

**Forschungszentrum Karlsruhe**

in der Helmholtz-Gemeinschaft

Wissenschaftliche Berichte

FZKA 6875

**AUTOMED 2003**

**4. Workshop „Automatisierungstechnische Methoden  
und Systeme für die Medizin“**

**26. und 27. März 2003**

**im Forschungszentrum Karlsruhe**

Udo Voges, Georg Bretthauer (Ed.)

Institut für Angewandte Informatik

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

2003

**Impressum der Print-Ausgabe:**

**Als Manuskript gedruckt  
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor**

**Forschungszentrum Karlsruhe GmbH  
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe**

**Mitglied der Hermann von Helmholtz-Gemeinschaft  
Deutscher Forschungszentren (HGF)**

**ISSN 0947-8620**

# Vorwort

Die Automed ist ein Workshop, der von der Fachgruppe Automatisierungstechnische Systeme für die Medizin (AUTOMED) etwa im 18-Monate-Rhythmus veranstaltet wird. AUTOMED ist eine gemeinsame Fachgruppe innerhalb der VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik (GMA) und der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE (DGBMT). Diese Gemeinsamkeit spiegelt sich auch wieder in der Bandbreite und den Schwerpunkten, die durch diesen Workshop abgedeckt werden.

In immer stärkerem Masse weisen Verfahren und Systeme der modernen Medizintechnik einen wachsenden Anteil an Steuerungs-, Regelungs- und Automatisierungsfunktionen auf. Der Einsatz von Rechnern mit zugehöriger Software, von kleinen programmierbaren Spezialprozessoren bis hin zu Rechnernetzen, nimmt zu. Der Workshop bot das Forum, um die damit auftretenden Probleme und ihre Lösungen vorzustellen und zu diskutieren. Auf dem Workshop waren sowohl Ingenieure, Techniker und Naturwissenschaftler als auch Mediziner vertreten, die einen intensiven Gedanken- und Informationsaustausch über die Anwendung automatisierungstechnischer Verfahren im medizinischen Umfeld hatten.

Aus Anwendungssicht wurden der Mensch von Kopf bis Fuß betrachtet, aus technischer Sicht wurden Algorithmen und Softwaresysteme, Sensoren und Robotiksysteme vorgestellt. Sowohl konzeptionelle und verfahrensorientierte Arbeiten als auch konkrete Hardware- und Software-Lösungen und Prototypen wurden auf dem Workshop vorgestellt und diskutiert. Verschiedene technische Fachbereiche aus Universität und Forschung waren vertreten, ebenso wie Industrie und Kliniken.

Wir danken den Mitgliedern des wissenschaftlichen Beirats der Automed für die im Vorfeld des Workshops geleistete Unterstützung.

Der 5. Workshop in der Serie soll am 15. und 16. Oktober 2004 in Saarbrücken stattfinden. Wir freuen uns auf ein Wiedersehen.

Georg Bretthauer

Udo Voges

# **Wissenschaftlicher Beirat der AUTOMED**

Prof. Dr.-Ing. G. Bretthauer  
Forschungszentrum Karlsruhe

Prof. Dr. med. H. J. Gerner  
Universität Heidelberg

Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. R. Isermann  
Technische Universität Darmstadt

Prof. Dr. med. R. Körfer  
Herzzentrum NRW Bad Oeynhausen

Dr.-Ing. Dr. med. S. Leonhardt  
Drägerwerk Medizintechnik GmbH Lübeck

Prof. Dr.-Ing. Dr. E. h. G. Schmidt  
Technische Universität München

Prof. Dr. med. W.-I. Steudel  
Universität des Saarlandes

Prof. Dr.-Ing. J. Werner  
Ruhr-Universität Bochum

# Inhaltsverzeichnis

Vorwort.....	i
Wissenschaftlicher Beirat der AUTOMED.....	ii
Inhaltsverzeichnis.....	iii
1 Sitzung Messen/Steuern/Regeln.....	1
1.1 FEM-gestützte Analyse der Impedanzkardiografie U. Moissl, P. Wabel, D. Mucha, S. Fath, R. Isermann; Darmstadt.....	2
1.2 Visualisierung der Erregungsausbreitung gekoppelt mit elastomechanischen Messungen im Herzmuskel J. P. Thiele, O. Dössel; Karlsruhe .....	4
1.3 Digital Signal Processing and Measurements in Contact Free BiImpedance Calculations K. Sankaran, C. H. Riedel, M. Schroll, O. Dössel; Karlsruhe (Schriftliche Version nicht eingereicht) .....	
2 Eingeladener Vortrag .....	7
Kooperative und interaktive Systeme für die Medizintechnik G. Schmidt, T. Fuhr, R. Riener; München .....	8
3 Sitzung MSR / Simulation.....	15
3.1 Regelungskonzepte für fluidisch betriebene Handprothesen M. Reischl, S. Beck, R. Mikut, A. Lehmann, J. Martin, S. Schulz; Karlsruhe .....	16
3.2 VirtualPatient - Neuromuskuläre, biomechanische Simulation menschlicher Fortbewegung mit einer Neuroprothese T. Fuhr, J. Schneider, R. Riener, G. Schmidt; München .....	18
3.3 Automatisierte Bewegungscharakterisierung für Patienten mit inkompletter Querschnittlähmung T. Loose, R. Mikut, J. Dieterle, R. Rupp, R. Abel, M. Schablowski, H. J. Gerner, G. Bretthauer; Karlsruhe / Heidelberg.....	20
4 Sitzung Robotik .....	23
4.1 Perkutane spinale Robotik – experimentelle Ergebnisse N. Haberland, M. Börner; Frankfurt .....	24
4.2 Navigationsgestützte perkutane Ballon-Kyphoplastie N. Haberland, M. Börner; Frankfurt .....	27
4.3 Implementierung einer modernen Softwarearchitektur am Beispiel des Medizinroboters MIRA M. Götz, B. Gutmann, R. de Klerk; Herxheim .....	28
4.4 Vergleich der Präzision manueller und automatischer Nadeleinstiche M. Mark, B. Gutmann; Karlsruhe / Herxheim .....	30
4.5 Klinische Prüfung für einen Chirurgie-Roboter in der Kopfchirurgie W. Korb, D. Engel, R. Boesecke, G. Eggers, N. O'Sullivan, J. Raczkowsky, R. Marmulla, S. Hassfeld; Heidelberg / Karlsruhe .....	32

---

5	Sitzung Simulation.....	35
5.1	Prototypischer multimodaler Trainingssimulator für die Geburtshilfe T. Obst, R. Burgkart, R. Riener, M. Frey, E. Ruckhäberle; München.....	36
5.2	Der Münchner Kniesimulator: Implementierung eines biomechanischen Kniemodells M. Frey, J. Hoogen, J. Schlurmann, R. Riener; München.....	38
5.3	Kraftbasierte Berührungslokalisierung an medizinischen Phantomkörpern R. Riener, B. Sae-Kee, M. Frey, R. Burgkart; München.....	40
5.4	Simulation der Blutgasregelung bei der extrakorporalen Zirkulation M. Hexamer, J. Werner; Bochum.....	42
6	Sitzung Narkose / Sensorik.....	45
6.1	Assistenzsystem für die Narkoseführung R. Kähler, O. Simanski, R. Hofmockel, B. Pohl, R. Friedrich, B. P. Lampe; Rostock.....	46
6.2	Volumenkontrollierte nicht-invasive Beatmung unter Berücksichtigung von Maskenleckage und Spontanatmung F. Dietz, A. Schloßer, D. Abel; Aachen.....	48
6.3	Messung des linksventrikulären Schlagvolumens mittels eines faseroptischen Sensors S. Müller, A. Kloppe, A. Mügge, J. Werner; Bochum.....	50
7	Postersession.....	53
7.1	Modelling of corneal tissue at refractive interventions K. P. Scherer, H. Guth, A. Hellmann, P. Stiller; Karlsruhe.....	54
7.2	Einsatz der Optik-Simulation beim Virtuellen Auge H. Guth, A. Hellmann, K. P. Scherer, P. Stiller; Karlsruhe.....	56
	Autorenverzeichnis.....	59

---

# 1 Sitzung Messen/Steuern/Regeln

## 1.1 FEM-gestützte Analyse der Impedanzkardiografie

U. Moissl, P. Wabel, D. Mucha, S. Fath, R. Isermann; Darmstadt

## 1.2 Visualisierung der Erregungsausbreitung gekoppelt mit elastomechanischen Messungen im Herzmuskel

J. P. Thiele, O. Dössel; Karlsruhe

## 1.3 Digital Signal Processing and Measurements in Contact Free BioImpedance Calculations

K. Sankaran, C. H. Riedel, M. Schroll, O. Dössel; Karlsruhe  
(Schriftliche Version nicht eingereicht)

# FEM-gestützte Analyse der Impedanzkardiografie

U. Moissl<sup>1</sup>, P. Wabel<sup>2</sup>, D. Mucha<sup>1</sup>, S. Fath<sup>1</sup>, R. Isermann<sup>1</sup>

<sup>1</sup>TU Darmstadt, Institut für Automatisierungstechnik  
Landgraf-Georg-Str. 4, 64283 Darmstadt

<sup>2</sup>Fresenius Medical Care Deutschland GmbH  
Daimlerstr. 15, 61352 Bad Homburg

umoissl@iat.tu-darmstadt.de

## EINLEITUNG

Die Impedanzkardiografie ist ein Verfahren zur Bestimmung des Schlagvolumens (SV), bei dem ein physiologisch unbedenklicher Wechselstrom (z.B. 1mA bei 100 kHz) in den Thorax eingeleitet und mit Hilfe der resultierenden Spannung die Impedanz errechnet wird (siehe Abb. 1).

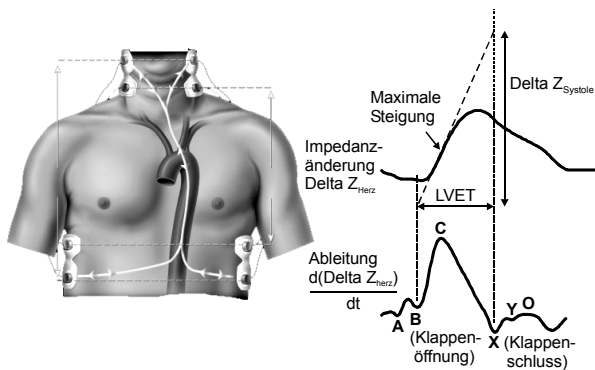


Abb. 1: *Links*: Messprinzip der Impedanzkardiografie: Einleiten eines Wechselstroms (100 kHz, 1mA) über äußere Stromelektroden; Errechnung der Impedanz mit Hilfe innerer Spannungselektroden. (Quelle: Cardiodynamics). *Rechts*: Impedanzsignal während eines Herzschlages (oben) und zeitliche Ableitung (unten). B, X: Öffnung bzw. Schluss der Aortenklappe, C: max. Impedanzänderung, LVET: Austreibungszeit.  $\Delta Z_{\text{Systole}}$ : Gesamtänderung der Impedanz ohne Blutabfluss aus Thorax.

Der große Vorteil gegenüber dem Goldstandard zur SV-Bestimmung, dem Thermodilutionsverfahren, liegt in der Nichtinvasivität und der einfachen Applizierbarkeit. Dass sich die Impedanzkardiografie noch nicht im Klinikalltag durchsetzen konnte, liegt im wesentlichen an der bei manchen Patienten beobachteten deutlichen Abweichung der berechneten SV-Absolutwerte im Vergleich zum Goldstandard. Relative SV-Änderungen werden hingegen gut wiedergegeben.

## BESTIMMUNG DES SCHLAGVOLUMENS

Abb. 1 (rechts oben) stellt die Impedanz im Verlauf eines Herzschlages dar. Durch den Auswurf von Blut aus dem Herzen während der Systole ändert sich die Blutverteilung im Thorax und infolgedessen auch die

Impedanz (konventionell an der Abszisse gespiegelt dargestellt, ansteigende Kurve bedeutet hier folglich sinkende Impedanz). Unmittelbar nach dem Öffnen der Aortenklappe steigt die Kurve an, da das Blut zunächst in der Aorta zwischengespeichert wird. Sobald das Blut aus dem Messegment abfließt, sinkt die Kurve wieder auf ihren Ausgangswert zurück. Besonderes Interesse gilt der totalen Impedanzänderung, die sich ohne Abfluss des Blutes ergeben hätte. Dazu multipliziert man die maximale Steigung (Abb. 1, rechts unten) mit der linksventrikulären Austreibungszeit (LVET), wodurch sich der Wert  $\Delta Z_{\text{Systole}}$  ergibt (Abb. 1, rechts oben). Dieser Wert ist nach gängigen Modellvorstellungen proportional zum Schlagvolumen [Kubicek1966]:

$$SV_{\text{Kubicek}} = \rho_{\text{Blut}} \frac{L^2}{Z_0^2} \times \left. \frac{dZ}{dt} \right|_{\text{max}} \times \text{LVET} \quad (1)$$

mit  $\rho_{\text{Blut}}$  = Blutleitfähigkeit, L = Elektrodenabstand,  $Z_0$  = Grundimpedanz des Thorax.

## MOTIVATION UND ZIELSETZUNG

Grundlegendes Problem der Impedanzkardiografie ist der größtenteils unbekannteste physiologische Ursprung des Impedanzsignals. Somit stellt sich die Frage nach der Quelle des an der Körperoberfläche gemessenen Signals (sog. inverses Problem). Während gängige Verfahren hauptsächlich darauf abzielen, Gl. 1 empirisch an bestimmte Patientengruppen (z.B. Sportler, „Stubenhocker“ etc.) anzupassen, wird in dieser Arbeit ein vereinfachtes finite-Elemente-Modell des Thorax vorgestellt, das letztlich das Verständnis der Impedanzkardiografie erhöhen und die SV-Berechnung auf ein solideres theoretisches Fundament stellen soll. Die ersten Ergebnisse bezüglich optimaler Elektrodenpositionierung und dynamischer Simulation des Blutauswurfs aus dem Herzen werden im folgenden kurz dargestellt.

## STATISCHE SENSITIVITÄTSANALYSE

Die Sensitivität ist ein Maß dafür, wie stark einzelne Bereiche des Messegments zur Gesamtimpedanz beitragen. Sie ist das Skalarprodukt des Feldes zwischen den Stromelektroden und des Feldes zwischen den Spannungselektroden. Verlaufen die Feldlinien parallel und gleichgerichtet, so ist die Sensitivität maximal, bei



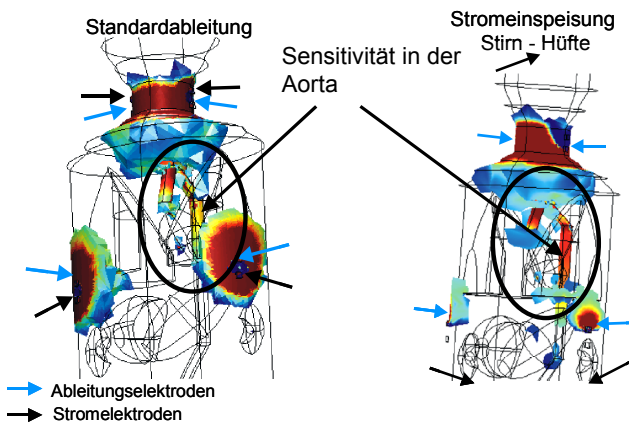


Abb. 2: Die Sensitivität im Bereich der Aorta kann durch Stromeinspeisung an Stirn und Hüfte (rechts) deutlich erhöht werden. Gleichzeitig nimmt durch den größeren Abstand zwischen Strom- und Spannungselektroden die ungewollt hohe Sensitivität im Bereich der Elektroden ab.

entgegengesetzten Feldlinien sind (auf den ersten Blick überraschend) auch negative Impedanzbeiträge möglich. Offensichtlich hängt die Sensitivität stark von der Positionierung der Elektroden ab; aus diesem Grunde wurde ein FEM-Thoraxmodell erstellt, bestehend aus Lunge, Herz, Aorta, Magen, Leber, Niere und Darm, mit dem die Elektrodenpositionierung im Hinblick auf eine homogene und hohe Sensitivität in der Aorta optimiert werden konnte. Abb. 2 zeigt links die Sensitivität der Standardableitung und rechts die einer verbesserten Einspeisung an Stirn und Hüfte. Die Sensitivität im Bereich der Aorta ist rechts deutlich erhöht und homogener, als bei der Standardableitung. Darüber hinaus nimmt die ungewollt hohe Sensitivität im Bereich der Elektroden ab.

## DYNAMISCHE SIMULATION

Verschiedene Quellen können an der Volumenoberfläche das gleiche Messsignal erzeugen. Man muss folglich versuchen, mit Hilfe von Vorwissen die Anzahl möglicher Quellen einzuschränken. Das hier eingebrachte Vorwissen sind Geometrie und Leitfähigkeiten eines vereinfachten finite-Elemente-Thoraxmodells (siehe Abb. 3), das aus Herz, Aorta und Lunge besteht. Simuliert man den dynamischen Blutausschuss aus dem Herzen in die Aorta (das Blut durchwandert die Aorta in sieben Phasen von oben nach unten), so erhält man, wie in Abb. 3 rechts gezeigt, ein Impedanzsignal, das der Realität (Abb. 1) bereits sehr nahe kommt. Interessant ist hierbei, dass das Schlagvolumen von 70 ml jeweils vollständig von Segment zu Segment nach unten verschoben wurde (als Segmente werden in diesem Zusammenhang die einzelnen rechtwinklig angeordneten Abschnitte der Aorta in Abb. 3 bezeichnet); es fand keine Aufteilung auf verschiedene Segmente statt. Nach den gängigen Modellvorstellungen würde man beim Erscheinen eines zusätzlichen, gut leitenden Volumens im Messabschnitt einen Sprung der Grundimpedanz auf einen geringeren Wert erwarten, und zwar solange, bis

das Volumen wieder aus dem Messabschnitt herausläuft. Dass man in der Simulation aber einen langsamen kontinuierlichen Übergang beobachtet, liegt daran, dass das Schlagvolumen verschiedenen sensitivierten Bereiche durchströmt. Dies stellt die Theorie in Frage, nach der das Blut im Herzen elektrisch isoliert ist und erst in der Aorta elektrisch „sichtbar“ wird. Durch eine weitere Verfeinerung des Modells, insbesondere durch die Modellierung der wichtigsten Blutgefäße im Thorax und deren Eigenschaften wie Elastizität und Strömungswiderstand, dürften sich letztlich Phänomene wie der oftmals beobachtete zweite Impedanzgipfel während der Diastole erklären und eine neue Methode zur SV-Bestimmung entwickeln lassen.

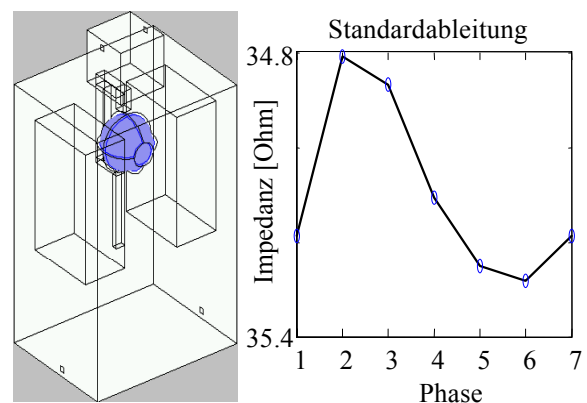


Abb. 3: Thorax-FEM-Modell mit Herz, Aorta und Lungenflügeln zur Simulation des dynamischen Impedanzsignals im Verlauf eines Herzzyklus.

## ZUSAMMENFASSUNG

Die Impedanzkardiografie als nichtinvasive Methode zur SV-Berechnung wird nur dann breite klinische Akzeptanz erwerben, wenn es gelingt, den physiologischen Ursprung des Impedanzsignals zu klären und eine theoretisch fundierte SV-Bestimmung zu entwickeln. Dazu wurde ein FEM-Modell des Thorax erstellt, mit dem statische und dynamische Untersuchungen der herzaktionsbedingten Impedanzänderungen durchgeführt werden können. Erste wichtige Ergebnisse sind, dass eine Positionierung der Elektroden an Stirn und knapp oberhalb der Hüfte ein homogeneres Feld erzeugt, als es bei der Standardableitung der Fall ist. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass die im Verlauf eines Herzschlages beobachtete Impedanzänderung zu einem großen Teil von der inhomogenen Sensitivität im Bereich des Thorax hervorgerufen wird. Gängige Verfahren gehen von einem homogenen Feld aus. Durch die konsequente Verfeinerung des Thoraxmodells lassen sich Verfahren entwickeln, die eine zuverlässige SV-Bestimmung ermöglichen.

## LITERATURHINWEISE

[Kubicek1966] W.G. Kubicek et al, "Development and evaluation of an impedance cardiac output system" *Aerospace Medicine*, pp 1208-1212, 1966.

# Visualisierung der Erregungsausbreitung gekoppelt mit elastomechanischen Messungen im Herzmuskel

J. P. Thiele, O. Dössel

Universität Karlsruhe (TH), Institut für Biomedizinische Technik  
Geb. 30.33, 76131 Karlsruhe

joern.thiele@ibt.uni-karlsruhe.de

**Abstract**—Many vital processes depend on the generation and conduction of cellular transmembrane potentials. These membrane potentials can be measured optically by using voltage-sensitive dyes e.g. for studying the spread of excitation on cardiac muscle.

In this paper we present a first set-up to examine auxotonic contractions of isolated cardiac muscles fibers combined with the optical mapping of the transmembrane potential. A probe constructed from fiber optics is used to deliver excitation light for the fluorescence of the voltage-sensitive dye di-4-ANEPPS. Excitation is provided by a diode pumped solid state laser at 473 nm. The spread of the electrical excitation of the tissue is imaged with a CCD camera of high temporal resolution, which enables high fidelity recordings of the transmembrane potential.

Altogether the system permits a real-time measurement of the sarcomere length, the force development and the excitation spread simultaneously.

**Keywords**—transmembrane potential, voltage-sensitive dye, mechanoelectric coupling

## EINLEITUNG

Die optische Potentialmessung hat sich in den letzten Jahren zu einem häufig angewendeten Verfahren etabliert [Nassif88], [Mueller89], [Tritthart97], [Baxter97], [Baxter01], welches die räumlich und zeitlich sehr komplexen Muster transmembraner Potentialänderungen zu messen erlaubt. Im Vergleich zur „voltage-clamp“-Technik, bei welcher mittels einer intrazellulären Mikroelektrode Aktionspotentialänderungen einzelner Zellen gemessen werden, bietet das optische Mapping den Vorteil, berührungsfrei mit höchster räumlicher und zeitlicher Auflösung an vielen Messstellen gleichzeitig Potentialänderungen zu erfassen und somit die Erregung zweidimensional darzustellen.

Die optische Spannungsmessung beruht auf dem Effekt, dass sich spezielle Farbstoffmoleküle (sog. voltage-sensitive dyes) in die Zellmembran einlagern. In Abhängigkeit der transmembranen Feldstärke ändern sich ihre Eigenschaften der Fluoreszenz und markieren somit visuell die fortschreitende Erregungsfront.

Mittlerweile gibt es eine große Auswahl an spannungs-sensitiven Farbstoffen, so dass hinsichtlich des Absorptions- und Fluoreszenzspektrums sowie toxischer Eigenschaften in den Proben dem Anwender verschiedene Substanzen zur Verfügung stehen.

Derzeit entwickeln wir an unserem Institut eine Methode, welche die Messung mechanischer Eigenschaften von Muskelfasern gekoppelt mit dem „optical potential mapping“ ermöglicht.

Die hierbei gewonnenen Ergebnisse dienen der Validierung von Computermodellen, welche die elektromechanischen Kopplungen im Herzmuskel simulieren [Glaenzel02].

## MESSAUFBAU

Herzstück der Anordnung (Abb. 1) ist eine Einspannvorrichtung, in welche die Herzmuskelstücke (Länge 6-8 mm, Durchmesser 1-2 mm) zwischen zwei Klammern aufgespannt werden. Über einen Sensor wird die bei der Kontraktion der Muskelfaser entstehende Kraft gemessen. Ein Linearmotor, an welchem eine der Klammern befestigt ist, erlaubt die Messung isotonischer sowie isometrischer Kontraktionen. Somit können die mechanischen Vorgänge, wie sie bei einer normalen Kontraktion im Herzen ablaufen, in dieser Anordnung simuliert werden.

Zur Anregung der Fluoreszenzflüssigkeit di-4-Anepps wird ein diodengepumpter Halbleiterlaser mit einer Wellenlänge von 473 nm verwendet. Das Emissionslicht wird mit einer CCD-Kamera aufgezeichnet, wobei zwei verschiedene Systeme zur Verfügung stehen: eine Hochgeschwindigkeitskamera mit einer maximale Bildrate von bis zu 10.000 Bildern pro Sekunde sowie eine hochempfindliche gekühlte CCD-Kamera, welche eine sehr hohe räumliche Auflösung besitzt.

Im eingespannten Zustand befindet sich die Muskelfaser in einem temperierten Becken, welches von einem Kulturmedium durchströmt wird. Die Durchflussgeschwindigkeit sowie die Temperatur kann hierbei manuell eingestellt werden. Der Plattformboden besteht aus durchsichtigem Glas, welches einen sehr kleinen Abstand ( $< 3$  cm) von der Probe zu einem Aufnahmesystem ermöglicht.

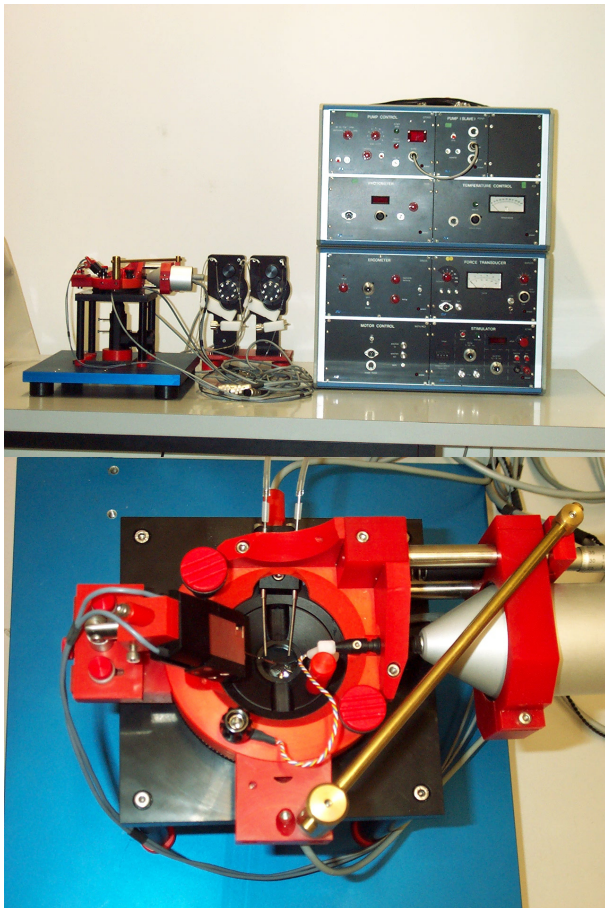


Abb. 1: Messaufbau zur elektrischen und mechanischen Stimulation von Herzmuskelzellen. Oben: Gesamtansicht mit Messplattform, Versorgungspumpen und der Steuereinheit. Unten: Detailaufnahme der Messplattform. Über zwei Kanülen wird die Nährlüssigkeit auf den temperierten Glasboden gepumpt bzw. wieder abgesaugt.

Über einen Elektrodenanschluss an der Klemme, welche mit dem Linearmotor verbunden ist, kann ein elektrisches Signal angelegt werden. Die Gegenklemme dient hierbei als Masse. Bei ausreichend großer Stromstärke werden Kontraktionen des Muskels ausgelöst, der dabei entstehende Kraftverlauf wird durch den Kraftaufnehmer registriert. Ebenso ist es möglich, über den Elektromotor eine tonische Vordehnung der Muskelfasern vorzugeben.

Unter physiologischen Bedingungen besteht zwischen elektrischer Erregung und mechanischer Aktivierung eine enge Kopplung. Durch entsprechende Steuerung können dem Gewebe Dehnungen oder Entdehnungen aufgezwungen werden, welche dem natürlichen Kontraktionsverlauf nachempfunden sind.

Die elektrischen und mechanischen Impulse werden über ein Computerprogramm gesteuert.

## AUSBLICK

Die hier beschriebene Messanordnung ist nicht nur auf die Untersuchung von Herzmuskelfasern beschränkt. Bei entsprechender Anpassung lassen sich damit auch größere Herzmuskelstücke hinsichtlich Vorhofflimmern oder kreisenden Erregungen (re-entry) untersuchen.

## ZUSAMMENFASSUNG

Die beschriebene Messanordnung erlaubt die mechanische Untersuchung von Herzmuskelfasern unter zeitgleicher Beobachtung der elektrischen Erregungsausbreitung. Durch entsprechende Wahl der mechanischen und elektrischen Parameter können physiologische bzw. pathologische Verhältnisse simuliert werden.

