

**10. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
29. bis 30. März 2012 in Aachen**



**„Modellierung eines hydraulischen Herzkreislaufsimulators  
mit dem Lagrange-Formalismus“**

Stefanie Heinke, Christian Costante, Marian Walter, Steffen Leonhardt  
Philips Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, RWTH University Aachen, Aachen,  
Deutschland  
E-Mail: heinke@hia.rwth-aachen.de

Sebastian Schwandtner  
Abiomed Europe GmbH, Aachen, Deutschland

Copyright: VDI Verlag GmbH  
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 286 „Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin“  
Editors: Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt, Prof. Dr.-Ing. Dirk Abel, Prof. Dr.-  
Ing. Klaus Radermacher, Christian Brendle, Henry Arenbeck, Kurt Gerlach-  
Hahn, Kirska Dannenberg  
ISBN: 978-3-18-328617-1  
Pages: 22-23

# Modellierung eines hydraulischen Herzkreislaufsimmers mit dem Lagrange-Formalismus

Stefanie Heinke<sup>1</sup>, Sebastian Schwandtner<sup>2</sup>, Christian Costante<sup>1</sup>, Marian Walter<sup>1</sup> und Steffen Leonhardt<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Philips Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik, Aachen, Deutschland

<sup>2</sup>Abiomed Europe GmbH, Aachen, Deutschland

Kontakt: heinke@hia.rwth-aachen.de

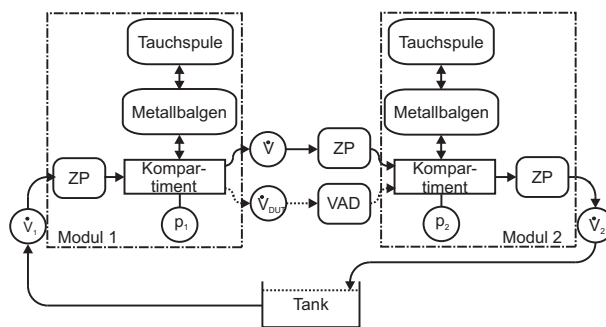
## Einleitung

Erkrankungen des Herzkreislaufsystems sind weltweit die häufigste Todesursache. Prominente Beispiele hierfür sind Schlaganfall, angeborene Herzfehler oder koronare Herzkrankheit [1]. Der Fokus in diesem Beitrag liegt auf der Modellierung eines hydraulischen Herzkreislaufsimmers, der es ermöglicht, Herzunterstützungssysteme (VADs) zu testen. VADs sind mechanische Pumpen, die bei schwerer, medikamentös therapierefraktärer Herzinsuffizienz implantiert werden. Die meisten Systeme entlasten den Ventrikel, indem sie diesem Blut entnehmen und in die Pulmonalarterie oder Aorta auswerfen [2]. Um die Funktionsweise dieser Systeme zu testen, werden Herzkreislaufsimmern eingesetzt, die die hydraulische Last, die das menschliche Herzkreislaufsystem auf das VAD ausübt, nachahmen. Dabei wird die Impedanz des menschlichen Gefäßsystems als Kombination aus einem Strömungswiderstand und einem Druck- bzw. Volumenspeicher verstanden. Daher bestehen hydraulische Herzkreislaufsimmern meist aus einem (manuell) verstellbaren Widerstand und einem Windkesselgefäß, welches die Compliance der Gefäße nachahmt. Um einseitig das Verhalten des menschlichen Ventrikels nachzuempfinden, wird zusätzlich ein aktives Element benötigt, wozu häufig ein weiteres VAD verwendet wird.

Im Gegensatz dazu besteht der hier vorgestellte Herzkreislaufsimmern ausschließlich aus aktiven elektrischen und mechanischen Komponenten. Damit dieses System in der Lage ist, ein- und ausgangseitig diverse Solldruck- oder Sollflussvorgaben zu erzeugen, muss eine Regelung entworfen werden, die wiederum ein Modell voraussetzt. Um diesem gemischten elektrisch - mechanisch - hydraulischen Konzept gerecht zu werden, wurden für die Modellierung der Lagrange-Formalismus, der auf der Bestimmung der potentiellen  $E_{pot}$  und kinetischen Energie  $E_{kin}$  im System basiert, verwendet (siehe [3]).

