

Sydämen minuuttitulavuuden harvinaisemmat mittaamenetelmät

Samuli Forsström ja Vilho Vainionpää

Sekä perioperatiivinen hoito että tehohoito tähtäävät riittävän elinperfuusion ylläpitoon kirurgian tai kriittisen sairauden aikana. Adequaattiin solutason aineenvaihduntaan vaaditaan riittävän suuri verenpaine, joka pakottaa veren elinten kapillaareihin ja riittävän suuri veren virtaus, joka tuo happea ja muita substraatteja kudoksiin ja poistaa hiilidioksidin sekä muut aineenvaihduntatuotteet.

Veren virtauksen mittaaminen on huomattavasti vaikeampaa, kuin verenpaineen mittaaminen ja siksi useimmiten elinperfuusion arviointi jää verenpaineen mittauksen ja kliinisen statuksen varaan. Kliinisessä käytössä keuhkovaltimokatetrin avulla toteutettava termodiluutiotekniikka on yleisin tapa mitata sydämen minuuttitulavuutta, eli veren virtausta. Keuhkovaltimokatetrin asettamiseen liittyy kuitenkin komplikaatoriski ja se voi olla teknisesti hankalaa. On olemassa myös muita vähemmän yleisiä sydämen minuuttitulavuuden mittaamenetelmiä.

Tässä kirjoituksessa käydään läpi joidenkin vaihtoehtoisten menetelmien toimintaperiaatteita ja rajoituksia (Taulukko 1). Näiden menetelmien lisäksi on olemassa muitakin sydämen minuuttitulavuuden mittaamenetelmiä, kuten värilaimennusmenetelmä, joita ei tässä yhteydessä tarkemmin käsitellä.

Esofageaalinen Doppler

Dopplerperiaatteen käyttö veren virtausnopeuden mittaamisessa perustuu ultraäänisäteiden taajuuden muutokseen sen mukaan, onko kohde tulossa kohti anturia vai liikkumassa siitä pois päin. Punasoluista palaavan kaiun taajuus suurenee, jos verisolut liikkuvat kohti anturia ja pienenee, jos ne liikkuvat siitä pois päin. Taajuuden muutos on suoraan verrannollinen kohteen nopeuteen. Lisäksi se on suoraan verrannollinen UÄ-säteiden ja kohteen liikeradan välisen kulman kosiniin. Kulman ollessa 90° eli kosinin ollessa 0 ei värähtelytaajuus muutu. Alle 20° kulmalla ero on niin pieni, ettei sitä tarvitse ottaa huomioon¹.

Esofageaalisessa dopplertekniikassa ruokatorveen asetettu anturi mittaa laskevan aortan veren virtausnopeutta. Anturi laitetaan suun kautta paikoilleen nukutetulle ja mekaanisesti ventiloitulle potilaalle.

Anturin ollessa noin rintakehän keskikohdan tasolla, pyöritetään sitä kunnes saadaan terävin signaali ja korkein virtausnopeuden piikki näkyviin. Kun aortan veren systolinen virtausnopeus (velocity) ja virtausaika (time integral) on tiedossa, voidaan laskea näiden tulona saatava iskupituus (stroke distance). Aortan poikkileikkauspinta-alan ja iskupituuden tulona saadaan iskuvaluus. Laskevan aortan minuuttitulavuus on siis keskimääräinen virtausnopeus x aika x aortan poikkileikkausala x syke². Kun esofageaalisen doppleranturin avulla arvioidaan sydämen minuuttitulavuutta laskevan aortan virtauksen sijasta joudutaan tinkimään mittauksen tarkkuudesta. Minuuttitulavuuden laskeminen perustuu tässä arvioon, jossa veren virtaus jakautuu pysyvästi niin, että kefaalinen osuus virtauksesta on 30 % ja kaudaalinen, doppleranturin mittaama osuus on 70 %. Terveillä, lepotilassa olevilla henkilöillä tämä pitänee

