

Pumpenflussregelung mit dynamischer Vorlastmessung für die extrakorporale kardiopulmonale Unterstützung – ein Lösungsansatz?

ZUSAMMENFASSUNG

Extrakorporalen kardiopulmonalen Unterstützungssystemen fehlt es an Volumenpufferkapazität in Form eines venösen Reservoirs. Somit kann die Aufrechterhaltung des Pumpenflusses bei geringem Patientenfüllvolumen schwierig sein. Hinzu kommt, dass gängige hämodynamische Messwerte und Standardpumpenparameter eine Änderung des Füllvolumens nicht immer deutlich sichtbar machen.

Unlängst haben wir eine alternative Methode zur Überwachung dieses Füllvolumens entwickelt und haben nun für extrakorporale kardiopulmonale Unterstützungssysteme eine Strategie der Flussregelung konzipiert, welche nicht auf gängige Druck- oder Fluss-Servoregulierung basiert. Eine dynamische Messung der Pumpenvorlast ermittelt indirekt das venöse intravaskuläre Volumen, wonach ein Pumpenregler die Drehzahl an das vorhandene drainierbare Volumen anpasst. Im Tierversuch ermöglichte eine solche Volumenangebot-gesteuerte Pumpenregelung, den Pumpenfluss auf 3,2 l/min wiederherzustellen, nachdem dieser infolge eines akuten Blutverlustes von 4,1 l/min auf 1,9 l/min abgefallen war.

Es zeigt sich, dass eine Volumenangebot-gesteuerte Pumpenregelung bei Abnahme des Füllvolumens ein Zeitfenster schafft, um geeignete Maßnahmen einzuleiten, und die kardiopulmonale Unterstützung gewährleisten kann.

SCHLÜSSELWÖRTER

ECMO, Servoregulierung, Zentrifugalpumpe, venöse Drainage

ABSTRACT

Without venous reservoirs, extracorporeal life support systems lack volume buffer capacity. As a result, providing adequate pump flow in situations of low patient filling can be challenging. Moreover, monitoring of changes in filling can be difficult, as common hemodynamic and standard

pump-related parameters may not always reveal a volume change.

We recently developed an alternative method for monitoring filling, and now conceived a flow control strategy for extracorporeal life support, which is different from existing pressure and flow servo controllers. A dynamic measurement of pump preload enables indirect assessment of venous intravascular volume. Subsequently, the pump speed is matched to that volume to maintain drainage flow. In an animal experiment such a reserve-driven pump control was able to restore pump flow back to 3.2 l/min (ca. 80% of the initial level), after flow had dropped from 4.1 to 1.9 l/min due to an acute loss in circulatory volume.

We conclude that under conditions of decreased filling volume a reserve-driven pump control offers a time window to initiate appropriate measures. Moreover, adaptive pump control can maintain cardiopulmonary support.

KEY WORDS

ECMO, servo control, centrifugal pump, venous drainage

EINLEITUNG

Extrakorporale kardiopulmonale Unterstützungssysteme haben, mitunter durch ihren kleinen und meist relativ einfachen Aufbau, bereits in einer Vielzahl von Anwendungen ihren Erfolg gezeigt. So finden sie Anwendung bei akutem und post-chirurgischem Herzversagen, bei perkutanen Eingriffen mit erhöhtem Risiko und auch bei Lungenversagen [1–7]. Abbildung 1 zeigt schematisch ein femoral angeschlossenes extrakorporales kardiopulmonales Unterstützungssystem unter Verwendung einer Zentrifugalpumpe.

Durch das Weglassen des venösen Reservoirs benötigen diese Systeme nur ein geringes Primingvolumen. Hierdurch fehlt es diesen Systemen jedoch an Volumenpufferkapazität und das macht bei niedrigem Füllvolumen des Patienten ein akutes

„Festsaugen“ der Pumpe wahrscheinlich. Im Allgemeinen gewährleistet ein Füllen des Patientenkreislaufs einen ausreichenden Pumpenfluss. Dennoch muss man ein Überfüllen des Patientenkreislaufs wegen der damit in Verbindung gebrachten erhöhten Morbidität und Mortalität vermeiden [8, 9].

