

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



**„Objektorientierte Modellierung des Herz-
Kreislaufsystems“**

A. Brunberg, T. Stützle, D. Abel
Institut für Regelungstechnik, RWTH Aachen, Aachen, Deutschland
E-Mail: A.Brunberg@irt.rwth-aachen.de

R. Autschbach
Klinik für Herz-Thorax- und Gefäßchirurgie, Universitätsklinikum Aachen, 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: 55-56

Objektorientierte Modellierung des Herz-Kreislaufsystems

A. Brunberg¹, T. Stützle¹, D. Abel¹, R. Autschbach²

¹Institut für Regelungstechnik, RWTH Aachen
Steinbachstr. 54, 52074 Aachen

²Klinik für Herz-Thorax- und Gefäßchirurgie, Universitätsklinikum Aachen
Pauwelsstraße 30, 52057 Aachen

A.Brunberg@irt.rwth-aachen.de

EINLEITUNG

Die Komplexität des menschlichen Herz-Kreislaufsystems beruht unter anderem auf dem Zusammenspiel des Blutkreislaufs mit den körpereigenen Regulationsmechanismen. Um ein besseres Verständnis dieser physiologischen Regelkreise zu erhalten, sollen die Methoden der mathematischen Regelungstheorie angewendet werden, die eine dynamische mathematische Beschreibung des zu untersuchenden Prozesses voraussetzen.

Es existieren verschiedenste Modelle des kardiovaskulären Systems [Avolio1980, Guyton1972, Naujokat2002]. Diese reichen von unterschiedlichen fluidmechanischen Modellen, die die Kreislauf-Regulationsmechanismen nicht oder nur ungenau abbilden, bis hin zum großen Kreislaufmodell von Guyton [Guyton1972], das eine Vielzahl an physiologischen Regulationsmechanismen berücksichtigt.

So unterschiedlich diese Modelle in ihrem Fokus der Modellierung sind, sie haben die Gemeinsamkeit, dass vor der Modellierung eine klare Wirkrichtung im untersuchten System festgelegt werden muss. Dies ist oft unproblematisch, in manchen Fällen jedoch erzeugt eine Wirkung eine direkte Rückwirkung auf die verursachende Größe. Dadurch entstehen algebraische Schleifen in der Modellierung, die wiederum die numerische Berechenbarkeit des Modells gefährden.

Es wäre wünschenswert, diese Probleme zu vermeiden, d. h. die notwendigen mathematischen Umformungen in das Simulationsprogramm zu verlagern und anstelle einer signalorientierten Modellierung ein Modell aus ungerichteten Gleichungen erstellen zu können.

Aufbauend auf den existierenden Modellen wird eine objektorientierte Modellierung der physiologischen Prozesse und Regelkreise durchgeführt. Dabei soll das Modell in an den einzelnen Organen orientierte Module untergliedert werden. Zwischen den einzelnen Organen bestehen klar definierte, einheitliche Schnittstellen (s. Abschnitt Materialien und Methoden). Dadurch ergibt sich eine offene Erweiterbarkeit und eine gute Strukturierbarkeit der Modelle. Beginnend mit einfachsten Modellen – bestehend lediglich aus Herz, Lunge,

Nervensystem und Niere – kann das Kreislauf-Simulationsmodell im Folgenden verfeinert, verbessert und um weitere Organe ergänzt werden.

Das objektorientiert programmierte Modell kann zudem mit dem Modell eines Herzunterstützungssystems oder dem realen Gerät (Hardware-in-the-Loop) gekoppelt werden, um Regelungs- und Steuerungsalgorithmen zu entwickeln, zu testen oder zu optimieren.

MATERIALIEN UND METHODEN

Die Modellierung erfolgt in der Sprache Modelica in der Simulationsumgebung Modelica/Dymola[®]. Zentrale Elemente dieser Sprache sind die Schnittstellen (*Konnektoren*, s. Abb. 1). Diese bilden die Grenze zwischen verbundenen Teilsystemen und fassen die Größen zusammen, die zwischen diesen übertragen werden sollen. Es wird dabei – im Gegensatz zur signalorientierten Modellbildung – zwischen zwei Signaltypen unterschieden: *Potentialgrößen* (an einem Konnektor gleich, z. B. Blutdruck) und *Flussgrößen* („Nullsumme“, z. B. Stromstärke des Blutes).

```
connector StreamIn
"Connects two vessels or parts of a vessel"
  Pressure_mmHg p;
  flow VolumeFlowRate_mls f;
  "VolumeFlowRate into the vessel:
  Inflow pos.; Outflow neg.";
end StreamIn;
```

Abb. 1: Beispiel: Konnektor für den Blutkreislauf

Diese Festlegungen führen dazu, dass die Gleichungen des Modells nicht mehr sequentiell, sondern in beliebiger Reihenfolge und fast beliebiger Umformung programmiert werden können. Das bedeutet wiederum, dass die Wirkrichtung nicht vor einer Modellbildung festgelegt werden muss, sondern an das jeweilige Simulationsziel angepasst werden kann.

Im Vergleich zu Matlab/Simulink[®] bietet die objektorientierte Programmierung mit Modelica/Dymola[®]

Vorteile durch bessere numerische Berechenbarkeit direkter Rückführungen [Richert2003]: Es ist nicht mehr notwendig, zusätzliche Verzögerungsglieder zur Vermeidung algebraischer Schleifen einzufügen.