## Methoden

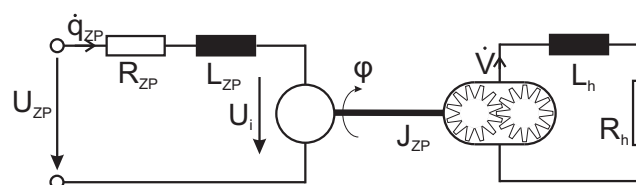
Der modellierte Herzkreislaufsimmern besteht aus zwei Modulen (siehe Abb.1), die die Vor- und die Nachlast des VADs realisieren [4]. Jedes dieser Module besteht aus einer Zahnradpumpe, einer Kombination aus einem Metallbalgen und einer Tauchspule sowie einem transparenten Kompartiment. Interessant sind die Drücke in den Kompartimenten, da in diesen die ein- bzw. ausgangseitigen Drücke des VADs eingepreßt werden. Dabei werden die Zahnradpumpen genutzt, um den statischen Arbeitspunkt einzustel-



**Abb. 1:** Struktur des hydraulischen Herzkreislaufsimmers, ZP = Zahnradpumpe, p= Druckmessstelle,  $\dot{V}$  = Flussmessstelle, VAD = Herzunterstützungssystem

len, während der Tauchspulaktuator Kraft auf den Metallbalgen ausübt und so den dynamischen Anteil des Drucks im Kompartiment erzeugt. Parallel zum VAD befindet sich eine dritte Zahnradpumpe, um das klappenlose Konzept des Prüfstands zu ermöglichen. Beim Schluss einer Herzklappe kann so der Fluss parallel zum VAD durch die dritte Zahnradpumpe geleitet werden. Die Zahnradpumpen werden von einem Gleichstrommotor angetrieben.

Für die Modellierung wurde ein Modul des Herzkreislaufsimmers betrachtet und in die zwei Bestandteile Zahnradpumpe und Tauchspule in Kombination mit Metallbalgen zerlegt. Abb. 2 zeigt das Ersatzschaltbild für das System Zahnradpumpe mit angeschlossenem Schlauch als hydraulischer Einheit. Die Zahnradpumpe wird von einem Gleichstrommotor angetrieben und pumpt in einen in das Kompartiment führenden kurzen Schlauch. Für diesen Systemausschnitt sind drei generalisierte Koordinaten nötig:  $q_{ZP}$ ,  $\varphi$  und  $V$ , wobei  $q_{ZP}$  die elektrische Ladung (elektrischer Teil),  $\varphi$  der Winkel (mechanisch-rotatorischer Teil) und  $V$  das Volumen des hydraulischen Teils sind. Dieses Teilsys-



**Abb. 2:** Ersatzschaltbild für die Zahnradpumpe mit Schlauch

tem enthält keinen Potentialspeicher, daher gilt:

$$E_{pot} = 0.$$

Die kinetische Energie ergibt sich aus dem elektrischen, mechanisch-rotatorischen und hydraulischen Bestandteil:

$$E_{kin} = \frac{1}{2} \cdot L_{ZP} \cdot \dot{q}_{ZP}^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{ZP} \cdot \dot{\phi}^2 + \frac{1}{2} \cdot L_h \cdot \dot{V}^2.$$

Dabei sind  $L_{ZP}$  die Ankerinduktivität des Gleichstrommotors,  $J_{ZP}$  das Trägheitsmoment des Rotors und  $L_h$  die hydraulische Induktivität. Da

$$E_{pot} = 0,$$

ist

$$L = E_{kin}.$$

Entsprechend der kinetischen Energie ergibt sich auch die infinitesimale Arbeit in diesem Systemausschnitt aus einem elektrischen (el), mechanischen (mech) und hydraulischen (hyd) Anteil:

$$\partial W = \partial W_{ZP_{el}} + \partial W_{ZP_{mech}} + \partial W_{hyd}.$$

Dabei gilt für die infinitesimale Arbeit des elektrischen Kreislaufs:

$$\partial W_{ZP_{el}} = U_{ZP} \cdot \partial q_{ZP} - R_{ZP} \cdot \dot{q}_{ZP} \cdot \partial q_{ZP} - K_{B\_ZP} \cdot \dot{\phi} \cdot \partial q_{ZP},$$

mit  $U_{ZP}$  als angelegte Spannung,  $R_{ZP}$  dem Ankerwiderstand und  $K_{B\_ZP}$  als Rückinduktionskonstante. Die infinitesimale mechanische Arbeit in diesem Systemausschnitt ergibt sich zu:

$$\partial W_{ZP_{mech}} = K_{M\_ZP} \cdot \dot{q}_{ZP} \cdot \partial \varphi - p \cdot V_{S\_ZP} \cdot \partial \varphi,$$

wobei  $K_M$  der Momentenkonstanten,  $V_{S\_ZP}$  dem Schluckvermögen der Zahnradpumpe und  $p$  dem Druckabfall entspricht. Die infinitesimale Arbeit des hydraulischen Kreislaufs ergibt sich aus

$$\partial W_{hyd} = p \cdot \partial V - R_h \cdot \dot{V} \cdot \partial V.$$

Dabei entspricht  $R_h$  dem hydraulischen Widerstand. Die Lagrange-Gleichung wird für jede generalisierte Koordinate berechnet, so dass man folgende Differentialgleichungen erhält, die das System beschreiben:

- elektrisch

$$L_{ZP} \cdot \ddot{q}_{ZP} = U_{ZP} - R_{ZP} \cdot \dot{q}_{ZP} - K_{B\_ZP} \cdot \dot{\phi}$$

- mechanisch-rotatorisch

$$K_{M\_ZP} \cdot \dot{q}_{ZP} = J_{ZP} \cdot \ddot{\phi} + p_{ZP} \cdot V_{ZP}$$

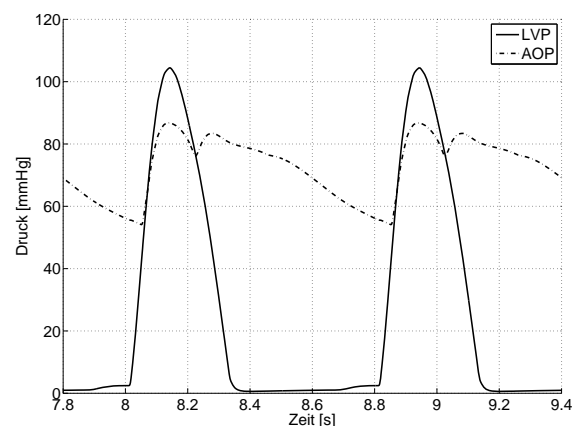
- hydraulisch

$$p = L_h \cdot \ddot{V} + R_h \cdot \dot{V}.$$

Entsprechend wurden auch die Gleichungen für die Kombination aus Metallbalgen und Tauchspulenaktuator bestimmt.

## Ergebnisse

Es zeigt sich, dass der Lagrange-Formalismus gut geeignet ist, um ein System bestehend aus elektrischen, mechanischen und hydraulischen Komponenten zu modellieren, da man bei der Beschreibung nicht zwischen den verschiedenen Domänen wechseln muss. In einem weiteren Schritt wurde eine Systemidentifikation durchgeführt, um das Modell parametrieren und nach Matlab / Simulink™ übertragen zu können. Simulationsergebnisse, des mit einem PI-Regler geregelten Modells, sind in Abb.3 dargestellt. Die Sollvorgaben waren der Druck des linken Ventrikels und der Aorta, wobei die Aortenklappe einen erhöhten Widerstand hat. Das Simulink Modell des geregelten Prüfstandes ist in der Lage diese Druckvorgaben nachzuahmen.



**Abb. 3:** Simulation des Drucks im linken Ventrikel (LVP) und in der Aorta (AOP) mit dem Simulinkmodell des geregelten Prüfstands

## Literatur

- [1] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>
- [2] HOMBACH, V.: *Interventionelle Kardiologie, Angiologie und Kardiovaskularchirurgie: Technik, Klinik, Therapie*. F. K. Schattauer Verlagsgesellschaft mbH, 2001
- [3] NOLTING, Wolfgang: *Grundkurs Theoretische Physik 2, Analytische Mechanik*. Springer-Lehrbuch, 8. Auflage, 2011
- [4] HEINKE, S. ; SCHWANDTNER, S. ; SIESS, T. ; WALTER, M. ; LEONHARDT, S.: *Development of an Innovative Mock Circulatory Loop for VAD Testing*. XXXVIII ANNUAL ESAO & IV BIENNIAL IFAO CONGRESS, Porto, Portugal 9.-12. October, 2011

## Danksagung

Die Autoren danken für die Förderung des Projekts AH-recovery aus dem Europäischen Fonds für regionale Entwicklung (EFRE) kofinanzierten operationellen Programm für NRW Ziel 2 Regionale Wettbewerbsfähigkeit und Beschäftigung 2007-2013.