Will man nun für solche extrakorporalen kardiopulmonalen Unterstützungssysteme eine Pumpenregelung entwickeln, so sollte diese sowohl bei normalen Füllungssituationen als auch bei Situationen geringen Füllvolumens den Pumpenfluss regeln können bzw. einen Pumpenfluss gewährleisten. Herkömmliche Flussregelungen (Fluss-Servo) arbeiten Flussvorgaben-gesteuert. Im Prinzip beruhen sie auf einem linearen Zusammenhang von Pumpendrehzahl und Pumpenfluss. Sie fördern „blind“ einen gewissen Fluss anhand einer voreingestellten Pumpendrehzahl und steigern diese, um ein Nachlassen des gewünschten Pumpenflusses auszugleichen (Abb. 2).

Wie in einer vorherigen Studie gezeigt [10] und in Abbildung 3 dargestellt, führt

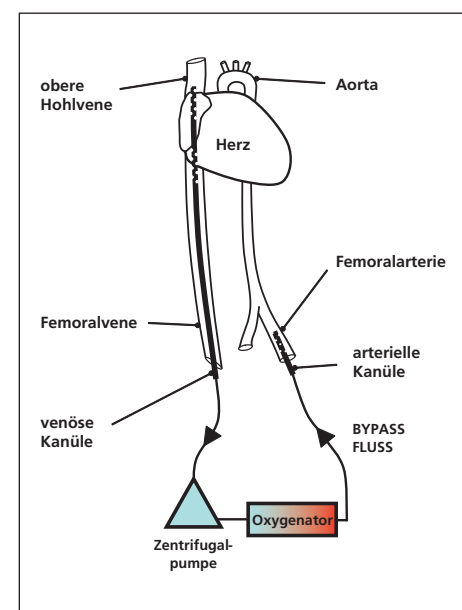


Abb. 1: Schematische Darstellung eines femoral angeschlossenen extrakorporalen kardiopulmonalen Unterstützungssystems

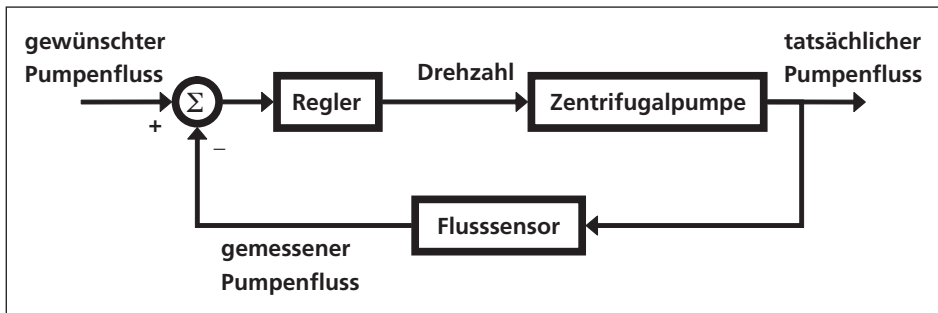


Abb. 2: Blockschaltbild einer herkömmlichen Flussvorgaben-gesteuerten Pumpenregelung, welche bei Abnahme des gewünschten Pumpenflusses die Pumpendrehzahl steigert, und umgekehrt.

bei minimalisierten extrakorporalen Kreisläufen eine Zunahme der Drehzahl bei unzureichendem Füllvolumen zu überproportionaler Drainage mit Festsaugen der venösen Kanüle und akuter Abnahme des Pumpenflusses. Zudem kann bereits eine kurzzeitige Reduktion dieses Volumens zu einer anhaltenden suboptimalen Kreislaufunterstützung führen [11]. Außerdem kennzeichnet sich der Zusammenhang zwischen Pumpendrehzahl, Pumpenfluss und Füllvolumen durch Einrichtungsschleifen (s. Abb. 3). Diese zeigen, dass das Beheben einer überproportionalen Drainage eine Reduzierung der Drehzahl erfordert. Eine anschließende Erhöhung der Drehzahl steigert den Pumpenfluss [12]. Somit zeigt sich, dass eine Flussvorgaben-gesteuerte Regelung bei kritisch-niedrigem Füllvolumen schnell an ihre Grenzen stößt; eine

Flussregelung für solche Kreislaufsysteme sollte also das nicht-lineare Verhalten wie in Abbildung 3 dargestellt berücksichtigen und sich dem Füllvolumen anpassen können, d. h. Volumenangebot-gesteuert sein.