## LITERATURHINWEISE

- [Nassif88]  
G. Nassif, F. Fillette, Ph. Aouate, G. Lascault, and Y. Grosogeat, „CCD Video Imaging of Cardiac Activity“, *SPIE Laser Surgery: Characterization and Therapeutics*, Vol. 907, p 44-50, 1988
- [Mueller89]  
W. Mueller, H. Windisch, H. A. Tritthart, „Fast optical monitoring of microscopic excitation patterns on cardiac muscle“, *Biophys. Journal*, Vol. 56, p 623-629, 1989
- [Tritthart97]  
H. A. Tritthart, H. Windisch, W. Mueller, A. Ahammer, and P. Schaffer, „Die Messung von Aktionspotentialen und Mustern der Erregungsausbreitung mittels optischer Methoden“, *Zeitschrift für Medizinische Physik*, Vol. 7, p 242-247, 1997
- [Baxter97]  
W. T. Baxter, J. M. Davidenko, L. M. Loew, J. P. Wuskell, and J. Jalife, „Technical Features of a CCD Video Camera System to Record Cardiac Fluorescent Data“, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 25, p 713-725, 1997
- [Baxter01]  
W. T. Baxter, S. F. Mironov, A. V. Zaitsev, J. Jalife, and A. M. Pertsov, „Visualizing Excitation inside Cardiac Muscle Using Transillumination“, *Biophys. Journal*, Vol. 80, p 516-530, 2001
- [Glaenzel02]  
K. Glaenzel, F. B. Sachse, G. Seemann, C. Riedel, and O. Doessel, „Modelling Force Development in the Sarcomere in Consideration of Electromechanical Coupling“, *Biomedizinische Technik*, Vol. 47-1/2, p 774-777, 2002



---

## **2 Eingeladener Vortrag**

**Kooperative und interaktive Systeme für die Medizintechnik  
G. Schmidt, T. Fuhr, R. Riener; München**

# Kooperative und interaktive Systeme für die Medizintechnik

G. Schmidt, T. Fuhr, R. Riener

Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik,  
Technische Universität München  
<http://www.lsr.ei.tum.de>

[guenther.schmidt@ei.tum.de](mailto:guenther.schmidt@ei.tum.de)

## EINFÜHRUNG

Verfahren und Systeme der modernen Medizintechnik kennzeichnet ein wachsender Anteil an Steuerungs-, Regelungs-, Automatisierungs- und Autonomiefunktionen sowie der Einsatz von Methoden und Techniken aus dem Bereich der Robotik. Dieser Tatsache trägt auch der gemeinsam von der DGBMT und GMA im VDE organisierte Fachausschuss „Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin“ Rechnung, der im Rahmen des seit 1997 in ca. 1 1/2-jährlichem Abstand stattfindenden Workshop AUTOMED interessierten Ingenieuren, Naturwissenschaftlern und Medizinern Gelegenheit zum Gedanken- und Erfahrungsaustausch über Fragen der Anwendung von Verfahren der Systemtheorie, Automatik und Biomechatronik zur Lösung anspruchsvoller medizintechnischer Aufgabenstellungen gibt.

Automatisierungstechnische Methoden und Verfahren haben eine herausragende Bedeutung vor allem in solchen medizintechnischen Systemen, die in direkter Wechselwirkung mit dem Patienten oder dem medizinischen Personal stehen. Dies sind einerseits Anwendungen, in denen der Arzt, das Pflegepersonal oder der Patient bei der Durchführung therapeutischer oder pflegerischer Maßnahmen unterstützt werden soll. Als Beispiel diene ein Operationsroboter, der den Chirurgen bei minimal invasiven Eingriffen interaktiv unterstützt und dabei etwa natürliche Zitterbewegungen seiner Hand zu reduzieren vermag.

Andererseits sind dies Systeme, die zum Teil lebenswichtige Organfunktionen des Patienten mit technischen Mitteln temporär oder permanent ersetzen müssen, wie z.B. ein Herzschrittmacher, der eigenständig, in Abhängigkeit vom Patientenzustand die Herzfrequenz angemessen einstellen muss.

Zunehmende Bedeutung gewinnen multimodale Simulatoren, die in der medizinischen Ausbildung, zum Erlernen oder zum Training neuer Behandlungsmethoden sowie für die Planung und Durchführung therapeutischer Interventionen eingesetzt werden. Auch Bereiche wie die medizinische Laboranalytik oder Bildgebung unterliegen verstärkt der Automatisierung; sie unterscheiden sich aber von den vorgenannten Anwendungen dadurch, dass der Mensch nicht direkt in Berührung mit diesen Systemen kommt. Eine mögliche Klassifikation



Bild 1: Klassifikation automatisierungstechnischer Aufgabenstellungen in der Medizin.

von Anwendungen der Automatisierungstechnik in der Medizin zeigt Bild 1.

Im Gegensatz zu rein technischen Anwendungen steht jedoch in der Medizin häufig die direkte Interaktion zwischen medizintechnischer Einrichtung, Patient oder medizinischem Personal im Vordergrund. Daraus resultieren erhöhte Anforderungen an den Grad der Zuverlässigkeit, Sicherheit und Autonomie entsprechender Einrichtungen. Da medizintechnische Systeme zum Teil lebenswichtige Funktionen ersetzen oder aufrecht erhalten, dürfen sie auch in Ausnahmesituationen weder Patienten noch Personal gefährden. Sie müssen nach Möglichkeit unterstützend wirken, wobei die oberste Kontrolle jedoch stets beim erfahrenen Experten oder – soweit möglich – beim Patienten bleiben muss.

Die im vorliegenden Beitrag detaillierter behandelten Aufgabenstellungen und Forschungsprojekte zeichnen sich durch die direkte, willkürliche Interaktion zwischen Patient bzw. angehenden Medizinern und dem medizintechnischen System aus. Dabei soll insbesondere die Bedeutung von - auf bewährten Methodiken der Automatik und Mechatronik beruhenden - interaktiven und kooperativen Ansätzen in zukunftsweisenden medizintechnischen Anwendungen verdeutlicht werden.

Während wir hier unter einem kooperativen System eine Einrichtung verstehen, die den Menschen bei der Aus- und Durchführung seiner Intentionen unterstützt (und nicht bevormundet), ist ein interaktives System durch die Eigenschaft gekennzeichnet, zwischen Mensch und System Information und Energie auszutauschen, wobei dieser Vorgang durch den Menschen bestimmt wird.

Das erste Beispiel betrifft die Entwicklung und experimentelle Erprobung einer kooperativen, geregelten Neuroprothese zur Bewegungsrestitution bei querschnittgelähmten Patienten. In diesem Kontext ist der Aspekt der Kooperativität von herausragender Bedeutung, da das System den Patienten bei der Ausführung von künstlich angeregten Bewegungsabläufen unterstützen soll,

zen soll, Bewegungsabsicht und -koordination aber weiterhin unter Kontrolle des Patienten bleiben müssen.

Im zweiten Beispiel werden Aufbau und Wirkungsweise eines roboterbasierten sowie auf Techniken der Computer augmentierten Realität (CAR) beruhenden multimodalen Trainingssimulators für angehende Orthopäden beschrieben. In diesem Projekt steht die Interaktivität im Vordergrund, die den Benutzer beim Erlernen von Untersuchungsmethoden realitätsnah unterstützt und es ermöglicht, die dabei erzielten Resultate aufzuzeichnen und zu bewerten.

## WALK! – EINE KOOPERATIVE NEUROPROTHESE ZUR RESTITUTION DES GEHENS

### Aufgabenstellung

Läsionen des zentralen Nervensystems, wie z.B. Querschnittslähmungen und Schlaganfall, ziehen den teilweisen oder vollständigen Verlust motorischer und sensorischer Funktionen der betroffenen Körperareale nach sich. Da die Muskulatur und die peripheren motorischen Neurone weiterhin intakt sind, können Muskelkontraktionen mit einem Neurostimulator durch gezielte, elektrische Stimulation herbeigeführt werden. Neuroprothesen (NP) zur Blasenkontrolle, Atmungserzeugung oder auch zur Restitution von Hand- und Armfunktionen können bereits klinische und kommerzielle Erfolge verzeichnen. Gang-NP ist dieser Erfolg bislang verwehrt geblieben, da der erreichbare Funktionsgewinn auf wenige grundlegende Bewegungsabläufe beschränkt und mit der zweibeinigen Fortbewegung Gesunder nicht vergleichbar ist. Zur Wahrung des Gleichgewichts sind die Patienten auf Gehhilfen angewiesen. Da außerdem der vor jedem Einsatz einer NP zu betreibende Vorbereitungsaufwand sehr hoch ist, stellen Gang-NP noch keine Alternative zu Rollstühlen dar. Klinisch angewendete Gang-NP sind derzeit rein gesteuerte Systeme, die die Stimulationsintensität nicht adäquat an die tatsächlich zu erzeugende Bewegung anpassen und insbesondere nicht angemessen auf typische Störungen beim Bewegungsablauf reagieren können. Aus Sicherheitsgründen wird daher die Muskulatur häufig stärker als tatsächlich notwendig stimuliert. Dies hat eine übermäßig schnelle Muskelermüdung zur Folge [Quintern1998].

Dank der Fortschritte auf dem Gebiet implantierbarer Neurostimulatoren sowie der Miniaturisierung von Sensorik und Computersystemen besteht die Chance, viele der bestehenden Defizite in Zukunft zu überwinden. Der tatsächlich erreichbare Funktionsgewinn hängt dabei jedoch entscheidend von der Leistungsfähigkeit und Intelligenz des Steuerungs- und Regelungssystems innerhalb der Neuroprothese ab.

Eine Gang-NP, die Patienten die Fortbewegung auf eigenen Beinen ermöglichen soll, muss alle fortbewegungsrelevanten und vom Patienten intuitiv abrufbaren Bewegungsabläufe erzeugen können. Unbedingt notwendig sind die Bewegungsabläufe Aufstehen und Hinsetzen für den Transfer aus der Sitzgelegenheit in den Stand und zurück. Schritt ist erforderlich zur Fort-

bewegung in ebenem Terrain und Stufenauf- und absteigen zum Überwinden von Bordsteinen und Treppen. Die Entwicklung eines umfassenden und kooperativen Automatisierungskonzepts zur Realisierung dieser Bewegungsabläufe sowie der experimentelle Nachweis der Wirksamkeit der erarbeiteten Verfahren steht im Zentrum der Aktivitäten dieses Forschungsprojektes.

### Automatisierungstechnische Aspekte

Automatisierungs- und regelungstechnische Herausforderungen stellen sich insbesondere durch das stark nichtlineare und zeitvariante Verhalten des menschlichen Bewegungsapparates. Zusätzlich sind Latenzen zu berücksichtigen, die auf Reizleitungsverzögerung des neurophysiologischen Systems zurückzuführen sind. Das Prozess- oder Streckenverhalten verändert sich z.B. signifikant durch die innerhalb von Minuten zunehmende Muskelermüdung. Da eine Online-Identifikation der Streckenparameter praktisch nicht durchführbar ist, müssen Reglerentwurf und -parametrierung auf der Grundlage geringer Kenntnis der Streckeneigenschaften durchgeführt werden.

Darüber hinaus ist die Regelstrecke häufig unteraktuiert, da die Anzahl aktivierbarer Muskelgruppen aufgrund der Limitierung der elektronischen Reizkanäle durch den Neurostimulator und wegen der Nichterreichbarkeit bestimmter Muskelgruppen begrenzt ist. Stelleneingriffe können schließlich nur alle 50 ms vorgenommen werden, da die Stimulationsfrequenz der Muskulatur physiologisch vorgegeben ist.

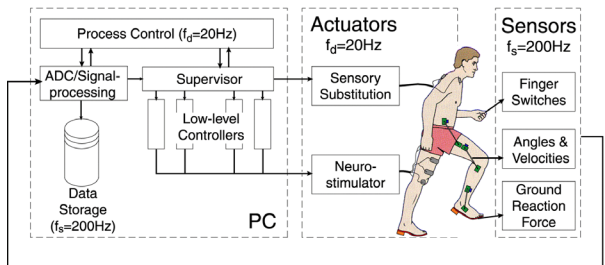
Im Gegensatz zu ausschließlich technischen Systemen ist hier zu beachten, dass die Neuroprothese als technisches Regelungssystem und der Patient als biologisches Regelungssystem, in Form der weiterhin intakten Willkürmotorik, auf die gleiche Regelstrecke einwirken. Eine Konkurrenz dieser Systeme ist beispielsweise so zu verhindern, dass die Neuroprothese Bewegungen nicht erzwingt, sondern den Patienten dabei kooperativ unterstützt. Dabei sollte der Patient so weit wie möglich von automatisierbaren Aufgaben entlastet werden, gleichzeitig aber die Kontrolle über Bewegungskoordination, Initiation und Timing des Bewegungsablaufs behalten. Ferner muss das Organfunktionsersatzsystem im Grunde genommen hundertprozentige Sicherheit und Zuverlässigkeit gewährleisten, damit eine Neuroprothese von den Patienten akzeptiert wird. Darüber hinaus muss die durch Sensorapplikation, Sensorkalibrierung und Reglerparametrierung gegenüber rein gesteuerten Systemen auftretende Komplexitätssteigerung für den Patienten weitgehend unbemerkt bleiben.

### Realisierungsaspekte

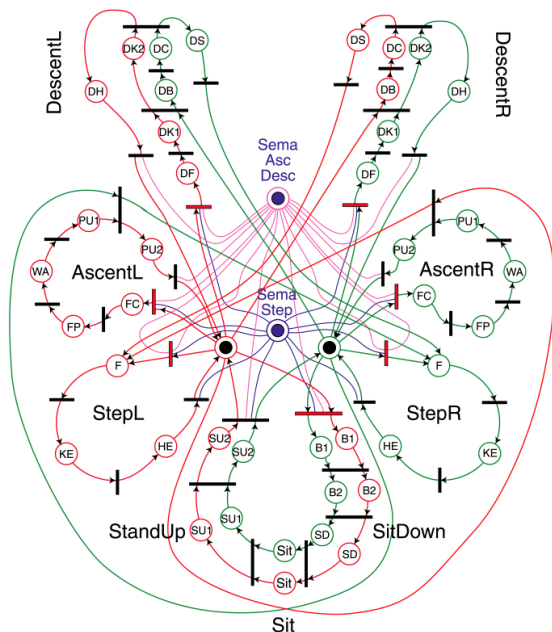
In der biomechanischen Bewegungsanalyse werden Bewegungsabläufe als Sequenzen von Teilbewegungen beschrieben, in denen bewegungsrelevante Teilziele erreicht werden müssen. Auf dieser Grundlage können die künstlich zu erzeugenden Bewegungsabläufe nach Anpassung an die gestellten Randbedingungen, wie

etwa die Verwendung von Gehhilfen und die verfügbaren Muskelgruppen, beschrieben werden.

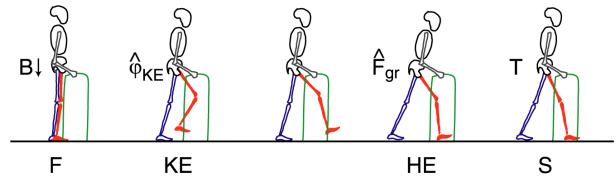
Zur Realisierung eignet sich dabei eine hierarchische Regelungsstruktur: eine Überwachersteuerung koordiniert und synchronisiert die Bewegungsphasen, während unterlagerte Regler oder Steuerungen die Aktivierung der Muskulatur bewirken, um damit die Ziele der entsprechenden Bewegungsphasen zu erreichen. Da sich die beiden Beine unabhängig voneinander bewegen können, eignen sich zur Beschreibung der nominalen Bewegungsabläufe steuerungstechnisch interpretierte Petri-Netze (SIPN). Sie ermöglichen – im Gegensatz zu den häufig verwendeten Zustandsautomaten – eine einfache und übersichtliche Modellierung nebenläufiger, also paralleler Prozesse. Dabei repräsentieren die Plätze Bewegungsphasen; beim Auftreten definierter sensorüberwachter Ereignisse schalten Transitionen in nachfolgende Bewegungsphasen. Mit Semaphoren wird schließlich die gleichzeitige Ausführung von Bewegungsabläufen des rechten und linken Beins verhindert. Der Informationskreislauf wird somit auf zweierlei



**Bild 2:** Systemstruktur der kooperativen Neuroprothese WALK!



**Bild 3:** SIPN der Überwachersteuerung zur Realisierung der Bewegungsabläufe Aufstehen (StandUp), Hinsetzen (SitDown), Stand, Schritt (StepL/R), Stufeaufsteigen (AscentL/R) und Stufeabsteigen (DescentL/R) des linken und rechten Beins (L/R). Gemäß Markierung befindet sich das SIPN momentan im Zustand Stand.



**Bild 4:** Der Bewegungsablauf Schritt besteht aus drei Bewegungsphasen Flexion, Knieextension und Hüftextension.

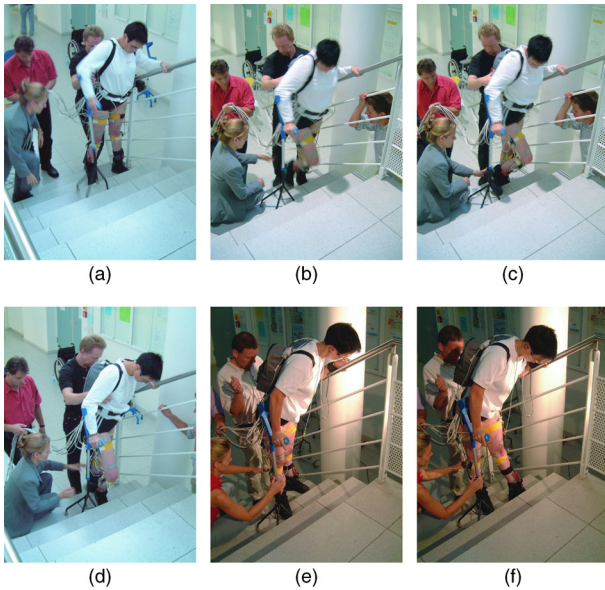
Weise geschlossen, mittels sensorüberwachter Phasenumschaltungen und geregelter Muskelaktivierung.

Zur Durchführung von Experimenten wurde das neuroprothetische Experimentalsystem WALK! entwickelt, dessen Grobstruktur in Bild 2 skizziert ist. Es besteht aus einem 8-Kanal Neurostimulator, der hier die Muskulatur der Kniestrecker, Kniebeuger und Hüftstrecker sowie des Flexorreflexes zur Beugung der Hüfte mit Hautelektroden aktiviert. Ein Multisensorsystem bestehend aus patienten- und laborgebundener Sensorik dient der Bewegungs- und Kraftmessung. In Eigenentwicklung wurden ferner spezielle Goniometer-Gyroskop-Einheiten zur patientengebundenen Messung der Gelenkwinkel und -winkelgeschwindigkeiten entwickelt. Ein System zur Sensorischen Substitution dient der Darstellung sensorisch erfasster Ereignisse mittels Miniaturvibratoren, die am Oberkörper des Patienten befestigt werden. Handschalter erlauben es dem Patienten seine Bewegungsabsichten kund zu tun. Ein PC-basiertes System ist schließlich für die gesamte Prozesssteuerung und -überwachung zuständig.

In Bild 3 ist das SIPN des WALK! Systems dargestellt, mit dem die Bewegungsabläufe Aufstehen, Stehen, Schritt, Stufenaufsteigen, Stufenaufsteigen und Hinsetzen realisiert werden [Führ2002].

Am Beispiel des Bewegungsablaufs Schritt soll der Aspekt der Kooperativität verdeutlicht werden. Während das andere Bein im Stand verbleibt, wird ein Schritt, wie in Bild 4 skizziert, durch drei Bewegungsphasen erzeugt. In Phase Flexion (F), in der Hüfte und Knie gebeugt werden, wird dann geschaltet, wenn der Patient einen Handschalter schließt. Zusätzlich wird aus Sicherheitsgründen überwacht, ob das Gewicht hinreichend auf das Standbein verlagert wurde. Mit dieser Maßnahme kann versehentliches Schrittauslösen verhindert werden. In Phase Knieextension (KE) muss das Knie gestreckt, in Phase Hüftextension (HE) die Hüfte gestreckt werden. Um die Patienten zu entlasten, wird bei ausreichender Kniebeugung, die anhand des Kniewinkels überwacht wird, automatisch in Phase KE geschaltet. Die Hüftstreckung in Phase HE darf erst erfolgen, wenn das Bein wieder auf den Boden aufgesetzt ist. Daher wird in dieser Phase erst geschaltet, wenn mit Kraftmesssohlen hinreichende Bodenbelastung festgestellt wird. Da die Patienten durch Oberkörperverlagerung das Aufsetzen des Fußes bestimmen, wird ihre Kontrolle über die Koordination des Bewegungsablaufs erhöht. In den Phasen KE, HE und der Standphase (S) wird ein schaltender I-Regler zur Aktivierung der Kniestrecker-muskulatur eingesetzt, um das Knie bei minimaler Aktivierung zu strecken oder gestreckt zu





**Bild 5:** Treppensteigen. Die Patientin versetzt zunächst die Gehhilfe auf die höhere Stufe (a). Danach wird der Fuß angehoben (b) und auf der Stufe positioniert (c). Sobald die Patientin ihr Gewicht auf das obere Bein verlagert hat (d), wird durch Streckung des Knies der Körper auf die höhere Stufe angehoben (e). Mit einem regulären Schritt wird das untere Bein auf die obere Stufe nachgeführt (f).

halten. Mit diesem Regler ist es möglich, die Muskelermüdung gegenüber rein gesteuerter Aktivierung zu halbieren [Fuhr2003b].

Treppensteigen mit WALK! ist in Bild 5 dargestellt. Durch wiederholtes Schließen eines Fingerschalters löst die Patientin die einzelnen Bewegungsphasen aus, in denen das Bein auf der nächsten Stufe positioniert, der Körper angehoben und das untere Bein nachgezogen wird. Die in Bild 5 gezeigte Patientin ist derzeit die weltweit einzige, die mit einer Neuroprothese Treppensteigen kann, wobei nur vier Muskelgruppen je Bein aktiviert werden [Fuhr2003a].

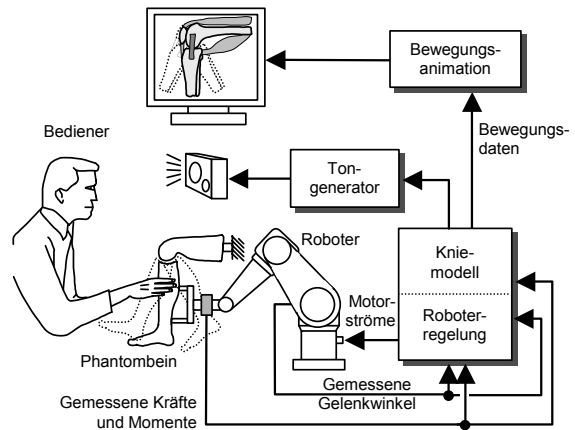
WALK! ist ein assistives, kooperatives System, das die Bewegungen des Patienten unterstützt, die Bewegungskoordination jedoch nicht erzwingt. Weitere Einzelheiten zu Eigenschaften und Leistungsfähigkeit von WALK! können [Fuhr2002, Fuhr2003a] entnommen werden.

## VOR – VIRTUELLE ORTHOPÄDISCHE REALITÄT

### Aufgabenstellung

Zur Diagnose von Gelenkläsionen existiert eine große Zahl verschiedener klinischer Untersuchungstests. Problematisch beim Erlernen dieser Tests ist jedoch, dass das Trainieren am Patienten nur beschränkt möglich ist, da nicht beliebig viele Patienten mit den gewünschten Pathologien zur gewünschten Zeit zur Verfügung stehen. Hinzu kommt, dass bestimmte Tests für den Patienten oftmals belastend sind.

Hier kann jedoch der Einsatz von Techniken der Virtuellen Realität (VR) Abhilfe schaffen, da sie das Potential besitzen, komplexe Sachverhalte und Vorgän-



**Bild 6:** Funktionsschema des Kniegelenkssimulators

ge auch ohne realen Patienten zu vermitteln. Dieser Abschnitt stellt eine multimodale Trainingsumgebung vor, die das Erlernen der klinischen Funktionsprüfung bei der Kniegelenkdiagnose unterstützt. Der dazu entwickelte Trainingssimulator ermöglicht eine wirklichkeitsnahe Simulation und Repräsentation von Berührungs- und Kräfteindrücken, wie sie bei der unmittelbaren Abtastung und Bewegung von Körperteilen mit den Händen auftreten.

### Automatisierungstechnische Aspekte

Die Grundidee des Simulators besteht darin, klinische Funktionstests statt am Patienten, an einem interaktiven Phantom- oder Kunstknie, bestehend aus haptischem, graphischem und akustischem Display durchzuführen, Bild 6.

Bei dem vorgestellten Lösungsansatz interagiert der Bediener mit einem künstlichen Unterschenkel, der anatomiegerechte Geometrie- und Härteeigenschaften aufweist. Zur Darstellung der Gelenkdynamik ist der Unterschenkel mit einer leistungsstarken Aktorik (Roboter) verbunden und mit entsprechender Sensorik ausgestattet. Durch die gewählte Kombination passiver Körpersegmente mit aktiven mechatronischen Komponenten können dem Bediener sowohl äußerst wirklichkeitsnahe Berührungseindrücke als auch physiologisch korrekte, leicht veränderbare Gelenkeigenschaften vermittelt werden. Beides zusammen vermittelt dem Bediener wirklichkeitsnahe haptische Sinneseindrücke.

In einer ersten Testversion ist der Oberschenkel raumfest an einem Rahmen montiert. Ober- und Unterschenkel sind passend dazu im Bereich des Kniegelenks berührungsfrei angeordnet. Die Bewegung des Unterschenkels durch den Roboter kann je nach Betriebsmodus vom Bediener beobachtet oder beeinflusst werden.

Im so genannten aktiven Betriebsmodus bewegt sich der Roboter gemäß einer fest vorgegebenen Unterschenkeltrajektorie [Frey2002]. Der Bediener wird dabei vom Roboter geführt und kann folglich mit dem optimalen Bewegungsablauf bestimmter Gelenktests vertraut gemacht werden. Dabei können die vom Bediener ausgeübten Kräfte gemessen, angezeigt und bewertet werden. Da der Roboter hier als Lehrer fungiert wird diese Betriebsart auch als Teaching Modus bezeichnet.

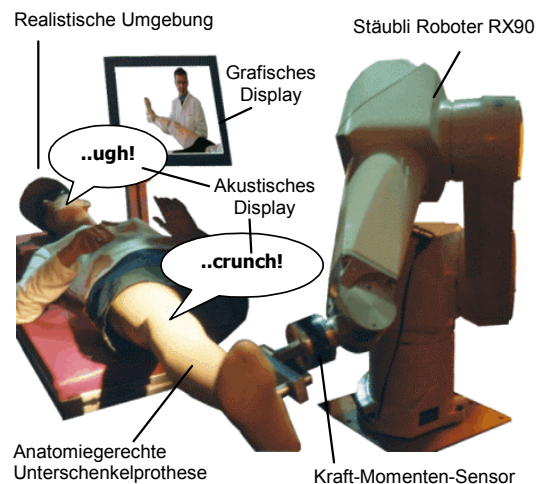
Im so genannten interaktiven Betriebsmodus bewegt dagegen der Bediener den Roboter, der wiederum mit dem Bediener interagiert. Der Bediener greift dazu den Unterschenkel und versucht diesen in eine dem Test entsprechende gewünschte Raumrichtung zu bewegen. Die dabei entstehenden Kräfte, Momente und Bewegungen werden gemessen und mittels einer modellbasierten Regelung so weiterverarbeitet, dass sich der Unterschenkel entsprechend seiner tatsächlichen biomechanischen Eigenschaften in die gewünschte Richtung bewegt. Der Bediener gewinnt dabei den Eindruck, er habe diese Bewegung verursacht. In diesem Betriebsmodus kann der Bediener unterschiedliche klinische Gelenktests durchführen und dabei eine simulierte Gelenkverletzung erspüren. Quasi per Knopfdruck können verschiedene Verletzungen oder Erkrankungen durch Variation der biomechanischen Gelenkparameter im Kniemodell dargestellt werden, ohne dabei auf einen "realen" Patienten mit der entsprechenden Verletzung angewiesen zu sein.

Bei der Diagnose von Gelenkläsionen spielt auch die akustische Sinnesmodalität eine wichtige Rolle. So treten bei bestimmten Arthropathien hörbare Reib- und Schnapperäusche auf, die dem Bediener mit Lautsprechern akustisch vermittelt werden können. Ferner ist die Beobachtung des Schmerzempfindens des Patienten für die Diagnose wichtig. Auftretender Schmerz wird dabei z. B. als leichtes Stöhnen bis hin zu heftigen „Au“-Schreien repräsentiert. Entsprechende Geräusche wurden vorab mit einem Mikrophon aufgenommen und als „Sound Samples“ gespeichert.

Das grafische Display besteht schließlich aus einem Monitor und ermöglicht eine Visualisierung sowohl videografischer Aufnahmen als auch interner anatomischer Komponenten, wie Knochen, Sehnen, Bänder und Meniskus. Die Animation erfolgt synchron mit den Bewegungen des haptischen Displays. Die Bilddaten werden aus CT- und MRT-Aufnahmen rekonstruiert. Der Bediener erhält dadurch die Möglichkeit, in das Körperinnere hinein zu schauen sowie die anatomischen und funktionell-dynamischen Zusammenhänge eines gesunden oder auch verletzten Kniegelenks zu studieren.

Im aktiven Betriebsmodus folgt das Phantomknie einer vorgegebenen Solltrajektorie, wie sie dem Bewegungsablauf eines typischen Gelenkfunktionstests entspricht. Dazu messtechnisch ermittelten Bewegungsdaten des Kniegelenks wurden offline aufbereitet und stehen als Sollpositionsverläufe einer klassischen Roboter-Bahnregelung zur Verfügung. Die beim Berühren des Beinsegments vom Bediener auf den Roboter ausgeübten Kräfte werden dabei als Störgrößen vom Bahnregler ausgeregelt.

Im interaktiven Betriebsmodus hat der Bediener die Möglichkeit, die Bewegungen des Roboters zu beeinflussen bzw. vorzugeben. Dabei arbeitet der Roboter als haptisches Display, dessen Aufgabe es ist, die biomechanischen Eigenschaften des virtuellen Objekts, hier des Kniegelenks, darzustellen. Die regelungstechnische Umsetzung erfolgt dabei auf der Basis zweier unter-



**Bild 7:** Trainingssimulator bestehend aus grafischem, akustischem und haptischem Display im Teaching Modus.

schiedlicher Architekturen: der Admittanz- bzw. Impedanzarchitektur [Clover1999, Riener2002].

