

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



**„Modellbasierte Regelung eines Systems zur Simulation
intraoperativer Blutungen in chirurgischen
Trainingssystemen“**

Matthias Müller, Martin Bringezu, Peter Haupt, Matthias Sturm, Werner Korb
Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Hochschule für Wirtschaft, Technik und
Kultur, Leipzig, Deutschland
E-Mail: Matthias.Mueller@istt.htwk-leipzig.de

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, Kirsa Dannenberg
ISBN: 978-3-18-328617-1
Pages: 32-33

Modellbasierte Regelung eines Systems zur Simulation intraoperativer Blutungen in chirurgischen Trainingssystemen

Matthias Müller¹, Martin Bringezu¹, Peter Haupt¹, Matthias Sturm¹ und Werner Korb¹

¹Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Hochschule für Wirtschaft, Technik und Kultur, Leipzig, Deutschland
Kontakt: Matthias.Mueller@istt.htwk-leipzig.de

Einleitung

In der heute üblichen Praxis werden Assistenzärzte überwiegend durch erfahrene Operateure direkt im OP ausgebildet. Dieses Verfahren ist kostenintensiv und beinhaltet immer auch Restrisiken für die Patienten. Aus diesen Gründen gibt es mittlerweile eine Vielzahl von Forschungsprojekten, welche sich mit der Entwicklung von Simulatoren für die chirurgische Ausbildung befassen. Dabei basieren bislang die meisten derartigen Systeme auf virtueller Realität und Computergrafik [1]. Im hier vorgestellten Projekt wurde ein anderer Ansatz gewählt, der auf der Verwendung von Patientenmodellen aus synthetischen Materialien beruht [2]. Diese ermöglichen im Vergleich zu den rein virtuellen Modellen eine realistischere Haptik und den Einsatz von originalen Instrumenten und Geräten aus der Chirurgie. Konkret wurde ein Modell für das Training einer Diskotomie der Lendenwirbelsäule, also der Entfernung eines Bandscheibenvorfalles entwickelt. Basierend auf OP-Hospitationen und Experteninterviews mit den klinischen Partnern aus dem Universitätsklinikum Leipzig wurden die Anforderungen für das System festgelegt und daraus ein anatomisch und haptisch korrektes Kunststoff-Modell des OP-Gebietes entwickelt. Als integraler Bestandteil des Modells wurde zudem ein System zur Simulation intraoperativer Blutungen entwickelt. Diese kommen bei nahezu allen chirurgischen Eingriffen vor und haben vielfältige Einflüsse auf die Operationsabläufe. Zum Beispiel stellen sie häufig eine deutliche Sichtbehinderung dar und zwingen den Chirurgen dazu andere Abläufe zu unterbrechen.

Technologisch waren vor allem zwei Probleme zu lösen. Zum einen ist das verwendete Kunstblut relativ viskos und bildet klebrige Rückstände. Zum anderen müssen die Volumenströme über einen großen Bereich variiert sein. Bei der Diskotomie zum Beispiel ist das OP-Gebiet sehr klein und der Blutverlust des Patienten beträgt normalerweise nur zwischen 100 und 200 ml. Es ist daher mit Volumenströmen von 0,5 - 1 ml/min zu rechnen. Es können jedoch auch Komplikationen vorkommen, bei denen der Blutverlust schnell über einen Liter betragen kann.

Methoden und Materialien

Ausgehend von diesen Anforderungen wurde eine per Schrittmotor angetriebene Peristaltikpumpe als Kernelement des Systems ausgewählt. Peristaltik- oder Schlauchpumpen sind grundsätzlich sehr gut geeignet um viskose Medien zu fördern. Die Besonderheit der verwendeten Pumpe ist jedoch ihr Antrieb durch einen Schrittmotor. Dieser

ermöglicht im Vergleich zu den sonst üblichen Gleichstrom-, Synchron- oder Spaltpolmotoren, eine viel genauere Steuerung im niedrigen Drehzahlbereich. Das eingesetzte Modell ist für Flussraten von 0,1 - 430 ml/min spezifiziert. Um diesen Bereich effektiv ausnutzen zu können, wurde eine Ansteuerung entworfen, welche im Mikroschrittbetrieb arbeitet und eine Winkelauflösung von rund $0,1^\circ$ ermöglicht.

Da das System mehrkanalig arbeiten soll, wurden Dosierventile geplant, um das Kunstblut auf drei bis vier Einblutungsstellen verteilen zu können. Trotz intensiver Recherche konnten keine kommerziell erhältlichen Proportionalventile gefunden werden, die sowohl den technischen Anforderungen, als auch den wirtschaftlichen Rahmenbedingungen genügen konnten. Daher mussten sie speziell für das Projekt entwickelt werden. Das verwendete Wirkprinzip ähnelt dabei sehr dem einer Schlauchpumpe. Ein Servomotor verändert über eine Rolle den Querschnitt eines Silikonschlauches und so den Strömungswiderstand des Ventils. Es gilt:

$$R_S = \frac{\Delta p}{\dot{V}} = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

Wie man aus der Formel erkennen kann, geht die Änderung des Durchmessers in der vierten Potenz ein. Die Ventile weisen also eine nichtlineare Kennlinie auf. Das ursprüngliche System bestand lediglich aus der Pumpe, einem Vorratsbehälter, einem Manifold und den Ventilen. Zur Einleitung in das Modell wurden Standard-Kanülen mit Luer-Lock-Anschluss verwendet. Hierbei zeigten sich aber zwei gravierende Nachteile. Wenn der Chirurg während des Trainings die Kanülen abdrückt und so den Volumenstrom blockiert, steigt der Druck innerhalb des Systems stark an. Wird die Blockade anschließend wieder gelöst, spritzt das Kunstblut stark in das OP-Gebiet ein. Ein weiteres Problem wurde durch den mechanischen Aufbau der Pumpe erzeugt. Diese arbeitet nur mit zwei Antriebsrollen, wodurch sich pro Umdrehung zwei deutliche Einbrüche im Flüssigkeitsdruck ergeben. Bei sehr kleinen Volumenströmen kommt es so zu einer mehrsekündigen Unterbrechung der Blutförderung. Um das erste Problem zu beseitigen, wurde das System, wie in Abbildung 1 gezeigt, erweitert. Anstatt das Kunstblut direkt in das Modell zu fördern, wird nunmehr über ein Bypass-Ventil ein geschlossener Kreislauf erzeugt. Die Abgabe von Kunstblut an das Modell wird über die Dosierventile gesteuert. Der resultierende Volumenstrom am Modell lässt sich durch das Verhältnis der Strömungswiderstände von Bypass- und Dosierventil steuern. Im Falle einer Blockade am Ausgang wird der Druck im System durch das Bypassventil begrenzt. Um auch die durch die

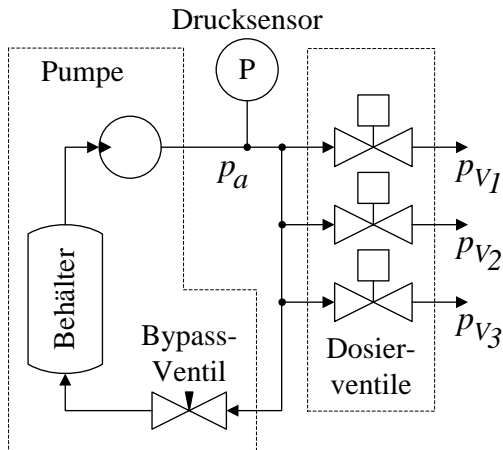


Abb. 1: Aufbau des Gesamtsystems

Pumpe erzeugte Pulsation des Volumenstroms beseitigen zu können, muss eine Regelung der Förderleistung erfolgen. Dazu wurde im geschlossenen Umlauf ein Drucksensor hinzugefügt.

Die Idee für die Regelungsstrategie basiert auf einer speziellen Eigenschaft der verwendeten Pumpe. Durch den eingesetzten Schrittmotor und die zugehörige Ansteuerung können relative Drehwinkeländerungen der Pumpe sehr genau erfasst werden. Zusammen mit der messbaren Druckverteilung entlang einer Umdrehung ist es so möglich, ein Modell der Druckpulsation zu erstellen und dieses zur Linearisierung der Regelstrecke einzusetzen. Die benutzte Regelstruktur ist in Abbildung 2 vereinfacht gezeigt.

