučnim edemom (92), s popuščanjem srca (93), v nosečnosti (94) in pri kritično bolnih bolnikih (76, 95). Natančnost meritev MVS s PEB se zmanjša pri bolnikih s pljučnim edemom, s plevralnim izlivom, z masivno infuzijo kristaloidov in premikom tekočine v zunajcelični prostor, z nestabilnim hematokritom, s tahiaritmijami, z znižanim SAT in s povečanim ali znižanim ŠŽU (105).

Nenatančnost meritev MVS s PEB je posledica nehomogene prevodnosti prsnega koša in dejstva da večina električnega toka steče po prsnem košu, katerega impedanca slabo korelira z utripnim volumnom srca. Samo 20% električnega toka doseže aorto in velike žile, katerih impedanca se spreminja z utripnim volumnom (96). Z znižanjem telesne temperature se spremeni impedanca za 2 – 3% za vsako °C (97). Za natančno meritev MVS s PEB je potreben $Z_0 > 15$ Ohmov in višina $dZ/dt > 0,3$ Ohma (104, 107). Pomemben vzrok za nenatančnost meritev MVS s PEB je tudi v matematičnem algoritmu, ki sta ga razvila Sramek in Bernstein. Majhna napaka v izmeri razdalje L med merilnima elektrodama (slika 1) se zelo poveča, ko se ta razdalja s tretjo potenco uporabi v algoritmu za izračun MVS (96).

3.9.2 Telesna električna bioimpedanca (TEB)

Merjenje MVS s telesno električno bioimpedanco je v sedemdesetih letih razvil Tiščenko (112). Elektrode nameščene na okončine zajamejo veliko več toka ki teče po arterijskem vejevju, katerega impedanca se spreminja s srčnim utripom. TEB uporablja tokove nižje frekvence (30 kHz) in drug matematični algoritem za izračunavanje MVS, ki vsebuje korekcije za prekomerno telesno težo in spremenjen hematokrit.

$$MVS = \left[\left(\frac{Hct_{corr}}{K_{spol,starost}} \right) \times k_{el} \times k_{teža} \times IB \times \left(H_{cor} \times \frac{\Delta R}{R} \right) \times \left(\frac{\alpha + \beta}{\beta} \right) \right] \times SF$$

$\Delta R/R$ = relativna sprememba impedance

Hct_{corr} = korekcijski faktor za hematokrit

$K_{spol,starost}$ = korekcijski faktor za spol in starost

k_{el} = koeficient izmerjenih elektrolitov v krvi (Na^+)

$k_{teža}$ = koeficient teže

IB = koeficient zunajcelične tekočine

Tabela 8. Primerjava ujemanja merilne tehnike telesne električne bioimpedance (TEB) z merilno tehniko občasne termodilucije (OTD)

Merilna tehnika	Raziskava	Leto	Število meritev (n)	Razpon MVS (l/min)	Razlika (l/min)	Natančnost (l/min)	Relativna napaka (%)	r
TEB	Kööbi in sod. ⁽¹¹³⁾	1997	97b	2,94 – 8,25	0,25	0,81	-	-
TEB	Kööbi in sod. ⁽¹¹⁴⁾	1997	a	3,69 – 8,53	0,0	0,685	-	-
TEB	Kööbi in sod. ⁽¹¹⁵⁾	1999	41a	3 – 6,75	0,04	0,82	-	-
TEB	Kööbi in sod. ⁽¹¹⁵⁾	1999	41a	2,21 – 8,72	0,38	1,37	-	-
TEB*	Imhoff in sod. ⁽¹¹⁶⁾	2000	109a	1,7-15,8	1,6	2,45	-	-
TEB	Kaukinen in sod. ⁽⁴⁸⁾	2003	265a	-	0,07 – 1,05	0,82 – 1,31	-	0,75
TEB	Cotter in sod. ⁽¹¹⁷⁾	2004	418a,b	-	0,0009	0,342	-	0,89

Legenda:

TEB = telesna električna bioimpedanca

* = slabo ujemanje merilne tehnike s tehniko OTD

r = korelacijski koeficient

a – bolniki v intenzivni terapiji

b – bolniki med operativnem posegom

H_{corr} = korekcijski faktor za višino
 $(\alpha+\beta)/\beta$ = razmerje med anakrotičnim (α) in katakrotičnim (β) delom srčnega iztisa

Rezultati raziskav ujemanja meritev MVS med TEB in OTD so nasprotujoči (tabela 8). Nekateri avtorji ocenjujejo dobro ujemanje meritev MVS (48, 113-115), drugi pa oporekajo (116). Nenatančnost meritev MVS s TEB nastane pri aortni insuficienci, povečanem osrednjem venskem tlaku (OVT), premikanju med meritvami, električnih motnjah v okolju (96).