Ziel dabei ist es, dass das haptische Display dem Bediener die gleichen Kraft- und Bewegungseindrücke vermittelt, wie sie an der darzustellenden mechanischen Admittanz bzw. Impedanz des Knies erfahren werden. Dabei wird unter Impedanz – in Analogie zur Elektrotechnik - das Verhältnis aus Kraft und Weg verstanden; die Admittanz ist der Kehrwert der Impedanz. Wird mit dem haptischen Display dieses Verhalten ideal erreicht, so spricht man auch von Transparenz [Lawrence1993]. Da jedoch jedes haptische Display aufgrund seiner Massen und Reibung eine eigene Dynamik besitzt, muss durch eine entsprechende Regelung versucht werden, Transparenz auch unter nicht-idealen Rahmenbedingungen zu erzielen. Erschwerend hierbei ist, dass alle drei miteinander gekoppelte Komponenten, nämlich die darzustellende Admittanz bzw. Impedanz, das haptische Display und der Bediener im allgemeinen nichtlineare Eigenschaften besitzen.

#### Realisierungsaspekte

Bild 7 zeigt den derzeitigen Aufbau des multimodalen Trainingssimulators, wie er im Teaching Modus verwendet wird. Dazu wurden die Bewegungstrajektorien von mehr als sechzig verschiedenen Kniefunktionstests mit Hilfe des berührungslosen magnetischen Bewegungsmesssystems MotionStar® von Ascension aufgezeichnet und auf den Trainingssimulator übertragen. Der Bediener kann die aufgezeichneten Bewegungen abspielen (playback) und sich durch Anfassen der künstlichen Beinsegmente führen lassen. Synchron mit der Bewegung des haptischen Displays werden ihm visuelle und auditorische Informationen mit Hilfe eines grafischen bzw. akustischen Displays vermittelt.

Weitere Ergebnisse liegen zum Betrieb des Simulators im interaktiven Modus vor [Riener2002]. Exemplarisch wurde die Admittanzarchitektur implementiert. Mit dem haptischen Display können so zahlreiche Bewegungsmuster bzw. -tests mit unterschiedlichen Ge-

schwindigkeiten und Winkelbereichen ausgeführt werden. Die Abweichungen zwischen dem berechneten Sollwinkel und dem tatsächlich resultierenden, gemessenen Winkel bleibt dabei sehr gering, was auf gute Transparenzeigenschaft des haptischen Displays schließen lässt. Problematischer erweist sich allerdings die Darstellung von Admittanzen im Falle geringer Dämpfungen in bestimmten Kniegelenk-Freiheitsgraden, da die entsprechende Regelung dann zu Oszillationen neigt. In diesen Fällen würde die Impedanzarchitektur vermutlich bessere Ergebnisse liefern. Zur Darstellung von beliebigen Impedanzen, die sowohl Extremsituationen, wie harte Anschläge als auch freie Bewegung einschließen, wird deshalb empfohlen, eine hybride Kraft-/Positionsregelung zu verwenden, um die Vorteile beider Architekturen in den entsprechenden Situationen zu nutzen. Wegen weiterer Details sei auch hier auf aktuelle Referenzen [Frey2003, Riener2002] verwiesen.

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

In diesem Beitrag wurde schwerpunktmäßig über Ergebnisse zweier Forschungsprojekte berichtet, in deren Zentrum Interaktivität und Kooperativität des medizintechnischen Systems mit dem Menschen stehen. Die Realisierung dieser Systeme ist nur durch Einsatz moderner automatisierungstechnischer und biomechatronischer Methoden und Verfahren möglich.

Kooperativität einer Neuroprothese wird erreicht, indem die künstlich zu erzeugenden Bewegungsmuster sensorisch erfasst und überwacht werden und dadurch einerseits Bewegungsabsichten des Patienten erkannt, der Patient andererseits aber von Überwachungsaufgaben befreit werden kann. Der Patient wird so von automatisierbaren Aufgaben entlastet und gleichzeitig in die Lage versetzt, die Bewegungen seiner gelähmten Körperteile zu kontrollieren. Dabei unterstützt die beschriebene Neuroprothese den Patienten, ohne ihn aber zu einer bestimmten Bewegung zu zwingen.

Die vorgestellte multimodale Trainingsumgebung bietet dem Bediener die Möglichkeit der Interaktion mit einer künstlichen Repräsentation eines komplexen menschlichen Gelenks. Neu an diesem - auch auf vergleichbare Anwendungen übertragbaren [Obst2003, Riener2003] - Ansatz ist, dass damit eine realitätsnahe Simulation von Berührungseindrücken ermöglicht wird, wie sie bei der unmittelbaren Abtastung und Bewegung von Körperteilen entstehen.

Durch Einsatz derartiger - die haptische, visuelle und akustische Sinnesmodalitäten erfassender - multimodaler Trainingsumgebungen ist zu erwarten, dass sich in Zukunft die orthopädische, oder allgemeiner, die medizinische Ausbildung anschaulicher, praxisnäher und intensiver als bisher gestalten wird, die Einarbeitungszeit in klinische Untersuchungsmethoden deutlich herabgesetzt werden kann und weniger betreuendes medizinisches Fachpersonal bereitgestellt werden muss.

## LITERATURHINWEISE

Dieser Aufsatz ist die überarbeitete Fassung eines Beitrags, der auf dem VDE Kongress NetWorlds 2002 in Dresden präsentiert wurde [Schmidt2002].

- [Clover1999] C. L. Clover, „A control-system architecture for robots used to simulate dynamic force and moment interaction between humans and virtual objects.“, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* 29, S. 481-493, 1999
- [Frey2002] M. Frey, R. Riener, R. Burgkart, B. Xin, „Roboterbasiertes Lernsystem: Der Münchner Knie-simulator.“ *Tagungsband Robotik 2002*, Ludwigs-burg, 19./20. Juni 2002
- [Frey2003] M. Frey, J. Hoogen, J. Schlurmann, R. Riener, „Der Münchner Knie-simulator: Implementierung eines biomechanischen Kniemodells“, *FZKA 6875, Automed 2003*, S. 38-39, 2003.
- [Fuhr2002] T. Fuhr und G. Schmidt, „Neue Ansätze zur Steuerung und Regelung einer kooperativen Gang-Neuroprothese“, *at-Automatisierungstechnik* 50, S. 307-316, 2002.
- [Fuhr2003a] T. Fuhr, J. Quintern, G. Schmidt, „Stair Ascending and Descending with the Cooperative Neuroprosthesis WALK!“, *Neuromodulation* 6(1), S. 57-67, 2003.
- [Fuhr2003b] T. Fuhr, J. Schneider, R. Riener, G. Schmidt, „VirtualPatient – Neuromuskuläre, biomechanische Simulation menschlicher Fortbewegung mit einer Neuroprothese“, *FZKA 6875 Automed 2003*, S. 18-19, 2003.
- [Lawrence1993] D. A. Lawrence, „Stability and transparency in bilateral teleoperation.“, *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 9, S. 624-637, 1993.
- [Obst2003] T. Obst, R. Burgkart, R. Riener, M. Frey, E. Ruckhäberle, „Prototypischer multimodaler Trainingsimulator für die Geburtshilfe“, *FZKA 6875 Automed 2003*, S. 36-37, 2003.
- [Quintern1998] J. Quintern, „Application of functional electrical stimulation in paraplegic patients“, *NeuroRehabilitation* 10, S. 205-250, 1998.
- [Riener2002] R. Riener, J. Hoogen, M. Ponikwar, M. Frey, R. Burgkart, G. Schmidt, „Orthopädischer Trainingssimulator mit haptischem Feedback.“ *at - Automatisierungstechnik* 50(6), S. 296-303, 2002.
- [Riener2003] R. Riener, B. Sae-Kee, M. Frey, R. Burgkart, „Kraftbasierte Berührungslokalisierung an medizinischen Phantomkörpern“, *FZKA 6875 Automed 2003*, S. 40-41, 2003.
- [Schmidt2002] G. Schmidt, T. Fuhr, R. Riener, „Kooperative und interaktive Systeme für die Medizintechnik“, *Fachtagungsberichte VDE Kongress 2002 NetWorlds*, Band 2, S. 289-294, VDE Verlag Berlin, Dresden, 21.-23. Okt. 2002.



---

## **3 Sitzung MSR / Simulation**

### **3.1 Regelungskonzepte für fluidisch betriebene Handprothesen**

M. Reischl, S. Beck, R. Mikut, A. Lehmann, J. Martin, S. Schulz; Karlsruhe

### **3.2 VirtualPatient - Neuromuskuläre, biomechanische Simulation menschlicher Fortbewegung mit einer Neuroprothese**

T. Fuhr, J. Schneider, R. Riener, G. Schmidt; München

### **3.3 Automatisierte Bewegungscharakterisierung für Patienten mit inkompletter Querschnittlähmung**

T. Loose, R. Mikut, J. Dieterle, R. Rupp, R. Abel, M. Schablowski, H. J. Gerner, G. Bretthauer; Karlsruhe / Heidelberg

# Regelungskonzepte für fluidisch betriebene Handprothesen

M. Reischl, S. Beck, R. Mikut, A. Lehmann, J. Martin, S. Schulz

Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Angewandte Informatik  
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

markus.reischl@iai.fzk.de

## EINLEITUNG

Steuerbare Handprothesen (Funktionsprothesen) werden gegenwärtig durch Muskelaktivitäten (EMG (ElektroMyoGrafie)-Signale) im Armstumpf des Prothesenträgers bedient. Durch Schwellwertdetektionen werden Bewegungsabsichten des Anwenders erkannt. Die Geschwindigkeit der Öffnungs- bzw. Schließbewegung der Prothesenhand hängt dabei von der Amplitude des EMG-Signals ab [Bock00]. Nachteile kommerzieller Prothesen bestehen in der geringen Anzahl ausführbarer Bewegungen, dem hohen Gewicht und eingeschränkten Möglichkeiten der Kraftregelung. Dies führt zu einer Ablehnung von 30% aller Funktionsprothesen [Silcox93].

Die hydraulisch angetriebene Handprothese des Forschungszentrums Karlsruhe ermöglicht hingegen eine Vielzahl unterschiedlicher Griffe aufgrund hochbeweglicher, flexibler Fluidaktoren [Schulz01] bei geringem Gewicht. Die Bedienung der damit möglichen Griffarten erfordert allerdings die Erweiterung bestehender Ansteuerungskonzepte bezüglich der

- Kommunikation zwischen Mensch und Prothese und der
- Regelung der hohen Anzahl der Freiheitsgrade der Hand.

## BEWEGUNGSDETEKTION

Um Patienten eine große Anzahl verschiedener Griffarten zugänglich zu machen, wurde eine Plattform zum patientenindividuellen Entwurf myoelektrischer Steuerungsstrategien entwickelt. Das Konzept basiert auf einer Zuordnung von dem System angelernten EMG-Signalverläufen (Schaltsignale) zu den unterschiedlichen Griffarten der Prothese [Reischl02]. Durch diese Schaltsignale definiert der Patienten die gewünschte Griffart.

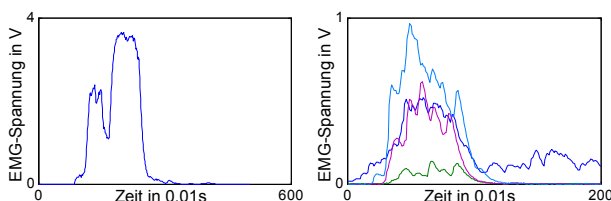


Abb. 1: Schaltsignale: vorgegebener Verlauf eines Sensors (links) sowie Schaltsignal durch mehrere Sensoren (rechts).

Schaltsignale können aus einfachen Codierungen (vorgegebener Verlauf einer Muskelkontraktion) oder aus einem komplexen Zusammenspiel einzelner Muskelgruppen (Drehen des Unterarms, Abb.1) bestehen. Weiterhin kann das gesamte Signal oder nur ein vorgegebener Zeitrahmen zur Bestimmung der gewünschten Griffart verwendet werden.

Nach der Auswahl einer Griffart kann der Patient diese durch Kontraktionen der Unterarmflexoren bzw. -extensoren schließen bzw. öffnen. Die Kokontraktion beider Muskelgruppen führt in den neutralen Zustand. Ein Zustandsautomat koordiniert dabei die zeitlichen Abläufe von Bewegungsauswahl, -ausführung und Rückkehr in eine neutrale Stellung (Abb. 2).

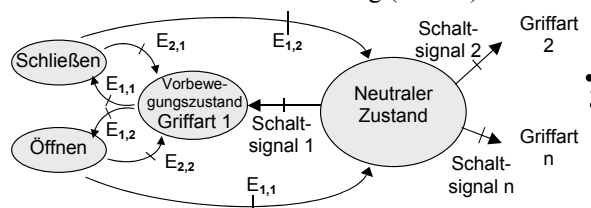


Abb. 2: Zustandsautomat zur Ausführung von Bewegungen:  $E_{1,1}$ : kontrahierte Unterarmflexoren,  $E_{1,2}$ : kontrahierte Unterarmextensoren,  $E_{2,1}$ : relaxierte Unterarmflexoren,  $E_{2,2}$ : relaxierte Unterarmextensoren

Die Interpretation von Schaltsignalen geschieht durch ein Klassifikationssystem, das offline mittels aufgezeichneter Schaltsignale angelernt wird. Im Einzelnen geschieht dies durch

- eine Merkmalsextraktion, die repräsentative Kenngrößen aus den Schaltsignalverläufen extrahiert (relative Extrema, Zeitdifferenzen, Verhältnisse,...),
- eine Merkmalsbewertung und -reduktion, um mit einer reduzierten Anzahl von Merkmalen ähnliche Aussagegüten zu erreichen,
- eine modifizierte Diskriminanzanalyse, die die Dimension des Merkmalsraumes verringert und Schaltsignaltypen gegeneinander abgrenzt sowie
- einer Klassifikation durch Bayes-Klassifikatoren, neuronale Netze oder Fuzzy-Regelbasen [Reischl01].

Dem Offlineentwurf des Systems folgt eine automatisierte Quelltextgenerierung von entsprechenden Onlinealgorithmen.

Mittels einer Simulationsumgebung ist es dem Patienten möglich, das auf diese Weise entstandene Steuerungskonzept anhand einer virtuellen Prothese zu validieren, zusätzlich sind manuelle Parameteradaptionen im laufenden Betrieb möglich. Verschiedene Trainingsumgebungen bieten weiterhin die Möglichkeit das Konzept zu verinnerlichen.

## POSITIONSREGELUNG

Um die Schließgeschwindigkeit der Prothese mit der Intensität des Muskelsignals des Patienten zu verknüpfen, wird derzeit eine Positionsregelung zur exakten Ausführung der gewählten Handbewegungen entwickelt. Über einen adaptiven PID-Regler und einen unterlagerten Druckregelkreis wird dabei der Fluiddruck im Aktor und damit die Position des Fingergelenkes geregelt [Beck02].

Hierzu wurde ein mathematisches Modell der hydraulisch betriebenen Fingergelenke bestehend aus Pumpe, Ventil, Aktor und Gelenk erstellt. Das Modell des Systems basiert auf theoretischen und experimentellen Betrachtungen der einzelnen Komponenten, einem entsprechenden Strukturentwurf des Gesamtsystems und der Validierung anhand von experimentellen Ergebnissen. Mittels eines Gradientenabstiegsverfahrens werden die Parameter des Modells optimiert, die Startwerte werden dabei aus den Ergebnissen der Experimente abgeleitet.

Neben der Positionsregelung ist es beim Greifen von empfindlichen Objekten notwendig, die einwirkenden Kräfte zu begrenzen. Mit der Kenntnis des Zusammenhangs zwischen Druck im Aktor und erzeugtem Drehmoment lassen sich über eine modellbasierte Begrenzung der Stellgröße des Positionsreglers auch die Momente der einzelnen Gelenke begrenzen. Hierzu wird über den aktuellen Gelenkwinkel und ein vorgegebenes maximales Moment der maximale Druck im Aktor berechnet. Der Regler schaltet somit bei Objektkontakt automatisch von Positionsregelung auf Momentenbegrenzung um. Ein zusätzlicher Kraftsensor ist für diese Funktionalität nicht notwendig.

Das maximale Moment der Gelenke soll nun wiederum proportional zum Muskelsignal des Patienten sein. Somit bestimmt das Muskelsignal zunächst die Geschwindigkeit, mit der sich die Finger einem zu greifenden Objekt nähern und nach erfolgtem Objektkontakt das maximale Moment der Fingergelenke. Der Patient kann also bei konstantem Muskelsignal ein robustes Objekt zügig mit hohen Momenten oder ein empfindliches Objekt langsam mit geringen Momenten greifen.

Der exakte Zeitpunkt des Objektkontaktes ist wegen der automatischen Umschaltung zwischen Positionsregelung und Momentenbegrenzung nicht bekannt. Um dem Patienten einen Feedback über Objektkontakt geben zu können, werden derzeit Algorithmen entwickelt, die ebenfalls modellbasiert mittels des aktuellen Aktormoments und der aktuellen Regeldifferenz Objektkontakt erkennen können.

## ERGEBNISSE UND AUSBLICK

Im Gegensatz zu herkömmlichen Prothesensteuerungen hebt sich das vorgestellte Verfahren zur Bewegungsdetektion durch seine Fähigkeit ab,

- Bewegungsmuster zu erlernen und daraus
- automatisch Steuerungskonzepte zu erstellen.

Bislang wurden Versuche mit zwei Patienten durchgeführt, die gute Ergebnisse lieferten. Beide Patienten waren sofort in der Lage, das System zu bedienen. Die Fehlerquoten bei der Griffart-Erkennung lagen bereits nach 10 Minuten Training unter 10%.

Nach weiteren Optimierungen der Klassifikationsalgorithmen sowie deren Onlineimplementationen sollen ausgedehnte Patiententests die Güte des Verfahrens belegen.

Die Positionsregelung wurde bisher simulativ und experimentell an einem Teststand für Einzelgelenke erprobt, der Einsatz in der Prothese steht noch aus.

## DANKSAGUNG

Die Autoren danken an dieser Stelle den Herren Dr. Gröll und Dr. Pylatiuk für wertvolle Diskussionen und Hinweise sowie den Mitarbeitern der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg für tatkräftige Unterstützung.

## LITERATURHINWEISE

[Beck02]

S. Beck; A. Lehmann; J. Martin; R. Mikut: Modellbildung und Fuzzy-Gelenkpositionsregelung für eine 5-Finger-Roboterhand mit flexiblen Fluidaktoren. In: *Proceedings 12. Workshop Fuzzy Systeme* (Mikut, R.; Reischl, M., Hg.), S. 177-191. Forschungszentrum Karlsruhe, FZKA 6767, 2002.

[Bock00]

“Technische Daten Otto Bock Hand,” Otto Bock, 2000.

[Reischl01]

M. Reischl; R. Mikut; C. Pylatiuk; S. Schulz: Control strategies for hand prostheses using myoelectric patterns. In: *Proc. 9<sup>th</sup> Zittau Fuzzy Colloquium* S. 168-174, 2001.

[Reischl02]

M. Reischl; R. Mikut; C. Pylatiuk; S. Schulz; S. Beck; G. Bretthauer: Steuerungs- und Signalverarbeitungskonzepte für eine multifunktionale Handprothese. *Automatisierungstechnik (at)* 50 (6), S. 279-286, 2002.

[Schulz01]

S. Schulz; C. Pylatiuk; G. Bretthauer: A New Ultralight Anthropomorphic Hand. In: *International Conference on Robotics and Automation*, Seoul, 2001.

[Silcox93]

D. H. Silcox, M. D. Rooks, et al.: Myoelectric Prostheses. *The Journal of Joint and Bone Surgery*, 75A (12), S. 1781-1791, 1993.

# VirtualPatient – Neuromuskuläre, biomechanische Simulation menschlicher Fortbewegung mit einer Neuroprothese

T. Fuhr, J. Schneider, R. Riener, G. Schmidt

Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik,  
Technische Universität München, 80290 München

thomas.fuhr@ieee.org

## EINLEITUNG

Gang-Neuroprothesen versetzen querschnittgelähmte Patienten in die Lage, sich auf eigenen Beinen fortzubewegen, indem sie die gelähmte Muskulatur durch funktionelle Elektrostimulation (FES) künstlich aktivieren. Experimentelle Untersuchungen sind etwa zur Erprobung und Validierung neuer Regelungsverfahren für Gang-Neuroprothesen unbedingt notwendig, jedoch mit erheblichem Aufwand verbunden [Fuhr2002].

Mit Simulationen können virtuelle Experimente durchgeführt werden, die Aufwand, Risiko und die nicht zu vernachlässigende Belastung der Patienten in realen Experimenten deutlich verringern, Einblicke in nicht oder nur schwer messbare physiologische Phänomene gewähren sowie den Entwurf von Regelungsverfahren beschleunigen. Voraussetzung für die realistische Simulation FES-induzierter Bewegungen ist die mathematische Modellierung aller Systemkomponenten des Bewegungsapparates, die bei der Bewegungserzeugung relevant sind. Detaillierungsgrad und Komplexität der eingesetzten Modelle sind an die jeweilige Aufgabenstellung anzupassen, um die Anforderungen an Modellidentifikation und Rechenzeit so gering wie möglich zu halten. Dazu ist in der Regel eine vollständige Rekonfiguration des Patientenmodells erforderlich und setzt fundierte Kenntnisse der zugrundeliegenden Neurophysiologie, Biomechanik und Mehrkörperdynamik voraus, die jedoch zur Bearbeitung vieler Fragestellungen nicht notwendig sind.

Um diesen Aufwand zu reduzieren ist eine Simulationsumgebung notwendig, die die einfache und schnelle Erstellung und Simulation komplexer Patientenmodelle mit beliebiger Anzahl von Freiheitsgraden und Muskelgruppen erlaubt. Da kommerzielle Werkzeuge, die den spezifischen Anforderungen von Neuroprothesen genügen, nicht verfügbar sind, wurde *VirtualPatient* entwickelt, eine modulare, objekt-orientierte Modellbibliothek und Simulationsumgebung, für deren Anwendung lediglich grundlegende Programmierkenntnisse in C++ vorausgesetzt werden.

## METHODEN

*VirtualPatient* ist eine Modellbaustein-Bibliothek und Simulationsumgebung, die alle zur Simulation des

menschlichen Bewegungsapparates mit einer Neuroprothese erforderlichen Modellkomponenten zur Verfügung stellt. Die Bibliothek ist als objekt-orientierte Klassenbibliothek in C++ implementiert und besteht aus Klassen für die zu modellierenden Segmente des Skelettmodells, die FES-aktivierbaren Muskeln [Riener1998] und Reflexe sowie die Gelenke. Für die Interaktion des virtuellen Patienten mit seiner Umwelt sind Modellbausteine für Umgebungsmodelle, externe Kräfte sowie ein Intentionsmodell zur Nachahmung des Beitrags des nichtgelähmten Oberkörpers des Patienten an der Bewegungserzeugung vorhanden. Ebenso sind die technischen Komponenten einer Neuroprothese (Neurostimulator, Regelungssystem, Sensoren) modelliert.

Da mit Ausnahme der Bausteine *Intentionsmodell* und *Flexorreflex* die Struktur aller übrigen Modellbausteine unabhängig vom resultierenden Gesamtmodell sind, ist eine flexible, aufgabenspezifische Modellsynthese, wie in Bild 1 angedeutet, überhaupt erst möglich, ohne weitere Strukturmodifikationen vornehmen zu müssen. Aufgrund der objekt-orientierten Designs sind Erweiterungen und Modifikationen bestehender Modellklassen ohne Auswirkungen auf die Struktur der übrigen Bausteine einfach möglich. Die Bewegungsgleichungen des Skelettmodells werden nach Newton-Euler [Lutzenberger2001] implizit berechnet, daher können beliebige, baumartig strukturierte Mehrkörpermodelle synthetisiert werden.

Die Simulationsumgebung bietet neben der Aufzeichnung aller berechneten Größen auch die Möglichkeit der online-Animation. *VirtualPatient* wurde mit der Entwicklungsumgebung MS Visual C++ unter Verwen-

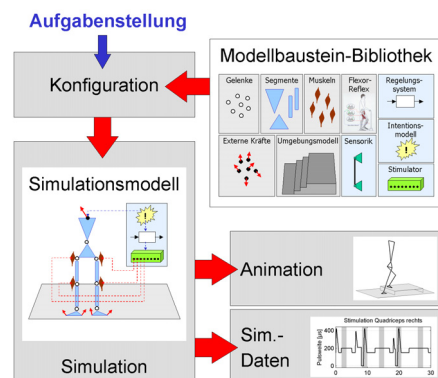


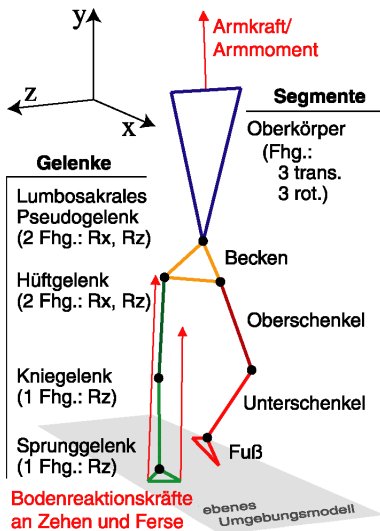
Bild 1: Aufgabenspezifische Modellsynthese



derung der Matlab C++ Math Library entwickelt.

## ERGEBNISSE

Zur Simulation des ebenen Gehens wurde ein dreidimensionales Skelettmodell erzeugt, das aus den Segmenten Oberkörper, Becken, linker und rechter Oberschenkel, linker und rechter Unterschenkel und linker und rechter Fuß besteht. Der ungelähmte Oberkörper einschließlich Kopf und Armen steht unter Kontrolle des Patienten und wird zu einem Segment zusammengefasst. Das Skelettmodell des virtuellen Patienten hat insgesamt 16 kinematische Freiheitsgrade und ist in Bild 2 skizziert. Je Bein sind fünf Muskelgruppen und der Flexorreflex modelliert, die über vier Reizkanäle aktiviert werden können. Die Modellparameter sind der Literatur entnommen [Riener1998]. Der Fußboden ist als ebene Fläche modelliert. Der Fuß besitzt an Ballen und Ferse je einen Kontaktpunkt, dessen Bodenreaktionskraft mit einem Feder-Dämpfer-Modell berechnet wird. Gleiten der Füße ist dabei mitberücksichtigt. Der gleichgewichtserhaltende Armeinsatz und die Intention des Patienten zur Ausführung eines Schrittes wird durch ein Intentionsmodell nachgeahmt. Die Wirkung der



**Bild 2:** 3D Skelettmodell des menschlichen Bewegungsapparates.

Armkraft/Armmoment

Becken

Oberschenkel

Unterschenkel

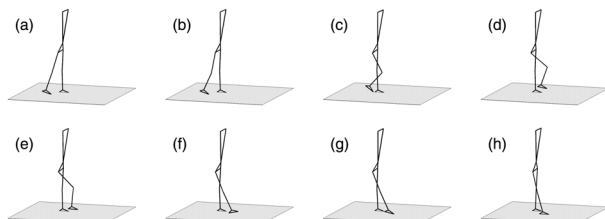
Fuß

Bodenreaktionskräfte an Zehen und Ferse

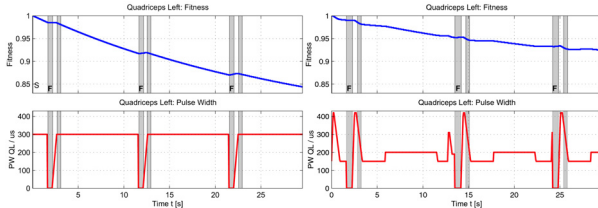
ebenes Umgebungsmodell

**Bild 2:** 3D Skelettmodell des menschlichen Bewegungsapparates.

Der ungelähmte Oberkörper einschließlich Kopf und Armen steht unter Kontrolle des Patienten und wird zu einem Segment zusammengefasst. Das Skelettmodell des virtuellen Patienten hat insgesamt 16 kinematische Freiheitsgrade und ist in Bild 2 skizziert. Je Bein sind fünf Muskelgruppen und der Flexorreflex modelliert, die über vier Reizkanäle aktiviert werden können. Die Modellparameter sind der Literatur entnommen [Riener1998]. Der Fußboden ist als ebene Fläche modelliert. Der Fuß besitzt an Ballen und Ferse je einen Kontaktpunkt, dessen Bodenreaktionskraft mit einem Feder-Dämpfer-Modell berechnet wird. Gleiten der Füße ist dabei mitberücksichtigt. Der gleichgewichtserhaltende Armeinsatz und die Intention des Patienten zur Ausführung eines Schrittes wird durch ein Intentionsmodell nachgeahmt. Die Wirkung der



**Bild 3:** Simulation eines Schrittes mit *VirtualPatient*



**Bild 4:** Kniestreckere M. quadriceps. *Links:* Gesteuerte Muskelaktivierung. *Rechts:* Geregelter Muskelaktivierung mit Knieextensionsregler KEC. *Oben:* Muskelfitness. *Unten:* Stimulationsintensität über der Zeit (30s).

zwei Arme wird durch eine Kraft und ein Moment dargestellt, deren Angriffspunkt sich in Höhe des Genicks am Oberkörper befindet. Mit diesem Patientenmodell wurde die Aktivierung der Kniestreckermuskulatur während des Stehens und Gehens mit und ohne Knieextensionsregler KEC [Fuhr2002] näher untersucht. In Bild 3 ist ein simulierter Schritt in 8 Momentaufnahmen dargestellt. Während die Muskelermüdung nicht messbar ist und nur aus den in Experimenten aufgezeichneten Stimulationsintensitäten abgeschätzt werden kann, liefert die Simulation genaueren Aufschluss. Tatsächlich kann die Muskelermüdung, wie in [Fuhr2002] postuliert, mit KEC um 50% reduziert werden. Die Abnahme der Muskelfitness ist in den oberen Grafen von Bild 4 abgebildet.

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Mit der Entwicklung der Simulationsumgebung *VirtualPatient* ist es gelungen, ein mächtiges Werkzeug zu entwickeln, mit dem neue Verfahren schnell implementiert werden können, ohne mit allen Aspekten der verwendeten Modelle vertraut sein zu müssen. Damit kann die Reglerentwicklung und die Fortentwicklung biomechanischer und neuromuskulärer Modelle vereinfacht und beschleunigt werden.

