

Die objektorientierte Umgebung Matlab Simscape zur Modellierung physiologischer Systeme

Chuong Ngo¹, Stephan Dahlmanns¹, Thomas Vollmer², Berno Misgeld¹ und Steffen Leonhardt¹

¹Philips Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik, RWTH Aachen, Deutschland

²Philips GmbH Innovative Technologies, Aachen, Deutschland

Kontakt: ngo@hia.rwth-aachen.de

Einleitung

Physiologische computergestützte Modelle können dazu beitragen, ein besseres Verständnis komplexer physiologischer Zusammenhänge zu ermöglichen. Zusätzlich kann mit Hilfe dieser Modelle die Antwort des menschlichen Körpers auf äußere Einflüsse, zum Beispiel solcher zur Therapieoptimierung, vorhergesagt werden. Die Anwendung mathematischer Modellen in der physiologischen Forschung wurde dabei in den letzten Jahrzehnten durch die Entwicklung moderner Simulationsumgebungen beschleunigt.

Die objektorientierte Simulationsumgebung stellt einen modernen Ansatz der Modellierung dar. In dieser bestehen Verbindungen zwischen Kompartimenten nicht aus mathematische Signale und Informationen (wie in C++ oder Matlab Simulink), sondern aus physikalischen Größen. Zur Beschreibung einer solchen Kompartimentenmodellierung wird in diesem Paper der Fokus auf die Umgebung Matlab Simscape gelegt und die Eigenschaften sowie die Funktionsweise anhand eines kardiovaskulären Modells erläutert.

Modellierung in Matlab Simscape

Die von der Firma MathWorks (Natick, Massachusetts, USA) entwickelte Umgebung Matlab Simscape bietet eine Oberfläche zur Erzeugung physikalischer Komponenten an, die über Linien verbunden werden können. Eine Linie beschreibt eine physikalische Verbindung, d.h. die übertragende Größen sind bidirektional und besitzen physikalische Einheiten, sodass eine verlustfreie Energieübertragung zwischen den Kompartimenten simuliert werden kann.

Jedes Simscape-Element entspricht einem elektrischen Zweipol und wird quantitativ durch eine Differentialgleichung (DGL) zwischen seinem Potential- und Stromgröße beschrieben. Die Richtung der Größe wird daher durch die Angabe der positiven und negativen Pole (+ und -) gekennzeichnet (siehe Abb. 1). Diese Darstellung ist domänenübergreifend, sodass hydraulische Systeme, z.B. das menschliche kardiovaskuläre oder respiratorische System, mit Hilfe elektrischer Elemente dargestellt werden können. Im folgenden wird beispielhaft die DGL eines Gefäßes nach dem von Otto Frank [1] entwickelten Windkesselmodell betrachtet

$$Q(t) = C \cdot \frac{dP_C(t)}{dt} + \frac{P_R(t)}{R}, \quad (1)$$

wobei $Q(t)$ dem Blutstrom, P_R der Druckdifferenz zwischen Gefäßeingang und -ausgang, P_C der Druckdifferenz zwi-

schen Innerem und Äußerem der Gefäßwand, C der Compliance und R dem Fließwiderstand entspricht. In der elektrisch äquivalenten Darstellung entspricht der Blutstrom einem elektrischen Strom und der Druck einer elektrischen Spannung. Die DGL nach Otto Frank kann somit in Simscape durch einen Kondensator parallel zu einem Widerstand realisiert werden.

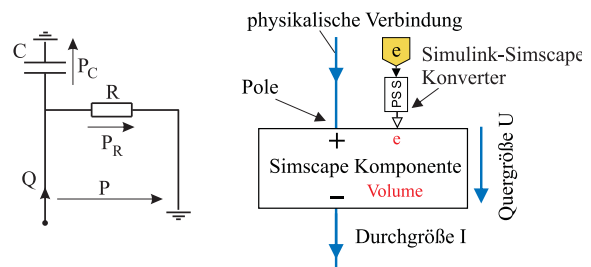


Abb. 1: Links: Ersatzschaltbild eines Windkesselgefäß. Rechts: Individualisierte Komponente in Simscape.

Zusätzlich ermöglicht Simscape die Konstruktion individualisierter Elemente. So können beispielsweise Elemente mit zusätzlichen Eingängen angefertigt und die Einbindung von Signalen aus Simulink ermöglicht werden (siehe Abb. 1). Dadurch eignet sich Simscape insbesondere für die Modellierung physiologischer Prozesse, da nichtlineare Druck-Volumen- und Druck-Fluss-Verhältnisse einfach implementiert werden können.

Das kardiovaskuläre Modell

Als Beispiel für Simscape Modelle wird das menschliche kardiovaskuläre System modelliert. Das Modell basiert auf den Arbeiten von Smith et. al. [2, 3] und Heinke [4]. Es besteht aus 19 Komponenten, über die die Funktionen der Ventrikel, der Herzklappen und des Perikards, sowie das Verhalten der Venen und Arterien von Körper- und Lungenkreislauf simuliert werden (siehe Abb. 2). Nichtlineare Elemente sind an der doppelten Umrandung zu erkennen. Die genutzte Druck-Volumen-Diagramme der Ventrikel und des Septums basieren auf deren exponentiellen end-systolischen und end-dyastolischen Kurve (EDPVR und ESPVR) [2]. Die Aktivierung des Herzschlages geschieht über eine zeitlich veränderliche nicht-lineare Anregefunktion $e(t)$. Das Perikard besteht aus zwei Komponenten; Herzklappen werden durch ideale elektrische Dioden modelliert; die Vorhöfe sind nicht berücksichtigt. Für die konstanten Widerstände und Compliance werden Zahlenwerte von [3] über-

nommen. Die Kondensatoren des Körperkreislaufes sind geerdet, der transmurale Druck entspricht demnach den gemessenen Drücken P_{ao} der Aorta und P_{vc} der Vena Cava. Der Lungenkreislauf befindet sich gemeinsam mit dem Herz im Pleuralraum, die Arterien und Venen sowie das Perikard sind mit dem Pleuralraum verbunden.

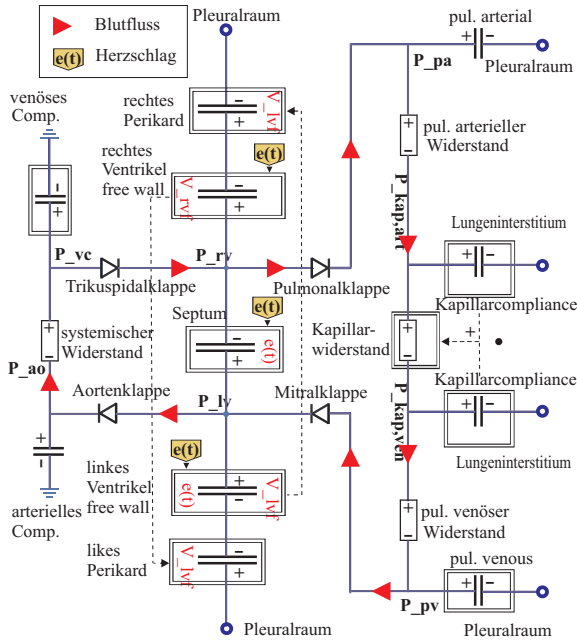


Abb. 2: Das kardiovaskuläre Modell in Simscape.

Simulationsergebnisse

Ein repräsentatives Simulationsergebnis ist in Abb. 2 dargestellt. Zur Initialisierung werden dem Modell physiologische sinnvolle Anfangswerte übergeben. Die Simulationsschwindigkeit ist ca. 20 mal schneller als Echtzeit. Nutzt man die in [4] beschriebenen Parameter, beträgt das simulierte Schlagvolumen (SV) der Ventrikel 72,5 ml, das Herzminutenvolumen 5,8 Liter bei einem konstanten Puls von 80 Schlägen pro Minute. Der Druck in der Aorta beträgt 169 cmH₂O (124,3 mmHg) während der Systole und 110 cmH₂O (80,9 mmHg) in der Diastole. Die für den Lungenkreislauf analogen arteriellen Drücke betragen 34,4 cmH₂O (25,3 mmHg) und 13,8 cmH₂O (10,15 mmHg). Der durchschnittliche Blutdruck in den pulmonalen Kapillaren beträgt 10 cmH₂O (7,36 mmHg). Damit werden das SV und die Blutdrücke eines gesunden Menschen simuliert.

Diskussion

In diesem Beitrag stellen wir einen Tool zur Modellierung der physiologischen System vor. Die Umgebung Matlab Simscape bietet dabei gegenüber anderen Programmiersprache einige Vorteile, u.a. die physiologische Ähnlichkeit durch physikalischen Verbindungen und durch die Implementierung nichtlinearer Druck-Volumen-Verhältnisse. Beispielhaft wird ein kardiovaskuläres System vorgestellt, das aus verschiedenen Kompartimenten des Herzens und

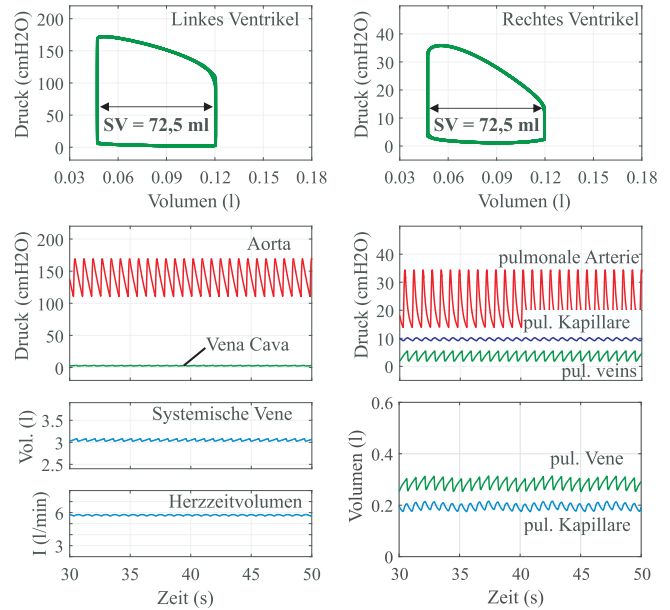


Abb. 3: Simulationsergebnisse des kardiovaskulären Systems aus Abb. 2. Darstellung eines 20 Sekunden Intervalls.

des Gefäßsystems besteht. Die Simulation liefert realitätsnahe Werte für Blutdrücke und Blutvolumen. Zukünftige Forschung zielt auf die Erweiterung des Modells auf das respiratorische System, kardiopulmonale Interaktionen und Flüssigkeitsgleichgewicht des Lungeninterstitiums.

Literatur

- [1] FRANK, Otto: Die Grundform des arteriellen Pulses. In: *Zeitschrift für Biologie* 37 (1899)
- [2] SMITH, Bram W. ; CHASE, J. G. ; NOKES, Roger I. ; SHAW, Geoffrey M. ; WAKE, Graeme: Minimal haemodynamic system model including ventricular interaction and valve dynamics. In: *Medical Engineering & Physics* 26 (2004), Nr. 2, S. 131–139. – ISSN 13504533
- [3] SMITH, Bram W. ; ANDREASSEN, Steen ; SHAW, Geoffrey M. ; JENSEN, Per L. ; REES, Stephen E. ; CHASE, J. G.: Simulation of cardiovascular system diseases by including the autonomic nervous system into a minimal model. In: *Computer methods and programs in biomedicine* 86 (2007), Nr. 2, S. 153–160
- [4] HEINKE, Stefanie ; PEREIRA, Carina ; LEONHARDT, Stefan ; WALTER, Marian: Modeling a healthy and a person with heart failure conditions using the object-oriented modeling environment Dymola. In: *Medical & Biological Engineering & Computing* 53 (2015), Nr. 10, S. 1049–1068