3.9.3 Električna meritev pretokov (EMP)

Merjenje MVS z merilno tehniko EMP temelji na spremembi električne bioimpedance prsne votline za visokofrekvenčni nizkovoltažni izmenični tok. Nov aparat za merjenje bioimpedance uporablja samo štiri točkaste elektrode, za izračun MVS pa uporablja spremenjen Bernstein – Osypkov matematični algoritem. Metoda je v fazi kliničnega testiranja.

Klub slabšemu ujemanju meritev absolutnih vrednosti MVS med impedančno kardiografijo in OTD lahko z njo natančno in iz sistole v sistolo spremljamo časovni potek sprememb MVS nastalih zaradi zdravlil, obreme-

Tabela 9. V raziskavah uporabljeni statistični kriteriji za potrditev ujemanja oziroma neujemanja preiskovane merilne tehnike z OTD

Merilna tehnika	Potrditev ujemanja		Potrditev neujemanja	
	Razpon absolutne razlike (l/min)	Razpon preciznosti (l/min)	Razpon absolutne razlike (l/min)	Razpon natančnosti (l/min)
FM	0,25 – 0,3	0,62 -1	1	1,9
NTD	0,01 – 0,8	0,43 – 1,26	0,39 – 0,49	0,85 – 1,25
TTD	0,15 – 0,73	0,38 – 0,92	-	-
PCCO	0,003 – 0,4	0,845 – 1,26	0,14 – 0,21	1,16 – 1,37
NICO	0,04 – 0,58	0,86 – 0,9	0,16 – 0,97	0,9 – 1,39
Ehokardiografija	0,01 – 0,72	0,41 – 1,1	0,1 – 4,8	0,64 – 4,1
PEB	0,013 – 0,4	0,56 – 1,4	0,17 – 0,3	1,6 – 2,4
TEB	0,0 – 1,05	0,34 – 1,37	1,6	2,45

Legenda:

FM = Fickova metoda

NTD = neprekinjena termodilucija

TTD = transpulmonalna termodilucija

PCCO = analiza krivulje arterijskega pulznega vala

NICO = tehnika občasnega povratnega dihanja

PEB = prsna električna bioimpedanca

TEB = telesna električna bioimpedanca

Tabela 10. Primerjava merilnih tehnik merjenja MVS (119)

Merilna tehnika	Neprekinjenost meritev	Neinvazivnost	Vstavitev OVK	Vstavitev PAK	Kanilacija arterije
OTD	-	-	+	+	-
NTD	+/-	-	+	+	-
Litijeva razredčitev	-	-	- / +	-	+
PCCO	+	-	+	-	+
LiDCO	+	-	-	-	+
NICO	+	+/-	-	-	-
Ultrazvočna meritev	+/-	+	-	-	-
TEE	-	+/-	-	-	-
Impedančna kardiografija	+	+	-	-	-

Legenda:

OTD = občasna termodilucijska metoda

NTD = neprekinjena termodilucijska metoda

PCCO = analiza krivulje arterijskega utripnega vala

LiDCO = kombinacija litijeve razredčitve z analizo krivulje arterijskega utripnega vala

NICO = tehnika občasnega povratnega dihanja z

NICO senzorjem

TEE = transezofagealna ehokardiografija

OVK = osrednji venski kateter

PAK = pljučni arterijski kateter

nitve, spremembe lege telesa, Valsalvinega manevra in suarahnoidnalne blokade (118).

4. Zaključek

Idealna merilna tehnika za klinično merjenje MVS ne obstaja, saj ima standardna metoda merjenja MVS metoda OTD, s katero primerjamo natančnost meritev v kliničnih pogojih 20% variabilnost. Prav tako ni enotnega statističnega kriterija ocene ujemanja meritev MVS med dvema merilnima tehnikama. Kriteriji ocene ujemanja so široki in se zelo razlikujejo med merilnimi tehnikami (Tabela 9). Ocena ujemanja merilne tehnike standardno tehniko OTD je zelo subjektivna. Primerjavo med raziskavami natančnosti merilnih tehnik še dodatno oteži uporaba različnih statističnih metod in prikaz rezultatov meritev kot vrednost MVS oziroma kot SI.

Merilne tehnike se med seboj razlikujejo po neprekinjenosti, invazivnosti, zahtevnosti znanja in izkušenj za izvedbo in vrednotenjem meritev ter prepoznavanjem in zdravljenjem zapletov, ki so posledica uporabe merilne tehnike (tabela 10).

Ob ocenjevanju merilnih tehnik kliničnega merjenja MVS naletimo na vprašanje: Kakšna je klinično pomembna natančnost merjenja MVS v primerjavi z invazivnostjo merilne tehnike? Odgovor je potrebno vedno znova poiskati pri posameznem bolniku ter njemu in njegovim boleznim prilagoditi merilno tehniko. Variabilnost meritev MVS in izračuna DO_2 ne glede na merilno tehniko je potrebno upoštevati pri kliničnih odločitvah sprejetih na podlagi meritev pri posameznem bolniku. Zraven absolutnih vrednosti MVS je potrebno spremljati časovni potek sprememb MVS nastalih zaradi razvoja bolezni ali zdravljenja.