Taulukko 1. Sydämen minuuttitulavuuden kliinisiä mittaamenetelmiä

Menetelmä	Periaate	Edut ja haitat
Keuhkovaltimokatetri	sekoittuneen laskimoveren lämpötilamuutos	melko luotettava, ei-jatkuva (paitsi erityiskatetri), invasiivinen
Ruokatorvi-doppler	veren virtausnopeus laskevassa aortassa	vähemmän invasiivinen, jatkuva, herkkä anturin asennolle, vain osa CO:sta mukana
Fick-sääntöä käyttävät	happeen perustuva, hiilidioksidiin perustuva	hankala kliinisessä käytössä, ei-jatkuva, non-invasiivinen, tulos 3 min välein, keuhkopatologia häiritsee
Pulssiaallon muotoon perustuvat	aallon muoto korreloi iskutilavuuteen, kalibrointi: a) kylmällä liuoksella b) lithium-boluksella	jatkuva, verenkiertotilanteen muutokset vähentävät tarkkuutta melko invasiivinen: erityis-arteriak. ja CVK, kalibrointi halpaa vrt. edellä, lisäksi kalibrointi kallista
Impedanssi kardiografia	rintaontelon sähköisen impedanssin muutokset	non-invasiivinen, jatkuva, toistaiseksi melko epäluotettava (laitekehitystä)
Väriilaimennus	väriboluksen (indocyanine green) laimeneminen	melko hankala ja invasiivinen, toistot epäluotettavia, nykyisin harvoin

riittävän tarkasti paikkansa, mutta erilaisissa patologisissa tiloissa tämä suhde saattaa muuttua^{2,3,4}.

Laitteita (esim. CardioQ, HemoSonic ja Dynemo 3000)

Laskevan aortan poikkileikkauspinta-ala voidaan mitata joko ruokatorviUÄ:llä tai doppleranturiin yhdistetyllä M-moodi ultraäänianturilla uudemmissä malleissa (Hemosonic, Arrow, Dynemo 3000, Somotec Inc.). Jos kumpaakaan ei ole käytettävissä, käytetään potilaan ikään, pituuteen ja painoon perustuvaa arviota (CardioQ, Deltex Medical). Virheellinen pinta-alan arvio aiheuttaa systemaattisen virheen mittauksiin, mutta minuuttitulavuuden trendeihin ajan kuluessa tämä ei vaikuta². M-moodi ultraäänianturilla varustetulla laitteella potilaita monitoroitaessa on todettu esim. leikkauksen aikana laskevan aortan halkaisijan vaihtelevan jopa 20 %:lla. Menetelmän luotettavuuden kannalta aortan halkaisijan monitorointi on tärkeää⁴.

Anturin optimaalinen sijainti on välttämätöntä tarkalle virtausnopeuden mittaamiselle. Tämä saavutetaan liikuttamalla anturia, kunnes saadaan joko kirkkain signaali monitoriin tai aortan seinämät hyvin näkyviin M-moodi ultraäänellä. Kaikilla malleilla virtausnopeuden piikin tulee olla maksimaalinen. Dopplersäteen ja virtauksen välisen kulman oletetaan olevan sama, kuin anturin kärjen ja ohjainosan välinen kulma, joka mallista riippuen on 45° tai 60°, koska useimmiten ruokatorvi ja laskeva aortta kulkevat samansuuntaisesti. Kuitenkin näin ei aina ole ja tällöin 45° kulmalla virhe ei muodostu niin suureksi, kuin anturin kulman ollessa 60°. Anturin sijain-

ti on säännöllisin väliajoin tarkistettava, koska esim. potilaan liikuttelu tai kirurginen työskentely voi aiheuttaa anturin paikan muuttumisen ja siten mittauksen virheellisyyden². Laitteilla, joilla saadaan visualisoitua aortan seinämät, on anturin virheellisen sijainnin toteaminen helppoa. Muutoin todellisen hemodynaamisen muutoksen erottaminen virheellisestä anturin sijainnista on monimutkaisempaa⁴.

Esofageaalinen doppleranturi on yksinkertainen käyttää ja sen paikalleen asettamisen tekniikan on todettu olevan helposti omaksuttava^{2,5}. Tutkimuksissa on havaittu selvä korrelaatio esofagusdopplerilla mitatun aortan verenvirtauksen sekä sydämen minuuttitulavuuden ja keuhkovaltimokatetrin bolustermodiluutiolla mitatun sydämen minuuttitulavuuden trendien välillä. Tällöin aortan halkaisijaa on seurattu M-moodi UÄ-anturilla (Dynemo 3000 tai HemoSonic). Ilman aortan halkaisijan mitaamista vastaavuus ei ole ollut yhtä hyvä⁴. Vähäinen invasiivisuus ja veren virtauksen jatkuva, reaaliaikainen mittaus ovat selkeitä etuja keuhkovaltimokatetriin nähden.