Da die Modellparameter der Literatur entnommen sind und nicht an einen Patienten angepasst wurden, gestatten die hier vorgestellten Ergebnisse nur qualitative oder, wie im Fall der Muskelermüdung, vergleichende Aussagen. Qualitativ zeigen die simulierten Gehbewegungen im Vergleich mit experimentellen Ergebnissen gute Übereinstimmung mit der Realität. Obwohl Identifikationsmessungen große Anforderungen an Patienten und Messaufbau stellen, sind sie für den computergestützten Entwurf von Regelungsverfahren mit *VirtualPatient* dringend notwendig.

## DANKSAGUNG

Die vorliegende Arbeit wurde im Rahmen des Sonderforschungsbereichs „Sensormotorik“ (SFB 462), Teilprojekt A1, von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gefördert.

## LITERATURHINWEISE

[Fuhr2002]

T. Fuhr, G. Schmidt, „Neue Ansätze zur Steuerung und Regelung einer kooperativen Gang-Neuroprothese“, *at-Automatisierungstechnik*, Vol 50: pp 307-316, 2002

[Lutzenberger2001]

C. Lutzenberger, *Dynamik des menschlichen Ganges*, Fortschrittberichte VDI: Reihe 17, Biotechnik 218, VDI Verlag, Düsseldorf, 2001

[Riener1998]

R. Riener, T. Fuhr, „Patient-Driven Control of FES-Supported Standing Up: A Simulation Study“, *IEEE Trans. Rehab. Eng.* Vol 6: pp 113-124, 1998

# Automatisierte Bewegungscharakterisierung für Patienten mit inkompletter Querschnittlähmung

T. Loose<sup>1</sup>, R. Mikut<sup>1</sup>, J. Dieterle<sup>2</sup>, R. Rupp<sup>2</sup>, R. Abel<sup>2</sup>,  
M. Schablowski<sup>2</sup>, H. J. Gerner<sup>2</sup>, G. Bretthauer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Angewandte Informatik  
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

<sup>2</sup>Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Orthopädie II  
Schlierbacher Landstr. 200a, 69118 Heidelberg

tobias.loose@iai.fzk.de

## EINLEITUNG

Mit der Instrumentellen Ganganalyse werden Gelenkwinkel und -momente beim Gehen messtechnisch erfasst. Die klinische Auswertung dieser Zeitreihen (Diagnose von Bewegungsstörungen, Therapieplanung und -validierung) erfolgt empirisch durch mehr oder minder erfahrene Experten [Sutherland02]. Schwierigkeiten bei der Analyse sind stark heterogene Datensätze und sehr komplexe Zusammenhänge in Bewegungsdaten. Eine objektive, standardisierte Basis zur Datenauswertung und -interpretation konnte bisher nicht etabliert werden. Durch den Einsatz von modularen rechnergestützten Verfahren soll ein Beitrag zur automatisierten, nachvollziehbaren Suche nach Gangpathologien verschiedener Patientengruppen und einer Möglichkeit zur Visualisierung geleistet werden.

## DATEN

Für 23 inkomplett querschnittgelähmte, prinzipiell gehfähige Patienten (SCI,  $51 \pm 16$  Jahre) wurden 3-D Ganganalysen mit einem 6-Kamera-System und reflektierenden Markern auf einem Laufband und teilweiser Gewichtsentlastung durchgeführt [Dieterle02]. Daten von 10 Probanden ohne orthopädische Einschränkungen dienen als Referenz.

## METHODEN

Durch ein modulares, rechnergestütztes Verfahren [Loose02] wird der klinische, bisher rein empirische Auswerteprozess systematisiert und quantifiziert nachgebildet (Abb. 1):

1. Berechnung zusätzlicher Zeitreihen (z.B. Winkelgeschwindigkeit, Normabweichung), um enthaltene Informationen eindeutiger auszuwerten und die empirische Vorgehensweise zu schematisieren.
2. Berechnung von potenziell relevanten lokalen Einzelmerkmalen (z.B. Extrema, Bewegungsspanne) über *alle* Zeitreihen, um Informationen über alle in der Ganganalyse üblichen Zeitabschnitten (z.B. Stand-, Schwungphase) zusammenzufassen.
3. Bewertung und Klassifikation von Merkmalen (Informationstheoretische Maße, Fuzzy-Klassifikato-

ren, Fuzzy-Cluster-Analysen) anhand einer formulierten Problemstellung.

4. Visualisierung der Ergebnisse.

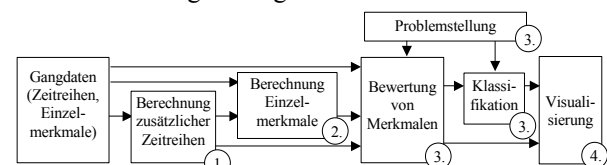


Abb. 1: Struktur des modularen Analyse-Verfahrens

Mit dem Verfahren lassen sich unterschiedliche klinische Fragen durch mathematisch formulierte Problemstellungen bearbeiten. In diesem Beitrag sind die Lösungen der Fragen „Durch welche Merkmale unterscheiden sich die Querschnittpatienten von der Referenz“ und „Welche verschiedenen wesentlichen Gangmuster (Subgruppen) existieren innerhalb der Patientengruppe der inkomplett Querschnittgelähmten?“ gezeigt.

Wesentliche Neuerungen dieses Verfahrens gegenüber existierenden Methoden [Chau01] sind die

- Universalität (Bearbeitung unterschiedlicher klinischer Fragen, anwendbar auf beliebige Patientengruppen)
- Betrachtung des *gesamten* Datenraums bei *gleichzeitiger*
- Bewahrung der Interpretierbarkeit der Ergebnisse.

## ERGEBNISSE

Trotz der heterogenen Datensätze ist ein (überwacht) angelernter Fuzzy-Klassifikator [Mikut00] in der Lage, regelbasiert die Unterschiede zwischen Referenzdaten (im Rechteck) und den Patientendaten anhand datenbasiert gefundener Merkmalskombinationen zu beschreiben, Abb. 2. Diese Merkmalskombination ist das Maximum in der Schrittphase Initial Swing (60-70% des Gangzyklus) des Kniewinkelverlaufs  $\text{MAX}(U_{\text{Knie}}, I_{\text{Sw}})$  und das Minimum des Hüftwinkelverlaufs im gesamten Schritt  $\text{MIN}(U_{\text{Hüfte}}, \text{Schritt})$ , siehe Abb. 2 und 3.

Simultanes Clustern (Fuzzy-c-Means, [Höppner99]) über mehrere Zeitreihen liefert unüberwacht vier Gangmuster über Hüft- und Kniegelenk, Abb. 3. Die maximale Clusterzugehörigkeit (Cluster-ZGH) ist in Abb. 2 dargestellt.

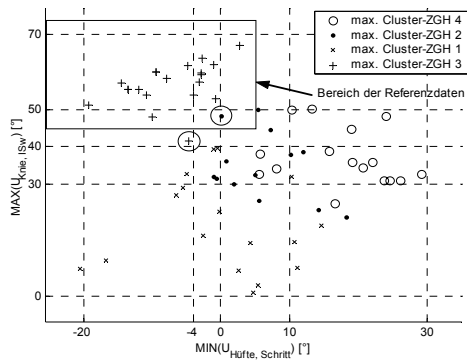


Abb. 2: Visualisierung einer Fuzzy-Regel und gefundenen Clustereinteilungen

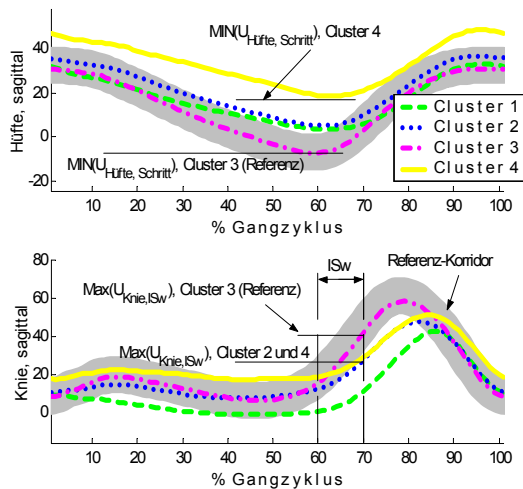


Abb. 3: Vier gefundene Clusterzentren im Hüft- und Knieverlauf

## DISKUSSION

Mit dem vorgestellten Verfahren lassen sich automatisiert wesentliche Merkmale aus den komplexen Zeitreihen finden, die eine prinzipielle Unterscheidung zwischen der Referenz und dem pathologischen Gangbild zulassen. Diese Datenreduktion zeigt auf, wo (z.B. Gelenke, Zeitabschnitte) und welche (z.B. Kurvenanstiege, -formen, -abstände) Information enthalten ist. Diese Merkmale finden sich auch in den Clusterzentren wieder, Abb. 3. Allerdings zeigen diese Merkmale auch die starke Heterogenität des Patientenverhaltens und sie eignen sich nur bedingt zum Finden von Subgruppen, s. Abb. 2 und 3. Durch das Clustern konnten sowohl die Referenzdaten sehr gut erkannt werden (Cluster 3, unüberwachter Lernalgorithmus!) als auch weitere Patienten-Subgruppen gefunden werden. Bemerkenswert ist hierbei, dass sich nur drei voneinander deutlich unterscheidbare Muster innerhalb der Querschnittspatienten ergeben. Dies deutet darauf hin, dass in der (neurologisch) sehr inhomogenen Patientengruppe klar unterscheidbare funktionelle Gangmuster existieren, die in gewisser Weise miteinander vergleichbar sind, wie z.B. ein eher gestrecktes Knie mit einer nur tendenziell leicht erhöhten Hüftbeugung (Cluster 1). Allerdings eignen sich aber nicht alle Merkmale und deren Kombinationen

zum Clustern, wie z.B. die Geschwindigkeitszeitreihen. Die maximale Cluster-ZGH des markierten Datensatzes (⊙, Abb. 2) einer Referenzperson begründet sich aus dem eng benachbarten Cluster 2 (relativ „normales“ Gangverhalten). Andererseits hat der markierte Datensatz eines Patienten (⊕) eine höhere ZGH zum Cluster 3, was als überwiegender Anteil des gesunden Gangverhaltens angesehen werden kann. Durch die gefundenen Cluster-ZGH konnten mit dieser Methodik wiederum charakteristische Einzelmerkmale zur Unterscheidung der Subgruppen erfolgreich gefunden werden. Insbesondere die Ergänzung aus unüberwachtem und überwachtem Lernen für unterschiedliche Fragestellungen einer Datenanalyse erweist sich als wirkungsvoll bei der Informationsextraktion und Struktursuche.

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Bei der empirischen Auswertung sind die Experten aufgrund limitierter Aufnahmekapazitäten nicht in der Lage, den gesamten Datenraum simultan zu bewerten. Gerade bei neuen klinischen Fragestellungen, über deren Gangpathologien noch wenig Wissen existiert, ist ein Analyseansatz wie der dargestellte vielversprechend, um eine prinzipielle Unterscheidung und Charakterisierung der Patienten zu erreichen. Durch die hier gefundenen Ergebnisse lässt sich nun das Gangverhalten von Patienten hinsichtlich Hauptprobleme und Zusammenhänge systematisch analysieren, um daraus entsprechende Konsequenzen für Therapien abzuleiten.

## LITERATURHINWEISE

- [Chau01]  
T. Chau, „A Review of Analytical Techniques for Gait Data“ *Gait & Posture* Vol 13, pp. 49-66 (Part 1), 102-120 (Part 2), 2001
- [Dieterle02]  
J. Dieterle, T. Loose, M. Schablowski, R. Mikut, R. Rupp, R. Abel, „A new measure for assessing gait quality in SCI patients with 3D gait analysis“ *Gait & Posture* Vol 16 (Suppl. 1), p 138, 2002
- [Höppner99]  
F. Höppner, F. Klawonn, R. Kruse, T. Runkler, *Fuzzy Cluster Analysis*, Wiley, Chichester, 1999
- [Loose02]  
T. Loose, H. Malberg, R. Mikut, J. Dieterle, M. Schablowski, S. Wolf, R. Abel, L. Döderlein, R. Rupp, „Ein modulares Verfahren zur automatisierten Auswertung von Ganganalysedaten“, *Bio-medizinische Technik* Vol 47 (Suppl. 1), pp. 700-703, 2002
- [Mikut00]  
R. Mikut, J. Jäkel, H. Malberg, G. Bretthauer, „Datenbasierter Entwurf von Fuzzy-Systemen für medizinische Diagnoseaufgaben“, *Automatisierungstechnik* Vol 48 (7), pp. 317-326, 2000
- [Sutherland02]  
D. Sutherland, „The Evolution of Clinical Gait Analysis“ *Gait & Posture* Vol 14, pp. 61-70 (Part 1), 2001, Vol 16, pp. 159-179 (Part 2), 2002



---

## **4 Sitzung Robotik**

- 4.1 Perkutane spinale Robotik – experimentelle Ergebnisse**  
N. Haberland, M. Börner; Frankfurt
- 4.2 Navigationsgestützte perkutane Ballon-Kyphoplastie**  
N. Haberland, M. Börner; Frankfurt
- 4.3 Implementierung einer modernen Softwarearchitektur am Beispiel des Medizinroboters MIRA**  
M. Götz, B. Gutmann, R. de Klerk; Herxheim
- 4.4 Vergleich der Präzision manueller und automatischer Nadeleinstiche**  
M. Mark, B. Gutmann; Karlsruhe / Herxheim
- 4.5 Klinische Prüfung für einen Chirurgie-Roboter in der Kopfchirurgie**  
W. Korb, D. Engel, R. Boesecke, G. Eggers, N. O'Sullivan, J. Raczowsky, R. Marmulla, S. Hassfeld; Heidelberg / Karlsruhe

# Perkutane spinale Robotik – experimentelle Ergebnisse

N. Haberland, M. Börner\*

Neurochirurgische Abteilung der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main,

\*Ärztlicher Direktor der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main

Friedberger Landstraße 430, 60389 Frankfurt am Main

Nils.Haberland@BGUFrankfurt.de

## EINLEITUNG

Die spinale Navigation gewährleistet einen sicheren Zugang bei Wirbelsäulenoperationen. Der spinalen Freihandnavigation sind jedoch Grenzen gesetzt bei perkutanen Operationen und bei Operationen im Bereich der Halswirbelsäule. Daher kombinierten wir die spinale Navigation mit der Robotik, um die Vorteile beider Techniken zu nutzen.

## MATERIALIEN UND METHODEN

Die Versuche erfolgten an einem Plexiglasmodell. Für die Navigation kam ein Infrarot-Sensor-System mit Passivmarkern (POLARIS, Firma Northern Digital, Kanada) zur Anwendung und für die Robotik stand ein neurochirurgischer Gelenkarmroboter (NeuroMate, Firma ISS, USA) zur Verfügung. Die Software (IVS Solutions AG, Chemnitz, BRD) arbeitet auf einem PC mit Windows 2000 Professionell NT. Für die Registrierung wurden Titanmarker verwandt. Die CT-Datenakquisition erfolgte mit einem intraoperativen CT-Scanner (Tomoscan M, Firma Philips, Holland).

Mit Hilfe der Navigation erfolgte die Registrierung, die Co-Registrierung für den Roboter sowie das Bone motion monitoring mit Bone motion detection und Tracking. Der Roboter gewährleistete die passive Führung des navigierten Instrumentes. Auf dem Monitor war intraoperativ das navigierte Instrument zu sehen und gleichzeitig die Roboterinstrumentenführung.

Bestimmt wurde die Applikationsgenauigkeit der spinalen Robotik am Eintrittspunkt und am Zielpunkt. Die angefahrenen Eintritts- und Zielpunktkoordinaten mit  $x_1$ ,  $y_1$  und  $z_1$  gab die Robotersoftware an. Bei Abweichungen wurde über die Robotersteuerung der angefahrne Punkt korrigiert und die neuen Koordinaten  $x_2$ ,  $y_2$  und  $z_2$  konnten herangezogen werden zur Berechnung der Applikationsgenauigkeit bzw. des räumlichen Fehlers nach der Formel von Euklid:

$$d = \sqrt{|x_1 - x_2|^2 + |y_1 - y_2|^2 + |z_1 - z_2|^2}$$

## ERGEBNISSE

In 24 Versuchen betrug die Applikationsgenauigkeit am Eintrittspunkt 0,9 mm +/- 0,3 mm SD und am Zielpunkt 0,8 mm +/- 0,2 mm SD bei einem

Registrierfehler (RMSE) von 0,5 mm +/- 0,2 mm SD für die Navigation, von 0,2 mm +/- 0,1 mm SD für den Roboter und von 0,6 mm +/- 0,2 mm SD für das Gesamtsystem.

## DISKUSSION

In Analogie zur spinalen Navigation ist eine intraoperative 3D-Datenakquisition für ein exaktes Registrierungsverfahren unumgänglich. Gleichfalls sollte für die spinale Robotik der Rumpfwirbelsäule in Bauchlage eine Jet-Ventilation zur Anwendung gelangen, um die sonst üblichen Beatmungsbewegungen zu eliminieren.

Tritt eine relevante Patientenbewegung auf, kann diese korrigiert werden, indem über die Navigation eine neue Ziel-Trajektorie für den Roboter definiert wird und diese neue Trajektorie fährt der Roboter ohne eine erneute Co-Registrierung des Roboters an.

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die experimentell bestimmte Applikationsgenauigkeit der spinalen Robotik gewährleistet eine exakte passive Instrumentenführung. Durch die Kombination mit der Navigation konnte die Problematik der intraoperativen Bewegung der Wirbelsäule gelöst werden.

## LITERATURHINWEISE

[Haberland2000a]

N. Haberland, K. Ebmeier, J. P. Grunewald, R. Hliscs, R.-L. Kalf: Incorporation of intraoperative computerized tomography in a newly developed spinal navigation technique. *Computer Aided Surgery*, Vol. 5, pp. 18-27, 2000

[Haberland2000b]

N. Haberland, K. Ebmeier, R. Hliscs, J. P. Grunewald, R.-L. Kalf: CT intraoperatoria en la cirugía de la columna vertebral guiada por imágenes. *El Hospital*, Vol. 56, pp. 20-26, 2000

[Haberland2000c]

N. Haberland, K. Ebmeier, R. Hliscs, J. P. Grunewald, J. Silbermann, J. Steenbeck, H. Nowak,

R. Kalff: Neuronavigation in surgery of intracranial and spinal tumors. *J Cancer Res Clin Oncol*, Vol. 126, pp. 529-541, 2000

[Haberland2001]

N. Haberland, H. Meinig, D. Eymer-Salim, K. Asmus, U. Schweigkofler, G. Meinig, M. Börner: Rechnerunterstütztes Operieren in der Neurotraumatologie. *Trauma Berufskrank*, Vol. 3, pp. 369-376, 2001

[Haberland2002]

N. Haberland, D. Eymer-Salim, H. Meinig, G. Meinig, M. Börner: Intraoperative computerized tomography in image-guided surgery of spinal fractures. *European Journal of Trauma-E- Suppl. 1*, pp. 84-91, 2002





# Navigationsgestützte perkutane Ballon-Kyphoplastie

N. Haberland, M Börner\*

Neurochirurgische Abteilung der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main,  
\*Ärztlicher Direktor der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main  
Friedberger Landstraße 430, 60389 Frankfurt am Main

Nils.Haberland@BGUFrankfurt.de

## EINLEITUNG

Die perkutane Ballon-Kyphoplastie ist ein neues Verfahren zur operativen Behandlung osteoporotischer Frakturen im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule. Um einen sicheren transpedikulären Zugang zu gewährleisten, entwickelten wir eine navigationsgestützte Operationstechnik.

## MATERIALIEN UND METHODEN

Die spinale Navigation wurde mit einem Infrarot-Sensor-System durchgeführt (SurgiGATE, Fa. Medivision, Schweiz). Für die Registrierung kamen perkutane Titanmarker zur Anwendung, die im Dornfortsatz platziert wurden. Die CT-Datenakquisition erfolgte intraoperativ mit dem Tomoscan M (Fa. Philips, Holland).

## ERGEBNISSE

Es wurden 16 Patienten (7 weiblich, 9 männlich, Durchschnittsalter 62 Jahre, 13 osteoporotische Wirbelfrakturen, 1 Hämangiomwirbel, 6 Wirbelmetastasen) operiert in den Höhen von Th 5 bis L 5.

In allen Fällen war die Navigation zuverlässig mit einem Registrierfehler (RMSE) von 0,8 mm +/- 0,5 mm SD. Intraoperativ wurde die Knochenzementapplikation computertomographisch kontrolliert. In einem Fall sahen wir eine geringe Menge Knochenzement intra- und extraspinal in Höhe L2, die sofort offen entfernt wurde. In keinem Fall kam es postoperativ zu einer Zunahme von neurologischen Ausfällen. Bei einer Patientin kam es in Höhe L4 nach 3 Wochen zu einer Refraktur.

## DISKUSSION

Die perkutane Instrumentation mittels Röntgenbildwandler kann schwierig sein beispielsweise bei Wirbelsäulendeformitäten bis nicht durchführbar bei Frakturen im oberen Brustwirbelsäulenbereich. Daher ist die perkutane Wirbelsäulenavigation eine sicherere Alternative, um insbesondere schwere neurologische Ausfälle zu vermeiden und die exakte Platzierung der Ballonkatheter im Wirbelkörper zu gewährleisten.

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die spinale Navigation gewährleistet einen sicheren perkutanen transpedikulären Zugang. Die intraoperative CT-Kontrolle nach Zementapplikation ist eine wertvolle Ergänzung zur Darstellung im Röntgenbildwandler.

## LITERATURHINWEISE

[Berlemann2002]

U. Berlemann, P. F. Heini: Perkutane Zementierungstechniken zur Behandlung osteoporotischer Wirbelkörpersinterungen, *Unfallchirurg*, Vol. 105, pp. 2-8, 2002

[Haberland2001]

N. Haberland, H. Meinig, D. Eymer-Salim, K. Asmus, U. Schweigkofler, G. Meinig, M. Börner: Rechnerunterstütztes Operieren in der Neurotraumatologie. *Trauma Berufskrank*, Vol. 3, pp. 369-376, 2001

[Haberland2002]

N. Haberland, D. Eymer-Salim, H. Meinig, G. Meinig, M. Börner: Intraoperative computerized tomography in image-guided surgery of spinal fractures. *European Journal of Trauma-E- Suppl. 1*, pp. 84-91, 2002

[Hardouin2002]

P. Hardouin, P. Fayada, H. Lecllet, D. Chopin: Kyphoplasty, *Joint Bone Spine*, Vol. 69 pp. 256-261, 2002

[Lewiecki2001]

E. M. Lewiecki: Vertebroplasty and Kyphoplasty in 2001, *Journal of Clinical Densitometry*, Vol. 4, pp. 185-187, 2001

[Linville2002]

D. A. Linville II: Vertebroplasty and Kyphoplasty, *Southern Medical Journal*, Vol. 95, pp. 583-587, 2002

# Implementierung einer modernen Softwarearchitektur am Beispiel des Medizinroboters MIRA

M. Götz<sup>1</sup>, B. Gutmann<sup>1</sup>, R. de Klerk<sup>2</sup>

<sup>1</sup>INNOMEDIC Gesellschaft für innovative Medizintechnik und Informatik mbH

Luitpoldstr. 59, 76863 Herxheim

<sup>2</sup>ITK Consulting Ingenieurbüro für technische Kybernetik

Luitpoldstr. 59, 76863 Herxheim

[mario.goetz@innomedic.de](mailto:mario.goetz@innomedic.de)

MIRA ist ein Manipulator für die interventionelle Radiologie [Gutmann2002], den die Firma Innomedic GmbH in Zusammenarbeit mit dem Forschungszentrum Karlsruhe im Rahmen eines Technologietransferprojektes entwickelt. Der Manipulator wird für den Einsatz im Magnetresonanztomographen (MR) konzipiert. Das bedeutet u.a., dass die komplette Mechanik, Aktorik und Sensorik nicht ferromagnetisch sein darf.

Die Aufgabe von MIRA ist es, in einem CT oder MR unter Bildgebung eine Kanüle zu setzen. MIRA soll in erster medizinischer Anwendung in der periradikulären Therapie (PRT) eingesetzt werden und wird daher als Medizinroboter der Klasse 2B eingestuft.

Die Umsetzung der damit verbundenen Anforderungen an die Software soll nachfolgend an einem kleinen Beispiel, dem Auslesen eines Sensorwertes, veranschaulicht werden. Hierbei wird die schrittweise Verfeinerung bzw. Umsetzung der Anforderungen in ein Softwaremodell veranschaulicht. Zusätzlich werden die eingesetzten Sicherheitsmechanismen und deren Aufgabe erläutert.

Die Softwareentwicklung bei der Firma Innomedic GmbH basiert auf der Unified Modeling Language (UML) [Booch1998, Douglass1999-1] und einem definierten Entwicklungsprozess, der auf dem allgemeinen Unified Software Development Process [Jacobson1999, Douglass1999-2] basiert. Die UML kennt verschiedene Diagrammtypen zur relationalen, funktionalen und zeitlichen Beschreibung des Systems.

In der ersten Entwicklungsphase wird eine Analyse der Anforderungen durchgeführt, die an das zu entwickelnde System gestellt werden. Die UML stellt die Anforderungen u.A. als sogenannte Use-Cases (UC) in Use-Case-Diagrammen (UCD) dar. Abb.1 zeigt einen Ausschnitt des Systemüberblicks für MIRA, der den Arzt als Akteur und einige große Anwendungsfälle enthält.

Die Use-Cases werden durch Ellipsen dargestellt. Diese können dann beliebig in weiteren UCs verfeinert werden.

Abb.2 zeigt ausschnittsweise die Verfeinerung des UCs „Perform Intervention“. Der für das gewählte Beispiel relevante UC „MoveToEntryPoint“ hat zusätzlich eine „Usage“-Relation zum UC „MoveAxis“.

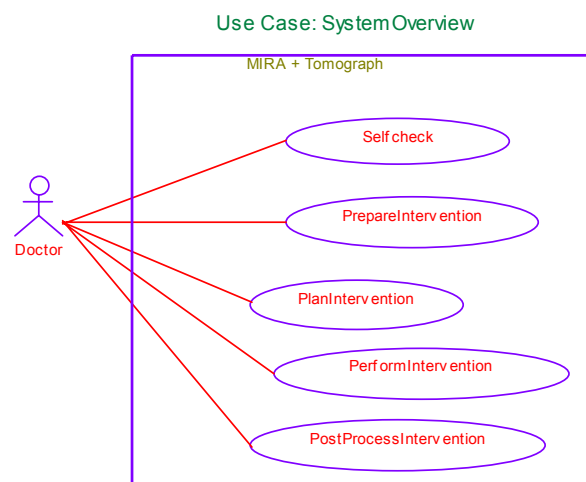


Abb.1 UCD „System Overview“

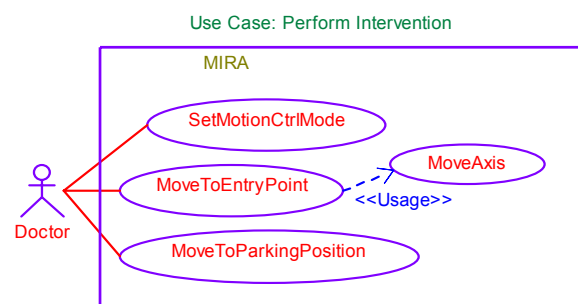


Abb.2: UCD „Perform Intervention“

In der zweiten Stufe der Softwareentwicklung wird das so erstellte Analysemodell in ein Designmodell umgesetzt. Hierzu werden in der UML die sogenannten Object Model Diagramme (OMD) verwendet. Abb.3 zeigt ein einfaches OMD der Klasse „Axis“, deren Aufgabe die Achssteuerung ist. Sie hat in diesem Fall Assoziationen zu den Klassen „WriteActor“ und „ReadSensor“.

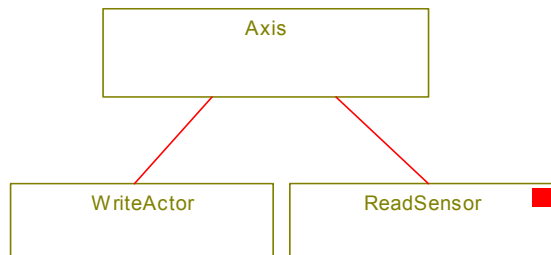


Abb.3: OMD der Klasse „Axis“

Das Zustandsverhalten einer Klasse wird in der UML über Statecharts (SC) modelliert. Abb.4 zeigt das SC der Klasse „ReadSensor“.

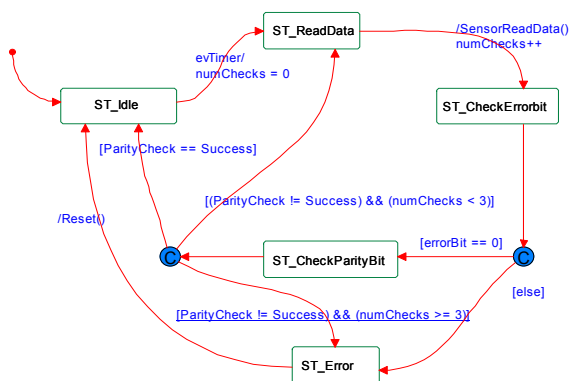


Abb.4.: SC der Klasse „ReadSensor“

Die aktuellen Sensorwerte in unserem Fall werden timergesteuert (erweitertes SSI-Protokoll) ausgelesen. Nach dem Auslesen werden die Statusbits „parityBit“ und „errorBit“ überprüft. Im Falle eines Übertragungsfehlers (ParityCheck() != Success) kann der Vorgang bis zu drei mal wiederholt werden, ansonsten wird ein Fehler angezeigt. Ist das errorBit gesetzt, liegt ein LWL-Bruch vor.

Dies stellt den Sicherheitsmechanismus auf unterster Softwareebene dar. Zusätzlich können gespiegelt abgelegt werden, um Speicherfehler zu entdecken. Der Zugriff auf gemeinsam genutzte Daten in einer Multitaskingumgebung ist semaphorgesichert.

Übergeordnet wird in der Klasse „Axis“ eine Plausibilitätsprüfung des gelesenen Sensorwertes durchgeführt.