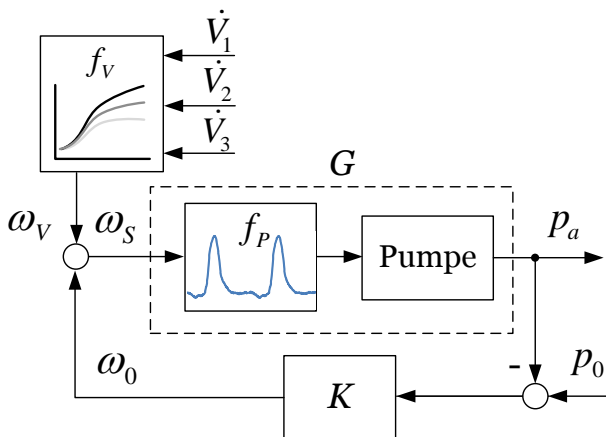


Abb. 2: Vereinfachte Regelstruktur

Ausgangspunkt und Regelgröße des Systems ist der Druck p_a im geschlossenen Umlauf und vor den Dosierventilen. Dieser wird auf einen konstanten Wert p_0 eingestellt. Wenn alle Dosierventile geschlossen sind, hängt der Druck einzig von der Drehzahl der Pumpe und ihrem Druckprofil ab. Daher wird beim Start des Systems, mit geschlossenen Dosierventilen, das Druckprofil für eine komplette Umdre-

hung aufgenommen. Daraus berechnet der eingesetzte 32 bit Mikrocontroller eine zeitdiskrete, periodische Funktion $\omega_P = f_P(\phi_S, \omega_S)$ zur Kompensation der Druckabfälle. Die Neuberechnung dieser Funktion ist nötig, da das System zwar die relativen Drehwinkeländerungen der Pumpe erfassen kann, aber nicht den absoluten Drehwinkel. Im laufenden Betrieb kompensiert f_P das nichtlineare Verhalten der Regelstrecke, so dass diese für die weiteren Betrachtungen als einfaches PT_1 -Glied betrachtet werden kann. Um die nichtlineare Beeinflussung des Drucks durch Öffnung der Dosierventile auszugleichen, wurden zunächst die Kennlinien der Ventile messtechnisch erfasst. Anschließend wurde daraus eine Kompensationsfunktion $\omega_V = f_V(\dot{V}_1, \dot{V}_2, \dot{V}_3)$ berechnet und in Form einer Vorsteuerung in den Regelkreis eingefügt. Durch Einsatz der beiden Maßnahmen konnte das ursprüngliche System soweit linearisiert werden, dass nunmehr ein konventioneller Regelentwurf möglich war. Als letzter Bestandteil wurde der Regler K hinzugefügt. Er ist als einfacher P-Regler dimensioniert und soll vor allem Störungen durch die Modellunsicherheiten von Pumpe und Dosierventilen ausgleichen. Da die Strecke näherungsweise als PT_1 -Glied betrachtet werden kann, ist die E/A-Stabilität des Regelkreises durch den Einsatz eines P-Reglers gegeben.

Ergebnisse

Das vorgestellte System befindet sich mittlerweile im Entwicklungsstand eines Kleinserienproduktes und wurde bereits mehrfach im Rahmen des übergeordneten Forschungsprojektes im chirurgischen Trainingssystem eingesetzt. Dabei wurden die mit Hilfe des Systems simulierten intraoperativen Blutungen von der Mehrzahl der Experten als realistisch eingestuft. Gegenwärtig wird eine größere Validierung des Systems geplant und die Adaption auf andere chirurgische Disziplinen vorbereitet.

Literatur

- [1] SATAVA, RM.: Historical Review of Surgical Simulation—A Personal Perspective. In: *World Journal of Surgery* 32 (2008), Nr. 2, S. 141–148
- [2] KORB, W. ; STURM, M. ; ANDRACK, B. ; BAUSCH, G. ; GEISSLER, N. ; HANDWERK, J. ; MÜLLER, M. ; SEIFERT, A. ; STEINKE, H. ; MEIXENSBERGER, J.: Development and Validation of a Prototype for Training of Dissectomy. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* Jg. 6 Supplement 1 (2011), S. 121–122

Danksagung

Wir danken unseren klinischen Partnern an der Poliklinik für Neurochirurgie (Direktor Prof. Meixensberger) am Universitätsklinikum Leipzig.

Weiterhin danken wir dem Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) für die Förderung des Projektes innerhalb der Initiative Unternehmen Region. Förderkennzeichen 03 FO 2132.