

**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 GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 267 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 7. Workshop, Tagungsband“
Editors: Ralf Tita, Robert Riener, Martin Buss, Tim C. Lüth
ISBN: 978-3-18-326717-0
Pages: 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 (\varnothing 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.

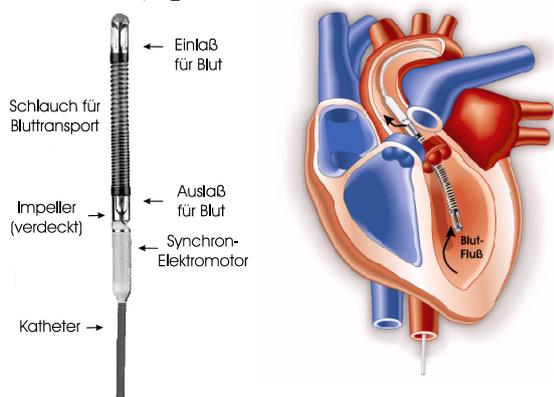


Abb. 1: Aufbau und Platzierung des Recover LV™

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 und E_c die drehzahlabhängig induzierten Gegenspannungen.

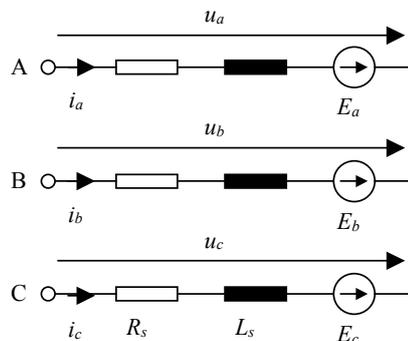


Abb. 2: Ersatzschaltbild eines Synchronmotors.

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

$$\begin{bmatrix} u_a \\ u_b \\ u_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_s & 0 & 0 \\ 0 & R_s & 0 \\ 0 & 0 & R_s \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ i_b \\ i_c \end{bmatrix} + \frac{d}{dt} \left\{ \begin{bmatrix} L_s & 0 & 0 \\ 0 & L_s & 0 \\ 0 & 0 & L_s \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ i_b \\ i_c \end{bmatrix} \right\} + \begin{bmatrix} E_a \\ E_b \\ E_c \end{bmatrix} \quad (1)$$

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 Flussverketung und J das Trägheitsmoment ist. Typische Werte für R_s und L_s liegen bei $R_s = 5,14 \Omega$ und $L_s = 44 \mu\text{H}$.

