

**8. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
20.-21. März 2009 in Berlin**



**„Objektorientierte Modellbildung eines mechanischen
Lungenmodells zur Kunstherzregelung“**

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

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 274 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 8. Workshop, Tagungsband“
Editors: Thomas Schauer, Henning Schmidt, Marc Kraft
ISBN: 978-3-18-327417-8
Pages: 17-18

Objektorientierte Modellbildung eines mechanischen Lungenmodells zur Kunstherzregelung

Stefanie Heinke¹ und Steffen Leonhardt¹

¹Philips Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, RWTH Aachen, Aachen, Deutschland
Kontakt: heinke@hia.rwth-aachen.de

Einleitung

Im Allgemeinen ist die Indikation für eine Herztransplantation dann gegeben, wenn das natürliche Herz bspw. aufgrund einer dilatativen oder ischämischen Kardiomyopathie so geschädigt ist, dass bei einem Patienten eine schwere Herzinsuffizienz vorliegt (Schweregrad gemäß New York Heart Association (NYHA) III-IV). Bereits in den letzten Jahren ist die Anzahl der Patienten, die auf der Warteliste für ein Spenderherz stehen gestiegen. Da in Zukunft mit einem weiteren Anstieg an Herzkrankheiten gerechnet wird [1], ist nicht davon auszugehen, dass sich diese Situation entspannt. Damit wird auch der Bedarf für ein Kunstherz, welches für den langfristigen Einsatz geeignet ist, deutlich [2].

Wenn ein Kunstherz eine echte Alternative für ein Spenderherz darstellen soll, muss es für den Dauerbetrieb geeignet sein und sollte die Funktionsweise des natürlichen Herzens bestmöglich imitieren. Dafür muss es über eine physiologische Regelung verfügen. Ausgehend von einem pulsatischen Kunstherzen heißt das, dass es die Belastungssituation des Patienten kennen muss und das Herzminutenvolumen ($CO = \text{Cardiac Output}$) über eine Variation des Schlagvolumens und der Herzfrequenz daran entsprechend anpasst ($CO = \text{Schlagvolumen} \times \text{Herzfrequenz}$).

Informationen über die körperliche Belastungssituation lassen sich über die körpereigenen Regelkreise gewinnen. Hier wurde zunächst die Atmung ausgewählt, denn mit der körperlichen Aktivität steigt der Sauerstoffbedarf und damit zwangsläufig auch die Atemfrequenz und das Atemzugvolumen. Beide Größen lassen sich gut mit einem Atemgürtel und nur mit geringer Beeinträchtigung des Patienten messen.

Es gibt verschiedene Arten von Modellen, die die Atmung beschreiben, wobei die Gliederung hier in Anlehnung an [3] vorgenommen wird. Grundsätzlich lassen sich die Modelle in mechanische Atmungsmodelle und in Modelle, die den Regelungsmechanismus der Atmung beschreiben, einteilen. Letztere arbeiten häufig mit Massenbilanzen von Gaskonzentrationen und beschreiben ein Regelzentrum bspw. im Gehirn oder in den Karotiden. Daher wurde sie hier nicht in Betracht gezogen. Bei den mechanischen Modellen gibt es Modelle, die sich mit dem Gastransport beschäftigen, Modelle, die sich auf spezielle Fragestellungen konzentrieren (z.B. Lungendehformation) und Modelle, die die respiratorische Mechanik sowie ggf. den Atemfluss abbilden. Diese wurden in die engere Auswahl einbezogen.

Hier wurde ein Lungenmodell ausgesucht, welches mit dem

durch die Atemmuskulatur aufgebauten Druck als Eingangsgröße arbeitet. Das Modell wurde in der Simulationsumgebung Modelica / Dymola[®] abgebildet und lässt sich zusätzlich um den Gasaustausch erweitern.

Modellbildung

Das ausgewählte Lungenmodell wurde von Liu et. al. entwickelt und in [4] vorgestellt, wobei in [5] eine aktualisierte Version des Modells zu finden ist. Auf letzteres Modell wird sich im Folgenden bezogen. Die Abweichungen zwischen den beiden Versionen betreffen das Lungengewebe und das Eingangssignal, welches in [4] noch der Pleuradruck war. Das Eingangssignal ist hier durch

$$P_{mus} = A_{mus} \sin(2\pi ft) + A_{mus}$$

gegeben, so dass ein direkter Zusammenhang von der Atemfrequenz und der Atemtiefe über die Größen f und A_{mus} auf den aufgebauten Druck vorliegt. Das Modell besteht im Wesentlichen aus zwei Teilen: einem Teil, welcher einzelne mechanische Komponenten beinhaltet und dem Teil, der den Gasaustausch abbildet [5]. Das pneumatische Analogon des Modells ist in Abbildung 1 zu sehen. Die beiden oberen Widerstände R_u und R_c geben den Widerstand bedingt durch den Mund- und Nasenbereich R_u und die Luftröhre R_c wider. Der Widerstand R_s entspricht den kleinen Atemwegen d.h. Luftwege mit einem geringen Durchmesser und ist mit folgender Formel gegeben:

$$R_s = A_s e^{K_s(V_A - RV)/(V^* - RV)} + B_s$$

Die Parameter A_s , K_s , RV , V^* und B_s sind feste Werte, die für die einzelnen Testpersonen erhoben wurden. Damit hängt der Widerstand R_s von der Größe V_A ab, die dem Volumen der Kapazität C_l entspricht.