In einer vorherigen Studie haben wir gezeigt, dass kleinste Änderungen des dem Kreislaufunterstützungssystem zur Drainage zur Verfügung stehenden Volumens mittels Überwachung üblicher hämodynamischer und Standardpumpenparameter nicht gemessen werden konnten [12]. Als einzig signifikant stellte sich die Verschiebung der Pumpenfluss-Pumpendrehzahl-Kurve dar (Abb. 4) und wurde mittels Bestimmung des Dynamic Filling Index (DFI, in ml/Umdrehung) auch klinisch nachgewiesen [13].

Das Ziel dieser Tierstudie war es zu zeigen, wie mit Hilfe einer DFI-basierten

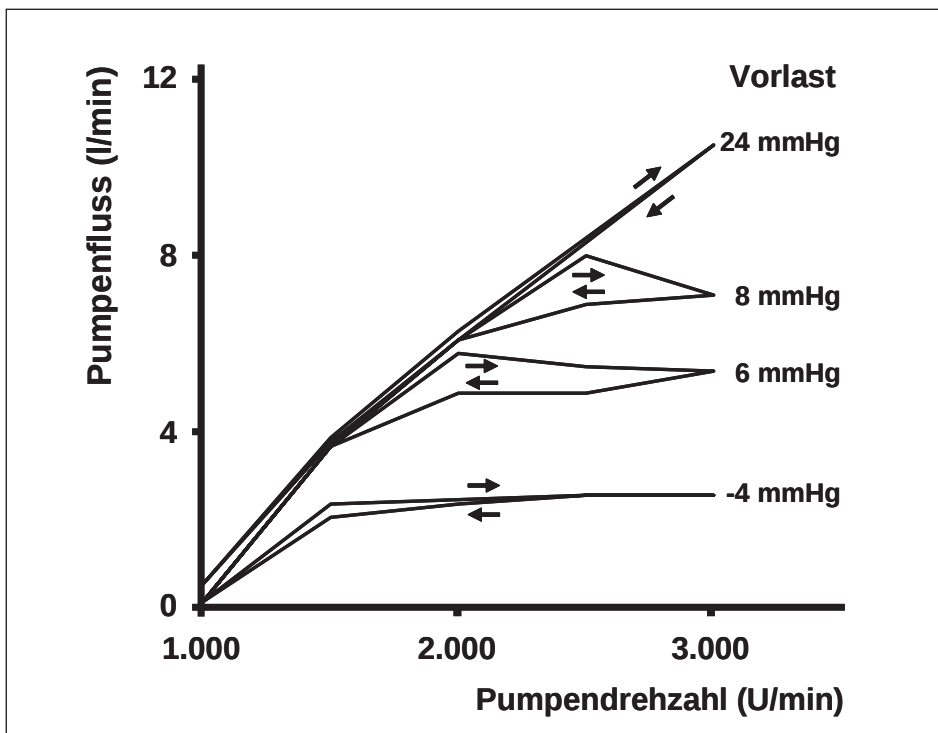


Abb. 3: Der Zusammenhang zwischen Pumpendrehzahl, Vorlast und Pumpenfluss in einem minimalisierten Zentrifugalpumpen-basierten extrakorporalen Kreislauf. Bei ausreichender Vorlast steigt der Pumpenfluss mit zunehmender Pumpendrehzahl nahezu linear (24 mmHg), wogegen bei unzureichender Vorlast der Pumpenfluss abflacht und der anfangs lineare Zusammenhang zu Einrichtungsschleifen konvertiert (unveröffentlichte Daten von [12]).