Stroke, ozke indikacije za invaziven nadzor delovanja obtočil izhajajo iz indikacij za uporabo pljučnega arterijskega katetra (10), ki ga potrebujemo pri nekaterih merilnih tehnikah merjenja MVS (tabela 10). Z razvojem neinvazivnih in manj invazivnih, enostavnih za izpeljavo in vrednotenje, neprekinjenih ter cenejših tehnik merjenja MVS, bi lahko indikacije za spremljanje MVS razširili. Pri kritično bolnem bolniku bi lahko MVS in DO_2 začeli nadzorovati veliko pred kritičnim stanjem, ki bi ga morda lahko z agresivnim zdravljenjem v zgodnji fazi tudi preprečili ali uspešneje in hitreje zdravili.

Izboljššanega izida zdravljenja seveda ne moremo pričakovati samo od izvajanja invazivnega nadzora delovanja obtočil, temveč od hitrih sprememb načrta zdravljenja in prilagajanja odmerkov učinkovin zahtevam posameznega bolnika.

5. Seznam uporabljenih kratic

C = konstanta
 $CaCO_2$ = vsebnost ogljikovega dioksida v arterijski krvi
 CaO_2 = vsebnost kisika v arterijski krvi
 C_b = specifična toplotna kapaciteta
 CI = koncentracija brvila
 C_i = specifična toplotna kapaciteta vbrizgane tekočine
 $CvCO_2$ = vsebnost ogljikovega dioksida v venski krvi
 CvO_2 = vsebnost kisika v venski krvi
 DE = Dopplerska ehokardiografija
 DO_2 = transport kisika
 dZ/dt = sprememba impedance po času
 EF = iztisni delež
 EVI = indeks iztisne hitrosti
 F_0 = oddajna ultrazvočna frekvenca
 Fd = sprememba frekvence zaradi Dopplerjevega učinka
 FiO_2 = vsebnost kisika v vdihanem zraku
 FM = Fickova metoda
 H = telesna višina
 Hb = koncentracija hemoglobina v krvi
 H_{corr} = korekcijski faktor za višino
 Hct_{corr} = korekcijski faktor za hematokrit
 I = količina barvila
 IB = koeficient zunajcelične tekočine
 ICG = barvilo indocianin green
 K = konstanta
 k_{el} = koeficient izmerjenih elektrolitov v krvi (Na^+)
 $K_{spol, starost}$ = korekcijski faktor za spol in starost
 $k_{teža}$ = koeficient teže
 L = razdalja med merilnima elektrodama
 LiDCO = kombinacija litijeve razredčitve z analizo krvulje arterijskega utripnega vala
 MVS = minutni volumen srca
 NICO = tehnika občasnega povratnega dihanja z NICO senzorjem
 NTD = neprekinjena termodilucijska metoda
 OTD = občasna termodilucijska metoda
 OVK = osrednji venski kateter
 OVP = osrednji venski tlak
 PAK = pljučni arterijski kateter
 PCCO = analiza krvulje arterijskega utripnega vala
 PDA = tlak v desnem predvoru
 PDP = tlak v desnem prekatu
 PEB = prsna električna bioimpedanca
 PEP = prediztisni čas
 \bar{p}_{MVS} = povprečni minutni volumen srca
 PN = povprečna napaka
 PPA = tlak v pljučni arteriji

r = korelacijski koeficient
 SAO_2 = nasičenost hemoglobina s kisikom
 S_b = specifična teža krvi
 SD = standardna deviacija razlike
 SF = srčna frekvenca
 Si = specifična teža vbrizgane tekočine
 SI = srčni indeks
 SvO_2 = nasičenost hemoglobina s kisikom v mešani venski krvi
 $SŽU$ = sistemski žilni upor
 T_b = temperatura telesa
 TE = transtorakalna ehokardiografija
 TEE = transesophagealna ehokardiografija
 TFI = tekočinski indeks
 T_i = temperatura vbrizgane tekočine
 TN_2O = throughflow TN_2O merilna tehnika
 TTD = transpulmonalna termodilucijska tehnika
 TTE = transtrahealna ehokardiografija
 UV = utripni volumen
 v = hitrost
 VCO_2 = odstranjen ogljikov dioksid
 VE = volumetrična ehokardiografija
 $VEPT$ = volumen tkiva, ki vpliva na električno prevodnost
 VET = čas iztisa prekatov
 VET = iztisni čas
 V_i = volumen vbrizgane tekočine
 VO_2 = poraba kisik
 $ZTKO$ = zunaj telesni krvni obtok
 $ZTPA$ = zagoditveni tlak v pljučni arteriji
 $\#$ = indeks (l/min/m²)
 δ = korekcijski faktor teže
 θ = kot med tokom krvi in ultrazvočnim snopom
 $(\alpha+\beta)/\beta$ = razmerje med anakrotičnim (α) in katakrotičnim (β) delo srčnega iztisa
 $\Delta R/R$ = relativna sprememba impedance
 ΔZ = sprememba impedance
 ρ_b = specifična upornost