Fickin sääntöön perustuvat menetelmät

Fickin säännön mukaisesti elimen saama tai luovutettava määrä tiettyä substraattia on sama kuin veren virtaus elimen läpi kerrottuna arteria- ja venaveren konsentraatioiden erotuksella. Sääntöä sovellettaessa voidaan laskea keuhkojen kautta kiertänyt verimäärä, kun on määritetty hapenkulutus sekä keuhkovaltimon ja -laskimon happipitoisuudet. Keuh-

kojen kautta kiertänyt kaasujenvaihtoon osallistunut verimäärä on sama kuin sydämen minuuttitilavuus, jos keuhkoverenkierrossa ei ole oikovirtausta. Käytännössä hapenkulutus on määritetty spirometrian avulla ja sekoittuneen laskimoveren ja arteriaveren happipitoisuudet on määritetty verinäytteistä. Sydämen minuuttitilavuus saadaan tämän jälkeen laskettua suoraan Fickin kaavan mukaisesti: $CO = VO_2 / AVDO_2$. Tässä VO_2 on hapenkulutus ja $AVDO_2$ on sekoittuneen laskimoveren ja arteriaveren happipitoisuuksien erotus. Menetelmä on kuitenkin hankala toteuttaa ja invasiivinen vaatien sekä arteriakanyylin että pulmonaalikatetrin verinäytteiden ottoa varten ja lisäksi hapenkulutuksen mittausten⁶. Fickin periaatetta voidaan soveltaa mihin tahansa keuhkojen läpi diffundoituvan kaasuun, kuten hiilidioksidiin.

Hiilidioksidiin perustuva (NICO)

NICO (non-invasive cardiac output) monitorointisysteemillä minuuttitilavuus määritetään soveltamalla epäsuorasti Fickin sääntöä hiilidioksidin eliminaation ja uloshengityksen hiilidioksidipitoisuuden muutoksiin osittaisen takaisinhengityksen aikana. Menetelmää voidaan käyttää ainoastaan, kun potilas on täysin kontrolloidulla ventilaatiolla. Laitteistoon kuuluu oma monitori, kertakäyttöinen kiertojärjestelmä takaisinhengitystä varten, hiilidioksidisensori ja ilmapirtausensori⁷.

VCO_2 eli hiilidioksidin eliminaatio lasketaan minuuttiventilaation ja sen hiilidioksidipitoisuuden perusteella. Arteriaveren hiilidioksidipitoisuuden sijasta mitataan uloshengityksen hiilidioksidin osapainetta ($etCO_2$), joka muutetaan hiilidioksidipitoisuudeksi hiilidioksidin dissosiaatiokäyrän avulla. Suun tasolta mitattu $etCO_2$ ei täysin vastaa perfusoituvan alveolin CO_2 osapainetta, mutta tätä on korjattu laskemalla kuolleen tilan ventilaation osuuden aiheuttama muutos. VCO_2 ja $etCO_2$ mitataan normaalin ventilaation ja osittaisen takaisinhengityksen aikana, jotka vaihtelevat 3 minuutin sykleissä. Minuuttitilavuus ilmoitetaan siten automaattisesti kolmen minuutin välein mittauksen aikaisina keskiarvoina. Mittaukset normaalin hengityksen ja takaisinhengityksen aikana mahdollistavat sekoittuneen laskimoveren hiilidioksidipitoisuuden eliminoinnin sovelletusta Fickin kaavasta ja siten monitorointi on mahdollista pelkästään hengityskaasu- ja mittaamalla. Takaisinhengityksen aikana uloshengityksen hiilidioksidipitoisuus kasvaa ja hiilidioksidin eliminaatio vähenee. Fickin kaavaan sovellettuna $CO = \Delta VCO_2 / S \times \Delta etCO_2$. Tässä S tarkoittaa hiilidioksidin dissosiaatiokäyrän kerrointa, jonka avulla osapaine muutetaan pitoisuudeksi⁷.