Die Systemintegrität kann in sicherheitsrelevanten Systemen mittels SW- und/oder HW-Watchdogs überprüft werden. Sie führen Alive-Checks und zusätzliche Plausibilitätsprüfungen durch.

Das erstellte Design-Modell wird in der anschließenden Implementierungsphase weiter verfeinert und Schritt für Schritt (optional toolgestützt) umgesetzt. Anschließend wird die Umsetzung der spezifizierten Funktionalität in der Testphase überprüft.

Als letzte Phase folgt dann die Validierung im realen Einsatz.

Die Verwendung der UML ermöglicht eine übersichtliche und konsistente Software-Entwicklung. Durch den Einsatz von Case-Tools wird neben der Erstellung der Diagramme noch die Dokumentation der Software erleichtert.

Um jedoch eine gleichbleibende Software-Qualität über den gesamten Entwicklungsprozess zu ermöglichen, müssen auch im Prozess selbst qualitätssichernde Maßnahmen umgesetzt werden. Hierzu werden beispielsweise am Ende jeder Entwicklungsphase Reviews durchgeführt, um das erstellte Konzept sowie die korrekte Umsetzung der Spezifikation zu überprüfen.

Die Einhaltung der Programmierrichtlinien werden durch Code-Reading und Tools für statische Softwaretests [Spillner2003] durchgeführt.

Die Verifikation der Software wird dann mittels dynamischer Tests [Spillner2003] durchgeführt. Hierbei wird mittels Blackbox- und Whitebox-Tests die Funktionalität der Software in einem dokumentierten, objektiven und nachvollziehbaren Verfahren überprüft, das dann abschließend als Basis für die Zulassung dient.

## LITERATURHINWEISE

[Booch1998]

G. Booch, I. Jacobson, J. Rumbaugh, „UML konzentriert“ Addison-Wesley 1998

[Douglass1999-1]

B.P. Douglass, „Doing Hard Time“ Addison Wesley Longman, 1999

[Douglass1999-2]

B.P. Douglass, „Realtime UML“ Addison Wesley Longman, 1999

[Gutmann2002]

B. Gutmann et al., „MR/CT compatible robotics for image guided procedures“ SMIT 2002, Conference of the society for Medical Innovation and Technologie, Oslo, Norway, September 5-7<sup>th</sup>, 2002

[Jacobson1999]

I. Jacobson, G. Booch, J. Rumbaugh, „The Unified Software Development Process“ Addison Wesley Longman, 1999

[Spillner2003]

A. Spillner, Tilo Linz, „Basiswissen Softwaretest“ dpunkt Verlag, 2003

# Vergleich der Präzision manueller und automatischer Nadeleinstiche

M. Mark<sup>1</sup>, B. Gutmann<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Medizintechnik und Biophysik  
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

<sup>2</sup>Innomedic GmbH, Luitpoldstr. 59, 76863 Herxheim

martin.mark@imb.fzk.de

## EINLEITUNG

Im Rahmen des MIRA-Projektes wird zur Durchführung einer Periradikulären Therapie ein Manipulator konstruiert, mit dem die Möglichkeit gegeben sein soll, während der Bildgebung durch einen Magnetresonanztomographen zu operieren. (s. Abb. 1)

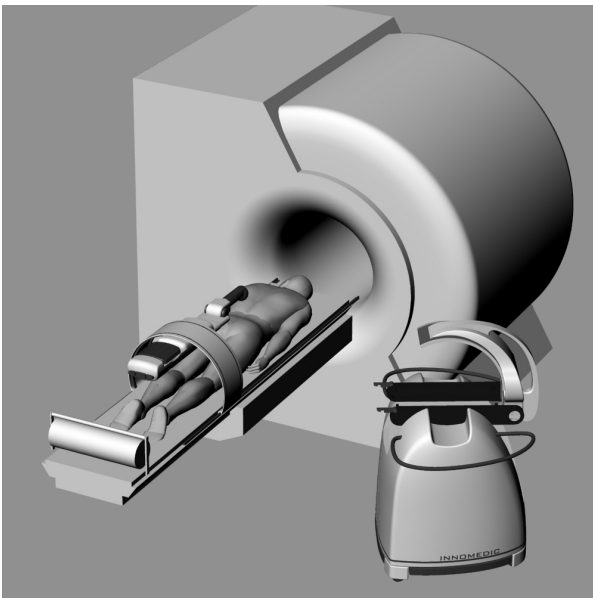


Abb. 1: MIRA – Manipulator für die Interventionelle Radiologie (Designstudie)

Um eine Aussage über die Positioniergenauigkeit des Roboters machen zu können, wurden u.a. Einstichversuche mit dem pneumatisch angetriebenen Nadelvorschub (Kanülenapplikationsmodul, AMO) und manuell durchgeführt. (s. Abb. 2)

Zielsetzung der Einstichversuche:

- Messung der Zielgenauigkeit bei automatischem und manuellem Einstich
- Messung der Zielgenauigkeit mit Kanülen unterschiedlicher Vorbiegung
- Messung der Zielgenauigkeit bei unterschiedlicher Schliffrichtung (asymmetrischer Schliff)
- Messung der Zielgenauigkeit mit symmetrischem Kanülenschliff

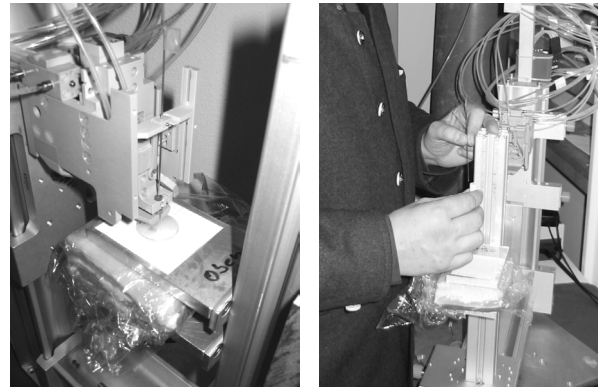


Abb. 2: Einstichversuche mit AMO (links) und „von Hand“ (rechts)

## METHODEN

Die Einstichversuche wurden so durchgeführt, indem die Kanülen nach jeweils 3 Einstichen 90° um die Kanülenlängsachse gedreht wurden. So konnte eine evtl. Abhängigkeit der Zielabweichung von der Schliffrichtung verifiziert werden. Die vier Schliffrichtungen wurden mit „-Y, -X, Y und X“ bezeichnet. Die Einstiche erfolgten in Schaumstoff und Fleisch (Schweinebauch) bzw. ohne Medium (d.h. durch Luft). Die Einstichversuche mit dem Applikationsmodul erfolgten mit Edelstahlkanülen mit verschiedenen Anschliffen: Löffelschliff (Ø 1,1 mm, Länge 150 mm) und Pencil-Point (Ø 0,9 mm, Länge 90 mm) (s. Abb. 3).

Für die Auswertung der Versuche wurde ein Probenhalter, der aus einer senkrechten Säule mit zwei in einem Abstand von 40 mm übereinander liegenden waagerechten Platten bestand, verwendet. Beide Platten enthielten je eine Bohrung (Ø 50 mm), die mit mm-Papier überdeckt wurde.

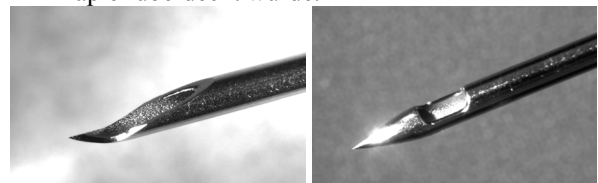


Abb. 3: Löffelschliff (links) und Pencil-Point (rechts)

Die Einstichversuche „von Hand“ wurden durch einen Radiologen und einen technischen Angestellten durchgeführt. Verwendet wurden Kanülen mit Löffelschliff ( $\varnothing$  1,1 mm, Länge 150 mm), die je dreimal in die vier Schliffrichtungen „-Y, -X, Y und X“ eingestochen wurden. Die Einstiche erfolgten in Schaumstoff und Fleisch bzw. ohne Medium (d.h. durch Luft).

Für die Versuche musste eine Kanüle möglichst senkrecht durch das obere Paper gestochen und zum unteren Papier geführt werden, wobei das Medium zwischen den Papieren lag. Die Abweichung der Kanüle konnte dann an Hand der Durchstoßpunkte ermittelt werden.

## ERGEBNISSE

Tab. 1: Vergleich AMO / HAND

Betrag [mm]		AMO	HAND
Ohne Medium	Mittelw.	0,6	1,4
	Maxw.	1,4	2,7
Schaumstoff	Mittelw.	0,6	1,8
	Maxw.	1,3	3,6
Fleisch	Mittelw.	0,7	1,6
	Maxw.	2,5	3,0
Gesamt*	Mittelw.	<b>0,6</b>	<b>1,6</b>
	Stabw.	<b>0,4</b>	<b>0,7</b>
	Maxw.	<b>2,5</b>	<b>3,6</b>

\* Mittelung und Standardabweichung der Gesamtdaten

Tab. 2: Vergleich der Kanülvorbiegung Q1, Q3, Q4\*

Betrag [mm]		AMO		
		Q1-	Q3-	Q4-
Ohne Medium	Mittelw.	0,6	0,6	0,6
	Maxw.	1,4	1,2	1,2
Schaumstoff	Mittelw.	0,8	0,6	0,6
	Maxw.	1,2	1,3	1,2
Fleisch	Mittelw.	0,6	0,8	0,7
	Maxw.	1,2	1,5	2,5

Vorbiegung auf 150 mm Länge: Q1 = 0 – 20  $\mu$ m;  
Q3 = 40 – 60  $\mu$ m; Q4 = 60 – 80  $\mu$ m

Tab. 3: Vergleich der Schliffrichtungen: -Y, -X, Y, X

Koordinaten / Betrag [mm]	-Y			-X		
	ax	ay	a	ax	ay	a
Mittelw.	0,5	-0,6	<b>0,8</b>	0,1	-0,1	<b>0,4</b>
Stabw.	0,3	0,4	<b>0,4</b>	0,3	0,4	<b>0,3</b>
Maxw.	1,2	0,2	<b>1,5</b>	0,9	0,8	<b>1,2</b>
	Y			X		
Mittelw.	0,4	0,2	<b>0,6</b>	0,6	-0,1	<b>0,7</b>
Stabw.	0,4	0,4	<b>0,4</b>	0,4	0,3	<b>0,3</b>
Maxw.	2,2	1,2	<b>2,5</b>	1,4	0,5	<b>1,5</b>
Gesamt (-Y,-X,Y,X)* (Mittelwert)		ax	ay	a		
		0,4	-0,1	<b>0,6</b>		

\* Mittelung der Gesamtdaten

Tab. 4: Vergleich der Schlifffsymmetrie/ -Asymmetrie

Koordinaten / Betrag [mm]	-Y			-X		
	ax	ay	a	ax	ay	a
Mittelw.	0,2	0,6	<b>0,8</b>	-0,1	0,4	<b>0,7</b>
Stabw.	0,5	0,3	<b>0,3</b>	0,4	0,6	<b>0,3</b>
Maxw.	1,0	1,0	<b>1,3</b>	0,5	1,2	<b>1,2</b>
Mindw.	-0,8	-0,1		-1,0	-0,7	
	Y			X		
Mittelw.	-0,1	0,3	<b>0,5</b>	0,0	0,5	<b>0,6</b>
Stabw.	0,4	0,3	<b>0,2</b>	0,3	0,3	<b>0,3</b>
Maxw.	0,7	0,9	<b>1,0</b>	0,6	1,0	<b>1,1</b>
Mindw.	-0,8	-0,3		-0,6	-0,1	
Gesamt -Y,-X,Y,X (Mittelwert)		ax	ay	a		
		0,0	0,4	<b>0,7</b>		

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Vergleich AMO / HAND:

Bei Verwendung des Applikationsmoduls liegt die Zielgenauigkeit um fast Faktor 3 besser als bei Einstichen mit der Hand (s. Tab. 1).

Vergleich der Kanülvorbiegung Q1, Q3, Q4:

Die Krümmung der Kanüle beeinflusst nur bei Einstichen in Fleisch geringfügig das Messergebnis.

Der hohe Maximalwert von Q4 lässt sich auf einen bei der entsprechenden Messung ungünstigen Faserverlauf zurückführen (s. Tab. 2).

Vergleich der Schliffrichtungen: -Y, -X, Y, X (AMO):

Die Koordinaten des Gesamtergebnisses zeigen einen systematischen Fehler im Applikationsmodul an. Die Nadelführung weist gegenüber der Vertikalen einen Fehler von  $0,6^\circ$  auf. Dies liegt im Rahmen der für den Manipulator geforderten Orientierungsgenauigkeit von  $\pm 1^\circ$ . Aufgrund dieser geringen Abweichung wurde auf eine Korrektur der Messwerte um diesen systematischen Fehler verzichtet.

Die meisten Einstichabweichungen sind von der Schliffrichtung der Kanülen abhängig. Die Kanülen lassen sich daher auch nicht mit dem Löffelschliff vollkommen gerade führen (s. Tab. 3).

Vergleich der Kanülschliffe – Symmetrie/ Asymmetrie:

Bei symmetrischen Kanülschliffen gibt es keine Abweichung in Richtung der Kanülenöffnung (s. Tab. 4).

# Klinische Studie für einen Chirurgie-Roboter in der Kopfchirurgie

W. Korb<sup>1</sup>, D. Engel<sup>2</sup>, R. Boesecke<sup>1</sup>, G. Eggers<sup>1</sup>, N. O'Sullivan<sup>1</sup>,  
J. Raczkowski<sup>2</sup>, R. Marmulla<sup>1</sup>, S. Hassfeld<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Mund-, Kiefer-, Gesichts-Chirurgie; Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg

<sup>2</sup> Institut für Prozessrechentechneik, Automation und Robotik, Universität Karlsruhe (TH)

werner\_korb@med.uni-heidelberg.de

## EINLEITUNG

Im Rahmen des Sonderforschungsbereiches 414 wurde ein Robotersystem entwickelt, das in der Kopfchirurgie eingesetzt werden soll.

## MATERIALIEN UND METHODEN

Dazu wurden ein „Staubli RX90“-Roboter an die Erfordernisse angepasst. Als zusätzliche Komponenten zur Erhöhung der Patientensicherheit wurden ein Infrarot-Navigations-System (Polaris), ein Kraftmomenten-Sensor und ein Überlastschutz eingebaut (siehe Abb. 1).

Diese Komponenten erhöhen somit die Verlässlichkeit des Systems („Redundanz“). Die Steuerung erfolgt einerseits mittels einer klassischen Robotersteuerung, andererseits erfolgt die Datenfusion der einzelnen Sensoren (zusätzlich) auf einem RT-Linux basierten Steuer-PC („funktionelle Diversität“).

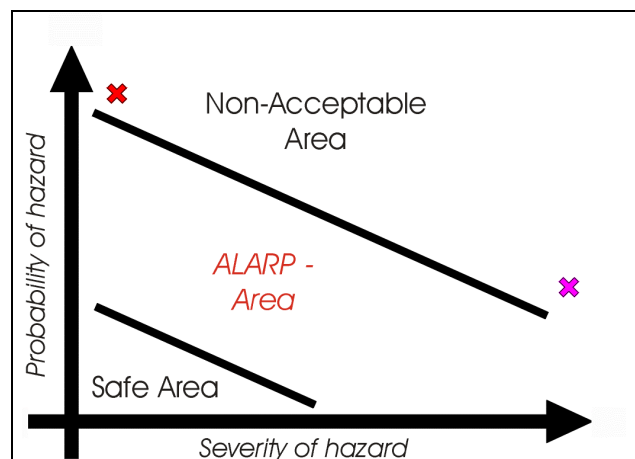


**Abb. 1:** Das System RobaCKa ist aus den Komponenten (1) Staubli RX90 Roboter, (2) Robotersteuerung, (3) Navigationsystem und (5) Windows-Steuerrechner (RT-Linux basiert) aufgebaut. Auch der Patient (4) wird mit einem Rigid-Body ausgestattet und während des gesamten Eingriffes getrackt.

## ERGEBNISSE

Bevor die klinische Studie mit Patienten durchgeführt werden kann, musste eine Risikoanalyse durchgeführt werden. Diese wurde anhand einer Fehlerbaumanalyse erledigt, wobei vor allem die wichtigen Messgrößen, *Fehlerwahrscheinlichkeit* und *Schadensausmaß*, mit einbezogen wurden.

Es wurden iterativ die Risiken solange minimiert bis diese so gering waren, wie mit sinnvollem Aufwand (Zeit und Kosten) möglich. (ALARP-Prinzip; „As low as reasonable possible“). Siehe auch Abb. 2



**Abb 2:** Man teilt die Risiken in folgende Kategorien ein: „inakzeptabel“, „sicher“ und „so gering wie mit sinnvollem Aufwand möglich“.

Es ist möglich, dass die Wahrscheinlichkeit eines Risikos gering ist, und trotzdem ist dieses inakzeptabel, da das Schadensausmaß sehr hoch ist (helles Kreuz). Andererseits ist es möglich, dass das Schadensausmaß gering ist, und die Wahrscheinlichkeit, dass dieser Fehler auftritt, ist sehr hoch. Dann ist das Risiko auch inakzeptabel (dunkles Kreuz).

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Nach ausreichenden Tests mit Phantomen und anatomischen Präparaten sowie Tierversuchen und Probandentests (Aufzeichnen einer Linie mit einem Stift) stehen die ersten Tests am Patienten unmittelbar bevor.

## LITERATURHINWEISE

[Counc93]

"Council Directive 93/42/EEC of 14. June 1993 concerning medical devices"

[IEC1996]

IEC 601-1-4: Medical electrical equipment, Part 1: General requirements for safety; 4. Collateral Standard: Programmable electrical medical systems, 1996

[Fedtke1993]

S. Fedtke, S. Hassfeld, J. Mühling, *Computerunterstützte Chirurgie*, Vieweg-Verlag, Wiesbaden, 1993 (Chap. 2)

[Engel2001]

D. Engel, J. Raczowsky, H. Wörn: A Safe Robot System for Craniofacial Surgery. In: *IEEE International Conference On Robotics And Automation (ICRA)*, Seoul, Korea, 2001, pp. 2020-2024, 2001.

[Sparkman1992]

D. Sparkman, „Standards And Practices For Reliable Safety-Related Software Systems“, In: *Proc. of Third International Symposium on Software Reliability Engineering*, 7-10 Oct 1992, pp. 318 – 328, 1992.





---

## **5 Sitzung Simulation**

### **5.1 Prototypischer multimodaler Trainingssimulator für die Geburtshilfe**

T. Obst, R. Burgkart, R. Riener, M. Frey, E. Ruckhäberle; München

### **5.2 Der Münchner Kniesimulator: Implementierung eines biomechanischen Kniemodells**

M. Frey, J. Hoogen, J. Schlurmann, R. Riener; München

### **5.3 Kraftbasierte Berührungslokalisierung an medizinischen Phantomkörpern**

R. Riener, B. Sae-Kee, M. Frey, R. Burgkart; München

### **5.4 Simulation der Blutgasregelung bei der extrakorporalen Zirkulation**

M. Hexamer, J. Werner; Bochum

# Prototypischer multimodaler Trainingssimulator für die Geburtshilfe

T. Obst<sup>1</sup>, R. Burgkart<sup>1</sup>, R. Riener<sup>2</sup>, M. Frey<sup>2</sup>, E. Ruckhäberle<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Klinikum rechts der Isar, 81675 München

<sup>2</sup>Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, 80290 München

<sup>3</sup>Frauenklinik, Klinikum rechts der Isar, 81675 München

tobias.obst@lrz.tum.de

## EINLEITUNG

In den letzten Jahren ist in der Bundesrepublik Deutschland ein Trend von der Spontan-Geburt (vaginal) hin zum Kaiserschnitt (Sectio) zu beobachten. Ärzte entscheiden bei auftretenden Komplikationen schneller für eine operative Entbindung, als das früher der Fall war.

Obwohl das Risiko einer Sectio aufgrund verbesserter Hygiene und Operationstechnik in der Tat gesunken ist, liegt das Risiko – insbesondere das der Not-Sectio – noch deutlich über dem einer vaginalen Geburt [Schneider2002].

Um Ärzte besser auf mögliche Komplikationen vorbereiten zu können, die nicht zwangsweise in einer Sectio enden müssen, empfiehlt sich die Verwendung eines Trainingssimulators in der Ausbildung. Die Entwicklung eines solchen Prototypen soll im Folgenden vorgestellt werden.

## METHODIK

Zur Verwirklichung des Prototypen wurde das Konzept der multimodalen Simulation herangezogen. Er verfügt daher als Schnittstelle zum Anwender über ein haptisches, ein akustisches und ein visuelles Display (vgl. Abb. 1).

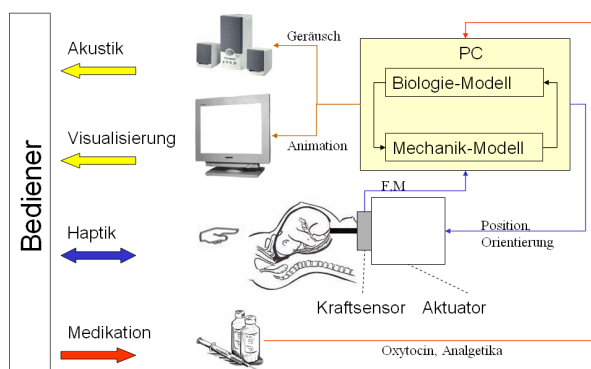


Abb. 1.: Multimodale System-Struktur

Die haptische Schnittstelle setzt sich aus mit Aktorik und Sensorik versehenen passiven, anatomischen Modellen zusammen, die bereits in der Ausbildung zu finden sind. Die Haptik soll dabei einen möglichst naturge-

treuen taktilen Eindruck abbilden, den der Geburtshelfer im Kreißsaal erfährt. Dazu gehört z.B. die Ertastung der Fontanellen etc.

Die visuelle Schnittstelle dient als edukative Unterstützung zur Erklärung und Erläuterung. Sie soll den Ablauf der Geburt beim Lernenden verdeutlichen, kann jedoch bei Geübten eingeschränkt werden.

Die akustische Schnittstelle dient sowohl der atmosphärischen als auch der informierenden Unterstützung. Über sie werden im Kreißsaal vorkommende Geräusche, wie die eines Wehenschreibers (CTG) abgebildet.

Zu Beginn der Pilotstudie wurden durch Gespräche mit Experten und Literaturrecherche relevante akustische, haptische und visuelle Eindrücke erarbeitet [Cunningham2001]. In einer anschließenden Analyse wurden qualitative Abhängigkeiten der dadurch identifizierten späteren System-Komponenten festgestellt.

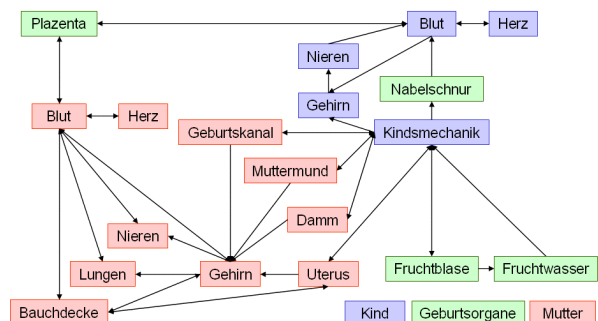


Abb. 2.: Systemkomponenten

In weiteren Untersuchungen wurde versucht diese Abhängigkeiten durch quantitative Fakten zu detaillieren und der Realität möglichst nahe zu kommen.

In der Phase des Software Engineering wurde festgestellt, dass eine Trennung der Biologie und Mechanik sinnvoll ist, da dadurch eine aufgeteilte Wartung der Software-Module ermöglicht wird.

Im biologischen Modell werden die für eine Geburt relevanten Organe, wie Uterus, Herz, Nieren, Lungen, Gehirn und Blut, reduziert auf die wichtigsten Eigenschaften simuliert (vgl. Abb. 2).

Daraus ergibt sich für die Mutter ein Signalflussplan, in dem beispielsweise die Auswirkung der Verabreichung von Oxytocin bzw. Analgetika verfolgt werden kann.

Das mechanische Modell basiert auf einer aus Untersuchungen gewonnenen Soll-Trajektorie des fetalen Kopfes durch das mütterliche Becken (vgl. Abb. 3) [Obst2002].

Auf diesen Kopf wirken die wichtigsten Kräfte bzw. Momente, wie Wehen ( $F_W, M_W$  - violett), Reibung ( $F_R, M_R$  - braun), Gewebe ( $F_G, M_G$  - blau), Assistenz ( $F_A, M_A$  - grün) und die externer Natur ( $F_E, M_E$  - rot). Die resultierenden Kräfte bzw. Momente sind schwarz dargestellt. Die Assistenz hilft ungeübten Bedienern, und führt diese bei Interaktion mit der haptischen Schnittstelle.

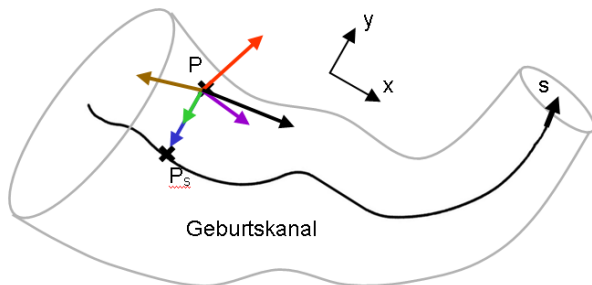


Abb. 3.: Geburtskanal mit Ersatzkräftemodell

Die Wehenkräfte  $F_W$  ergeben sich aus dem biologischen Modell, die externen Kräfte/Momente werden über den Kraftsensor bestimmt. Die Reibungskräfte sind viskoser Natur, die Gewebekräfte errechnen sich aus den Elastizitäten basierend auf der Abweichung von der optimalen Trajektorie. Die Assistenzkräfte zur Unterstützung von Auszubildenden sind optional zuschaltbar.

Für die Kräfte ergibt sich ein Differentialgleichungssystem wie folgt:

$$m \cdot \ddot{r}_P = \sum_i F_i = F_W + F_E + F_R + F_G + F_A$$

Die Kräfte werden über entsprechende Koeffizienten skaliert und anschließend zweifach integriert, woraus sich der Ortsvektor  $r_P$  errechnet.

Dieser neue Ortsvektor wird an den Aktuator gesendet, dessen Regelung die Positionierung des fetalen Modells übernimmt.

## ERGEBNISSE

In der Pilotstudie wurde ein Trainingssimulator entwickelt, der es dem Bediener zum Einen erlaubt eine komplikationslose Geburt zu begleiten (vgl. Abb. 4). Zum Anderen kann er Komplikationen wie einen Geburtsstillstand hervorrufen, die er mittels einer Extraktion mit Zange oder auch Vakuumentraher beheben kann. Als Referenz wurde die Zugweise eines Experten (Prof. KTM Schneider) in Grundzügen ermittelt, die der Bediener nachahmen und dadurch schrittweise erlernen kann.

Er erhält somit die Möglichkeit ohne Patientenkontakt Handgriffe, wie einen Dammschutz, eine Extraktion, Einstellung des fetalen Kopfes einzuüben. Weiterhin kann er qualitativ die Auswirkung der Verabreichung

von Wehenmitteln (Oxytocin) und Schmerzmitteln erfahren.

Unterstützt wird er dabei von einem simulierten Wehenschreiber (CTG), dessen Interpretation er am Simulator üben kann.

## DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG

Hinzuweisen ist an dieser Stelle darauf, dass der Prototyp nur zur qualitativen Simulation einer Geburt verwendet werden kann, da fundierte Daten zum Zeitpunkt der Entwicklung nur bedingt verfügbar waren. Diese Daten müssen in einer weiterführenden Studie erarbeitet werden. Die Software-Struktur erlaubt danach eine zügige Einpflegung und Anpassung.

Gezeigt werden das Potential eines Trainingssimulators und die möglichen Auswirkungen auf eine zukünftige Generation von Medizinerinnen.

Erste Reaktionen von Fachleuten aus der Geburtshilfe lassen auf eine große Akzeptanz eines solchen Simulators in der Ausbildung hoffen.

## DANKSAGUNG

Besonderer Dank gilt den beteiligten Ordinarien Prof. Schmidt (Steuerungs- und Regelungstechnik), Prof. Gradinger (Orthopädie) und Prof. Schneider (Frauenklinik) der Technischen Universität München.

Das Forschungsvorhaben wurde unterstützt vom Bundesministerium für Bildung und Forschung.

## LITERATURHINWEISE

[Cunningham2001]

Cunningham, Gant, Leveno, Gilstrap III, Hauth, Wenstrom: *Williams Obstetrics - 21st Edition*, McGraw-Hill, 2001

[Obst2002]

T. Obst, Konzeption und prototypische Umsetzung eines Simulators zur Ausbildung in der Geburtshilfe, TU München, 2002, interner Bericht

[Schneider2002]

K.T.M. Schneider: Sectio nach Wunsch – Muss man hinsichtlich der Morbiditätsrisiken umdenken?, *Geburtshilflich-gynäkologische Rundschau*, 2002

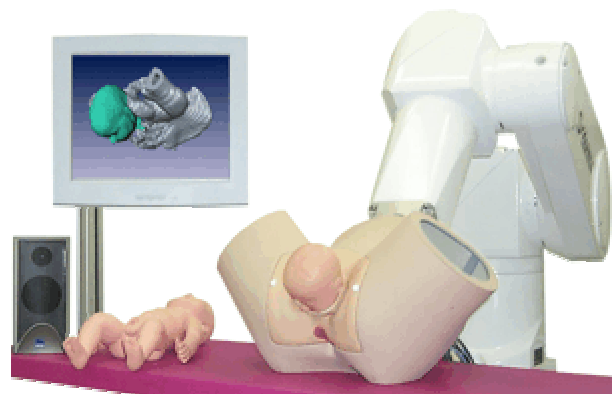


Abb. 4.: Trainingssimulator

# Der Münchner Kniesimulator: Implementierung eines biomechanischen Kniemodells

M. Frey, J. Hoogen, J. Schlurmann, R. Riecher

Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, Technische Universität München, Deutschland

www.vr-med.de

**Abstract**— Der Münchner Kniesimulator wird entwickelt, um die Ausbildung in der Orthopädie praxisnäher gestalten zu können. Mit dem haptischen Display des Simulators wird es möglich sein, viele der über 60 verschiedenen manuellen Kniefunktionstests wie am Bein eines realen Patienten zu trainieren. Voraussetzung für die Realisierung des haptischen Displays ist neben einem mathematischen Modell der im Kniegelenk auftretenden Kräfte und Momente eine geeignete Implementierung des Modells in der Simulationsumgebung. Bei zwei grundlegenden Regelungsarchitekturen, der Admittanz- und der Impedanzarchitektur, wurde ein solches biomechanisches Kniemodell implementiert und erprobt.