6. Viri

- 1 Boyd O, Grounds RM, Bennett ED. A randomized clinical trial of the effect of deliberate perioperative increase of oxygen delivery on mortality in high risk surgical patients. *JAMA* 1993; 270: 2699-707.
- 2 Bishop MH, Shoemaker WC, Appel PL et al. Prospective randomized trial of survivor values of cardiac index, oxygen delivery and oxygen consumption as resuscitation end points in severe trauma. *J Trauma* 1995; 38: 780-87.
- 3 Shoemaker WC, Appel PL, Kram IIB et al. Prospective trial of supranormal values of survivors as therapeutic goals in high risk surgical patients. *Chest* 1988; 94: 1176-86.
- 4 Bishop MW, Shoemaker WC, Appel PL et al. Relationship between supranormal values, time delays and outcome in severely traumatized patients. *Crit Care Med* 1993; 21: 56-62.
- 5 Schultz RJ, Whitfield GF, LaMura JJ et al. The role of physiologic monitoring in patients with fractures of the hip. *J Trauma* 1985; 25: 309-16.
- 6 Connors AF, Speroff T, Dawson NV et al. The effectiveness of right heart catheterization in the initial care of critically ill patients. *JAMA* 1996; 276: 889-97.
- 7 Blumberg MS, Binns GS. Swan-Ganz catheter use and mortality in myocardial infarction patients. *Health Care Financ Rev* 1994; 15: 91-103.
- 8 Gattinoni L, Brazzi L, Pelosi P et al. A trial of goal oriented hemodynamic therapy in critically ill patients. *N Engl J Med* 1995; 333: 1025-32.
- 9 Tuman KJ, McCarthy RJ, Spiess BD et al. Effect of pulmonary artery catheterization on outcome in patients undergoing coronary artery surgery. *Anesthesiology* 1989; 70: 199-206.
- 10 Taylor RW and The pulmonary artery catheter consensus conference participants. Pulmonary artery catheter consensus conference: Consensus statement. *Crit Care Med* 1997; 25: 910-25.
- 11 Moore FA, Haenell JB, Moore EE. Alternatives to Swan-Ganz cardiac output monitoring. *Surg Clin North Am* 1991; 71: 699-721.
- 12 LeTulzo Y, Belgith M, Seguin P et al. Reproducibility of thermodilution cardiac output in critically ill patients: comparison between bolus and continuous method. *J Clin Monit* 1996; 12: 379-85.
- 13 Stetz CW, Miller RG, Kelly GE et al. Reliability of the thermodilution method in the determination of cardiac output in the clinical practice. *Am Rev Respir Dis* 1982; 126: 1001-4.
- 14 Taylor SH, Silke B. Is the measurement of cardiac output useful in clinical practice? *Br J Anaesth* 1988; 60: 90-8.
- 15 Latson TW, Whitten CW, O Flaherty D. Ventilation, thermal noise, and errors in cardiac output measurement after cardiopulmonary bypass. *Anesthesiology* 1993; 79: 1233-43.
- 16 Nishikawa T, Dohi S. Errors in the measurement of cardiac output by thermodilution. *Can J Anaesth* 1993; 40: 142-53.
- 17 Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 1986; 1: 307-10.
- 18 Bein B, Worthmann F, Tonner PH et al. Comparison of esophageal Doppler, pulse contour analysis and real time pulmonary artery thermodilution for the continuous measurement of cardiac output. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2004; 18: 185-89.
- 19 Critchley LA. A meta analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monit* 1999; 15: 85-91.