VCO_2 ja $etCO_2$ muutokset kuvastavat todellisuudessa ainoastaan keuhkokapillaarisen veren virtausta ja kaava ei ota huomioon intrapulmonaarista sunttia. Tämän vuoksi NICO monitorointisysteemi arvioi suntin osuuden perifeerisen happisaturaation ja sisäänhengitetyn happifraktion perusteella⁷. Menetelmässä myös oletetaan, että minuuttitilavuus ja sekoittuneen laskimoveren hiilidioksidipitoisuus pysyvät vakioina koko mittausajanjakson ajan. Näin ollen kasvanut intrapulmonaarinen suntti keuhkosairaalla potilaalla ja epästabili hemodynaamikka huonontavat mittauksen tarkkuutta^{2,3,7}. Minuuttitilavuuden mittaamisessa NICO menetelmällä on eläinkokeissa saatu kliniseen käyttöön hyväksyttävä korrelaatio keuhkovaltimokatetrin bolustermodiiluutioon nähden⁷. Sydänkirurgian jälkeen seuratuilla potilailla sen sijaan korrelaatio ei ollut yhtä vahva, mutta menetelmän toistettavuus oli hyvä⁸.

Pulssiaallon muotoon perustuvat menetelmät

Aortan pulssiaallon muoto on sydämen iskutilavuuden ja valtimopuuston ominaisuuksien vuorovaikutusten tulos. Valtimopuuston ominaisuuksia simuloimaan on kehitetty erilaisia malleja. Perifeerinen resistenssi kuvastaa valtimoitten tonusta ja sen avulla voidaan määrittää keskivaltimopaine kullekin virtaukselle. Valtimoiden komplianssi ja aortan impedanssi ovat myös vaikuttamassa pulssikäyrän muotoon. Kun valtimopuuston ominaisuudet on arvioitu, voidaan pulssiaallon muodon perusteella laskea kutakin pulssiaaltoa vastaava iskutilavuus ja siten saadaan reaaliaikainen jatkuva minuuttitilavuuden mittausta. Valtimoitten resistenssi, komplianssi ja impedanssi voidaan arvioida potilaan iän, sukupuolen ja pulssikäyrän perusteella. Luotettavuuden parantamiseksi täytyy minuuttitilavuus kuitenkin aluksi mitata muulla menetelmällä, jotta valtimopuuston ominaisuudet saadaan kalibroituja ja määritettyä perifeerisen resistenssin taso. Kalibraatio voidaan suorittaa erilaisilla diluutiomenetelmillä, jotka vaihtelevat valmistajan mukaan².

Laitteita (esim. PiCCO ja LidCO)

PiCCO käyttää transpulmonaarista termodiluutiota ja LidCO litiumkloridin diluutiota. Transpulmonaarisessa termodiluutiossa injektoidaan 0,2 ml/kg kylmää nestettä keskuslaskimokatetrin kautta ja lämpötilan muutos mitataan lämpömittauksella varustetusta arteriakanyylistä. Lämpötilan muutoksen perusteella tietokone laskee sydämen minuuttitilavuuden⁹. Litiumkloridin diluutio noudattaa värilaimennusmenetelmän periaatetta. Siinä injektoidaan

daan farmakologisesti inaktiivi annos litiumkloridia sentraaliseen tai perifeeriseen laskimoon ja mitataan konsentraation muutosta vetämällä arteriakanyylin kautta verta litiumsensorin läpi. Konsentraatio-aika käyrän avulla tietokone laskee sydämen minuuttitilavuuden¹⁰. Menetelmästä riippumatta kalibraatio parantaa huomattavasti virtauksen arvioimista, koska siten saadaan vertailuarvo perifeeriselle resistenssille. Tämän jälkeen muitten valtimoston ominaisuuksien laskeminen tarkentuu ja minuuttitilavuuden mittaus tulee luotettavammaksi. Uudelleen kalibroiminen säännöllisin väliajoin on erittäin tärkeää, koska todellisuudessa valtimoiden perifeerinen resistenssi vaihtelee varsinkin jos kyseessä on kriittisesti sairas potilas^{2,3,5}. Minuuttitilavuuden mittaus pulssiaaltomenetelmällä ei luonnollisesti onnistu potilailla, joilla ei saada luotettavaa pulssikäyrää näkyviin tai joilla on rytmihäiriöitä². Mittaustekniikka vaatii valtimon ja keskuslaskimon kanylaation. Perifeerisen valtimon käyttö on mahdollista, koska tästä aiheutuva epätarkkuus on kohtalaisen vähäinen¹¹. Tutkimuksissa on todettu menetelmällä olevan kohtuullisen hyvä korrelaatio keuhkovaltimokatetrin bolustermodiluutioon^{2, 11}. Luotettavat mittaukset kriittisesti sairailla potilailla edellyttävät tiheää kalibraatiota ja tämä voi vaikeuttaa käytännön toteutusta^{2,5,11}.