Pumpenregelung des Füllvolumen automatisch überwacht werden und in Situationen kritischen Füllvolumens der Pumpenfluss so gut wie möglich gewährleistet werden konnte.

MATERIALIEN UND METHODEN

Hardware und Software

Um ein automatisches Ansteuern der Blutförderpumpe zu ermöglichen, wurde die Bedienungskonsole einer Zentrifugalpumpe (Rotaflow32 mit Rotaflow-Antrieb und Bedienungskonsole, Maquet Cardiopulmonary AG, Hirrlingen) mit einem 10-Bit-Digitalpotentiometer versehen (Instrument Development Engineering & Evaluation – IDEE, Maastricht University Medical Center, Maastricht, Niederlande). Eine angebrachte serielle RS232-Kommunikationsverbindung ermöglichte eine PC-geregelte Drehzahlsteuerung. Die bereits werkseitig vorhandene RS232-Schnittstelle an der Rückseite der Konsole diente dem Auslesen der Pumpendrehzahl und des Pumpenflusses. Das Anwenderprogramm zur Pumpensteuerung und zum Einlesen von Pumpendaten wurde programmiert in LabVIEW 8.0 (National Instruments, Austin, TX, USA).

Algorithmus

Das Blockschaltbild des Pumpenregelalgorithmus ist dargestellt in Abbildung 5. Nach der Initialisierung einer DFI-Messung drosselt die Regelung die Pumpendrehzahl dreimal um 100 U/min für eine Dauer von jeweils 10 Sekunden. Anschließend werden die jeweiligen Pumpenflussänderungen ermittelt, und mittels Δ -Pumpenfluss/ Δ -Pumpendrehzahl lässt sich differenziell der DFI errechnen [13].

Nach Vergleich des errechneten DFI mit einem voreingestellten Schwellenwert veranlasst der Algorithmus bei angemessener Drainage die Pumpe, ihre Drehzahl entweder beizubehalten oder mittels einer Zwei-Stufen-Drosselung um effektiv 5 % zu reduzieren. Letzteres dient dem Lösen der festgesaugten Kanüle und dem Wiederherstellen des Pumpenflusses [12]. Der Erfolg der Zwei-Stufen-Drosselung wird in einer nachfolgenden DFI-Messung geprüft.

Tierexperimentelle Vor- und Nachbereitung

Eine weibliche Ziege (66 kg) wurde anästhesiert und intubiert. Nach Thorakotomie und bei einer Gerinnungszeit (ACT) > 480 Sekunden wurde mittels zentraler Kanülierung ein extrakorporales Kreislaufunterstützungssystem installiert (PLS