## EINLEITUNG

In der Orthopädie dienen manuelle Kniefunktionstests der Diagnose von Kniegelenkverletzungen. Das zuverlässige Erkennen von Verletzungen bedarf intensiven, langjährigen Trainings. Allerdings kommt gerade dies nach Ansicht vieler Orthopäden in der ärztlichen Ausbildung zu kurz [Riecher2001]. Dieser Mangel kann jedoch im Klinikbetrieb nicht ohne weiteres behoben werden. Dies liegt daran, daß einige Pathologien nur selten auftreten und somit die Verfügbarkeit entsprechender Patienten gering ist. Ferner sind die Tests teils unangenehm oder schmerzhaft. Ein möglicher Ausweg ist der Einsatz moderner Simulationstechniken, wie sie bei der Entwicklung des Münchner Kniesimulators (MKS) [Riecher2002] zum Einsatz kommen (Abb. 1).

Der MKS besteht aus einem visuellen, einem akustischen und einem haptischen Display. Die Aktorik von letzterem ist der Industrieroboter Stäubli RX90-B. Dieser ist mit einem Kraft-Momentensensor (JR3 Inc.) ausgestattet, welcher die auf eine daran befestigte Unterschenkelprothese aufgebrachten Kräfte und Momente in sechs Freiheitsgraden erfasst. Das künstliche Bein dient als Schnittstelle zwischen haptischem Display und Bediener.

## METHODEN

### Regelungsstrukturen

Zur Regelung des haptischen Displays werden zwei gängige Regelungsstrukturen eingesetzt: Die Admittanz- und die Impedanzarchitektur (Abbildung 2). Bei letzterer wird die aktuelle Position  $x$  der Unterschenkelprothese registriert und mit einem biomechanischen Modell des Kniegelenkes die darzustellenden Kräfte und Momente  $f_u^{soll} = b(x)$  berechnet. Diese dienen als Eingangsgrößen für einen Kraft-Momentenregler des Roboters.

Bei der Admittanzarchitektur hingegen werden die vom Bediener auf die Unterschenkelprothese aufgebrachten Kräfte und Momente  $f_u$  gemessen. Mit dem inver-

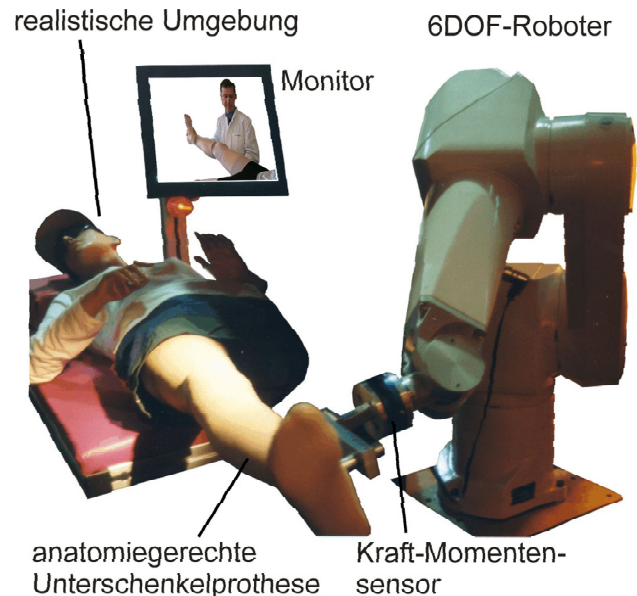


Abbildung 1: Der Münchner Kniesimulator.

sen biomechanischen Modell  $b^{-1}(f_u)$  wird die Sollposition  $x^{soll}$  und aus deren zeitlichen Verlauf die Sollgeschwindigkeit  $\dot{x}^{soll}$  berechnet, die einem kaskadierten Positions-Geschwindigkeitsregler als Eingangsgrößen dienen.

Die beiden Regelungsarchitekturen haben teilweise komplementäre Stabilitätsbereiche [Lawrence1988]. Im Gegensatz zur Impedanzregelung neigt beispielsweise die Admittanzregelung bei sehr niedrigen darzustellenden Impedanzen (wenig Reibung, kleine Elastizitäten) zur Instabilität. Bei hohen darzustellenden Impedanzen (harte Anschläge) hingegen ist die Admittanzregelung vorteilhaft. Ist der darzustellende Impedanzbereich sehr groß, so kann dieser von einer Regelungsarchitektur alleine nicht dargestellt werden. Die kombinierte Verwendung beider Architekturen ist hier sinnvoll. Dafür ist es aber nötig, neben der Beschreibung der virtuellen Umgebung  $b(x)$  auch eine invertierte Beschreibung  $b^{-1}(f_u)$  anzugeben.

### Biomechanisches Modell

Die für die Impedanzregelung benötigte Beschreibung der virtuellen Umgebung  $b(x)$ , hier der Biomechanik des Kniegelenkes, lässt sich als Summe verschiedener interner und externer Einzelkräfte/-momente darstellen:

$$\underline{f}_u = b(x, \dot{x}, \ddot{x}) = \underline{f}_t(\ddot{x}) + \underline{f}_g(x) + \underline{f}_e(x) + \underline{f}_r(x, \dot{x}) \quad (1)$$

Dabei ist  $x$  die Lage des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel mit drei translatorischen und drei rotatorischen Komponenten,  $\underline{f}$  ist der verallgemeinerte Kraftvektor mit

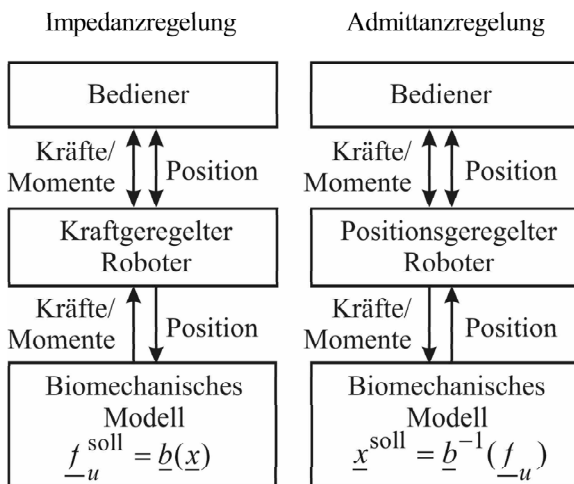


Abbildung 2: Struktur der Impedanz- (links) und Admittanzregelung (rechts).

drei Kräfte entlang der translatorischen Verschiebungsachsen und drei Momenten um die Rotationsachsen.  $\underline{f}_t(\underline{\ddot{x}})$  sind die im Kniegelenk wirkenden Trägheitskräfte/-momente,  $\underline{f}_g(\underline{x})$  die von der Schwerkraft verursachten Kräfte / Momente,  $\underline{f}_e(\underline{x})$  die hochgradig nichtlinear verkoppelten durch elastische Strukturen verursachten Kräfte und Momente und schließlich  $\underline{f}_r(\underline{x}, \underline{\dot{x}})$  die Reibkräfte und -momente. Die einzelnen Funktionen werden in [Frey2003] teilweise auf mathematischem Wege hergeleitet ( $\underline{f}_t, \underline{f}_g$ ), sind der Literatur [Markolf1975] entnommen und basieren auf eigenen Messungen ( $\underline{f}_e(\underline{x})$ ) oder sind heuristisch bestimmt worden ( $\underline{f}_r$ ).

### Implementierung des biomechanischen Modells

Bei der Impedanzregelung können die darzustellenden Kräfte und Momente  $\underline{f}_{-u}^{soll}$  direkt aus dem in Gleichung (1) angegebenen Zusammenhang berechnet werden. Das hierfür benötigte Geschwindigkeits- und Beschleunigungssignal wird durch Differentiation mit nachfolgender Filterung aus dem Positionsverlauf gewonnen.

Die Implementierung des biomechanischen Modells bei der Admittanzregelung ist in Abbildung 3 dargestellt. Die den Unterschenkel beschleunigenden Kräfte und Momente  $\underline{f}_t$  werden berechnet, indem von den Bedienkräften und -momenten  $\underline{f}_u$  die momentan wirkenden Reibkräfte/-momente  $\underline{f}_r$ , die Gewichtskräfte/-momente  $\underline{f}_g$  und die elastischen Kräfte/Momente  $\underline{f}_e$  abgezogen werden. Unter der Annahme, dass sich der Unterschenkel als starrer Körper beschreiben lässt, ist der Zusammenhang für die Trägheitskräfte/-momente  $\underline{f}_t(\underline{\ddot{x}})$  linear und somit eine Invertierung trivial. Die Beschleunigung des Unterschenkels  $\underline{\ddot{x}}$  wird aus der invertierten Funktion  $\underline{f}_t^{-1}(\underline{f}_t)$  berechnet, die Sollgeschwindigkeit  $\underline{\dot{x}}^{soll}$  und Sollposition  $\underline{x}^{soll}$  ergeben sich durch Integration.

### ERGEBNISSE UND DISKUSSION

Die vorgestellte Art der Implementierung eines nichtlinearen mathematischen Modells einer virtuellen Umgebung wurde auf einer miniaturisierten Version des Knie-Simulators sowohl mit der Impedanz- als auch mit der Admittanzregelung implementiert und experimentell validiert. Für bei-

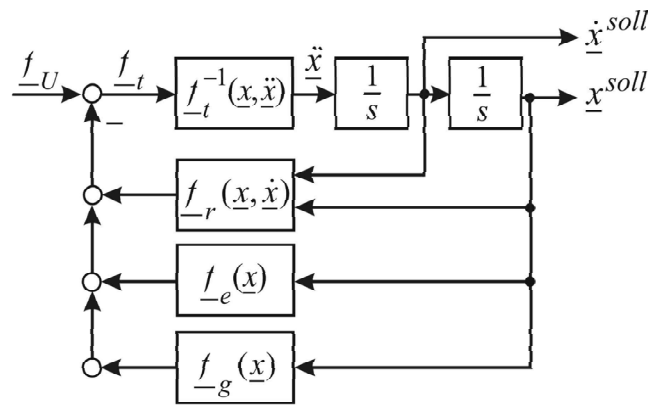


Abbildung 3: Implementierung des biomechanischen Modells bei der Admittanzstruktur

de Regelungsstrategien wurde das selbe mathematische Modell verwendet. Eine Invertierung nichtlinearer Funktionen ist nicht erforderlich, was unter anderem aufwändige Fallunterscheidungen bei nicht monotonen Funktionen  $\underline{b}(\underline{x})$  erspart.

### AUSBLICK

In einem weiteren Schritt sollen die Impedanz- und die Admittanzarchitektur so kombiniert werden, dass abhängig vom Bediener des haptischen Displays und von den darzustellenden Eigenschaften der virtuellen Umgebung lokal die jeweils bessere Architektur verwendet wird. Dadurch könnten beispielsweise bisher auftretende Instabilitäten der Admittanzregelung bei sehr niedrigen darzustellenden Steifigkeiten mittels einer Modusumschaltung vermieden werden.

### DANKSAGUNG

Die Autoren danken T. Pröll und F. Regenfelder für ihre Unterstützung. Diese Arbeit wird im Rahmen des Verbundprojektes VOR (Kennzeichen: 01IRA15) vom BMBF gefördert.

### Literaturverzeichnis

- [Frey2003] M. Frey, R. Burgkart und R. Riener: „Varus-valgus stiffness model of the knee identified by a robot-based approach.“, in *Proc ISB 2003*, accepted, 2003.
- [Lawrence1988] D.A. Lawrence: „Impedance control stability properties in common implementations.“, in *Proc. of the 1988 ICRA*, pp.1185-1190.
- [Markolf1975] K.L. Markolf and J.S.Mensch: „Stiffness and laxity of the knee – The contributions of the supporting stuctures“, in *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 58-A, pp. 583-593, 1976.
- [Riener2001] R. Riener, R. Burgkart: „A survey for the development of VR technologies in orthopedics.“, in *Stud. Health Technol. Inform.*, vol 81, pp.407-409, 2001.
- [Riener2002] R. Riener, J. Hoogen, M. Ponikvar, R. Burgkart, M. Frey and G. Schmidt: „Orthopädischer Trainingssimulator mit haptischem Feedback“, in *Automatisierungstechnik at*, vol 50, pp. 296-303, 2002.

# Kraftbasierte Berührungslokalisierung an medizinischen Phantomkörpern

R. Riener<sup>1</sup>, B. Sae-Kee<sup>1</sup>, M.n Frey<sup>1</sup>, R. Burgkart<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, D-80290 München

<sup>2</sup>Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Klinikum rechts der Isar, TU München

robert.riener@ei.tum.de

## EINLEITUNG

In der medizinischen Ausbildung werden passive Phantomkörper zur Veranschaulichung anatomischer und physiologischer Zusammenhänge verwendet. Die Angabe der Namen und Funktionen relevanter anatomischer Bereiche geschieht bisher durch Beschriftungen oder beigelegte Skizzen, was sich jedoch meistens als unübersichtlich und umständlich erweist. Mit einem neuen Mess- und Auswertesystem ist es nun möglich, die Berührstelle an einem beinahe beliebig geformten 3D-Phantomkörper exakt zu detektieren und den berührten Bereich zu klassifizieren.

## METHODE

Grundlage für die automatisierte Berührungslokalisation ist ein zwischen Unterlage und Phantomkörper integrierter Sechskomponenten Kraft-Momenten-Sensor sowie eine intelligente PC-Auswertesoftware (Abb. 1). Die Ergebnisse werden dem Bediener über ein grafisches und akustisches Display präsentiert.

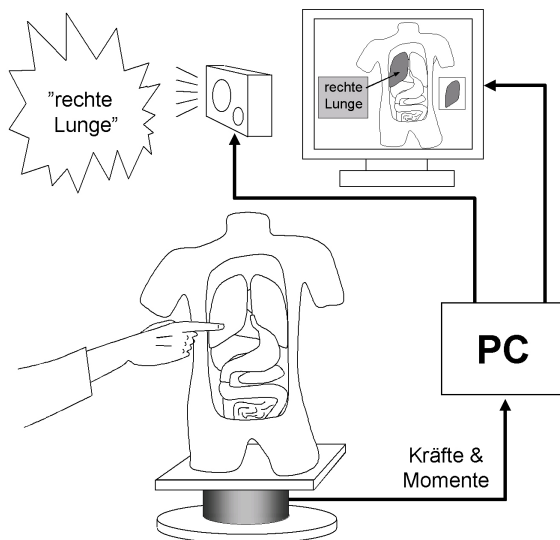


Abb. 1.: Phantomtorso auf einem Kraft-Momenten-Sensor mit akustischem und grafischem Display

Der Berührungspunkt kann aus gemessenen Reaktionslasten und bei bekannter Objektform eindeutig berechnet werden, sofern die Kräfteinleitung momentenfrei erfolgt, was bei einer leichten Berührung mit der Fin-

gerspitze oder einem spitzen Gegenstand vorausgesetzt werden kann. Es muss dazu keine zusätzliche Kraft- oder Drucksensorik im Kontaktbereich im Phantom integriert werden!

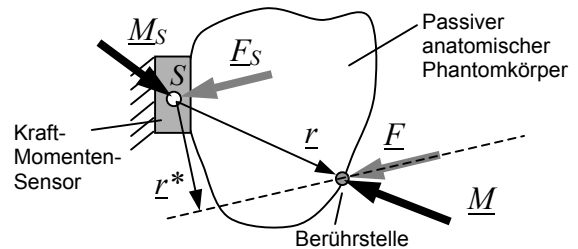


Abb. 2: Lastsituation am Phantom und Kraft-Momenten-Sensor bei Berührung.

Die gemessenen Kräfte  $\underline{F}_S$  und Momente  $\underline{M}_S$  können aus verschiedenen Lastsituationen am Phantomkörper zustande kommen. Für jede Situation gelten die statischen Gleichgewichtsbedingungen

$$\underline{F}_S = \underline{F} \quad \text{und} \quad \underline{M}_S = \underline{M} + \underline{r} \times \underline{F}$$

mit den unbekannt eingprägten Lasten  $\underline{F}$  und  $\underline{M}$ . Der Vektor  $\underline{r}$  repräsentiert den gesuchten Ort der Kräfteinleitung im Sensorkoordinatensystem mit Ursprung  $S$ . Mit der obigen Annahme der momentenfreien Berührung ( $\underline{M} = \underline{0}$ ) folgt daraus

$$\underline{M}_S = \underline{r} \times \underline{F}_S = \begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} f_{Sx} \\ f_{Sy} \\ f_{Sz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{Sx} \\ m_{Sy} \\ m_{Sz} \end{pmatrix},$$

wobei die Komponenten der Vektoren  $\underline{F}_S$  und  $\underline{M}_S$  bekannt sind. Damit erhält man das Gleichungssystem mit den Unbekannten  $\underline{r} = (r_x, r_y, r_z)^T$ . Beim Versuch nach  $\underline{r}$  aufzulösen, stellt man fest, dass das Gleichungssystem unterbestimmt ist. Anschaulich bedeutet dies, dass der Ort der Kräfteinleitung im Raum nicht exakt bestimmbar ist. Stattdessen kann nur die Lage der Wirkungslinie der eingprägten Kraft  $\underline{F}$  ermittelt werden. In diesem Fall ( $\underline{M} = \underline{0}$ ) liegt diese in der Ebene  $E$ , die sich orthogonal zu  $\underline{M}_S$  mit  $S \in E$  befindet und als Parameterfunktion

$$g_S(\lambda) \equiv \underline{r}^* + \lambda \underline{F} = \underline{r}^* + \lambda \underline{F}_S$$

im Sensorkoordinatensystem dargestellt werden kann, wobei  $\underline{r}^*$  ein beliebiger Vektor zwischen Ursprung  $S$  und Wirkungslinie ist, z.B.

$$\underline{r}^* = \frac{\underline{F}_S \times \underline{M}_S}{|\underline{F}_S|^2}$$

Ist die Oberfläche des berührten Phantomobjekts bekannt, so können in der Regel zwei mögliche Punkte der Krafteinleitung durch Schneiden der Wirkungslinie mit der Oberfläche bestimmt werden. Der gesuchte Berührungspunkt ist derjenige Schnittpunkt, bei dem die Kraft in den Körper hinein gerichtet ist. Bei konvexen Körpern oder Körperbereichen ist die Lösung eindeutig.

In dieser Studie wurde die Oberfläche des berührten Körpers durch eine polygonbasierte, geschlossene Fläche beschrieben. Als günstig erweisen sich Dreiecke als Polygonflächen. Den Kontaktpunkt gewinnt man schließlich aus dem Schnittpunkt der Wirkungslinie  $g_S$  mit dem Polygonkörper. Dies geschieht nach dem folgenden Prinzip: Nach einer einmaligen Berechnung relevanter Polygonparameter, wie z.B. den Normalenvektoren, werden für jeden Zeitschritt (Abtastrate: 20 Hz) folgende Rechenschritte durchgeführt:

1. Reduzierung der Polygonzahl durch Ausblendung der schattenseitigen Polygone (Normalenvektoren zeigen etwa in die Richtung des Kraftvektors).
2. Bestimmung der Schnittpunkte zwischen Wirkungslinie und Polygonebenen der restlichen Polygone.
3. Bestimmung des „aktiven“ Polygons, bei dem der Schnittpunkt innerhalb der Polygonfläche liegt.

Der Berührungspunkt sowie die dabei auftretende Kraft und Kraftrichtung wird in dem grafischen Display angezeigt. Ferner wird aus dem berechneten Kontaktpunkt in einem Klassifikationsalgorithmus der berührte Bereich (z.B. Name der anatomischen Struktur) identifiziert. Der Name wird dann akustisch angesagt und grafisch eingeblendet.

Zahlreiche weitere Funktionen wurden auf der Basis dieses Setups implementiert. So kann beispielsweise das Entfernen oder Hinzufügen von Teilen durch die resultierende Gewichtsänderung eindeutig erfasst werden und somit bei der akustisch-visuellen Vermittlung in beliebiger Form berücksichtigt werden.

## ERGEBNISSE

Die Methodik wurde am Beispiel eines Phantomtorso umgesetzt. Berührt beispielsweise ein Medizinstudent eines der Organe oder Organbereiche, so wird ihm akustisch der entsprechende Name mitgeteilt. Gleichzeitig wird an einem Monitor der Torso als grafisches Abbild in schattierter Darstellungsweise wiedergegeben und der Organname eingeblendet. Selbst sehr kleine anatomische Teilstrukturen, wie z.B. Blutgefäße oder Muskelansatzstellen, können so sichtbar gemacht und identifiziert werden. Auch die Entnahme eines der Or-

gane wird automatisch registriert und grafisch veranschaulicht. Nach einer Organentnahme können dahinterliegende Strukturen berührt und identifiziert werden.

In einer künftigen Version lassen sich neben den benannten Strukturen je nach Berührt (z.B. auf farbige Marken) oder Berührweise (z.B. Klopfzeichen) unterschiedliche Reaktionen herbeiführen und somit auch Funktionen, Diagnosen, Therapien und ärztliche Ratschläge in Form von Bild, Ton, Film oder Animation einblenden.

## DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG

Es sei angemerkt, dass die Berührungslokalisierung nur bei Einzelkontakten (d.h. mit *einer* Fingerspitze) und momentenfreier Krafteinleitung und innerhalb konkaver Objektbereiche eindeutig funktioniert. Der Detektionsfehler liegt je nach Objektbereich zwischen 0,5 cm und ca. 3 cm, lässt sich aber durch Verwendung steiferer und kleiner Objekte deutlich verringern. Bessere Ergebnisse sind auch mit einem Erkennungsalgorithmus, der auf der Basis künstlicher neuronaler Netze funktioniert, zu erwarten.

Im Prinzip kann das hier vorgestellte Verfahren als Touchscreen interpretiert werden, das jedoch auch mit gekrümmten Berührflächen funktioniert. Herausragend bei der vorgestellten Methodik ist, dass die Lokalisierung nicht am Berührort gemessen wird, sondern durch einen neuartigen Algorithmus aus einem dezentral angeordneten Kraftsensor bestimmt wird. Daher muss weder das berührte 3D Objekt noch die Umgebung auf besondere Weise präpariert werden.

Neben den Anwendungsbereichen in der medizinischen Aus- und Weiterbildung kann das Verfahren auch für Ausstellungsobjekte auf Messen und in Museen verwendet werden.

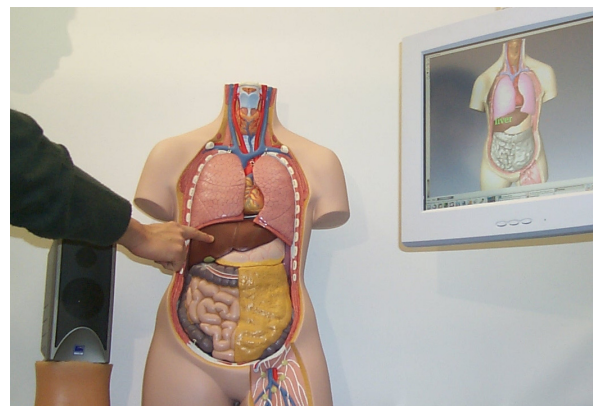


Abb. 3: Umsetzung der Berührungslokalisierung mit grafischem und akustischem Display am Beispiel eines Phantomtorso für die medizinische Ausbildung.

## DANKSAGUNG

Diese Arbeit wird im Rahmen des Verbundprojekts VOR vom BMBF unterstützt. Ein besonderer Dank gilt auch der Unterstützung durch T. Pröll und die Ordinarien Prof. G. Schmidt und Prof. R. Gradinger.

# Simulation der Blutgasregelung bei der extrakorporalen Zirkulation

M. Hexamer und J. Werner

Ruhr-Universität Bochum, Medizinische Fakultät, Abteilung für Biomedizinische Technik  
Geb. MA 4/63, 44780 Bochum

hexamer@biomed.ruhr-uni-bochum.de

## EINLEITUNG

Herztransplantationen, Bypassoperationen oder der Ersatz von Klappen erfordern die Durchführung einer extrakorporalen Zirkulation mit Hilfe der Herz-Lungen-Maschine (HLM), um in dieser Situation die Vitalfunktion von Herz und Lunge zu ersetzen. Die wesentlichen Bestandteile der HLM sind eine Pumpe (Herzersatz), die das Blut durch den Körper und die HLM treibt, und ein Oxygenator (Lungenersatz), in dem ein Gasaustausch zwischen dem strömenden Blut und einem ebenfalls strömenden Gas stattfindet. Durch Variation der Gasparameter (Volumendurchsatz, Sauerstoff- und Kohlendioxidpartialdruck) können die entsprechenden Gaspartialdrücke im Blut beeinflusst werden.

Obwohl einige Laboransätze für eine Automatisierung der HLM existieren [Allen 1992, Birnbaum 1997], ist die manuelle Führung der HLM mit einem Menschen als Regler klinischer Standard. Ziel dieses Projektes ist es, durch eine Automatisierung der Blutgasregelung deren Qualität zu steigern und den Bediener von einer Routinearbeit, die viel Aufmerksamkeit erfordert, zu entlasten.

Dieser Beitrag beschreibt die Modellbildung hinsichtlich der bei einer Blutgasregelung beteiligten Komponenten. Die Implementierung der Modelle erfolgte unter MATLAB/SIMULINK<sup>®</sup>. Weiterhin werden Simulationsergebnisse für eine PI-Regelung vorgestellt.

## SIMULATIONSMODELL

Im Oxygenator erfolgt, analog zu den Vorgängen in der Lunge, die simultane Beladung des Blutes mit Sauerstoff und der Entzug von Kohlendioxid. Als Basis für die Modellierung diente hier ein Simulationsmodell der menschlichen Lunge [Hill 1977], das entsprechend erweitert wurde [Hexamer 2003]. Es handelt sich dabei um ein nichtlineares Mehrgrößensystem mit elf Zustandsgrößen. Ausgangsgrößen (Regelgrößen) sind die Partialdrücke und Konzentrationen von Sauerstoff und Kohlendioxid sowie der pH in dem Blut, das den Oxygenator nach erfolgtem Gasaustausch verlässt und als arterielles Blut dem Körper wieder zugeführt wird. Eingangsgrößen sind die entsprechenden Größen des einströmenden venösen Blutes. Weitere wichtige Eingangsgrößen sind der Blutdurchfluss

( $\dot{Q}_B$  = Störgröße), der Gasdurchfluss  $\dot{Q}_G$  sowie die Sauerstoff- und Kohlendioxidkonzentrationen ( $F_{iO_2}$ ,  $F_{iCO_2}$ ) im Gas, wobei die Gasvariablen als die Stellgrößen aufzufassen sind. Wesentliche Parameter des Gastransfers sind der Hämoglobingehalt und die Bluttemperatur.

Stellglied ist ein steuerbarer Gasmischer, der aus reinem Sauerstoff, Kohlendioxid und Stickstoff Gas in jeder beliebigen Zusammensetzung bereitstellt. Der Gasmischer wird realitätsbezogen als Verzögerungsglied erster Ordnung (Zeitkonstante der Regelventile=300ms) mit nachgeschalteter gasflussabhängiger Totzeit (Transportzeit) modelliert.

Messglied ist ein kliniküblicher on-line Blutgasanalysator (BGA) mit folgenden Spezifikationen: Einschwingzeit ca. 1 min, Abtastperiode = 6s, Totzeit  $\approx$  2s, Quantisierungsintervall der Partialdrücke = 1mmHg. Dem entsprechend erfolgt die Modellbildung als Reihenschaltung von Totzeitglied, PT1-Glied, Quantisierer und Abtaster. Weiterhin ist eine blutflussabhängige Totzeit vorhanden, die den Schlauchweg vom Oxygenator zum Blutgasanalysator berücksichtigt.

## REGLERENTWURF

Mit Hilfe des Simulationsmodells wurden stationäre Übertragungskennlinien für einen ausgewählten Oxygenator berechnet sowie die Streckenverstärkungen  $k_{O_2} = dP_{O_2} / dF_{O_2}$  und  $k_{CO_2} = dP_{CO_2} / d\dot{Q}_G$  ermittelt. Weiterhin konnte das dynamische Verhalten des Oxygenators abgeschätzt werden (Totzeit (<1sec) + PT1-Glied (<5sec)).

Darauf aufbauend wurde, als Einstieg in die Problematik, eine PI-Regelung konzipiert, deren Zeitschritt durch den Blutgasanalysator vorbestimmt war. Der Entwurf erfolgte auf Basis der maximalen Streckenverstärkungen ( $k_{O_2,max}$ ,  $k_{CO_2,max}$ ), die bei einem Hämoglobingehalt von Hb=70 g/l und normalen venösen Eingangsbedingungen galten. Als Streckendynamik wurde ein PT1-Glied mit der über alles dominierenden BGA-Zeitkonstanten angenommen. Entwurfskriterium für beide Regler ( $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$ ) war, dass die Zeitkonstante des geschlossenen Regelkreises der der BGA entsprach. Da Blutflussvariationen den  $P_{O_2}$  stark beeinflussen, wurde im Falle des  $P_{O_2}$ -Reglers



zusätzlich eine direkte Störgrößenkompensation vorgesehen, d. h. der Blutfluss wirkte entsprechend gewichtet direkt auf die Stellgröße  $FiO_2$ .