- ²⁰ Sageman WS, Amundson DE. Thoracic electrical bioimpedance measurement of cardiac output in post-aortic coronary bypass patients. *Crit Care Med* 1993; 21: 1139-42.
- ²¹ Keinanen O, Takala J, Kari A. Continuous measurement of cardiac output by the Fick principle: Clinical validation in intensive care. *Crit Care Med* 1992; 20: 360-65.
- ²² Jacquet L, Haniquie G, Glorieux et al. Analysis of the accuracy of continuous thermodilution cardiac output measurement. *Intensive Care Med* 1996; 22: 1125-29.
- ²³ Axler O, Tousignant C, Christopher R et al. Comparison of transesophageal echocardiographic, Fick and thermodilution cardiac output in critically ill patients. *J Crit Care* 1996; 11: 108-16.
- ²⁴ Haller M, Zöllner C, Briegel J et al. Evaluation of a new continuous thermodilution cardiac output monitor in critically ill patients: A prospective criterion standard study. *Crit Care Med* 1995; 23: 860-66.
- ²⁵ Maarek JMI, Holschneider DP, Harimoto J. Measurement of cardiac output with indocyanine green transcutaneous fluorescence dilution technique. *Anesthesiology* 2004; 100: 1476-85.
- ²⁶ Faybik P, Hetz H, Baker A et al. Iced versus room temperature injectate for assessment of cardiac output, intrathoracic blood volume and extravascular lung by single transpulmonary thermodilution. *J Crit Care* 2004; 19: 103-7.
- ²⁷ Stewart GN. The pulmonary circulation time, the quantity of blood in the lungs and the output of the heart. *Am J Physiol* 1921; 58: 20-44.
- ²⁸ Felger G. Measurement of cardiac output in anesthetized animals by a thermo-dilution method. *Q J Exp Physiol* 1954; 39: 153-64.
- ²⁹ Swan HJC, Ganz W, Forrester JS et al. Catheterization of the heart in man with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. *N Engl J Med* 1970; 283: 447-51.
- ³⁰ Sorensen MB, Bille-Brahe NE, Engell HC. Cardiac output measurement by thermal dilution: Reproducibility and comparison with the dye-dilution technique. *Ann Surg* 1976; 67: 183.
- ³¹ Lanzinger MJT, Mark JB. The pulmonary artery catheter. In: Mackay JH, Arrowsmith JE. *Core topics in cardiac anaesthesia*. GMM, 2004: 125-128.
- ³² Stetz CW, Miller RG, Kelly GE et al. Reliability of thermodilution method in the determination of cardiac output in clinical practice. *Am Rev Respir Dis* 1982; 126: 1001-4.
- ³³ Mathew EB, Vender JS. Comparison of thermodilution cardiac output measured by different computers. *Crit Care Med* 1987; 15: 989-998.
- ³⁴ Siegel LC, Hannessey MM, Pearl RG. Delayed time response of the continuous cardiac output pulmonary artery catheter. *Anesth Analg* 1996; 83: 1173-77.
- ³⁵ Rödiger G, Keyl C, Liebold A et al. Intra-operative evaluation of a continuous versus intermittent bolus thermodilution technique of cardiac output measurement in cardiac surgical patients. *Eur J Anaesth* 1998; 15: 196-201.
- ³⁶ Tournadre JP, Chassard D, Muchada R. Overestimation of low cardiac output measured by thermodilution. *Br J Anaesth* 1997; 79: 514-16.
- ³⁷ Van Grondelle A, Ditchey RV, Groves BM et al. Thermodilution method overestimates low cardiac output in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 1983; 14: H690-92.
- ³⁸ Yelderman ML, Ramsay MA, Quinn MD et al. Continuous thermodilution cardiac output measurement in intensive care unit patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1992; 6: 270-74.
- ³⁹ Boldt J, Menges T, Wollbrück M et al. Is continuous cardiac output measurement using thermodilution reliable in the critically ill patient? *Crit Care Med* 1994; 22: 1913-18.
- ⁴⁰ Munro HM, Wood CE, Taylor BL et al. Continuous invasive cardiac output monitoring: The Baxter/Edwards critical-care swan Ganz IntelliCath and Vigilance system. *Clin Intensive Care* 1994; 5: 52-55.
- ⁴¹ Lefrant JY, Bruelle P, Ripart J et al. Cardiac output measurement in critically ill patients: comparison of continuous and conventional thermodilution techniques. *Can J Anaesth* 1995; 42: 972-6.
- ⁴² Jakobsen CJ, Melsen NC, Andresen EB. Continuous cardiac output measurements in the perioperative period. *Acta Anaesthesiol Scand* 1995; 39: 485-8.
- ⁴³ Böttiger BW, Rauch H, Böhrer H et al. Continuous versus intermittent cardiac output measurement in cardiac surgical patients undergoing hypothermic cardiopulmonary bypass. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1995; 9: 405-11.
- ⁴⁴ Rauch H, Böttiger BW, Motsch J et al. Pulse contour cardiac output measurement correspond better with standard dilution technique than continuous thermodilution technique after hypothermic bypass. *Br J Anaesth* 1997; 78 (Suppl. 2): 16.
- ⁴⁵ Burchell SA, Yu M, Takiguchi SA et al. Evaluation of a continuous cardiac output and mixed venous oxygen saturation catheter in critically ill surgical patients. *Crit Care Med* 1997; 25: 388-91.
- ⁴⁶ Zöllner C, Polasek J, Kilger E et al. Evaluation of a new continuous thermodilution cardiac output monitor in cardiac surgical patients: A prospective criterion standard study. *Crit Care Med* 1999; 27: 293-98.
- ⁴⁷ Sakka SG, Reinhart K, Wegscheider K et al. Is the placement of a pulmonary artery catheter still justified solely for the measurement of cardiac output? *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2000; 14: 119-24.
- ⁴⁸ Rauch H, Müller M, Fleischer F. Pulse contour analysis versus thermodilution in cardiac surgery patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 2002; 46: 424-29.
- ⁴⁹ Singh A, Juneja R, Mehta Y et al. Comparison of continuous, static and intermittent cardiac output measurements in patients undergoing minimally invasive direct coronary artery bypass surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2002; 16: 186-90.
- ⁵⁰ Della Rocca G, Costa MG, Pompei L et al. Continuous and intermittent cardiac output measurement: pulmonary artery catheter

