

**3. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
17.-18. September 2001 in
Bochum**



**„Ein Beobachtersystem für hämodynamische Parameter
während extrakorporaler Zirkulation“**

E. Naujokat, U. Kiencke
Institut für Industrielle Informationstechnik, Universität Karlsruhe (TH), Karlsruhe,
Deutschland
E-Mail: naujokat@iit.etec.uni-karlsruhe.de

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 74-75

Ein Beobachtersystem für hämodynamische Parameter während extrakorporaler Zirkulation

E. Naujokat, U. Kiencke

Institut für Industrielle Informationstechnik, Universität Karlsruhe (TH)

naujokat@iit.ec.uni-karlsruhe.de

EINLEITUNG

Die meisten Eingriffe in der Herzchirurgie erfordern ein stillgelegtes, blutleeres Herz und werden daher unter extrakorporaler Zirkulation (EKZ), d. h. mit Hilfe einer Herz-Lungen-Maschine (HLM) durchgeführt. Während EKZ sind viele wichtige Kreislaufparameter unbekannt, da für Meßsonden unzugänglich, wie z.B. die Perfusion von Gehirn, Nieren, Leber und Darm. Ein Beobachtersystem, das derartige Patientenparameter kontinuierlich intraoperativ schätzt, kann die Informationsbasis für die Entscheidungen des Kardiotechnikers zur Regelung der HLM erweitern und somit dazu beitragen, dieses Operationsverfahren möglichst schonend für den Patienten zu gestalten.

MATERIALIEN UND METHODEN

Unter einem Luenberger-Beobachter des Systems

$$\dot{\underline{x}} = \underline{A}\underline{x} + \underline{B}\underline{u}, \quad \underline{y} = \underline{C}\underline{x} \quad (1)$$

versteht man ein dynamisches System mit der Zustandsdifferentialgleichung

$$\dot{\hat{\underline{x}}} = (\underline{A} - \underline{L}\underline{C})\hat{\underline{x}} + \underline{B}\underline{u} + \underline{L}\underline{y} \quad (2)$$

wobei \underline{L} so zu wählen ist, daß der Schätzfehler

$$\tilde{\underline{x}}(t) = \underline{x}(t) - \hat{\underline{x}}(t) \rightarrow \underline{0} \quad (3)$$

strebt für $t \rightarrow +\infty$, und zwar für beliebige Anfangszustände $\underline{x}_0, \hat{\underline{x}}_0$. Die grundlegende Struktur eines solchen Luenberger-Beobachters ist in Abbildung 1 schematisch dargestellt. Zentraler Bestandteil ist ein Modell der Strecke, das denselben Eingangsvektor \underline{u} erhält wie die Strecke selbst. Dieses Modell schätzt Zustands- bzw. Ausgangsgrößen der Strecke. Die Differenz zwischen dem gemessenen Ausgangsvektor \underline{y} und dem geschätzten Ausgangsvektor $\hat{\underline{y}}$ wird über eine Rückführmatrix \underline{L} zur Modellanpassung bzw. -korrektur verwendet [1].

Das hier vorgestellte Beobachtersystem basiert auf einem mathematischen Modell des menschlichen

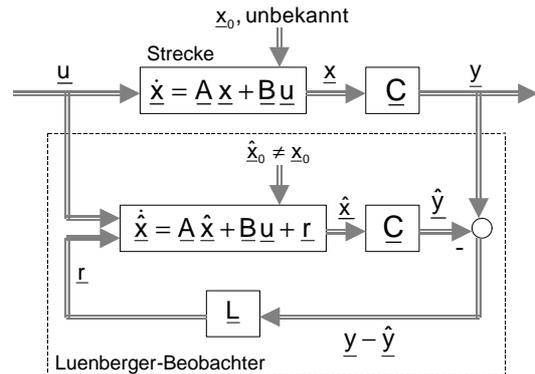


Abbildung 1: Struktur des Luenberger-Beobachters (nach [1])

Kreislaufs. Dieses Modell bildet den arteriellen Körperkreislauf sehr detailliert mit Hilfe von 128 Segmenten ab, die untereinander entsprechend der anatomischen Architektur des Gefäßsystems verschaltet sind (s. Abbildung 2). Jedes dieser Segmente entspricht einem Gefäßabschnitt und wird durch dessen physikalische Eigenschaften Länge, Radius, Wanddicke und Elastizität charakterisiert. Kleinere Gefäße wie Arteriolen oder Kapillaren werden als Abschlußwiderstände dieser Segmente nach dem Hagen-Poiseuille-Gesetz modelliert. Blutfluß und -druck in den einzelnen Segmenten werden mit Hilfe von Differentialgleichungen berechnet, die auf die Navier-Stokes-Gleichungen für Flüssigkeitsströmungen in elastischen Gefäßen zurückgehen [2].

Dieses detaillierte Modell ist in der Lage, die Pulsatilität des arteriellen Kreislaufsystems nachzubilden und bietet darüber hinaus den Vorteil einer hohen Auflösung von Blutdruck und -fluß sowohl bezüglich der Zeit als auch bezüglich des Ortes innerhalb des arteriellen Körperkreislaufs. Dies ist eine notwendige Voraussetzung für die Schätzung der Perfusion im Gehirn oder in anderen inneren Organen.

Des weiteren enthält das Modell Subsysteme, die kreislaufregulatorische Mechanismen, z. B. Hormone abbilden, sowie Subsysteme, die metabolische Vorgänge modellieren [3]. Dieses Modell berücksichtigt außerdem die besonderen Bedingungen, die sich aus dem Operationsverfahren EKZ ergeben und ist in der Lage, verschiedene Perfusionsregimes abzubilden [4].

