

**6. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
24.-25. März 2006 in Rostock-
Warnemünde**



**„Automatisierung der extrakorporalen Zirkulation: Ein
Vergleich verschiedener Regelansätze“**

Berno Misgeld, Jürgen Werner, Martin Hexamer
Institut für Biomedizinische Technik, Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Deutschland
E-Mail: misgeld@biomed.ruhr-uni-bochum.de

Band: Abstracts der Vorträge des 6. Workshops der Automed 2006
Editors: T. Ellerbrock
ISBN: 3-86009-296-0
Pages: 52-53

Automatisierung der extrakorporalen Zirkulation: Ein Vergleich verschiedener Regelansätze

Berno Misgeld, Jürgen Werner und Martin Hexamer
 Institut für Biomedizinische Technik, Ruhr-Universität Bochum
 Gebäude MA 4/59, 44780 Bochum

misgeld@biomed.ruhr-uni-bochum.de

EINLEITUNG

Der kardiopulmonale Bypass (KPB) mit der Herz-Lungen-Maschine (HLM) wird eingesetzt, um komplizierte Eingriffe am stillstehenden Herzen vorzunehmen. Die HLM übernimmt während der Operation die Funktion des Herzens (Pumpe) und der Lunge, d. h. Aufrechterhaltung des Blutflusses, Anreicherung von Sauerstoff bzw. Entzug von Kohlendioxid.

Da während des KPB das menschliche Nervensystem und seine Regelmechanismen durch den Einsatz von Anästhetika größtenteils außer Kraft gesetzt sind, ist ein kontinuierliches Patientenmonitoring mit ständigen Korrekturingriffen durch qualifiziertes Fachpersonal nötig. Eine Automatisierung wichtiger Vitalvariablen, wie etwa Blutdruck, -fluss (Hämodynamik) oder Blutgase, kann hierbei helfen, die Patientensicherheit zu erhöhen und das Fachpersonal während der Behandlung zu entlasten.

Im Fall der Hämodynamik ist eine gleichzeitige Regelung der Istwerte Blutdruck und -fluss nur durch die Beeinflussung von Blutpumpe und die Veränderung des Gefäßsystems (vasoaktive Substanzen) möglich. Eine gleichzeitige Anpassung dieser Istwerte an möglichst physiologische Verhältnisse mit minimalem medikamentösem Eingriff ist jedoch wünschenswert. Dieser Beitrag schlägt drei hämodynamische Regelstrategien für den KPB in stationärer und pulsatilem Perfusion vor. Um robuste Stabilität und Güte zu erzielen, wurden die Regler mit Hilfe eines nichtlinearen Modelles entworfen und in Simulationen sowie in einer in-vitro-Studie in einem hydrodynamischen Kreislaufsimulator (HKS) getestet. Die Ergebnisse der verschiedenen Regelstrategien werden vorgestellt und verglichen.

REGELSTRATEGIE UND MODELLBILDUNG

In der Literatur existieren verschiedene Ansätze für die hämodynamische Regelung. Typische Variablen, die für eine Regelung in Betracht gezogen werden können, sind der arterielle und venöse Druck und Fluss. Der arterielle Fluss sollte einer kontinuierlichen Korrektur unterliegen und nach Möglichkeit stationär oder pulsatil

einstellbar sein. Typische Werte für den mittleren Fluss sind $\approx 2.4 \text{ l/min/m}^2$ Körperoberfläche [Kay2004]. Wie der arterielle Fluss sollte auch der arterielle Druck nach Möglichkeit stationär oder pulsatil einstellbar sein und des Weiteren in den Grenzen $40 \leq p_{aort} \leq 60 \text{ mmHg}$ liegen. Die venöse Hämodynamik bzw. die Reservoirhöhe sollten während des KPB überwacht werden, um Blut schädigende Bedingungen, die Bildung von Luftblasen oder einen Rückstau zu verhindern.

Die vorgeschlagenen Regelstrategien für die arterielle Hämodynamik sind in Abb. 1 aufgeführt.

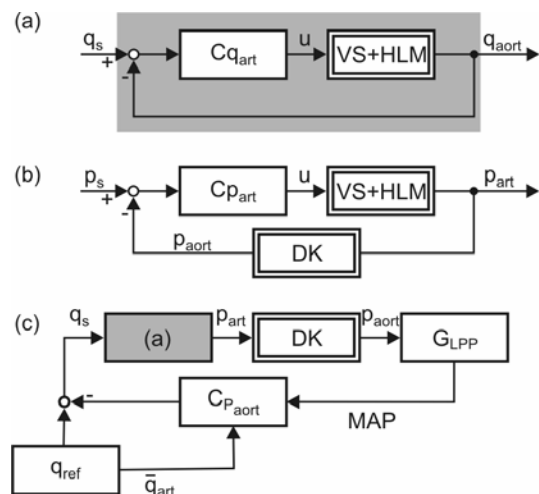


Abb. 1: Hämodynamische Regelstrategie. Arterieller Flussregler (a) und Druckregler (b) bzw. Blutfluss mit überlagerter Druckrandwertregelung (c). Mit VS, vaskuläres System, DK, Druck-Korrektur, G_{LPP} , Tiefpassfilter, MAP, mittlerer arterieller Druck.

In den Fällen (a) und (b) in Abb. 1 werden arterieller Druck und -fluss rückgekoppelt und bilden Blutfluss- und Blutdruckregelung (BFR) und (BDR). Im Fall (c) wird der BFR (a) mit einer Druckrandwertregelung (DRR) überlagert. Bei (b) und (c) wurde der gemessene pre-aortale Kanülen-Druck p_{art} mit der nichtlinearen Kennlinie der arteriellen Kanüle korrigiert, um auf den aortalen Druck zu regeln.

Die drei Regler (Abb. 1) wurden anhand eines nichtlinearen Modelles, bestehend aus HLM und

linearisiertem vaskulären System, robust eingestellt [Misgeld2005a] und in Simulationen getestet. Besondere Beachtung wurde hierbei auf die Robustheit der Regler gegenüber Nichtlinearitäten der HLM und Unsicherheiten (pathophysiologische Veränderungen, vasoaktive Medikamente) des vaskulären Systems des Patienten gelegt. Für die BFR wurden ein PI, ein General Predictive Controller (GPC) und ein H_{∞} -Regler entworfen und verglichen [Misgeld2005b]. Für die BDR wurde ein PI-Regler entwickelt. Bei der DRR wurde ein Blutfluss-PI-Regler mit einem PI-Druckrandwertregler kombiniert.

ERGEBNISSE

Die drei vorgeschlagenen Regelstrategien wurden in in-vitro-Experimenten mit einem hydrodynamischen Kreislaufsimulator und einer HLM getestet. Abb. 2 zeigt die Systemantworten der drei Blutflussregler (a) bzw. des Blutdruckreglers (b) auf einen Sollwertsprung.

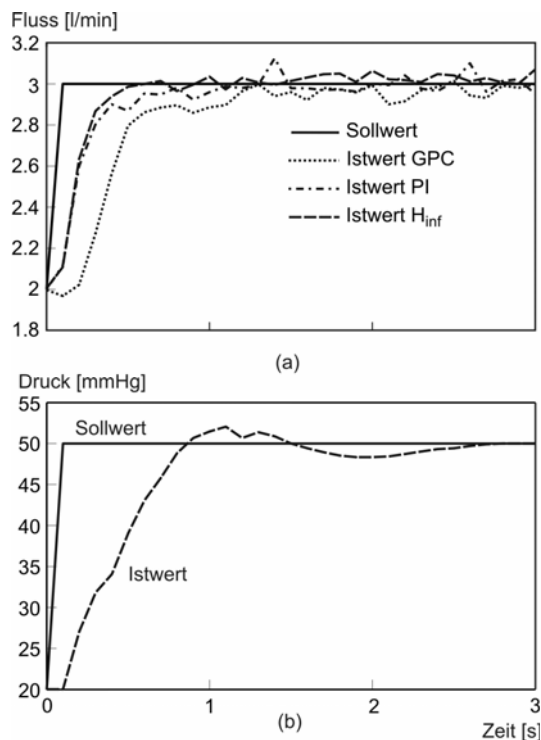


Abb. 2: Systemantwort der Blutflussregler (a) bzw. des Blutdruckreglers (b) auf einen Sollwertsprung im HKS.

Die BDR zeigt gegenüber der BFR eine höhere Einregelzeit, die durch die höhere Zeitkonstante der Strecke bei der BDR verursacht wird. Die beiden Regelstrategien (a) und (b) wurden in stationären und pulsatilem Experimenten über den gesamten Arbeitsbereich getestet und bewiesen sowohl robustes Regelverhalten als auch eine hohe Güte. Ein Experiment der BFR mit überlagerter DRR ist in Abb. 3 gezeigt. Der Regler folgt dem pulsatilem Blutflusssollwert und hält bei Änderung des mittleren arteriellen Flusses ($t = 0.5$ s) den Blutdruck zwischen den Randwerten 40-60 mmHg.

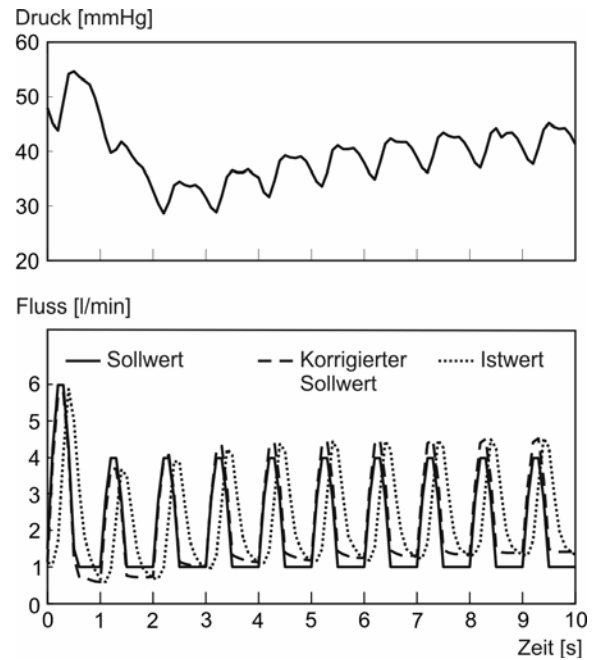


Abb. 3: Systemantwort der BFR mit DRR auf eine Änderung des mittleren Flusses im pulsatilem Betrieb.

DISKUSSION

Die Regler der drei vorgeschlagenen Regelstrategien bewiesen in allen Arbeitsbereichen, bei den vorhandenen Nichtlinearitäten und den Parameterunsicherheiten robust stabiles Verhalten und eine hohe Regelgüte. Die BFR ist hierbei der BDR durch die schnellere Regelzeit überlegen. Ein weiterer Nachteil der BDR sind die unphysiologischen Blutflüsse, die je nach Situation des vaskulären Systems auftreten können. Die besten Resultate erzielte die BFR mit DRR, die bei Druckstörungen den Blutfluss in einstellbaren Grenzen ändert.

DANKSAGUNG

Wir danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Unterstützung des Projekts (HE 2713/5 – 1).

LITERATURHINWEISE

- [Kay2004] P. H. Kay, C. M. Munsch, „Techniques in Extracorporeal Circulation“, Arnold, London, 2004
- [Misgeld2005a] B. J. E. Misgeld, M. Hexamer, „Modellierung und Regelung des arteriellen Blutflusses während der extrakorporalen Zirkulation“, *Automatisierungstechnik*, Vol 53, pp 454-461, 2005
- [Misgeld2005b] B. J. E. Misgeld, J. Werner, M. Hexamer, „Robust and self-tuning blood flow control during extracorporeal circulation in the presence of system parameter uncertainties“, *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol 43, pp 589-598, 2005