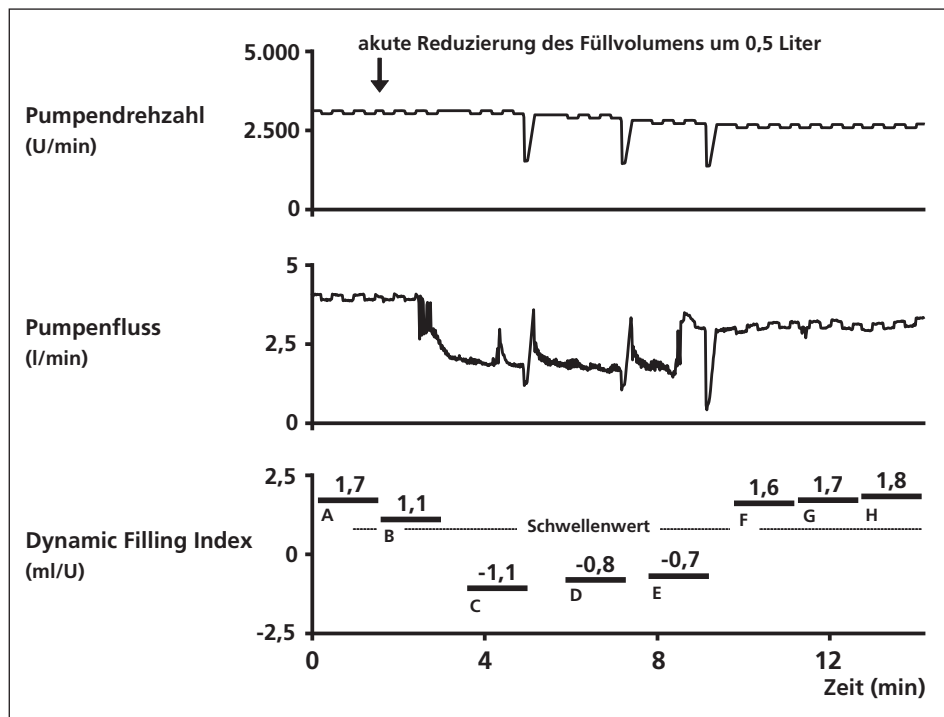


Abb. 6: Eine akute Reduzierung des Füllvolumens (Pfeil) führte zu einer Abnahme des Pumpenflusses. Ein unzureichendes Volumen, welches der Flussabnahme zugrunde lag, spiegelte sich wider in einem reduzierten DFI. Bei Unterschreiten des DFI-Schwellenwertes reduzierte die Regelung die Pumpendrehzahl mittels Zwei-Stufen-Drosselungen. (A) Stabiler Pumpenfluss; (B–E) im DFI sich widerspiegelnde überproportionale Drainage mit starker Abnahme des Pumpenflusses; (F–H) ein zu 80 % wiederhergestellter Pumpenfluss mit einem DFI nahe dem Ausgangswert.

der vor Reduzierung des Füllvolumens (s. Abb. 6, A: 1,7 ml/U und G, H: 1,8 ml/U). Obwohl dieser Bypassfluss von 3,2 l/min als suboptimal zu bezeichnen ist, lag er deutlich höher als der, welcher ohne Pumpenregelung zur Verfügung stand (< 2 l/min, Abbildung 6, C–E). Der Pumpenfluss von 3,2 l/min war der bei diesen Vorlastbedingungen maximal zur Verfügung stehende Fluss. Ein Wiederherstellen des Initialwerts des Pumpenflusses von 4,1 l/min konnte nicht erreicht werden. Dies war auch zu erwarten, da dem Kreislauf effektiv 0,5 l Blut fehlten. Das Experiment zeigt also, dass geschicktes Anpassen der Pumpendrehzahl die Drainageeffizienz wiederherstellen kann und ein Steigern des Pumpenflusses nach Verlust von zirkulierendem Blutvolumen ermöglicht.

Bei extrakorporalen Kreislaufunterstützungssystemen bilden das venöse Volumen (oder Füllvolumen) und der arterielle Blutdruck jeweils die Pumpenvor- und -nachlast (s. Abb. 1). Eine Abnahme des Füllvolumens bewirkt eine Abnahme des Pumpenflusses und DFI (s. Abb. 3 und 4). Aber auch ein Anstieg des arteriellen Blutdrucks bewirkt eine Abnahme von Fluss und Index. Somit könnte, obwohl ausreichend Füllvolumen vorhanden wäre, ein Anstieg des arteriellen Blutdrucks die Regelung veranlassen, die Pumpendrehzahl zu drosseln. Nach mehrtägiger Anwendung

eines extrakorporalen Kreislaufunterstützungssystems auf der Intensivstation hat sich die Hämodynamik des Patienten meist stabilisiert und patientenbedingte Schwankungen der Pumpennachlast sind relativ geringfügig. Wenn in diesen Situationen der Pumpenfluss (und DFI) stark abnimmt, ist als Ursache ein reduziertes Füllvolumen wahrscheinlich, zumal bereits eine geringe Abnahme dieses Volumens um nur 10 % zu einer mehr als 50%igen Abnahme des Pumpenflusses führen kann (s. Abb. 6). Eine andere Ursache für das starke Abnehmen des Pumpenflusses und DFI kann das Verschieben des Arbeitspunktes der Pumpe in Richtung des sogenannten „shut-off head“ [14] infolge eines Oxygenatorverschlusses sein. Ein solcher Verschluss ist jedoch mittels Bestimmung des Druckgradienten über den Oxygenator einfach festzustellen bzw. auszuschließen.