## SIMULATIONSERGEBNISSE

Abb. 1 zeigt den Verlauf des BGA- $P_{O_2}$  für drei unterschiedliche Parametrierungen des Reglers bei einem gewählten Blutflussprofil. Das Profil wurde so angesetzt, dass der gesamte für den Oxygenator spezifizierte Blutflussbereich überstrichen wurde. Damit wurde gleichzeitig auch der partielle Bypass berücksichtigt (Hoch-/Runterfahren der HLM). Anzumerken ist, dass Blutflussänderungen in der Realität sehr viel moderater durchgeführt werden. Demzufolge wird das System hier stärker angeregt als es die Wirklichkeit erwarten lässt. Der gepunktete Verlauf gilt für den nominellen Entwurf. Bei dem gestrichelten Verlauf wurde die dominante Zeitkonstante des rückgekoppelten Systems um 25% verringert. Führt man dann noch eine direkte Störgrößenkompensation durch, erhält man den durchgezogenen Verlauf. Der letztere Regler ist offensichtlich zu bevorzugen, d. h. eine direkte Störgrößenkompensation ist vorteilhaft. Es fällt auf, dass sich bei niedrigen Blutflüssen das Einschwingverhalten stark verschlechtert. Die Ursache dafür beruht auf der Tatsache, dass sich mit sinkendem Fluss alle transportbedingten Zeitkonstanten stark erhöhen. Eine echte Instabilität wurde nicht festgestellt, auch wenn man Randbedingungen (Hämoglobingehalt, venöser Eingang) variierte und zusätzliche eine bei der Modellbildung „übersehene“ Totzeit (5sec) einfügte.

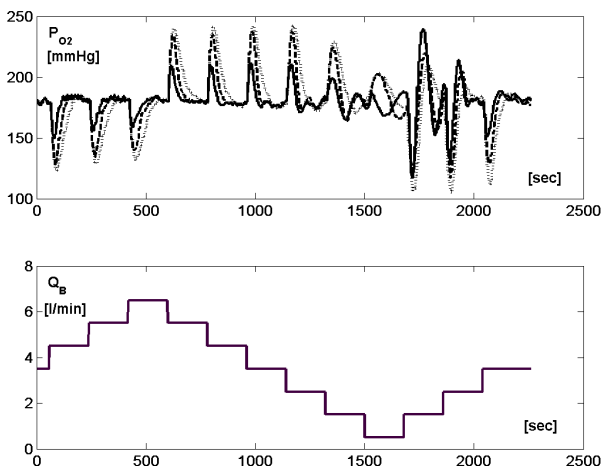


Abb. 1: Reaktion der Regelgröße  $P_{O_2}$  (oben) auf das Blutflussprofil (unten). Die Dauer einer Belastungsstufe betrug 180 sec. Sollwert:  $P_{O_2, \text{soll}} = 180 \text{ mmHg}$

Der  $P_{CO_2}$ -Regler reagierte auf das gleiche Blutflussprofil sehr viel moderater als der  $P_{O_2}$ -Regler, was auf die vergleichsweise geringere Blutflusssensitivität des  $P_{CO_2}$  im Sollwertbereich (ca. 38 mmHg) zurückführbar ist.

Schließlich soll noch darauf hingewiesen werden, dass die vom Oxygenatormodell berechneten Blutpartialdrücke sehr viel stärker ausgelenkt wurden als die „gemessenen“ BGA-Partialdrücke. Für eine präzisere Regelung wäre daher eine schnellere, klinisch einsetzbare Messtechnik wünschenswert.

## SCHLUSSFOLGERUNGEN UND AUSBLICK

Die durchgeführte Simulationsstudie zeigte, dass ein einfacher PI-Regler der Aufgabenstellung gerecht werden kann. Sofern die entsprechenden Zusammenhänge zwischen  $P_{O_2}$  und Blutfluss näherungsweise bekannt sind, ist eine direkte Störgrößenkompensation im Falle der  $P_{O_2}$ -Regelung vorteilhaft.

Da klinisch einsetzbare Blutgasanalytoren relativ träge sind und mehrere variable Totzeiten existieren, ist geplant, das Oxygenatormodell explizit in die Regelung einzubeziehen.

## LITERATURHINWEISE

[Allen 1992]

J. Allen, A. C. Fisher, J. D. S. Gaylor, and A. R. Razieh, „Development of a adaptive control system for  $PO_2$  regulation in a membrane oxygenator“, *J. Biomed. Eng.*, Vol 14, pp 404-411, 1992

[Birnbäum 1997]

D. Birnbäum, A. Philipp, M. Kaluza, und M. Detterbeck, „Auf dem Weg zum Herz-Lungenmaschinen-Automat: Ein Regelsystem für die Sauerstoffspannung im Oxygenator“, *Biomedizinische Technik* Vol 42 (Erg.-Bd.), pp 313-314, 1997

[Hexamer 2003]

M. Hexamer and J. Werner. (im Druck) „A mathematical model for the gas transfer in an oxygenator“ in *Proc. 5th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems*, Melbourne, 2003

[Hill 1977]

E. P. Hill, G. G. Power and L. D. Longo „Kinetics of  $O_2$  and  $CO_2$  exchange“ in J. B. West (ed): *Bioengineering aspects of the lung*, Marcel Dekker Inc., New York, Basel 1977



---

## **6 Sitzung Narkose / Sensorik**

### **6.1 Assistenzsystem für die Narkoseführung**

R. Kähler, O. Simanski, R. Hofmockel, B. Pohl, R. Friedrich, B. P. Lampe; Rostock

### **6.2 Volumenkontrollierte nicht-invasive Beatmung unter Berücksichtigung von Maskenleckage und Spontanatmung**

F. Dietz, A. Schloßer, D. Abel; Aachen

### **6.3 Messung des linksventrikulären Schlagvolumens mittels eines faseroptischen Sensors**

S. Müller, A. Kloppe, A. Mügge, J. Werner; Bochum

# Assistenzsystem für die Narkoseführung

R. Kähler<sup>1</sup>, O. Simanski<sup>2</sup>, R. Hofmockel<sup>3</sup>, B. Pohl<sup>3</sup>, R. Friedrich<sup>1</sup>, B.P. Lampe<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universität Rostock, Fakultät für Ingenieurwissenschaften, Institut für Antriebstechnik und Mechatronik, A.-Einstein-Straße 2, 18057 Rostock

<sup>2</sup>Universität Rostock, Fakultät für Ingenieurwissenschaften, Institut für Automatisierungstechnik, Richard-Wagner-Straße 31, 18119 Rostock

<sup>3</sup>Universität Rostock, Medizinische Fakultät, Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie, Schillingallee 55, 18057 Rostock

ralf.kaehler@mbst.uni-rostock.de

## EINLEITUNG

Das Ziel der modernen Kombinationsnarkosen besteht darin, die einzelnen Komponenten Hypnose, Analgesie und Muskelrelaxation gezielt durch Medikamente wie Hypnotika, Analgetika und Relaxantien zu steuern. Deshalb ist ein gezieltes Monitoring erforderlich.

Nach den Empfehlungen der "International Task Force on Anaesthesia Safety" sollten sowohl ein Monitoring der Anästhesietiefe als auch der neuromuskulären Funktionen zum Monitoring während der Anästhesie gehören [Pasch1998]. Nachfolgend wird das entwickelte System zur Messung und Regelung der neuromuskulären Blockade und der Narkosetiefe skizziert, es soll den Anästhesisten bei der Narkose unterstützen und die Teilbereiche der Sicherstellung einer adäquaten Narkosetiefe und Muskelrelaxation automatisieren.

## MESSUNG UND REGELUNG DER NEUROMUSKULÄREN BLOCKADE

Traditionell wird in Abhängigkeit vom Grad der Muskelentspannung, nachfolgend auch als neuromuskuläre Blockade bezeichnet, die erforderliche Menge an Muskelrelaxans in Form von Bolusgaben injiziert.

Durch die Einführung immer kürzer wirkender Muskelrelaxantien einerseits und verlängerter Operationszeiten andererseits ist ein Übergang von der Bolusinjektion zur kontinuierlichen Applikation der Relaxantien unter bestimmten Bedingungen erforderlich geworden und somit eine Regelung der Muskelrelaxation indiziert. Eine wesentliche Voraussetzung dafür ist die klinisch praktikable und sichere Überwachung der neuromuskulären Blockade. Aus diesem Grund wurde besonderer Wert auf die Entwicklung der Messtechnik gelegt. Für die Durchführung einer quantitativen Messung der neuromuskulären Blockade sind nach [Hofmockel1997] folgende Punkte von entscheidender Bedeutung

- die Auswahl des Stimulationsortes und des untersuchten Muskels
- der Einsatz eines qualitativ hochwertigen Stimulators
- die Wahl eines geeigneten Stimulationsmusters

- die Wahl des Messverfahrens.

Für das neuromuskuläre Monitoring kann jeder oberflächlich gelegene periphere motorische Nerv und der von diesem Nerv innervierte Muskel als Stimulationsort Anwendung finden. Der Nervus ulnaris ist als Stimulationsort heute am weitesten verbreitet. Er innerviert unter anderem den Musculus interosseus dorsalis DI, von dem die Messsignale abgenommen werden können, und bewirkt das Anziehen des Daumens in Richtung Hohlhand. Vorteilhaft bei dieser Methode ist die freie Zugänglichkeit der Hand während der Operation. Die Stimulations Elektroden sind entlang des Nervus ulnaris relativ problemlos zu platzieren.

Der zu verwendende Stimulator muss monophasische Rechteckimpulse mit Impulsdauern von 200-300µs bei Stromstärken von 50-80mA erzeugen können, um das Auftreten spontaner Aktionspotentiale zu vermeiden und eine direkte Muskelstimulation zu verhindern.

Für die geregelte Muskelrelaxation wurde eine T1-Stimulation eingesetzt. Dabei wird im Abstand von 12 s der Nerv stimuliert und die Reaktion des innervierten Muskels registriert. Ausgangspunkt und Referenzwert der Messung ist das Signal vor Medikamentenapplikation. Dieses wird als 100% T1-Signal und somit 0% neuromuskuläre Blockade definiert. Gegenüber anderen Stimulationsmethoden hat die T1-Stimulation den Vorteil der Anwendbarkeit bis zu Blockaden von 90-95%.

Für die Registrierung der neuromuskulären Blockade stehen neben dem Verfahren der Kraftmessung z.B. am Daumen, der sogenannten Mechanomyographie (MMG), die Messung der Beschleunigung des Muskels mit Hilfe von Beschleunigungssensoren, die Acceleromyographie (AMG) zur Verfügung. Weiterhin können die vor Muskelkontraktion auftretenden Muskelaktionspotentiale mittels Elektroden erfasst werden, wie Abb. 1 zeigt. Dieses Verfahren wird als Elektromyographie (EMG) bezeichnet.

Mit dem entwickelten System für die Messung der neuromuskulären Blockade können erstmals alle drei Messverfahren simultan unter ständiger Kontrolle der Sensormesswerte Anwendung finden.

Weiterführend wurde eine adaptive Regelung implementiert. Aufgrund des nichtlinearen und sehr stark variierenden Patientenverhaltens kommt ein adaptiver

Generalized Predictive Controller (GPC) zum Einsatz. Als Regelgröße wird die neuromuskuläre Blockade, gemessen mit EMG und AMG, genutzt. Stellwerte sind die zu applizierende Menge an Muskelrelaxans Mivacurium. Dazu wird um den angestrebten Arbeitspunkt einer 90%-igen neuromuskulären Blockade ein lineares Modell in autoregressive with external input (ARX)-Struktur online identifiziert und in jedem Abtastschritt dem GPC übergeben, der dann die erforderliche Menge an Muskelrelaxans berechnet, die anschließend mittels Spritzenpumpe dem Patienten appliziert wird [Simanski2002].

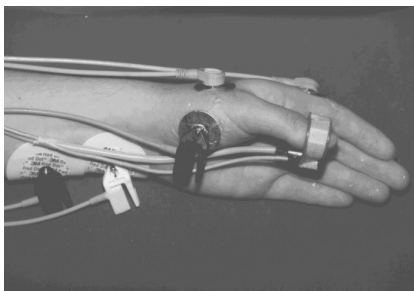


Abb. 1: Stimulation des Nervus ulnaris und Abnahme des EMG-Signals sowie des AMG-Signals mit 2 Sensoren am Daumen

## MESSUNG UND REGELUNG DER NARKOSETIEFE

Da in Fachkreisen die Definition der Narkosetiefe noch immer strittig ist, gibt es für das Monitoring keine allgemeingültigen Richtlinien. Verschiedene Ansätze wurden in [Simanski2002] zusammengestellt. Gegenwärtig zeichnet sich ein Trend in Richtung Hirnstromanalyse ab. Mittels unterschiedlicher Techniken wird versucht, die Tiefe der Narkose zu klassifizieren. Weit verbreitet, da in den USA an einer Vielzahl von Patienten erfolgreich getestet, ist der BIS-Monitor, der eine Bispektralanalyse (BIS) der Hirnströme vornimmt und die Narkosetiefe in einem Index zwischen 0 und 100 abbildet, wobei 100 den Wachzustand charakterisiert. Je nach Operationstyp wird ein BIS-Wert zwischen 40 und 60 angestrebt. Neben dem BIS werden auch audioevozierte Potentiale mittlerer Latenz (MLAEP) für die Narkosetiefebeurteilung eingesetzt.

Das Assistenzsystem nutzt für das Monitoring der Narkosetiefe den BIS-Monitor A-2000 von Aspect. Die Regelung der Narkosetiefe erfolgt unter Einsatz eines Fuzzy-Reglers in PID-Struktur, der die erforderliche Menge an Hypnotikum Propofol berechnet, bevor diese über eine Spritzenpumpe dem Patienten appliziert wird.

## ERGEBNISSE

Das entwickelte Assistenzsystem ist in Abb. 2 dargestellt und konnte erfolgreich an über 50 Patienten bei der Messung und Regelung der neuromuskulären Blockade und über 10 Patienten bei der Regelung der Narkosetiefe eingesetzt werden.

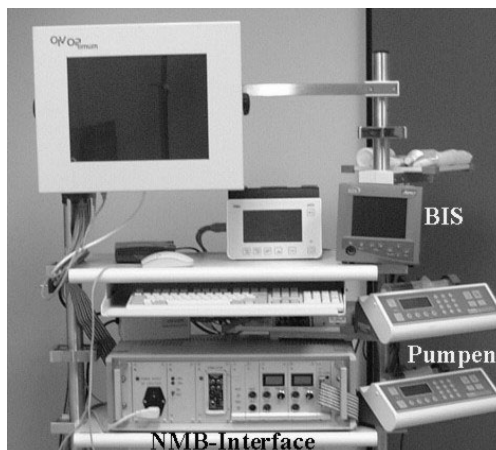


Abb. 2: Assistenzsystem bestehend aus dem NMB-Interface zur Erfassung der neuromuskulären Blockade mit Monitor, Sensoranschlussmöglichkeiten und integriertem, fernsteuerbarem Stimulator, BIS-Monitor und Spritzenpumpen.

Gegenwärtig wird das System um die Erfassung und Regelung weiterer anästhesierelevanter Daten, wie den Blutdruck oder Parameter zur Beurteilung der Analgesierung, erweitert.

## DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN

Das entwickelte Assistenzsystem gewährleistet eine adäquate Relaxation sowie Hypnose bei minimaler Medikamentenbelastung für den Patienten und geringem Arbeitsaufwand für den Anästhesisten.

## DANKSAGUNG

Diese Forschungsarbeit wird seit mehreren Jahren in verschiedenen Projekten durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft gefördert.

## LITERATURHINWEISE

[Hofmockel1997]

R. Hofmockel: Quantitatives neuromuskuläres Monitoring mit simultaner Anwendung der Mechano-, Elektro- und Acceleromyographie, Universität Rostock, Medizinische Fakultät, Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie, Habilitationsschrift, 1997

[Pasch1998]

T. Pasch „Standards, Richtlinien, Empfehlungen“ in W.F. List, H. Metzler, T. Pasch, eds: *Monitoring in Anästhesiologie und Intensivtherapie*. 2. Berlin Heidelberg New York : Springer-Verlag, 1998, Kapitel 1.6, S. 124–139

[Simanski2002]

O. Simanski: *Entwicklung eines Systems zur Messung und Regelung der neuromuskulären Blockade und der Narkosetiefe*, Universität Rostock, Fakultät für Ingenieurwissenschaften, Institut für Automatisierungstechnik, Dissertation, 2002

# Volumenkontrollierte nicht-invasive Beatmung unter Berücksichtigung von Maskenleckage und Spontanatmung

F. Dietz, A. Schloßer, D. Abel

Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, Institut für Regelungstechnik  
Steinbachstraße 54, 52056 Aachen

F.Dietz@irt.rwth-aachen.de

## EINLEITUNG

Bei der nicht-invasiven Beatmung (NIV) werden im Heimbereich und immer häufiger auch in der Intensivmedizin üblicherweise druckgeregelte Beatmungsformen eingesetzt. Eine Volumenkontrolle ist aufgrund der prinzipbedingten Leckagen unzuverlässig.

Es wird ein Verfahren zur Identifikation von Lungenparametern und Leckage unter Berücksichtigung der Spontanatmung vorgestellt. Die identifizierte Leckage wird zur automatisierten Leckagekompensation bei der volumenkontrollierten Beatmung genutzt. Zusätzlich besteht erstmals bei der NIV eine Möglichkeit zur Rekonstruktion und Klassifikation der Atemarbeit. So bieten sich Möglichkeiten für verbesserte Therapien und umfangreiche Überwachung während der NIV.

## NICHT-INVASIVE BEATMUNG MIT LECKAGE

Bei der NIV wird während der Inspiration i.d.R. ein Beatmungsdruck geregelt, der kein definiertes Atemzugvolumen (AZV) gewährleisten kann. Eine volumenkontrollierte Beatmung mit einstellbarem AZV hat hingegen in einigen Studien bessere Ergebnisse erzielt als die druckkontrollierte NIV [Schönhöfer2002]. Die volumenkontrollierte NIV ist bisher kaum realisierbar, da Verluste an Atemvolumen von über 50% durch Leckagen zu einem unkalkulierbarem Atemzugvolumen führen [Lofaso2000]. Abb. 1 zeigt schematisch ein Beatmungsgerät mit einfachem Schlauch und Nasenmaske. Zwischen Maske und Patientengesicht können auch bei sorgfältig ausgewählter Maske zeitvariante Leckagen ( $Q_{\text{Leckage}}$ ) mit relevanter Größenordnung auftreten, wie es auch bei schlafenden Patienten durch einen geöffneten Mund der Fall ist.

Eine Identifikation der Lungenparameter und der Leckage ist im Falle passiver Patienten (keine Spontanatmung) auch für nichtlineare Zusammenhänge möglich [Dietz2002]. Die Kompensation des Volumenverlustes kann dann auch bei sehr einfachen Beatmungsgeräten erfolgen. Bei diesen Geräten mit internen Sensoren für Druck ( $p_{\text{FS}}$ ) und Flow ( $Q_{\text{FS}}$ ) und maskenseitigem Expirationsventil ist die Sensorik während der Expiration sozusagen „blind“, da der Patient während der Expiration direkt zur Umgebung ausatmet ( $Q_{\text{Exsp}}$ ). Ein Rückschlagventil schottet das Beatmungsgerät gegenüber dem Patienten ab.

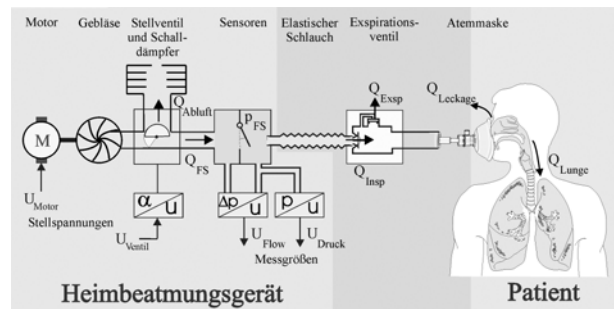


Abb. 1: Skizze von Beatmungsgerät und Lunge

In der Praxis muss die Spontanatmung der Patienten berücksichtigt werden, da diese für gewöhnlich bei Bewusstsein sind und aktiv mit- oder gegenatmen. Als Maß für die Atemanstrengung gilt der transdiaphragmale Druck  $p_{\text{di}}$ , d.h. die Differenz zwischen gastralem Druck  $p_{\text{ga}}$  und ösophagealen Druck  $p_{\text{es}}$ . Allerdings handelt es sich bei der Messung von  $p_{\text{di}}$  um einen invasiven Eingriff, der zur Gewinnung von Testdaten sinnvoll ist, jedoch für die NIV ausscheidet. Eine Berücksichtigung der Spontanatmung soll also ohne Messung von  $p_{\text{di}}$  auskommen.

## IDENTIFIKATION DER SPONTANATMUNG

Ein Ersatzschaltbild der Atemwege (Abb. 2) zeigt, dass die Atemtätigkeit  $p_{\text{aktiv}}$  einen Beitrag zum Lungen- druck  $p_{\text{Lunge}}$  und damit zum Flow in die Lunge  $Q_{\text{Lunge}}$  liefert. Eine Leckageidentifikation muss also auch  $p_{\text{aktiv}}$  berücksichtigen, wenn es gelingen soll, den Leckage- flow ( $Q_{\text{Leckage}}$ ) hinreichend zu kompensieren. Zusätzlich erlaubt die Kenntnis über die aktive Atemarbeit eine Beurteilung der Beatmungsqualität.

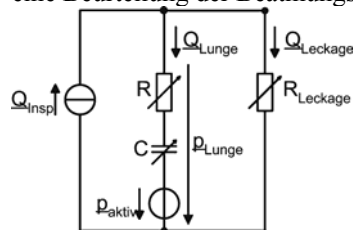


Abb. 2: Elektrisches Ersatzschaltbild für die NIV

Mit bisherigen Verfahren zur parametrischen Identifikation führt der Einfluss der Spontanatmung  $p_{\text{aktiv}}$  zu falschen Schätzwerten für die Parameter Resistance  $R$ ,

Compliance C und Leckage  $R_{Leckage}$ . Da es sich bei  $p_{aktiv}$  um einen willkürlichen, zeitvarianten Beitrag des Patienten handelt, ist die Identifikation eines konstanten Parameters nicht zielführend.

Ein Ansatz zur Bestimmung von Lungenparametern unter Spontanatmung (ohne Leckagen) macht sich bei der druckkontrollierten Beatmung wechselnde Druckniveaus zwischen zwei Atemzügen zunutze [Navajas2000]. Unter der Annahme, dass sich die Atemarbeit des Patienten zwischen den Atemzügen nicht ändert, kann der Anteil der Atemarbeit  $p_{aktiv}$  durch Differenzbildung eliminiert werden. Dieser Ansatz wurde für eine Identifikation der Leckage bei volumenkontrollierter Beatmung erweitert. Es ergeben sich für die Druckdifferenz  $\Delta p_{Maske}$  und die Flowdifferenz  $\Delta Q_{insp}$  zwischen zwei Atemzügen im Bildbereich die Gln.

$$p_{Maske}(s) = \left[ p_{aktiv}(s) + Q_{insp}(s) \frac{1+sRC}{sC} \right] \cdot \frac{sR_{Leckage}C}{1+s(R+R_{Leckage})C}$$

$$\Delta p_{Maske}(s) = \Delta Q_{insp}(s) \frac{(1+sRC)R_{Leckage}}{1+s(R+R_{Leckage})C}$$

Als Flowdifferenzen  $\Delta Q_{insp}$  wurden drei Stufen untersucht und mit Ergebnissen ohne Berücksichtigung der Spontanatmung verglichen (lineare Parameter). In Tab. 1 sind simulierte Ergebnisse mehrerer Identifikationen für 30% Flowdifferenz angegeben. Man kann an Mittelwerten und Standardabweichungen erkennen, dass insbesondere bei Mitatmung deutlich bessere Ergebnisse bei Berücksichtigung der Spontanatmung erzielt werden. Bei Gegenatmung zeigen sich Vorteile insbesondere bei der Bestimmung von C.

Tab. 1: Mehrere Identifikation ohne/mit Berücksichtigung der Spontanatmung. Mittelwerte (Standardabw.)

Referenzwerte	ohne Berücksichtigung		mit Berücksichtigung	
	Mit atm.	Gegen atm.	Mit atm.	Gegen atm.
R (10 mbar/l/s)	0.64 (9.5)	11.5 (0.6)	9.2 (2.5)	9.1 (2.7)
C (0.08 l/mbar)	2.6 (2.7)	0.02 (0.01)	0.05 (0.11)	0.05 (0.11)
$R_L$ (100mbar/l/s)	-1.9 (14.1)	36 (0)	43.6 (3.8)	43.1 (4.0)
Ident.-Varianz	9e-6(4e-6)	1e-5 (3e-6)	2e-5(7e-6)	2e-5 (7e-6)

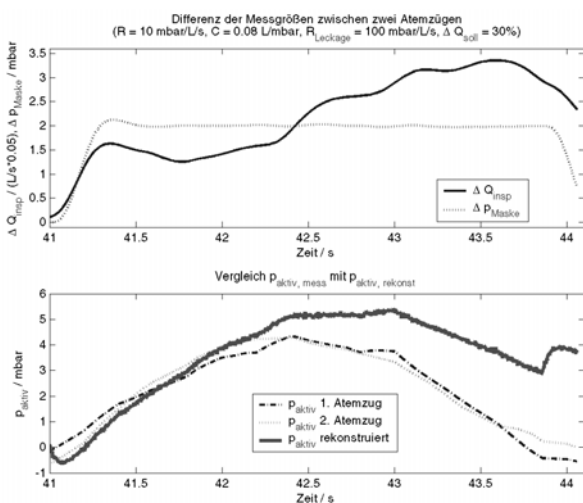


Abb. 3: Parametrische Identifikation von R, C,  $R_{Leckage}$  und Rekonstruktion der Spontanatmung  $p_{aktiv}$ .

Abb. 3 zeigt für eine Gegenatmung zweier aufeinanderfolgender Inspirationen die Differenzverläufe für Druck  $\Delta p_{Maske}$  und Flow  $\Delta Q_{insp}$ . Mit den identifizierten Parametern sowie den Daten von Druck und Flow des letzten Atemzuges ergibt sich durch die Rekonstruktion der gezeigte Verlauf für  $p_{aktiv, rekonstruiert}$ .

Die Implementierung erfolgt dreistufig für jeden Atemzyklus. Während der Inspiration wird eine rekursive Identifikation *ohne*, während der Expiration eine Identifikation aus gespeicherten Daten *mit* Berücksichtigung der Spontanatmung durchgeführt. Bei geringerer Varianz des zweiten Ergebnisses wird eine Rekonstruktion der Spontanatmung der vorherigen Inspiration berechnet und eine Klassifikation vorgenommen.

## FLOWREGELUNG

Nach einer Überprüfung der identifizierten Parameter auf Plausibilität erfolgt für den jeweils folgenden Atemzug mit der identifizierten Leckage eine Führungsgrößenaufschaltung für  $Q_{insp}$  zur Leckagekompensation. Zusätzlich wird eine Führungsgrößenaufschaltung von  $\pm \Delta Q_{insp} / 2$  vorgenommen, mit Vorzeichenwechsel nach jedem Atemzug. So kann im Durchschnitt das physiologisch wichtige Atemminutenvolumen sichergestellt werden. Bei Erreichen einer Druckgrenze wird unmittelbar auf eine Druckregelung umgeschaltet, um eine Gefährdung des Patienten auszuschließen.

## ZUSAMMENFASSUNG

Für die nicht-invasive Beatmung (NIV) wurde ein Verfahren vorgestellt, welches eine Leckagekompensation auch bei Spontanatmung des Patienten ermöglicht. Damit kann eine volumenkontrollierte Beatmung gewährleistet werden. Das Verfahren eignet sich auch für kostengünstige Beatmungsgeräte, die eine einfache Sensorik innerhalb des Gerätes aufweisen und durch Verwendung von Einschlauchsystemen und Expirationsventilen lediglich eine Messung während der Inspirationsphase erlauben. Zusätzlich ist eine Klassifikation der Spontanatmung möglich. Somit bietet das Verfahren neue Möglichkeiten für die NIV hinsichtlich volumenkontrollierter Beatmung und Patientenüberwachung.

## LITERATUR

- [Dietz2002] F. Dietz, A. Schloßer, „Heimbeatmung: Herausforderung volumenkontrollierte Beatmung“ in *Simulationstechnik ASIM 2002*, S. 215-220. – ISBN 3-936150-19-2
- [Lofaso2000] F. Lofaso et al., „Inaccuracy of tidal volume delivered by home mechanical ventilators“, *Eur. Respir. J.* 15, S. 338-341, 2000
- [Navajas2000] D. Navajas et al., „Evaluation of a method for assessing respiratory mechanics during non-invasive ventilation“, *Eur. Respir. J.* 16, S. 704-709, 2000
- [Schönhofer2002] B. Schönhofer, S. Sortor-Leger, „Equipment needs for noninvasive mechanical ventilation“, *Eur. Respir. J.* 20, S. 1029-1036, 2002

# Messung des linksventrikulären Schlagvolumens mittels eines faseroptischen Sensors

S. Müller<sup>1</sup>, A. Kloppe<sup>1,2</sup>, A. Mügge<sup>2</sup>, J. Werner<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Lehrstuhl für Biomedizinische Technik, Medizinische Fakultät, Ruhr-Universität Bochum, MA 4/55, 44780 Bochum

<sup>2</sup> Medizinische Klinik II (Kardiologie), St. Josef-Hospital, Universitätsklinik, Ruhr-Universität Bochum

mueller@biomed.ruhr-uni-bochum.de

## EINLEITUNG

Ergänzend zum intrakardialen EKG sollte die mechanische Herzkontraktion als weiteres Eingangssignal zur Steuerung von Herzschrittmachern und implantierbaren Defibrillatoren genutzt werden. Zu diesem Zweck wurde ein faseroptisches Messsystem entwickelt, das die durch die Biegung einer Glasfaser hervorgerufenen optischen Dämpfungsverluste misst. Die Messfaser wird hierzu in eine normale Schrittmacherelektrode integriert. In dem vorliegenden Beitrag wurde an einem isoliert schlagenden Schweineherzen untersucht, inwieweit das Sensorsignal mit dem linksventrikulären Schlagvolumen korreliert ist.