Elektroninen impedanssikardiografia

Elektronisen impedanssikardiografian tekniikka perustuu rintaontelon sähköisen impedanssin vaihteluun. Impedanssin mittaamiseen käytetään rintakehälle asetettavia elektrodeja, jotka samanaikaisesti lähettävät ja vastaanottavat sähkövirtaa. Mittaustekniikka on siis käytännössä kajoamaton. Rintaontelon impedanssi vaihtelee hengityksen ja pulsoivan veren virtauksen mukana. Hengityksen aiheuttama impedanssin vaihtelu suodatetaan pois. Neste toimii erinomaisena sähköön johtimena, kun taas luu, kudokset ja ilma ovat huonoja johtimia. Siten ”kuivan” rintaontelon impedanssi on korkea ja esim. keuhkoödemassa impedanssi on matala. Impedanssimenetelmällä sydämen minuuttitilavuuden mittaus on jatkuvaa ja reaaliaikaista. Impedanssin muutos ajan suhteen dZ/dt on siis tulos veren virtauksen ja tilavuuden muutoksista laskevassa aortassa. Iskutilavuus lasketaan dZ/dt käyrän avulla. Impedanssikäyrän perusteella saadaan mitattua syketiheys, iskutilavuus, kontraktiiteetti ja yhdessä keskiverenpaineen mittauksen kanssa voidaan määrittää systeeminen verenkiertovastus¹².

Laitekehitystä tapahtuu

Vanhemmat impedanssikardiografalaitteet, jotka mittaavat rintaontelon nestemäärää kuvaavan impedanssin perustason (Z0) ovat herkkiä rintaontelon lisääntyneen nestemäärän aiheuttamalle signaalihäiriö suhteen huononemiselle. Uusimmissa laitteissa mittaukset ovat impedanssin perustasosta riippumattomia, ja siten luotettavampia. Epätarkkuuksia mittauksiin voi aiheuttaa virheellinen rintaontelon pituuden mittaus erityisesti lapsilla sekä rintaontelon lisääntynyt nestemäärä esim. keuhkoödemassa ja intrakardiaaliset oikovirtaukset. Lisäksi elektrodien tarkka asettelu rintakehälle voi olla ongelmallista leikkauspotilailla¹². Bioimpedanssimittaustekniikka on pidetty aikaisempien tutkimusten valossa hyvin epäluotettavana. Tekniikan kehittymisen myötä on kuitenkin saatu lupaavampaa tietoa, esim. sydänkirurgian jälkeisessä minuuttitilavuuden mittauksessa impedanssikardiografian on todettu kohtuullisen hyvä korrelaatio keuhkovaltimokatetrin bolustermodiluutiotekniikkaan nähden³.

Muita menetelmiä

Yleisin menetelmä mitata sydämen minuuttitilavuutta kliinisessä käytössä on bolustermodiluutio. Keuhkovaltimokatetrin avulla on mahdollista saada myös jatkuva, automaattinen minuuttitilavuuden mittaus. Aikana ennen keuhkovaltimokatetrin ylivaltaa yleisin tapa mitata sydämen minuuttitilavuutta oli värilaimennusmenetelmä käyttäen indosyaaniinivihreän konsentraatio-aika käyrää em. LidCO menetelmän tapaan. Ongelmana oli kuitenkin väriaineen kertyminen elimistöön ja siten mittauksen toistettavuus oli rajallinen. Transesofageaalisen echon avulla voidaan myös mitata sydämen minuuttitilavuus⁶. Ainoastaan eläinkokeissa käytössä olevia erittäin invasiivisia menetelmiä ovat mm. aortan elektromagneettinen tai ultraäänen transit-time flowmetria, joita pidetään minuuttitilavuuden mittauksen ”kultaisina standardeina” tarkkuutensa puolesta².