Das Ziel der Modellierung ist es, ein modulares Simulationsmodell aufzubauen, welches aus wieder verwendbaren Komponenten besteht. Diese sollen in einer Bibliothek zusammengestellt werden (s. Abb. 2). Zusätzlich zur physiologischen Funktionalität sollen z. B. einige pathologische Veränderungen sowie Modelle von Unterstützungssystemen (z. B. Herz- oder Lungenunterstützungsgeräten) in die Bibliothek integriert werden.

Durch die Bibliotheksstruktur wird vor allem die Erweiterbarkeit des Modells vereinfacht und die Flexibilität bei der Modellbildung erhöht.

Vor dem Beginn der eigentlichen Modellbildung muss der zu modellierende Prozess, also das Herz-Kreislaufsystem, im Hinblick auf die wesentlichen Funktionen und Interaktionen analysiert und strukturiert werden. Das Ziel ist dabei eine Zerlegung in Teilprozesse, die über einheitliche Schnittstellen miteinander verbunden sind.

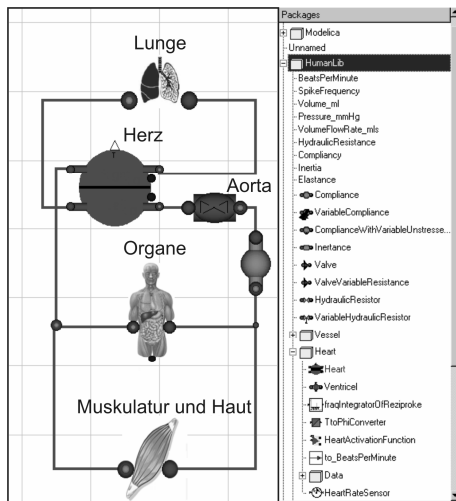


Abb. 2: Bibliotheksstruktur und ein erstes einfaches Simulationsmodell

ERGEBNISSE

An einem ersten pulsatilen fluidmechanischen Dymola-Modell des Kreislaufsystems, das als physiologische Regelung den Barorezeptorreflex enthält, wurde die Auswirkung eines Verlustes von Blutvolumen untersucht.

Das Gesamtvolumen (5,3 l) wird zum Zeitpunkt $t = 35$ Sekunden über einen Zeitraum von 2 Sekunden um 140 ml (2,6%) verringert (Abb. 3, unten). Nach Abklingen der Einschwingvorgänge des Systems nach Start der Simulation wird ein stationärer Zustand erreicht. Der Blutverlust führt dann zunächst zu einem Abfall des arteriellen Blutdrucks, der jedoch durch den Barorezeptorreflex (durch Erhöhung der Herzfrequenz und Erhöhung des Gefäßwiderstands in den peripheren Gefäßen) ausgeglichen wird.

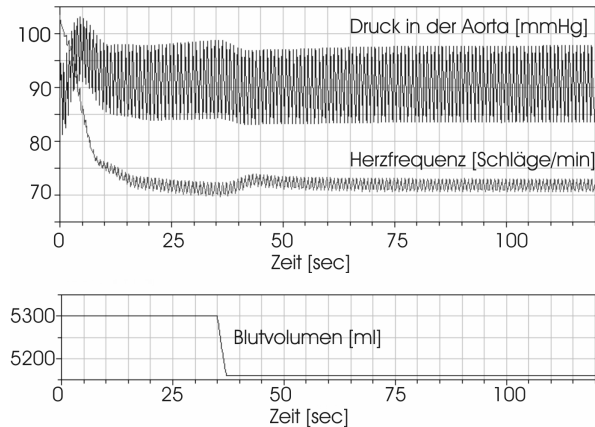


Abb. 3: Verlauf des arteriellen Drucks [mmHg] und der Herzfrequenz [Schläge/Minute] bei Blutverlust von 2,6% des Gesamtvolumens (5,3 l) in 2 Sekunden zum Zeitpunkt $t = 35$ sec.

DISKUSSION

Es wurden die Vorteile und Möglichkeiten der objektorientierten Modellierung des Herz-Kreislaufsystems, sowie simulative Ergebnisse eines ersten Modells in der Simulationsumgebung Modelica/Dymola[®] vorgestellt.

Ausgehend von solchen Modellen ist die durchgängige Entwicklung von technischen Unterstützungsgeräten einfach möglich, da das Modell für eine Reglerentwicklung in eine durchgängige Toolkette integriert werden kann. Auch ein Einsatz in der medizinischen Ausbildung ist denkbar, da die an der physiologischen Struktur orientierte Programmierung besonders anschaulich ist.

LITERATURHINWEISE

[Avolio1980]

Avolio, A., „Multi-branched model of the human arterial system“, *Med. & Biol. Eng. & Comput.* Vol. 18, p 709-718, 1980

[Guyton1972]

Guyton, A.C., Coleman, T.G., Granger, H.J., „Circulation: Overall Regulation“, *Ann. Rev. Physiology* Vol 34, p 13-34, 1972

[Naujokat2002]

Naujokat E., Kiencke, U., „Beobachtung des Patientenzustands bei Herzoperationen“, *at-Automatisierungstechnik* Vol. 50(5), p 204-211, 2002

[Richert2003]

Richert, F., Rückert, J., Schlosser, A., „Vergleich von Modelica und Matlab anhand der Modellbildung eines Dieselmotors“, *at-Automatisierungstechnik* Vol. 51(6), p 247-254, 2003