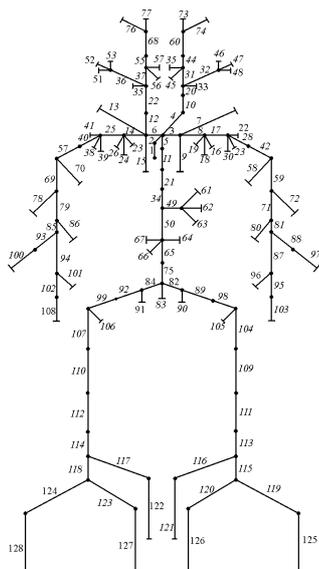


Abbildung 2: Architektur des mathematischen Modells des menschlichen Körperkreislaufs (nach [2])

Aufgrund der Komplexität des Modells, seiner hohen Ordnung sowie der enthaltenen Nichtlinearitäten (z. B. zur Realisierung der Autoregulation von Gehirn- und Nierendurchblutung oder der Variabilität der Abschlusswiderstände) sind klassische Methoden zum Beobachterentwurf nicht anwendbar. Dennoch läßt sich eine beobachter-ähnliche Struktur erzeugen, indem man die geschätzten Werte aus den Berechnungen des Modells periodisch mit gemessenen Werten abgleicht und abhängig vom Schätzfehler eine Modellanpassung vornimmt.

Bezüglich der hämodynamischen Parameter Blutdruck und -fluß erfolgt die Modellanpassung über die Abschlußwiderstände, die den größten Einfluß auf den totalen peripheren Widerstand und damit auf den Blutdruck haben. Als Referenz- bzw. Sollwert dient der Blutdruck in der A. radialis, der bei herzchirurgischen Eingriffen standardmäßig invasiv erfaßt wird. Treten nur geringe Abweichungen zwischen den geschätzten und den gemessenen Werten für den Blutdruck in der A. radialis auf, so kann man davon ausgehen, daß auch die Blutdrücke in anderen Gefäßabschnitten, z. B. A. carotis (Gehirnperfusion) oder A. renalis (Nierenperfusion) gut approximiert werden.

ERGEBNISSE

Abbildung 3 zeigt den Verlauf der vom Beobachter geschätzten Druckkurve in der A. radialis im Vergleich zu einer hypothetischen Druckkurve, die als Beispiel für Meßdaten dienen soll. Mit ihrer Hilfe soll das Verhalten des Beobachters in Reaktion auf sprungförmige Änderungen in den gemessenen Referenzdaten untersucht werden. Wie aus Abbildung 3 ersichtlich, ist der Beobachter in der Lage, den vorgegebenen Sollwert abgesehen von kurzen Übergangszeit direkt nach den sprungförmigen Änderungen der Sollgröße gut anzunähern.

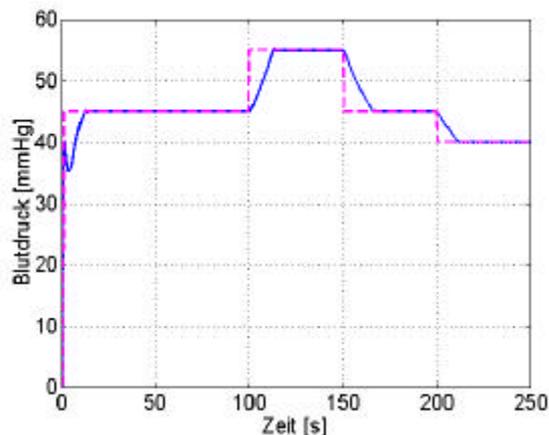


Abbildung 3: Blutdruck in der A. radialis – Approximation einer hypothetischen Druckkurve (gestrichelte Linie) durch den Beobachter (durchgezogene Linie)

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Es wurde ein Beobachtersystem für den Patientenzustand während eines herzchirurgischen Eingriffs vorgestellt, dessen zentraler Bestandteil ein Modell des menschlichen Kreislaufs unter extrakorporaler Zirkulation ist. Mit Hilfe eines derartigen Systems lassen sich wichtige Patienten-Parameter wie Blutdruck und -fluß in inneren Organen für kurze Zeitintervalle voraussagen. Das System ist in der Lage, die standardmäßig in der Herzchirurgie eingesetzten Monitoring-Geräte zu ergänzen und somit die Qualität der Patientenüberwachung deutlich zu verbessern.

LITERATURHINWEISE

- [1] O. Föllinger, *Regelungstechnik*, Heidelberg: Hüthig Buch Verlag, 1992
- [2] A. P. Avolio, "Multi-branched Model of the Human Arterial System", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 18, pp. 709-718, 1980
- [3] A. C. Guyton, T. G. Coleman, H. J. Granger, "Circulation: Overall Regulation", *Annual Review of Physiology*, pp. 13-46, 1972
- [4] R. Bauernschmitt, E. Naujokat, H. Mehmanesh, S. Schulz, C. F. Vahl, S. Hagl, R. Lange, "Mathematical modelling of extracorporeal circulation: simulation of different perfusion regimens", *Perfusion*, Vol. 14 (5), pp. 321-330, 1999

Dieses Projekt ist Teil des SFB 414 "Informationstechnik in der Medizin: Rechner- und sensorgestützte Chirurgie", einer Kooperation zwischen der Universität Karlsruhe, der Universität Heidelberg und des Deutschen Krebsforschungszentrums (DKFZ), und wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gefördert.