Die Kapazität C_c bildet den Druck über dem kollabierbaren Kompartiment der Luftröhre ab. Die Kapazität C_{cw} gibt das Verhalten des Brustkorbs wider. Das Lungengewebe, welches in [4] noch aus einer Reihenschaltung von einem Widerstand und einer Kapazität nachgebildet wurde, wurde in [5] durch einen Kelvin Körper, über dem der Druck $P_{l,dyn}$ abfällt, ersetzt. Hier wurde allerdings eine nichtlineare Variante eines Kelvin Körpers verwendet, da lineare Kelvin Körper im Allgemeinen nur für kleine Volumenänderungen gute Ergebnisse zeigen. Um mit dem Modell auch größere Änderungen des Luftvolumens, was insbesondere bei körperlicher Belastung auftreten kann, abbilden zu können, wurde diese Erweiterung vorgenommen. Das Modell

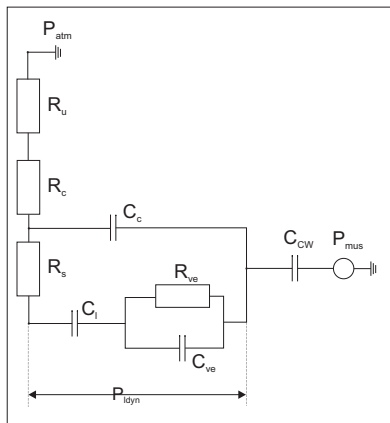


Abb. 1: Pneumatisches Analogon des Lungenmodells [5]

ist dadurch für die vorliegende Fragestellung gut geeignet.

Das Programm Modelica / Dymola[®] wurde ausgewählt, weil es sich um eine graphische, objektorientierte Simulationsumgebung handelt. Da Modelica / Dymola[®] einen modularen Aufbau ermöglicht, können die Komponenten eines Modells wie bspw. hier R_u in separaten "models" gebaut werden, sowie jedes einzelne "model" mit einer Graphik versehen werden. Daher eignet sich das Programm auch gut für den Austausch mit den medizinischen Partnern.

Des Weiteren wurde das Programm Modelica / Dymola[®] wegen der Möglichkeit mit Konnektoren zu arbeiten ausgewählt. Konnektoren stellen die Schnittstellen zwischen den einzelnen Modulen dar und verfügen immer über wenigstens eine Fluss- sowie eine Potentialgröße. Der Vorteil an den Konnektoren liegt darin, dass der Fluss (hier der Atemvolumenfluss) in beide Richtungen erfolgen kann d.h. keine Flussrichtung mit der Modellbildung vorgegeben wird. Der Konnektor des hier vorgestellten Lungenmodells ist in Abbildung 2 zu sehen.

```
connector cnAirFlow
/*Potentialgröße Druck, Flussgröße Volumenstrom VolFlow in l/s*/
Pressure_cmH2O pressure;
flow VolFlow AirFlow;
end cnAirFlow;
```

Abb. 2: Konnektor im erstellten Lungenmodell

Ergebnisse

Es wurde ein mechanisches Lungenmodell vorgestellt und dieses in Modelica / Dymola[®] nachgebildet. Das Modell soll für die Regelung eines Kunstherzens eingesetzt werden und die Eignung des Modells dafür wurde gezeigt. Gegebenenfalls kann dieses Modell noch um den Gasaustausch erweitert werden.

Diskussion

Das Modell selbst muss zunächst im Rahmen von Belastungsmessung mit Hilfe eines Atemgürtels validiert wer-

den. Dafür müssen noch Werte wie Lungenvolumen, Residualvolumen etc. der Testpersonen erhoben werden, da für die Programmierung die Werte der Testpersonen aus [5] übernommen wurden. Einige Werte der Testpersonen wurden in [4] mit einem Parameterschätzverfahren bestimmt. Es ist daher zu klären, ob dies bei den Kunstherzpatienten praktikabel ist. Fraglich ist auch, ob es reicht die Parameterwerte des Modells auf Kunstherzpatienten anzupassen oder ob einzelne Komponenten in Ihrer Struktur verändert werden müssen.

Eine weitere Validierung des Modells soll im Rahmen einer HIL-Simulation erfolgen. Dabei wird das das Aachener Kunstherz (entwickelt am Lehrstuhl für Angewandte Medizintechnik der RWTH Aachen) an einen hybriden Kreislaufsimulator angeschlossen, welcher sich derzeit noch in der Konstruktion befindet.

Literatur

- [1] WORLD HEALTH ORGANIZATION: *World Health Statistics 2007*. www.who.int/whosis/whostat2007_10highlights.pdf
- [2] EUROTRANSPLANT INTERNATIONAL FOUNDATION: *Annual Report 2007*. http://www.eurotransplant.nl/?id=annual_report
- [3] JOHNSON, Arthur T.: *Biomechanics and exercise physiology: quantitative Modeling, 2. Auflage*. CRC Press, 2007
- [4] LIU, C. H. ; NIRANJAN, S.C. ; CLARK, J.W. J. ; K. Y., San ; ZWISCHENBERGER, J.B. ; BIDANI, A.: Airway mechanics, gas exchange, and blood flow in a nonlinear model of the normal human lung. In: *Journal of Applied Physiology* Vol. 84 (1998), S. 1447–1469
- [5] ATHANASIADES, A. ; GHORBEL, F. ; CLARK, J.W. J. ; NIRANJAN, S.C. ; OLANSEN, J. ; ZWISCHENBERGER, J.B. ; BIDANI, A.: Energy analysis of a nonlinear model of the human lung. In: *Journal of Biological Systems* Vol. 8, No. 2 (2000), S. 115–139

Danksagung

Die Autoren danken für die Förderung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG).