

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



**„Simulation des menschlichen Herz-Kreislauf-Systems mit  
der objektorientierten Komponentenbibliothek  
„HumanLib““**

Anja Brunberg, Dirk Abel  
Institut für Regelungstechnik, RWTH Aachen, Aachen, Deutschland  
E-Mail: a.brunberg@irt.rwth-aachen.de

Rüdiger Autschbach  
Klinik für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie, UK Aachen, Aachen, Deutschland

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: 19-20

# Simulation des menschlichen Herz-Kreislauf-Systems mit der objektorientierten Komponentenbibliothek „HumanLib“

Anja Brunberg<sup>1</sup>, Rüdiger Autschbach<sup>2</sup> und Dirk Abel<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Regelungstechnik, RWTH Aachen, Aachen, Deutschland

<sup>2</sup>Klinik für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie, UK Aachen, Aachen, Deutschland

Kontakt: a.brunberg@irt.rwth-aachen.de

## Einleitung

Um die verschiedenen, in Wechselwirkungen miteinander stehenden körpereigenen Regelkreise zu analysieren und um eine geeignete Simulationsplattform für die Entwicklung geregelter Unterstützungssysteme (z. B. Kunstherz) zu schaffen, wurde die Modellbibliothek „HumanLib“ [1] entwickelt. Diese Bibliothek enthält eine Sammlung von mathematischen Modellen physiologischer Komponenten des Herz-Kreislauf-Systems, die nach den Prinzipien der objektorientierten Programmierung aufgebaut sind. Die Umsetzung erfolgte in Modelica/Dymola. So wird zum einen eine durchgängige Entwicklungs- und Simulationsumgebung genutzt, und zum anderen erleichtert die graphische Oberfläche in Dymola Menschen ohne ausgeprägt technische Sichtweise das Verständnis und die Anwendung der Modelle [2].

Der Aufbau als objektorientierte Bibliothek bringt neben verschiedenen Vorteilen bei der Programmierung und Simulation (u. a. bei der Behandlung algebraischer Schleifen) [3] deutliche Verbesserungen im Hinblick auf flexible Einsatzmöglichkeiten und Erweiterbarkeit von Simulationsmodellen im Vergleich zu signalorientiert-aufgebauten Modellen (z. B. in Matlab/Simulink). In diesem Beitrag soll dies anhand eines Beispiels erläutert werden.

## Methoden und Materialien

In [1, 2] wurde basierend auf Arbeiten aus der Arbeitsgruppe von Ursino [4] ein strömungsmechanisches Modell des Gefäßsystems aufgebaut. Körper- und Lungenkreislauf wurden in acht Segmente aufgeteilt (s. Abb. 1), die sich jeweils aus linearen, konzentrierten Elementen zusammensetzen. In allen Segmenten sind resistive und kapazitive Terme vorhanden (hydraulischer Widerstand und Compliance), in den großen herznahen Gefäßen zusätzlich die Trägheit der mit jedem Herzschlag zu beschleunigenden Blutmasse als induktiver Term. Dieses Modell des Gefäßsystems wird kombiniert mit einem pulsatilen Herzmodell [2] basierend auf linearen bzw. exponentiellen Druck-Volumen-Kennlinien in den Ventrikeln während Systole und Diastole sowie einem geeigneten Übergang zwischen beiden Kennlinien während eines Herzschlags [5–7].

Der arterielle Barorezeptorreflex wurde als Beispiel einer körpereigenen Regelung im Modell ergänzt und in [1, 2] u. a. durch die Simulation von Blutverlust simulativ getestet. Dabei wird kurzfristigen Schwankungen im arteriellen Blutdruck (Rezeptoren im Aortenbogen und Carotis-

sinus, Messort im Modell in der Aorta) durch Veränderung von Herzfrequenz, -kontraktionskraft und Gefäßtonus entgegengewirkt.

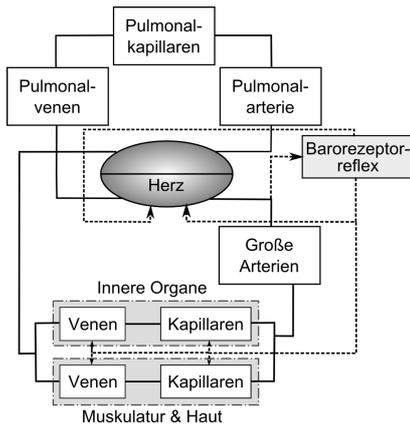
Für eine genauere Untersuchung hämodynamischer Größen ist die obige Beschreibung des Gefäßsystems jedoch nicht detailliert genug. Zum einen werden durch die Beschränkung auf wenigen Segmente Reflexions- und Wellenausbreitungsphänomene [8] nur stark vereinfacht abgebildet, zum anderen zeigen einzelne Gefäßsegmente stark nichtlineares Verhalten (z. B. starke Abhängigkeit des Querschnitts und der Compliance in Venen vom transmuralen Druck). Um das zweite Phänomen in das Modell zu integrieren, wurde eine nichtlineare Beschreibung einzelner Teile des Gefäßsystems basierend auf Arbeiten von Lu und Clark [9] umgesetzt. Die grundsätzliche Struktur dieses Modells kann Abb. 2 entnommen werden.

Um die Vorteile der Modellierung als Bibliothek zu demonstrieren und um eine direkte Vergleichbarkeit zwischen beiden Modellen des Gefäßsystems zu schaffen, wurden sowohl das Herzmodell als auch der physiologische Regelkreis unverändert übernommen. Dies ist möglich, da alle Komponenten klar definierte Schnittstellen besitzen und nur über diese Daten ausgetauscht werden dürfen (Prinzip der Datenkapselung). Folglich kann eine Komponente in ihrem Inneren beliebig komplexe Beschreibungen enthalten, ohne dass dies eine Auswirkung auf andere Komponenten hat, solange die gemeinsamen Schnittstellen aller Komponenten im Blutkreislaufs (Übertragung von Blutdruck und -fluss) erhalten bleiben. Gleiches gilt für die modellierten Teile des Nervensystems: hier wird die Frequenz der Aktionspotentiale übertragen – auf welche Weise sie ermittelt wird, ist außerhalb der Komponente ohne Bedeutung.

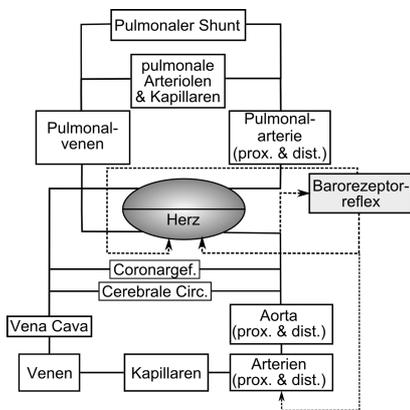
Der Barorezeptorreflex verwendet als Eingangsgröße den arteriellen Blutdruck und als Ausgangsgröße Nervensignale, aufgeteilt in sympathischen und parasympathischen Anteil. Das Herz hat Schnittstellen zu Blutkreislauf und Barorezeptorreflex. Damit ist eine Kompatibilität der Schnittstellen gewährleistet und eine Simulation kann durchgeführt werden.

## Ergebnisse

Abb. 3 zeigt einen Vergleich des Blutflusses in der Pulmonalarterie in beiden Modellen. Es zeigt sich, dass der qualitative physiologische Verlauf [10] wie erwartet vom komplexeren nichtlinearen Modell des Gefäßsystems bes-



**Abb. 1:** Kreislaufmodell mit pulsatilem Herz und Barorezeptorreflex basierend auf [4].

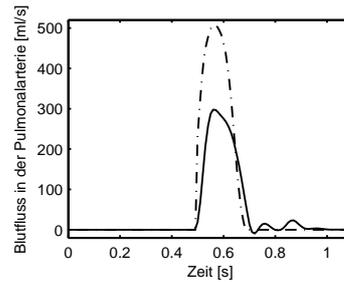


**Abb. 2:** Nichtlineares Kreislaufmodell basierend auf [9] mit pulsatilem Herz und Barorezeptorreflex basierend auf [4].

ser abgebildet wird (Form und insb. Wellen am Ende des Flusspeaks). Es bestehen jedoch quantitative Unterschiede sowohl in der Höhe des Peaks als auch in der Fläche unterhalb der Kurve (Cardiac Output), die nicht allein durch die Unterschiede in der Modellierung erklärt werden können.

## Diskussion

Es wurde gezeigt, dass die objektorientierte Modellierung in der „HumanLib“ eine sehr flexible und komfortable Zusammenstellung von Simulationsmodellen ermöglicht. Eine Anwendungsmöglichkeit hierfür ist z. B. die detaillierte Modellierung einer einzelnen Komponente im Zusammenspiel mit dem restlichen Kreislaufsystem, welches zur Verringerung von Rechenzeit und numerischen Problemen bei der Simulation so einfach wie möglich gehalten wird. Weiterhin ist es so möglich, die Bibliothek Stück für Stück zu erweitern und verfeinern. Bedingt durch die objektorientierte Modellierung können zahlreiche Teilmodelle (z. B. Strömungswiderstand) in mehreren Komponenten eingesetzt werden, so dass eine hohe Wiederverwendbarkeit von Modellwissen und Programmcode besteht.



**Abb. 3:** Verlauf des Blutflusses ( $ml/s$ ) in der Pulmonalarterie im linearen (gestrichelte Linie) und nichtlinearen Modell (durchgezogene Linie).

Die Simulationsergebnisse zeigen jedoch die Notwendigkeit einer sinnvollen und vor allem durchgängigen Parametrierung des Modells bei der Kombination verschiedener Modellansätze. Gegebenenfalls müssen Parameter an z. B. ein anderes Körpergewicht angepasst werden. Dies ist besonders wichtig, wenn eine quantitative Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Modellen bestehen soll.

## Literatur

- [1] BRUNBERG, A. ; STÜTZLE, T. ; ABEL, D. ; AUTSCHBACH, R.: Objektorientierte Modellierung des Herz-Kreislaufsystems. In: *Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin, Automed*, 2007 (VDI Berichte Reihe 17 Nr. 267), S. 55–56
- [2] BRUNBERG, A. ; AUTSCHBACH, R. ; ABEL, D.: Ein objektorientierter Ansatz zur Modellierung des menschlichen Herz-Kreislauf-Systems. In: *at - Automatisierungstechnik* 56 (2008), Nr. 9, S. 476–482
- [3] NÖTGES, T. ; HÖLEMANN, S. ; BOTERO, N. B. ; ABEL, D.: Objektorientierte Modellierung, Simulation und Regelung dynamischer Systeme am Beispiel eines Oxyfuel-Kraftwerksprozesses. In: *at - Automatisierungstechnik* 55 (2007), Nr. 5, S. 236–243
- [4] URSINO, M.: Interaction between carotid baroregulation and the pulsating heart: a mathematical model. In: *Am J Physiol* 275 (1998), Nr. 5, S. H1733–H1747
- [5] SUGA, H. ; SAGAWA, K.: Instantaneous pressure-volume relationships and their ratio in the excised, supported canine left ventricle. In: *Circ Res* 35 (1974), Nr. 1, S. 117–126
- [6] PIENE, H.: Impedance matching between ventricle and load. In: *Ann Biomed Eng* 12 (1984), Nr. 2, S. 191–207
- [7] GAASCH, W. H. ; COLE, J. S. ; QUINONES, M. A. ; ALEXANDER, J. K.: Dynamic determinants of left ventricular diastolic pressure-volume relations in man. In: *Circulation* 51 (1975), Nr. 2, S. 317–323
- [8] AVOLIO, A. P.: Multi-branched model of the human arterial system. In: *Med Biol Eng Comput* 18 (1980), Nr. 6, S. 709–718
- [9] LU, K. ; CLARK, J. W. ; GHORBEL, F. H. ; WARE, D. L. ; BIDANI, A.: A human cardiopulmonary system model applied to the analysis of the Valsalva maneuver. In: *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 281 (2001), Nr. 6, S. H2661–H2679
- [10] GANONG, W. F.: *Rewiev of Medical Physiology*. 22. McGraw-Hill Professional, 2005