- versus aortic transpulmonary technique. *BJ Anaesth* 2002; 83: 350-6.
- 51 Kaukinen S, Kööbi T, Bi Yb et al. Cardiac output measurement after coronary artery bypass grafting using bolus thermodilution, continuous thermodilution and whole body impedance cardiography. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17: 199-203.
- 52 Kotake Y, Moriyama K, Innami Y et al. Performance of noninvasive partial CO₂ rebreathing cardiac output and continuous thermodilution cardiac output in patients undergoing aortic reconstruction surgery. *Anesthesiology* 2003; 99: 281-8.
- 53 Mielck F, Buhre W, Hanekop G et al. Comparison of continuous cardiac output measurements in patients after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17: 211-16.
- 54 Swan HJ. What role today for hemodynamic monitoring? When is this procedure indicated? How much training is required? *J Crit Ill* 1993; 8: 1043-50.
- 55 Trottier SJ, Taylor RW. Physicians attitudes toward and knowledge of the pulmonary artery catheter: Society of critical care medicine membership survey. *New Horiz* 1997; 5: 201-6.
- 56 Ramsey SD, Saint S, Sullivan SD et al. Clinical and economic effects of pulmonary artery catheterization in nonemergent coronary artery bypass graft surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2000; 14:113-18.
- 57 Practice guidelines for pulmonary artery catheterization. *Anesthesiology* 2003; 99: 998-1014.
- 58 Wesseling KH, De Wit B, Weber JPA et al. A simple device for continuous measurement of cardiac output. *Adv Cardiovasc Phys* 1983; 5: 16-52.
- 59 Rödig G, Prasser C, Keyl C et al. Continuous cardiac output measurement: pulse contour analysis vs thermodilution technique in cardiac surgical patients. *Br J Anaesth* 1999; 82: 525-30.
- 60 Robinson GJB, Peyton PI, Vartuli GP et al. Continuous measurement of cardiac output by inert gas throughflow: Comparison with thermodilution. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17:204-10.
- 61 Zöllner C, Haller M, Weis M et al. Beat-to-beat measurement of cardiac output by intravascular pulse contour analysis: A prospective criterion standard study patients after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2000; 14: 125-29.
- 62 Weissman C, Ornstein EJ, Young WL. Arterial pulse contour analysis trending of cardiac output. Hemodynamic manipulation during arteriovenous malformation resection. *J Clin Monit* 1993; 9: 347-53.
- 63 Irlbeck M, Forst H, Briegel J et al. Continuous measurement of cardiac output using pulse contour analysis. *Anaesthesist* 1995; 44: 493-500.
- 64 Apenburg C, Specht M. Continuous cardiac output measurement by pulse contour analysis. *Intensive Care Med* 1996; 22(Suppl.3): 549.
- 65 Buhre W, Weyland A, Kazmaier S et al. Comparison of cardiac output assessed by pulse contour analysis and thermodilution in patients undergoing minimally invasive direct coronary artery bypass grafting. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1999; 13: 437-40.
- 66 Hirschl MM, Kittler H, Woisetschläger C et al. Simultaneous comparison of thoracic bioimpedance and arterial pulse waveform derived cardiac output with thermodilution measurement. *Crit Care Med* 2000; 28: 1798-1802.
- 67 Jaffe MB. Partial CO₂ rebreathing cardiac output – operating principles of the NCO system. *J Clin Monit Comput* 1999; 15: 387-401.
- 68 Nilsson LB, Eldrup N., Berthelsen PG. Lack of agreement between thermodilution and carbon dioxide rebreathing cardiac output. *Acta Anaesthesiol Scand* 2001; 45: 680-5.
- 69 Odenstedt H, Stenquist O, Lundin S. Clinical evaluation of a partial CO₂ rebreathing technique for cardiac output monitoring in critically ill patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 2002; 46: 152-9.
- 70 Neuhäuser C, Müller M, Bräu M et al. Partielle CO₂-rückatmungstechnik versus thermodilution. *Anaesthesist* 2002; 51: 625-33.
- 71 Brown JM. Use of echocardiography for hemodynamic monitoring. *Crit Care Med* 2002; 30: 1361-64.
- 72 Chunzeng I, Nicolosi GL, Burelli C et al. Limitations in the assessment of changes of cardiac output by doppler echocardiography under various hemodynamic conditions. *Am J Cardiol* 1992; 70: 1370-74.
- 73 Bryden KE, Hall RI. Con: Transesophageal echocardiography is not a cost effective monitor during cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1997; 11: 250-52.
- 74 Jaeggi P, Hofer CK, Klaghofer R et al. Measurement of cardiac output after cardiac surgery by a new transesophageal doppler device. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17: 217-20.
- 75 Castor G, Klocke RK, Stoll M et al. Simultaneous measurement of cardiac output by thermodilution, thoracic electrical bioimpedance and Doppler ultrasound. *Br J Anaesth* 1994; 72:133-38.
- 76 Botero M, Kirby D, Lobato EM et al. Measurement of cardiac output before and after cardiopulmonary bypass: Comparison among aortic transit time ultrasound, thermodilution and noninvasive partial CO₂ rebreathing. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2004; 18: 563-72.
- 77 Wong DH, Tremper KK, Stemmer EA et al. Noninvasive cardiac output: Simultaneous comparison of two different methods with thermodilution. *Anesthesiology* 1990; 72: 784-92.
- 78 Siegel LC, Fitzgerald DC, Engstrom RH. Simultaneous intraoperative measurement of cardiac output by thermodilution and transtracheal Doppler. *Anesthesiology* 1991; 74: 664-69.
- 79 Hausen B, Schafers HJ, Rohde R et al. Clinical evaluation of transtracheal doppler for continuous cardiac output estimation. *Anesth Analg* 1992; 74: 800-4.
- 80 Su NY, Huang CJ, Tsai P et al. Cardiac output measurement during cardiac surgery: Esophageal doppler versus pulmonary artery catheter. *Acta Anaesthesiol Sin* 2002; 40: 127-33.

- ⁸¹ Zhao X, Mashikian JS, Penzica P et al. Comparison of thermodilution bolus cardiac output and doppler cardiac output in the early post cardiopulmonary bypass period. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17: 193-98.
- ⁸² Hullett B, Gibbs N, Weightman W et al. A comparison of CardioQ and thermodilution cardiac output during off pump coronary artery surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17: 728-32.
- ⁸³ Bettex DA, Hinselmann V, Hellermann et al. Transoesophageal echocardiography is unreliable for cardiac output assessment after cardiac surgery compared with thermodilution. *Anaesthesia* 2004; 59: 1184-1192.
- ⁸⁴ Akamatsu S, akiyoshi O, Terazawa E et al. Automated cardiac output measurement by transesophageal color doppler echocardiography. *Anest Analg* 2004; 98: 1232-3.
- ⁸⁵ Louagie YA, Haxhe JP, Jamart J et al. Intraoperative electromagnetic flowmeter measurements in coronary artery bypass grafts. *Ann Thorac Surg* 1994; 57: 357-64.
- ⁸⁶ Nyboer J. Electrical impedance plethysmography. A physical and physiological approach to peripheral vascular study. *Circulation* 1950; 2: 811-21.
- ⁸⁷ Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP et al. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerospace Med* 1966; 37: 1208-12.
- ⁸⁸ Bernstein DP. A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: Theory and rationale. *Crit Care Med* 1986; 14:904-9.
- ⁸⁹ Thomas AN, Ryan J, Doran BR et al. Bioimpedance versus thermodilution cardiac output measurement: The Bomed NC-COM3 after coronary bypass surgery. *Intensive Care Med* 1991; 17: 383-6.
- ⁹⁰ Atallah MM, Demain AD. Cardiac output measurement: Lack of agreement between thermodilution and thoracic electric bioimpedance in two clinical settings. *J Clin Anesth* 1995; 7:182-5.
- ⁹¹ Critchley LAH, Leung DHY, Short TG. Abdominal surgery alters the calibration of bioimpedance cardiac output measurement. *Int J Clin Monit Comput* 1996; 13: 1-8.
- ⁹² Critchley LAH, Critchley JAJH. Lung fluid and impedance cardiography. *Anaesthesia* 1998; 53:369-81.
- ⁹³ Weiss SJ, Kulik JP, Calloway E. Bioimpedance cardiac output measurements in patients with presumed congestive heart failure. *Acad Emerg Med* 1997; 4: 568-73.
- ⁹⁴ Easterling TR, Benedetti TJ, Carlson KL et al. Measurements of cardiac output in pregnancy by thermodilution and impedance techniques. *Br J Obstet Gynaecol* 1989; 96: 67-9.
- ⁹⁵ Weiss S, Calloway E, Cairo J et al. Comparison of cardiac output measurements by thermodilution and thoracic electrical bioimpedance in critically ill versus non-critically ill patients. *Am J Emerg Med* 1995; 13: 626-31.
- ⁹⁶ Kööbi T. Non-invasive cardiac output determination: state of the art. *Current opinion in Anaesthesiology* 1999; 12: 9-13.
- ⁹⁷ Gudivaka R, Schoeller D, Kushner RF. Effects of skin temperature on multifrequency bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol* 1996; 81: 838-45.
- ⁹⁸ Appel PL, Kram HR, Mackabee J. Comparison of measurements of cardiac output by bioimpedance and thermodilution in severely ill surgical patients. *Crit Care Med* 1986; 14:933-35.
- ⁹⁹ Donovan KD, Dobb GJ, Woods WPD et al. Comparison of transthoracic electrical impedance and thermodilution methods for measuring cardiac output. *Crit Care Med* 1986; 14: 1038-44.
- ¹⁰⁰ Siegel LC, Shafer SL, Martinez GM et al. Simultaneous measurements of cardiac output by thermodilution, esophageal Doppler and electrical impedance in anesthetized patients. *J Cardiothorac Anesth* 1988; 2: 590-95.
- ¹⁰¹ Salandin V, Zussa C, Risica G et al. Comparison of cardiac output estimation by thoracic electrical bioimpedance, thermodilution and Fick methods. *Crit Care Med* 1988; 16: 1157-58.
- ¹⁰² Clancy TV, Norman K, Reynolds R. et al. Cardiac output measurement in critical care patients: Thoracic electrical bioimpedance versus thermodilution. *The Journal of Trauma* 1991; 31: 1116-21.
- ¹⁰³ Young JD, McQuillan P. Comparison of thoracic electrical bioimpedance and thermodilution for the measurement of cardiac index in patients with severe sepsis. *Br J Anaesth* 1993; 70: 58-62.
- ¹⁰⁴ Shoemaker WC, Wo CCJ, Bishop MH et al. Multicenter trial of a new thoracic electrical bioimpedance device for cardiac output estimation. *Crit Care Med* 1994; 22: 1907-12.
- ¹⁰⁵ Doering L, Lum E, Dracup K et al. Predictors of between method differences in cardiac output measurement using thoracic electrical bioimpedance and thermodilution. *Crit Care Med* 1995; 23: 1667-73.
- ¹⁰⁶ Thangathurai D, Charbonnet C, Roessier P et al. Continuous intraoperative noninvasive cardiac output monitoring using a new thoracic bioimpedance device. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1997; 11: 440-44.
- ¹⁰⁷ Shoemaker WC, Belzberg H, Wo CCJ et al. Multicenter study of noninvasive monitoring systems as alternatives to invasive monitoring of acutely ill emergency patients. *Chest* 1998; 114: 1643-52.
- ¹⁰⁸ Genoni M, Pelosi P, Romand JA et al. Determination of cardiac output during mechanical ventilation by electrical bioimpedance or thermodilution in the patients with acute lung injury: Effects of positive end-expiratory pressure. *Crit Care Med* 1998; 26: 1441-45.
- ¹⁰⁹ Marik PE, Pendleton JE, Smith R. A comparison of hemodynamic parameters derived from transthoracic electrical bioimpedance with those parameters obtained by thermodilution and ventricular angiography. *Crit Care Med* 1997; 25: 1545-50.
- ¹¹⁰ Spiess BD, Patel MA, Soltow LO et al. Comparison of bioimpedance versus thermodilution cardiac output during cardiac surgery: Evaluation of a second-generation bioimpedance device. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001; 15: 567-73.