In der Literatur wird bei einer detektierten überproportionalen Drainage vorgeschlagen, die Pumpendrehzahl schrittweise bis auf eine Mindestgeschwindigkeit zu drosseln. Anschließend wird die Pumpe schrittweise hochgefahren [15, 16]. Der hier von uns vorgestellte Regelalgorithmus drosselt die Pumpendrehzahl abrupt, bevor sie auf 95 % des Anfangswertes hochgefahren wird. Beide Ansätze haben ihre Wirksamkeit gezeigt und sind darauf ausgerichtet, den höchstmöglichen Pumpenfluss zu

erzielen. Zudem gewährleisten sie während der Drehzahljustierung eine gewisse Unterstützung, wodurch ein Shunting vermieden und zugleich eine Stauung von Blut minimiert wird. Sicherheit und Effektivität des vorliegenden Regelalgorithmus wie auch die Anpassung des Pumpenflusses an ein wiederhergestelltes Füllvolumen sind in weiteren Studien zu untersuchen.

Die Anwendung einer rein Flussvorgaben-gesteuerten Pumpenflussregelung (s. Abb. 2) in der extrakorporalen kardiopulmonalen Unterstützung birgt das Risiko eines drastisch verminderten Pumpenflusses bei nur leichter Abnahme des Patientfüllvolumens. Eine Druckvorgaben-gesteuerte Pumpenregelung unter Verwendung des Ansaugdruckes in der venösen Kanüle könnte überproportionale Drainage verhindern. Eine solche Regelung fokussiert jedoch nicht auf die eigentliche Aufgabe: die Qualität und das Maß lebenswichtiger Kreislaufunterstützung. Bei Unterschreiten eines Druckmindestwertes drosselt sie schlichtweg die Drehzahl und löst im Extremfall einen Pumpenstopp aus, womit die Unterstützung zum Stehen kommt. Hinzu kommt, dass der am Pumpeneinlass gemessene Druck und andere am Patienten gemessene Drücke irreführend sein können. So sind sie abhängig von Pumpenhöhe in Relation zu Herz- oder Sensorhöhe [14, 17], welche sich bei Transport oder Manipulationen des Patienten leicht ändern können. Zudem eignen sie sich weniger, um kleinste Änderungen des Füllvolumens darzustellen [8, 12, 13, 18]. Somit könnte der DFI Verwendung finden in Situationen, bei denen ein sich änderndes Volumenverhältnis frühzeitiger Alarmierung bedarf.

SCHLUSSFOLGERUNG

Der hier vorgestellte Lösungsansatz einer Volumenangebot-gesteuerten Pumpenregelung unter Verwendung des Dynamic Filling Index für extrakorporale kardiopulmonale Unterstützungssysteme ermöglicht das Aufspüren von reduziertem Füllvolumen. Dadurch, dass eine solche Pumpenregelung bei Abnahme des Füllvolumens ein Zeitfenster schafft, um geeignete Maßnahmen einzuleiten, kann sie ein erstes Sicherungssystem darstellen, welches sowohl das Ausmaß als auch die Dauer einer Hypoperfusion minimiert.

DANKSAGUNG

Die Autoren danken der Firma Maquet Cardiopulmonary AG (Hirrlingen, Deutschland) für technischen Support und Bereit-

stellung von Materialien. Zudem sind sie wegen der vielen anregenden Diskussionen Herrn Patrick R. G. Blyau und Herrn Pieter Wortel zu Dank verpflichtet.

Vorgetragen auf der 38. Internationalen Fortbildungs- und Arbeitstagung der Deutschen Gesellschaft für Kardiotechnik e. V., 6.–8. November 2009, Weimar.