## MATERIALIEN UND METHODEN

Die Funktionsweise des eingesetzten faseroptischen Sensorsystems ist schematisch in Abb. 1 dargestellt. Über einen optischen Koppler wird mittels einer LED Licht in die Faser eingekoppelt. Ein Teil der optischen Leistung gelangt zu einem Referenzempfänger, der dazu dient, die Ausgangsleistung des Senders zu stabilisieren. Der andere Teil des Lichtes wird in die Sensorfaser geleitet, die sich im Herzen befindet.

Koppler in den Messempfänger gelangt. Wird die Messfaser aufgrund der Herzkontraktion gebogen, wird ein Teil des Lichtes an der Biegestelle ausgekoppelt. Dies hat eine Verminderung der Lichtintensität am Signalempfänger zur Folge. Durch nachgeschaltete Verstärker und Filter wird das Signal weiter aufbereitet. Am Ausgang des Messsystems steht somit ein Signal zur Verfügung, welches ein Maß für die Biegung der Faser ist.

Zur Bestimmung des quantitativen Zusammenhangs zwischen Biegeradius und Ausgangssignal des Messsystems wurden bereits experimentelle Untersuchungen durchgeführt [Hoeland2000]. Hierbei wurde die Messfaser um Zylinder verschiedener Durchmesser zwischen 25 mm und 150 mm gewickelt und das entsprechende Sensorsignal  $S$  aufgenommen. Die gewonnenen Kennlinien haben die in Gl. 1 beschriebene Form.

$$S(r_f, \alpha) = c_1 \cdot e^{-c_2 \cdot r_f} \cdot (1 - e^{-c_3 \cdot \alpha}) \quad (1)$$

$c_{1,2,3}$  : abhängig von den physikalischen Eigenschaften der verwendeten Glasfaser

$r_f$  : Biegeradius der Faser

$\alpha$  : Biegewinkel der Faser

Für die weiteren theoretischen Betrachtungen wurde vereinfachend von einer Kugelgestalt des linken Ventrikels ausgegangen. Bei Positionierung der Sensorfaser im koronarvenösen System befindet sich diese, wie in Abb. 3 gezeigt, auf dem äußeren Umfang der Kugel. Bei dieser Anordnung ist der Biegeradius der Glasfaser  $r_f$  gleich dem Radius des linken Ventrikels  $r_v$ . Der Biegewinkel kann aus geometrischen Beziehungen bestimmt werden:

$$\frac{2\pi \cdot r_v}{l_f} = \frac{2\pi}{\alpha} \Leftrightarrow \alpha = \frac{l_f}{r_v} \quad (3)$$

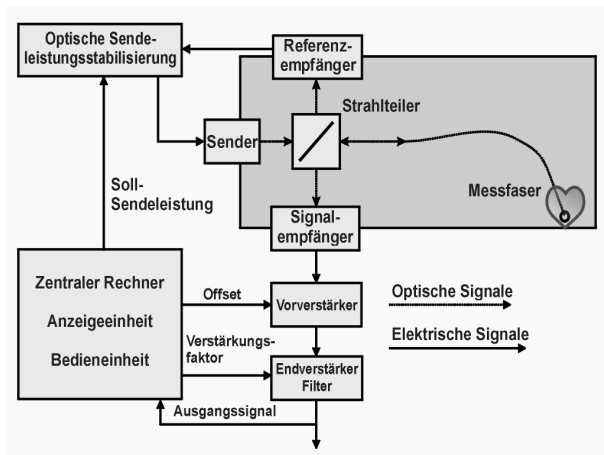


Abb. 1: Funktionsweise des Sensorsystems

Diese ist am Ende verspiegelt, so dass das Licht von dort reflektiert wird und wiederum über den optischen



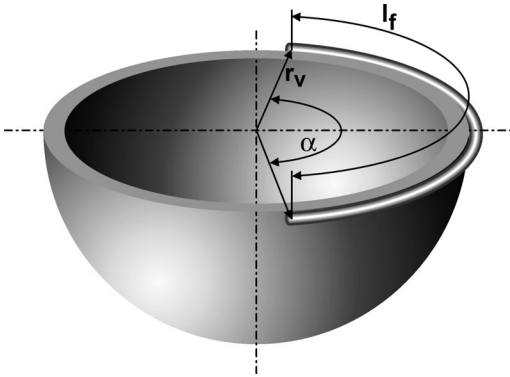


Abb. 3: Kugelmodell des linken Ventrikels

Durch Einsetzen der gefundenen Beziehungen in Gl. 1 folgt:

$$S(r_v) = c_1 \cdot e^{-c_2 \cdot r_v} \cdot \left(1 - e^{-c_3 \cdot \frac{l_f}{r_v}}\right) \quad (4)$$

Bei erwachsenen Menschen liegen die Ventrikelradien in Größenordnungen, für die sich Gl. 4 in guter Näherung linearisieren lässt [CIBA-GEIGY1990]. Daraus ergibt sich:

$$S(r_v) \approx \frac{\partial S}{\partial r_v} \Big|_{r_v=r_{v,AP}} \cdot (r_v - r_{v,AP}) \quad (5)$$

$r_{v,AP}$  : Ventrikelradius im Arbeitspunkt

Somit steht ein Signal zur Verfügung, welches im betrachteten Arbeitsbereich ein direktes Maß für die geometrische Veränderung des linken Ventrikels darstellt. Dies lässt den Schluss zu, dass es mithilfe des Sensors möglich ist, Aussagen über die aktuelle Auswurfleistung des Herzens zu treffen. Zur Überprüfung dieser These wurden Untersuchungen an einem isoliert schlagenden Schweineherzen durchgeführt [Kloppe1999]. Hierbei wurde die Sensorfaser in das Lumen einer linksventrikulären Schrittmacherelektrode eingeführt und im koronarvenösen System platziert. Während der Versuche wurden das Ausgangssignal des faseroptischen Sensors sowie der Aortenfluss parallel aufgezeichnet. Dieser wurde mittels eines elektromagnetischen Flussmessers ermittelt, der direkt an der Aortenwurzel angebracht wurde. Zur Bestimmung der linksventrikulären Auswurfleistung (Schlagvolumen SV) wurde das Flussignal  $dQ/dt$  jeweils über einen Herzzyklus (HZ) integriert.

$$SV = \int_{HZ} \dot{Q} dt \quad (6)$$

Die Signalamplitude  $\Delta S$  des faseroptischen Sensors wurde durch Differenzbildung des Maximal- und Minimalwertes eines Schlasses bestimmt. Beide Größen wurden auf 1 normiert. Die Nachlast wurde im Bereich von 30 mmHg bis 80 mmHg variiert, um die Signale bei unterschiedlichen Auswurfleistungen aufzuzeichnen.

## ERGEBNISSE

Abb. 4 zeigt die grafische Darstellung der ermittelten Werte für das Schlagvolumen SV und die Signalamplitude des faseroptischen Sensors  $\Delta S$  bei verschiedenen Nachlasten. Es ist erkennbar, dass die beiden Größen linear voneinander abhängen. Dies bestätigt die Vermutung aus der theoretischen Betrachtung des Sensorsignals.

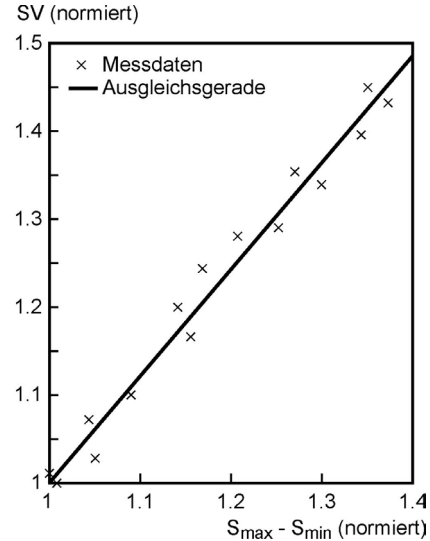


Abb. 4: Zusammenhang von SV und  $\Delta S$

## DISKUSSION

Sowohl in der theoretischen Betrachtung des faseroptischen Sensorsignals als auch in den Untersuchungen am isoliert schlagenden Schweineherzen hat sich gezeigt, dass das Signal mit der linksventrikulären Auswurfleistung korreliert ist. In folgenden Untersuchungen soll festgestellt werden, inwieweit sich der Sensor zur belastungsabhängigen Steuerung von Herzschrittmachern und zur automatischen Erkennung von Tachyarrhythmien eignet.

## LITERATURHINWEISE

[CIBA-GEIGY1990]

*Wissenschaftliche Tabellen Herz und Kreislauf*, Basel: CIBA-GEIGY, 1990

[Hoeland2000]

K. Hoeland et al., „Technische Analyse der faseroptischen Messung der Myokardkontraktion“, *Biomedizinische Technik*, vol. 45-1, pp. 288-289, 2000

[Kloppe1999]

A. Kloppe et al., „A new test device for cardiac stimulation and sensor technology“, *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 37-2, pp. 1/708–1/709, 1999



---

## **7 Postersession**

### **7.1 Modelling of corneal tissue at refractive interventions**

**K. P. Scherer, H. Guth, A. Hellmann, P. Stiller; Karlsruhe**

### **7.2 Einsatz der Optik-Simulation beim Virtuellen Auge**

**H. Guth, A. Hellmann, K. P. Scherer, P. Stiller; Karlsruhe**

# Modelling of corneal tissue at refractive interventions

K. P. Scherer, H. Guth, A. Hellmann, P. Stiller

Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Angewandte Informatik  
P.O. Box 3640, 76021 Karlsruhe

scherer@iai.fzk.de

## INTRODUCTION

The optical system of the human being is an ensemble of complex biological components, where the final aim of a *good vision* is given by an optimal co-operation of the special eye components. On the top level the system consists of cornea at the front, the anterior chamber, a lens system, the vitreous and the retina with „fovea centralis“ before processing in the brain ( fig 1).

The refractive behavior of the human eye is based primarily on the cornea with about 43 dpt. There are different aspects of modelling of the corneal behavior when any changes in tissue geometry like surgical acts.

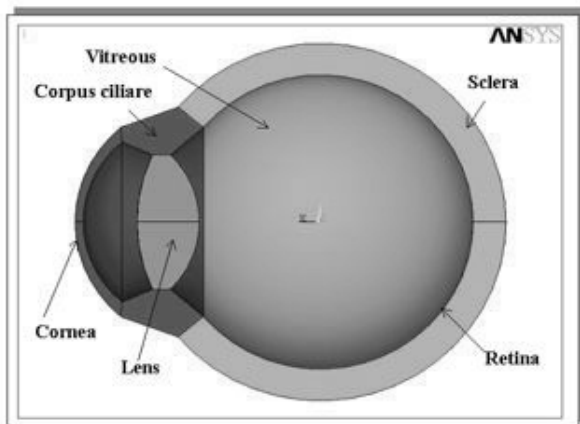


Figure 1: The „Gullstrand Eye“ model

## SURGICAL TECHNIQUES AND CONDITIONS

With refractive corneal surgery, the different physiological and pathological cases of myopia and hyperopia and other forms of corneal damage can be corrected. As state of the art there are different surgical techniques like photorefractive keratectomy (PRK), in situ keratomileusis (LASIK) and different incision techniques.

In all cases we have a partial distortion of the human tissue and a deformation of the anterior curvature of the cornea. This fact leads to a different optical refractive behavior, whereby the final aim is to control and to predict the surgical parameters to generate a sharp image of the real objects at the retina position.

## FEM MODELS IN THE BIOMECHANICS

In a first approach the human cornea is represented by a 3-D spherical shape of the Gullstrand eye with the limbus as regional boundary condition with zero displacement in all degrees of freedom. The 3-D spherical section is limited by areas of different radii with origin on the optical axis. This approach regards the different thickness of the cornea in the centre (about 0.55 mm) and near the limbus (about 0.75 mm). Because of patient related geometrical data, which results later from morphometric measurements, the solid modelling must be parameterised. So, a full automated generation of cornea solid geometry is performed, given by user specified global geometric parameters like thickness, diameter and radius of the inner and outer corneal curvature.

The second step for generating a FE-model is to develop useful net topology, adapted at the solid model [Scherer2001].

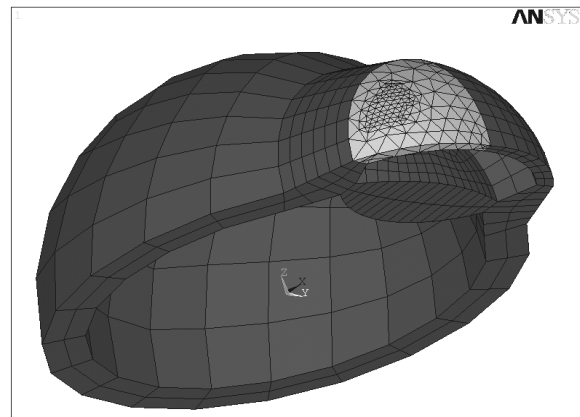


Figure 3: Mapped and free mesh for the eye solid

The real material parameters are very important for further simulations of the corneal tissue. So, a material dependent refinement of the cornea is useful and necessary. From biological point of view, there are different biological layers with different geometrical thickness parameters. Furthermore each layer consists of different material behaviour like E-modulus, Poisson ration and so on [Jue1986]. Additional to the one layer model, consisting of a unique material solid, a parameterised model of layer related composition seems necessary. Additionally to the given geometrical and material parameters, the number *n* of layers is specified. So, the different biological tissue composites can be

regarded in a very fine manner (epithelium, Bowman lamella, stroma, Descemet membrane and endothelium. But also within the stroma the keratocyte densities can be regarded as material with own characteristics.

### SURGICAL DEPENDENT FEM MODELS

For correction of different damages or emmetropia like myopia or hyperopia different surgical acts are considered. The photorefractive keratectomy (PRK) is based on change of the curvature of the outer corneal surface, whereby myopia correction is performed by more flatness in the central area around the optical axis. Furthermore hyperopia correction is corrected by extension of the gradient in the same area. So, the focus of the object rays, coming from pattern outside the eye can be moved on the optical axis to the retinal position.

When deforming the cornea by hyperopia based correction, very strong strain of the mesh nodes is possible, especially at the transition from the "old" tissue to the ablation state (fig. 3).

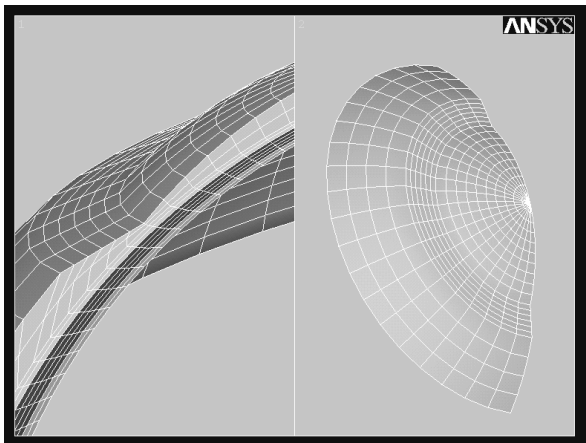


Figure 3: Mapped meshing after hyperopia correction

With LASIK method both myopia and hyperopia effects can be corrected in a special bandwidth of dioptries. The top layer of the cornea is modelled as a flap, and so the laser acts inside the stroma bed, which is an advantage for health generation no distortion of the Bowman lamella. The simulation itself is performed for the second layer.

### SOLUTION PROCESSING

For FEM analysis we used in a first approach elastic material properties with parameterised inputs. Radial symmetric intraocular pressure (IOP) as surface load on the inner endothelium area of the cornea leads to a deformation of the inner layer nodes. By node connecting with other of the next layer and the specific layer dependent material properties the node stress strain is continued at the next layer and so on. The input of the optical simulation must be the outer deformation because of refractive indices for the different surfaces.

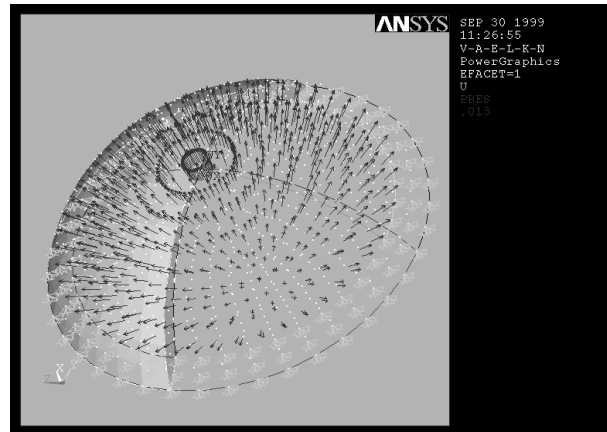


Figure 4: Intraocular pressure as surface load

### CONCLUSION

The relationship between geometry, material and loaded human cornea data are important for the FEM simulations of the 3-D corneal tissue behaviour. In combination with optical simulations postoperative results concerning visus are expected. Basic results concern the qualitative behaviour of corneal tissue regarding different constraints. For elastic material properties any deformation simulations for different surgery types (PRK, LASIK) could be performed. The FEM simulations refer to a parameterised solid and net modelling and regards also an n layered biological tissue. The advantage of simulation and modelling the surgical acts are the possibility of reiteration, the parameterisation and the prediction without training at real patients. But results must be validated by clinical proofs.

### REFERENCES

- [Hjortdal1996]  
Hjortdal Jo. Regional elastic performance of the cornea, *J. Biomechanics*, 1996.
- [Jue1986]  
B. Jue, D. Maurice, The mechanical properties of the rabbit and human cornea, *J. Biomechanics, Stanford, USA, 1986.*
- [Scherer2001]  
K.P. Scherer, H. Eggert, H. Guth, P. Stiller, Application of simulation techniques in human eye corneal surgery, *13th International Conference of the Society for Medical Innovation and Technology, SMIT @ CARS, Berlin, June 27.-30. 2001.*

# Einsatz der Optik-Simulation beim Virtuellen Auge

H. Guth, A. Hellmann, K.P. Scherer, P. Stiller

Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Angewandte Informatik  
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

guth@iai.fzk.de

## EINLEITUNG

Im Rahmen einer Industriekooperation wird im Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe das System „Virtuelles Auge“ entwickelt. Auf der Basis gekoppelter Biomechanik- und Optik-Simulationen soll mit dem System das postoperative patientenspezifische Gewebeverhalten des menschlichen Auges bei chirurgischen Eingriffen vorher berechnet werden.

In diesem Beitrag sollen die Möglichkeiten der optischen Modellierung und Simulation kurz dargestellt werden.

Grundlage für die Modellierung des virtuellen Auges ist das von A. Gullstrand schon 1909 vorgeschlagene Modell des menschlichen Auges [Gullstrand1909] mit den Komponenten: homogene Cornea, vordere Augenkammer, Irisblende, homogene Linse in vordere und hintere Linsenschale eingebettet, homogener Glaskörper und Netzhaut.

Zur Simulation des Auges werden Verfahren aus der Freistrahloptik eingesetzt.

## OPTISCHE ABBILDUNG UND SCHÄRFE

Eine Möglichkeit, die optischen Eigenschaften eines virtuellen Auges zu untersuchen, ist die optische Abbildung eines Objektes auf die Netzhaut. Dabei wird ein von jedem Objektpunkt ausgehendes homozentrisches Strahlenbündel so gebrochen, dass sich die Strahlen wieder zu einem Bündel zusammenfinden und sich idealerweise in einem Bildpunkt treffen, wie in **Abb. 1** dargestellt. Sind die Parameter Objekt-Abstand, Bild-Abstand und Brechkraft des Auges richtig eingestellt, so entsteht auf der Netzhaut ein scharfes Abbild.

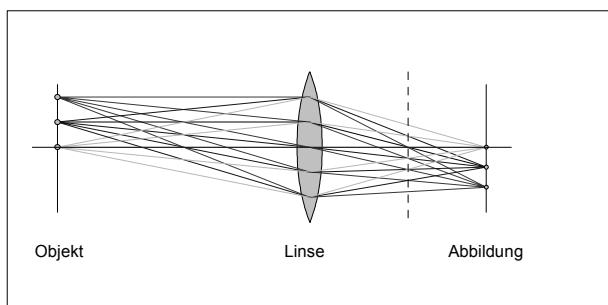


Abb. 1: Schematische Darstellung der optischen Abbildung.

In der Simulation kann eine Reihe von Abbildungen berechnet werden, bei denen der Objektabstand verändert wird. Diese Ergebnisse kann man visuell inspizieren oder mit Bildverarbeitungsmethoden weiter analysieren [Guth1995]. Mit Hilfe eines Filters, der den Kontrast benachbarter Pixel innerhalb eines Bildes ermittelt, kann für jede Abbildung ein Schärfe-Wert berechnet werden. Der Verlauf dieser Werte kann in einer Grafik dargestellt werden.

Damit erhält man ein objektives Maß, mit dem die simulierten Bilder auf der Retina hinsichtlich ihrer Schärfe abhängig vom Objektabstand beurteilt werden können. Insbesondere ist es möglich, den Ort der maximalen Schärfe zu bestimmen.

## ABERROSKOPIE

Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der optischen Eigenschaften des virtuellen Auges könnte neben der optischen Abbildung eines Objektmusters der Einsatz aberroskopischer Methoden sein.

Dabei werden zur Analyse der optischen Eigenschaften des Auges aberroskopische Bilder durch einen speziellen Strahlengang auf der Netzhaut erzeugt. Basierend auf dem von Tscherning schon 1894 publizierten Aberroskop [Tscherning1994] können Bilder simuliert werden, die eine objektive und physiologisch relevante Bewertung des gesamten optischen Apparates Auge zulassen. Unter anderem werden mit diesem Verfahren an der Augenklinik des Klinikums der Technischen Universität Dresden die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges bestimmt [Mierdel1997], die als Grundlage für LASIK-Operationen dienen. Als ähnliches Verfahren ist die Aberroskopie nach Hartmann-Shack zu nennen [Liang1997].

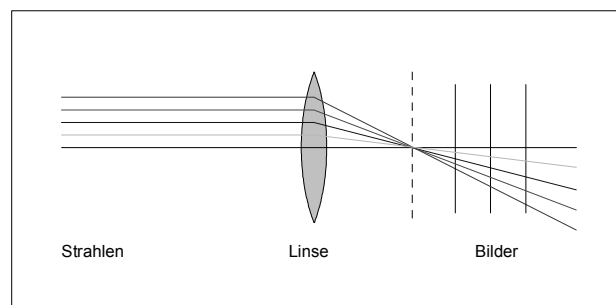


Abb. 2: Schematische Darstellung des aberroskopischen Strahlengangs nach Tscherning.

Wie bei der optischen Abbildung sind auch hier alle refraktiven Komponenten bei der Erstellung eines Bildes auf der Netzhaut beteiligt. Im Gegensatz zur optischen Abbildung, bei der jeweils die gesamte Oberfläche der Komponenten integrierend zur Abbildung eines einzelnen Punktes auf der Netzhaut beiträgt, sind beim Aberroskop nur die vom Strahl berührten Flächenteile der Komponenten am Zustandekommen eines Punktes beteiligt. Die einzelnen achsenparallel ausgesandten Strahlen (**Abb. 2**) sind in einem quadratischen Raster angeordnet, das von der Dimension und der Strahlanzahl der Apertur des jeweiligen optischen Systems angepasst ist. Die Strahlen erzeugen ein Muster, das auf einer Fläche in beliebiger Entfernung beobachtet werden kann, da keine optische Abbildung stattfindet.

Für das Auge bedeutet dies, dass jeder Strahl entsprechend seiner lokalen Position vom jeweiligen refraktiven Medium gebrochen wird und auf der Retina einen Lichtfleck erzeugt. Das Muster der Lichtpunkte kann analysiert werden und gibt Aufschluss über die optischen Eigenschaften des Auges.

## ERGEBNISSE

Auf der Basis der oben beschriebenen Berechnungen wurde ein reales Patientenaugen simuliert, für das die Diagnose Keratokonus lautete (spezielle Verkrümmung der Hornhaut). Es wurden die Geometrien der vorderen und hinteren Hornhautflächen vermessen und an diese Daten per Least-Squares-Verfahren die Koeffizienten eines Polynoms 6. Ordnung angepasst.

Die Daten der Hornhautflächen wurden in das Modell des Gullstrandauges integriert und für die Simulation der optischen Abbildung und der Aberroskopie benutzt.

Bei der in **Abb. 3** dargestellten Simulation des Abbildungsverhaltens in Abhängigkeit vom Objekt-Abstand sind deutlich die stäbchenförmigen Verzerrungen der abgebildeten Punkte zu sehen, deren Richtungen, ähnlich wie bei Astigmatismus, am Anfang bzw. Ende der Serie vertikal zueinander sind. Im Gegensatz zum Astigmatismus sind jedoch in den Positionen dazwischen Punkte mit Fähnchen in beide Richtungen vorhanden.

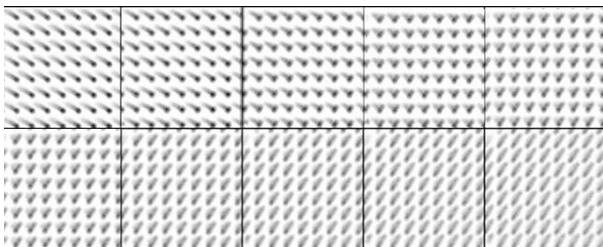


Abb. 3: Simulationsserie der optischen Abbildung bei Änderung des Objektabstandes.

Bei der Simulation der Aberroskopie nach Tscherning, deren Ergebnis in **Abb. 4** (linkes Bild) dargestellt wird, ist deutlich die Verschiebung des auf der Retina erzeugten Musters im Vergleich zum rechten

Bild zu erkennen. Als Ursache für die Verschiebung kommt nur die Form der Cornea in Betracht, da die restlichen refraktiv wirksamen Flächen identisch sind. Durch die Auswertung der Abweichung der Punkte von ihrer „Sollposition“ könnten Rückschlüsse auf die Verformung der Cornea gezogen und Parameter für einen refraktiven Eingriff gewonnen werden.

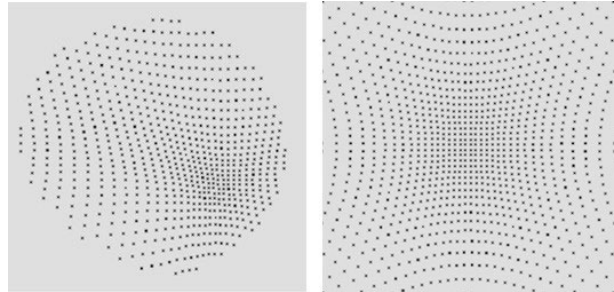


Abb. 4: Simulation der Aberroskopie nach Tscherning. Links ist das Simulationsergebnis mit Patientencornea dargestellt, rechts das Ergebnis für das Gullstrandauge (die kissenförmigen Verzeichnungen sind durch die vereinfachte sphärische Beschreibung aller refraktiven Flächen bedingt).

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Wie gezeigt wurde, sind die angewandten Methoden geeignet, das Sehverhalten des menschlichen Auges mit den dargestellten Methoden zu simulieren. Da es auch möglich ist, Ergebnisse aus der Biomechanik-Simulation des Systems „Virtuelles Auge“ als Eingangsgrößen zu benutzen, kann man den Einfluss des Gewebeverhaltens auf die optischen Eigenschaften nach simulierten refraktiven Eingriffen beurteilen.

## LITERATURHINWEISE

[Gullstrand1909]

A. Gullstrand, „Handbuch der physiologischen Optik“ 3. Aufl. Vol.1, L. Voss, Hamburg Leipzig 1909.

[Guth1995]

H. Guth, A. Hellmann, „Zweidimensionale Vermessung von Mikrostrukturen mit bildanalytischen Methoden“ in Proc. 4. Zwickauer Automatisierungsforum – Automatisierung, Mikrosystemtechnik, Qualitätsmanagement., Zwickau, 1995.

[Liang1997]

J. Liang, D.R. Williams, „Aberrations and retinal image quality of the normal human eye“, *J. Opt. Soc. Am. A* Vol 14 No 11, p 2873, 1997.

[Mierdel1997]

P. Mierdel, H.-E. Krinke, W. Wiegand, M. Kaemmerer, T. Seiler, „Messplatz zur Bestimmung der monochromatischen Aberration des menschlichen Auges“, *Der Ophthalmologe* Vol 94, p 441, 1997.

[Tscherning1894]

M. Tscherning, „Die monochromatische Aberration des menschlichen Auges“, *Z. Psychol. Sinne* Vol 6, p 456, 1894.





# Autorenverzeichnis

<b>Autor</b>	<b>Seitenzahl</b>	<b>Autor</b>	<b>Seitenzahl</b>
D. Abel	48	B. P. Lampe	46
R. Abel	20	A. Lehmann	16
		T. Loose	20
S. Beck	16		
M. Börner	24, 26	M. Mark	30
R. Boesecke	32	R. Marmulla	32
G. Bretthauer	20	J. Martin	16
R. Burgkart	36, 40	R. Mikut	16, 20
		U. Moissl	2
J. Dieterle	20	D. Mucha	2
F. Dietz	48	A. Mügge	50
O. Dössel	4	S. Müller	50
G. Eggers	32	T. Obst	36
D. Engel	32		
		B. Pohl	46
S. Fath	2		
M. Frey	36, 38, 40	J. Raczkowski	32
R. Friedrich	46	M. Reischl	16
T. Fuhr	8, 18	R. Riener	8, 18, 36, 38, 40
		E. Ruckhäberle	36
H. J. Gerner	20	R. Rupp	20
M. Götz	28		
H. Guth	54, 56	B. Sae-Kee	40
B. Gutmann	28, 30	M. Schablowski	20
		K. P. Scherer	54, 56
N. Haberland	24, 26	A. Schloßer	48
S. Hassfeld	32	J. Schlurmann	38
A. Hellmann	54, 56	G. Schmidt	8, 18
M. Hexamer	42	J. Schneider	18
R. Hofmockel	46	S. Schulz	16
J. Hoogen	38	O. Simanski	46
		P. Stiller	54, 56
R. Isermann	2	N. O'Sullivan	32
R. Kähler	46	J. P. Thiele	4
R. de Klerk	28		
A. Kloppe	50	P. Wabel	2
W. Korb	32	J. Werner	42, 50