7. Workshop Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin vom 19. - 21. Oktober 2007 in München



"Modellbildung und Regelung mechatronischer Herzunterstützungssysteme"

M.Walter, S. Leonhardt Philips Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, RWTH Aachen, Aachen, Deutschland E-Mail: medit@hia.rwth-aachen.de

S. Schwandtner, M. Kortyka ABIOMED Europe GmbH, Aachen, Deutschland

Copyright:VDI Verlag GmbHBand:Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 267 "Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 7. Workshop, Tagungsband"Editors:Ralf Tita, Robert Riener, Martin Buss, Tim C. LüthISBN:978-3-18-326717-0Pages:57-58

Modellbildung und Regelung mechatronischer Herzunterstützungssysteme

S. Schwandtner¹, M.Walter², M. Kortyka¹, S. Leonhardt²

¹ABIOMED Europe GmbH, Neuenhofer Weg 3, 52074 Aachen ² Philips Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, Helmholtz-Insitut für Biomedizinische Technik, RWTH Aachen, Pauwelsstr. 20, 52076 Aachen

medit@hia.rwth-aachen.de

EINLEITUNG

Die adäquate, aber gleichzeitig finanzierbare medizinische Versorgung einer alternden Bevölkerung ist eine wichtige Herausforderung der Zukunft. Die für diese Bevölkerungsgruppe wichtigste Krankheitsgruppe sind die kardiovaskulären Erkrankungen, zu denen u.a. der Herzinfarkt und die Kardiomyopathie zählen.

Vor diesem Hintergrund werden schon seit Jahren in vielen Ländern massive Forschungs- und Entwicklungsanstrengungen unternommen, um langzeitstabile Kunstherzen bzw. Herzunterstützungssysteme zu bauen. Um diese mechatronischen Geräte im Langzeitbetrieb an den physiologischen Bedarf anzukoppeln, bedarf es zusätzlich der Erarbeitung geeigneter Strategien zur Erfassung und Regelung des Gesamtsystems Patient-Maschine. Unabdingbar sind dafür regelungstechnische Modelle der Stellglieder und der (pathophysiologisch gestörten) Regelkreise des Patienten.

METHODEN

Im Folgenden wird exemplarisch die Modellbildung eines katheter-basierten Herzunterstützungssystems der Fa. Abiomed beschrieben. Es besteht aus einem hochtourig betriebenen Synchronmotor (\emptyset 5 mm) und einem sog. "Impeller" als Blutfördereinrichtung. Über einen arteriellen Zugang kann das System in den Körper eingeführt und in der linken Hauptkammer transvalvulär platziert werden, vgl. Abb. 1.



Abb. 1: Aufbau und Platzierung des Recover LV TM

In Abb. 2 ist das klassische elektrische Ersatzschaltbild eines Synchronmotors im stehenden Koordinatensystem (sog. "abc-Raum") gezeigt. Hierbei bedeuten R_s und L_s die Ständerwiderstände und – induktivitäten und E_a , E_b and E_c die drehzahlabhängig induzierten Gegenspannungen.



Abb. 2: Ersatzschaltbild eines Synchronmotors.

Entsprechend läßt sich ein Synchronmotor durch ein gekoppeltes Differentialgleichungssystem erster Ordnung beschreiben.

$$\begin{bmatrix} u_{a} \\ u_{b} \\ u_{c} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{s} & 0 & 0 \\ 0 & R_{s} & 0 \\ 0 & 0 & R_{s} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_{a} \\ i_{b} \\ i_{c} \end{bmatrix} + \frac{d}{dt} \left\{ \begin{bmatrix} L_{s} & 0 & 0 \\ 0 & L_{s} & 0 \\ 0 & 0 & L_{s} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_{a} \\ i_{b} \\ i_{c} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} E_{a} \\ E_{b} \\ E_{c} \end{bmatrix} \right\}$$
(1)

Durch Koordinatentransformation lässt sich diese Ständer-bezogene Vektor-Dgl. in den mitrotierenden Rotor-Raum abbilden (sog. dq-Transformation), vgl. [Ong, 1998; Isermann, 2003]. Man kann zeigen, dass sich unter Berücksichtigung des mechanischen Teilmodells das in Abb. 3 gezeigte dynamische Modell ergibt, wobei Ψ die Flussverkettung und J das Trägheitsmoment ist. Typische Werte für R_s und L_s liegen bei $R_s = 5,14\Omega$ und $L_s = 44$ µH.



Abb. 3: nichtlineares Blockschaltbild der mech. und elektr. Komponenten im qd-Koordinatensystem

Ferner steht T_{el} für das elektrische erzeugte Drehmoment (*torque*), die Indizes *R* und *load* stehen für Reibung (*friction*) und Last. Der Radwinkel θ ergibt sich durch Integration von ω .

Wie bei angetriebenen Pumpsystemen üblich, erfolgt die Berücksichtigung des Impellers zweckmäßigerweise durch ein statisches Kennlinienfeld (Abb. 4), vgl. [Schwandtner 2006a, b].



Abb. 4: Förderleistung eines Recover 5.0 LV als Funktion der Last (Differenzdruck) und der Drehzahl.

Zur späteren Adaption der Förderleistung an den Bedarf sollte im Sinne einer Kaskadierung zunächst eine unterlagerte Drehzahlregelung implementiert werden. Heutzutage verwendet man dazu einen feld-orientierten Regelansatz [Ong, 1998], bei dem I_d zu 0 ausgeregelt wird. Unter dieser Randbedingung ist T_{el} und damit auch ω ausschließlich über I_q bzw. U_q steuerbar, vgl. Abb. 5.



Abb. 5: Feld-orientierte Drehzahlregelung mit unterlagerter Stromregelung.

Für diesen Regelungstyp sind allerdings Hin- und Rück-Transformationen vom abc- in den qd-Raum und umgekehrt in Echtzeit zu berechnen. Dazu benötig man den aktuellen Radwinkel θ , der im vorliegenden Fall aufgrund der Größenverhältnisse nicht gemessen werden konnte, sondern geschätzt werden musste.

ERGEBNISSE

Exemplarisch zeigt Abb. 6 das Verhalten der Regelung bei Änderung des Drehzahlsollwertes.





DISKUSSION

Wie gezeigt, ist eine Feld-orientierte Regelung der Drehzahl trotz fehlender Winkelmessung mit hinreichender Regelgüte möglich. Eine saubere Modellbildung und unterlagerte Regelung ist eine zwingende Voraussetzung für die Nutzung solcher katheter-basierter Herzunterstützungssysteme in überlagerten Regelkreisen und bilden die Basis für weitergehende Arbeiten an der Schnittstelle zwischen Patient und Maschine.

LITERATURHINWEISE

[Isermann 2003]

R. Isermann, *Mechatronic Systems*, Springer Verlag, Heidelberg, 2003.

[Ong 1998]

C.-M. Ong, *Dynamic Simulation of Electric Machinery using* Matlab/SIMULINK, Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ 07458, 1998.

[Schwandtner 2006a]

S. Schwandtner, M. Kortyka und S. Leonhardt, "Smart Mechatronic Device to assist Heart Function", in *Proc.* 4th *IFAC Symposium on Mechatronic Systems*, Heidelberg, Germany, Sep. 12th - 14th, 2006.

[Schwandtner 2006b]

S. Schwandtner, M. Kortyka, H. Ritz und T. Sieß, "Development of an Electronic Controller Module for Micro-Axial Blood Pumps for Cardiac Support", in *14th Congress ISRBP*, Leuven, Belgium, Aug. 30th – Sept. 2nd, 2006