LITERATUR

[1] Müller T, Bienek R, Claus T, Müller P, Albes J: PTCA mit MECC im Herzkatheterlabor bei einem 82-jährigen Patienten. *Kardiotechnik* 2004; 4:113

[2] Abdel-Rahman U, Keller H, Özaslan F, Martens S, Moritz A, Wimmer-Greinecker G: Erfahrungen mit einem geschlossenen minierten EKZ-System (CORx). *Kardiotechnik* 2005; 4:113–118

[3] Born F, Lipps C, Dreizler T, Schmid O, Starck C, Behrens M: Entwicklung eines minierten EKZ-Systems nach klinik-spezifischen Aspekten. *Kardiotechnik* 2008; 1: 3–7

[4] Bartlett RH, Roloff DW, Custer JR, Younger JG, Hirschl RB: Extracorporeal life support: the University of Michigan experience. *Jama* 2000; 283: 904–908

[5] Philipp A, Foltan M, Schettler F, Gietl M, Thrum A, Schmidt S et al: Langzeitfunktion von Oxygenatoren bei extrakorporaler

Lungenunterstützung. *Kardiotechnik* 2009; 1: 3–7

[6] Madershahian N, Wippermann J, Wittwer T, Strauch J, Choi YH, Liebing K et al: Venoarterielle ECMO zur Therapie des therapie-refraktären ARDS bei adultem Polytrauma. *Kardiotechnik* 2007; 4: 98–101

[7] Peek GJ, Mugford M, Tiruvoipati R, Wilson A, Allen E, Thalanany MM et al: Efficacy and economic assessment of conventional ventilatory support versus extracorporeal membrane oxygenation for severe adult respiratory failure (CESAR): a multicentre randomised controlled trial. *Lancet* 2009; 374: 1351–1363

[8] Androne AS, Hryniewicz K, Hudaihed A, Mancini D, Lamanca J, Katz SD: Relation of unrecognized hypervolemia in chronic heart failure to clinical status, hemodynamics, and patient outcomes. *Am J Cardiol* 2004; 93: 1254–1259

[9] Lowell JA, Schifferdecker C, Driscoll DF, Benotti PN, Bistrian BR: Postoperative fluid overload: not a benign problem. *Crit Care Med* 1990; 18: 728–733

[10] Simons AP, Ganushchak Y, Wortel P, van der Nagel T, van der Veen FH, de Jong DS et al: Laboratory performance testing of venous cannulae during inlet obstruction. *Artif Organs* 2008; 32: 566–571

[11] Reesink K, Dekker A, Van der Nagel T, Beghi C, Leonardi F, Botti P et al: Suction due to left ventricular assist: implications for device control and management. *Artif Organs* 2007; 31: 542–549

[12] Simons AP, Reesink KD, Molegraaf GV, van der Nagel T, de Jong MMJ, Severdija EE

et al: An in vitro and in vivo study of the detection and reversal of venous collapse during extracorporeal life support. *Artif Organs* 2007; 31: 152–159

[13] Simons AP, Reesink KD, Lancé MD, van der Veen FH, de Jong DS, Weerwind PW et al: Dynamic filling index: A novel parameter to monitor circulatory filling during minimized extracorporeal bypass. *Eur J Cardiothorac Surg* 2009; 36:330–334

[14] Bachus L, Custodio A: Know and understand centrifugal pumps. Chapter 7: Understanding pump curves. Oxford 2003, Elsevier

[15] Vollkron M, Schima H, Huber L, Benkowski R, Morello G, Wieselthaler G: Development of a reliable automatic speed control system for rotary blood pumps. *J Heart Lung Transplant* 2005; 24: 1878–1885

[16] Ohuchi K, Kikugawa D, Takahashi K, Uemura M, Nakamura M, Murakami T et al: Control strategy for rotary blood pumps. *Artif Organs* 2001; 25: 366–370

[17] Magder S: Central venous pressure monitoring. *Current Opin Crit Care* 2006; 12: 219–227

[18] Gelman S: Venous function and central venous pressure: a physiologic story. *Anesthesiol* 2008; 108: 735–748

Dipl.-Ing. (FH) Antoine P. Simons, MSc
Klinik für Herz-Thoraxchirurgie
Maastricht University Medical Center
Postfach 5800
6202 AZ Maastricht/Niederlande
antoinepsimons@ctc.unimaas.nl