- ¹¹¹ Sageman WS, Riffenburgh RH, Spiess BD. Equivalence of bioimpedance and thermodilution in measuring cardiac index after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2002; 16: 8-14.
- ¹¹² Tishchenko MI. Estimation of the stroke volume by integral rheogram of the human body. *Sechenov Physiol J* 1973; 59: 1216-24.
- ¹¹³ Kööbi T, Kaukinen S, Välnö MH et al. Whole-body impedance cardiography in the measurement of cardiac output. *Cri Care Med* 1997; 25: 779-85.
- ¹¹⁴ Kööbi T, Kaukinen S, Ahola T et al. Non-invasive measurement of cardiac output: whole-body impedance cardiography in simultaneous comparison with thermodilution and direct oxygen Fick methods. *Intensive Care Med* 1997; 23: 1132-37.
- ¹¹⁵ Kööbi T, Kaukinen S, Välnö MH et al. Cardiac output can be reliably measured noninvasively after coronary artery bypass grafting operation. *Cri Care Med* 1999; 27: 2206-11.
- ¹¹⁶ Imhoff M, Lehner JH, Löhlein D. Noninvasive whole-body electrical bioimpedance cardiac output and invasive thermodilution cardiac output in high risk surgical patients. *Crit Care Med* 2000; 28: 2812-18.
- ¹¹⁷ Cotter G, Moshkovitz Y, Kobiski E. et al. Accurate, noninvasive continuous monitoring of cardiac output by whole body electrical bioimpedance. *Chest* 2004; 125: 1431-40.
- ¹¹⁸ Kamenik M. Merjenje minutnega volumna srca z metodo torakalne električne bioimpedance. In: Paver Eržen V. *Cirkulacija: kontinuirano podiplomsko izobraževanje iz anesteziologije*. Ljubljana: Slovensko združenje za anesteziologijo in intenzivno medicino, Slovensko zdravniško društvo 2001: 174-79.
- ¹¹⁹ Allsager CM, Swanevelder J. Measuring cardiac output. *BJA CEPD Rev* 2003; 3: 15-19.