Pohdintaa

Keuhkovaltimokatetrin avulla toteutettava sydämen minuuttitilavuuden mittaus on invasiivinen ja komplikaatiot ovat mahdollisia. Lisäksi bolustermodiluutiomenetelmä ei ole jatkuva ja automaattinen, vaan käyttäjälähtöinen. Siten monitoroitavan potilaan hemodynaamisten vaihteluiden havainnointi voi jäädä puutteelliseksi. Edellä kuvatut vaihtoehtoiset menetelmät tarjoavat parannusta tähän. Keuhkovaltimokatetrinkin avulla voidaan saada jatkuva mi-

nuuttitilavuuden mittaus liittämällä pulssinomaisesti toimiva veren lämmitin katetriin. Tämän menetelmän toimivuus ei kuitenkaan ole kovin hyvä potilaan lämpötilan vaihdellessa esim. sydänleikkauksen jälkeen¹¹. Mittaustarkkuuden arviointi useimmissa tutkimuksissa on hieman ongelmallista, koska vertailumenetelmänä käytettävä keuhkovaltimokatetrin bolustermodiluutio ei ole sekään tarkkuudeltaan erinomainen². Trendien seuranta on kuitenkin olennaisinta kliinisessä päätöksenteossa ja siksi menetelmien toistettavuus on tärkeä ominaisuus. Keuhkovaltimokatetrilla on selkeänä etuna puolellaan mahdollisuus täyttöpaineiden ja sekoittuneen laskimoveren happisaturaation seurantaan. On kuitenkin esitetty kysymys, osaavatko lääkärit tarpeeksi hyvin hyödyntää katetrin antamaa informaatiota. □

Kirjallisuusviitteet:

1. Groundstroem K. Kaikukuvausmenetelmät. Kirjassa: Kardiologia, 1. painos, s. 205. Toim. Heikkilä J., Huikuri H., Luomanmäki K. Kustannus Oy Duodecim, Helsinki 2000.
2. Berton C, Cholley B. Equipment review: New techniques for cardiac output measurement – oesophageal Doppler, Fick principle using carbon dioxide and pulse contour analysis. *Critical Care* 2002; 6: 216–221.
3. Salmenperä M, Aittomäki J. Cardiac output monitoring: need for improvement. *Acta Anaesthesiol Scand* 2003; 47: 375–377.
4. Odenstedt H, Åneman A, Oi Y, et al. Descending aortic blood flow and cardiac output: A clinical and experimental study of continuous oesophageal echo-Doppler flowmetry. *Acta Anaesthesiol Scand* 2001; 45: 180–187.
5. Soni N, Welch J, Colardyn F. Cardiac output measurement. Kirjassa: *Invasive haemodynamic monitoring*, s. 33–39. Soni N, Welch J, Colardyn F. Becton Dickinson U.K. Ltd., Oxford, Englanti. 2001.
6. Reich DL, Moskowitz DM, Kaplan JA. Cardiac Output monitoring. Kirjassa: *Cardiac Anesthesia*, 4. painos, s. 344–348. Toim. Kaplan JA, Reich DL, Konstadt SN. Saunders, Philadelphia 1999.
7. Haryadi DG, Orr JA, Kuck K, et al. Partial CO₂ rebreathing indirect Fick technique for non-invasive measurement of cardiac output. *J Clinical Monitoring and Computing* 2000; 16: 361–374.
8. Nilsson LB, Eldrup N, Berthelsen PG. Lack of agreement between thermodilution and carbon dioxide-rebreathing cardiac output. *Acta Anaesthesiol Scand* 2001; 45: 680–685.
9. Segal E, Katzenelson R, Berkensadt H. Transpulmonary thermodilution cardiac output measurement using the axillary artery in critically ill patients. *J Clin Anesth*; 2002; 14: 210–213.
10. <http://www.lidco.com/lidcosystem.asp>
11. Rauch H, Muller M, Fleischer F, et al. Pulse contour analysis versus thermodilution in cardiac surgery patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 2002; 46: 424–429.
12. Linton DM, Gilon D. Advances in noninvasive cardiac output monitoring. *Ann Cardiac Anaesthesia* 2002; 5: 141–148.
13. Pinsky MR. Probing the limits of arterial pulse contour analysis to predict preload responsiveness. Editorial. *Anesth Analg* 2003; 96: 1245–1247.
14. Wiesenack C, Prasser C, Rodig G, Keyl C. Stroke volume variations as a continuous parameter of cardiac preload using pulse contour analysis in mechanically ventilated patients. *Anesth Analg* 2003; 96: 1254–1257.

Samuli Forsström

LL, erikoistuva lääkäri

olforsst@mail.student.oulu.fi

Vilho Vainionpää

dosentti, apulaisopettaja

OYS, Anestesiaklinikka

vilho.vainionpaa@oulu.fi