

**9. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
29. bis 30. Oktober 2010 in
Zürich**



**„Positionsregelung der oberen Extremitäten mittels
Elektrostimulation“**

Christian Klauer, Thomas Schauer, Jörg Raisch
Fachgebiet Regelungssysteme, TU Berlin, Berlin, Deutschland
E-Mail: klauer@control.tu-berlin.de

Jörg Raisch
Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme, Magdeburg, Deutschland

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 279 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 9. Workshop, Tagungsband“
Editors: Robert Riener, Heike Vallery, Serge Pfeifer
ISBN: 978-3-18-327917-3
Pages: 45-46

Positionsregelung der oberen Extremitäten mittels Elektrostimulation

Christian Klauer¹, Thomas Schauer¹, Jörg Raisch^{1,2}

¹Fachgebiet Regelungssysteme, Technische Universität Berlin

²Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme, Magdeburg

Kontakt: klauer@control.tu-berlin.de

Einleitung

Seit langem besteht die Möglichkeit Bewegungen durch elektrische Stimulation von Muskeln zu erzeugen. Eine Regelung der Stimulation ist notwendig um gewünschte komplexe Bewegungsabläufe exakt realisieren zu können.

In diesem Artikel wird eine hochdynamische Positionsregelung für eine Arm-Neuroprothese mit passiver Gewichtskraftkompensation welche im EU-Projekt MUNDUS entwickelt werden soll, vorgestellt. Um Bewegungen der Hand in einer horizontalen Ebene zu generieren (zwei Freiheitsgrade), werden Innen- und Außenrotatoren der Schulter sowie Beuger und Strecker des Ellbogens stimuliert.

Die größte Herausforderung stellen die hochgradig unsicheren Parameter des Muskelmodells dar: Die Rekrutementfunktion – eine Eingangskennlinie im Modell eines antagonistischen Muskelpaars – ist stark nichtlinear und enthält eine Totzone um den Ursprung. Aufgrund der Gravitationskompensation müssen vom Muskel nur kleine Kräfte zur Einleitung einer Bewegung erzeugt werden. Das bedeutet allerdings weiterhin, dass die Regelung im Bereich der Totzone, deren Breite nicht exakt bekannt und zeitlich veränderlich ist, stattfindet.

In diesem Beitrag wird nachfolgend eine Kaskadenregelung vorgestellt, die auf der untersten Ebene Beschleunigungen zurückkoppelt, um u.a. Effekte einer nicht perfekten Kompensation der Totzone schnell auszuregeln.

Methoden

Versuchsaufbau, Sensoren, Aktuatoren und Modell

Abb. 2 stellt den vorläufigen Versuchsaufbau zur Entwicklung und Validierung der Regelungskonzepte dar.

Zur Echtzeit-Bewegungsmessung wurde eine Kombination aus Inertialsensoren und einem 3D-Marker Positionsmesssystem verwendet. Hierdurch ist eine Rekonstruktion aller kinematischen Größen der Armbewegung (Winkelbeschleunigungen, Winkelgeschwindigkeiten und Positionen) durch Sensorfusion möglich, wobei ein kinematisches Modell des Arms und ein Filter zur Beobachtung der Winkelgeschwindigkeiten verwendet wurde. Bewegungen wurden durch Elektrostimulation mit einer Frequenz von 50 Hz erzeugt. Zum Regelentwurf wurde ein nichtlineares Mehrgrößenmodell bestehend aus den Bewegungsgleichungen des Arms und den Modellen der vier involvierten Muskeln (nach Hill [1]) abgeleitet.

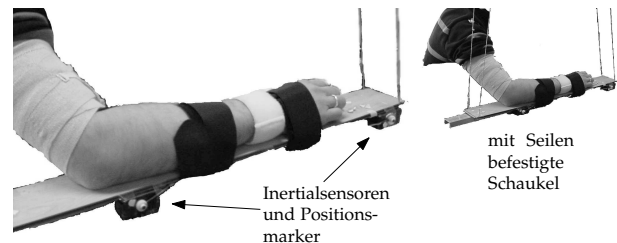


Abb. 2: Versuchsaufbau: Zur Gravitationskompensation ist der Arm auf einer Schaukel befestigt, die gleichzeitig den Vorderarm in einer horizontalen Ebene fixiert.

Kaskadenregelung

Die verschiedenen kinematischen Größen der Bewegung haben dominierende Anteile in verschiedenen Frequenzbereichen. Beispielsweise befinden sich in Beschleunigungssignalen tendenziell höhere und in Positionssignalen eher niedrigere Frequenzanteile. Um für die Regelung das gesamte Spektrum nutzen zu können und dadurch eine bessere Regelgüte als mit einer reinen Positionsrückführung zu erhalten, wurde eine Kaskadenregelung (siehe Abb. 1) eingesetzt, in der alle messbaren Informationen zurückgeführt werden.

Folgende Stufen werden verwendet: Auf der untersten Ebene wird eine Linearisierung und Entkopplung des biomechanischen Mehrgrößenmodells durchgeführt, was auch eine Umschaltung zwischen Für- und Gegenspieler der antagonistischen Muskelpaare beinhaltet. In darüberliegenden Ebenen der Kaskadenregelung werden die Gelenke separat behandelt (SISO Entwurf). Fehler, die durch eine ungenaue Modellierung – insbesondere der Muskelkennlinien – zustande kommen, werden durch den nächsthöheren Beschleunigungsregler kompensiert, welcher aus zwei Freiheitsgraden besteht: Einer Steuerung (Modellinversion) und einer Rückkopplungsschleife. Idealerweise sind Referenz und Systemausgang bis auf eine Verzögerung von einem Abtastzeitschritt identisch. Um das fünfmal höher abgetastete Sensorsignal auszunutzen, wird eine Mehrraten-Regelung eingesetzt. Zur weiteren Unterdrückung von Störungen werden auf den äußeren Stufen der Kaskadenregelung ein Geschwindigkeits- und ein Positionsregler verwendet. Für den Fall, dass wiederholte Bewegungen ausgeführt werden, besteht optional die Möglichkeit, eine iterativ lernende Regelung (ILR) einzusetzen [2]. Mit dieser Methode ist es möglich, nach jedem Bewegungsdurchlauf die zugehörige Referenztrajektorie für das geregelte System offline zu optimieren.

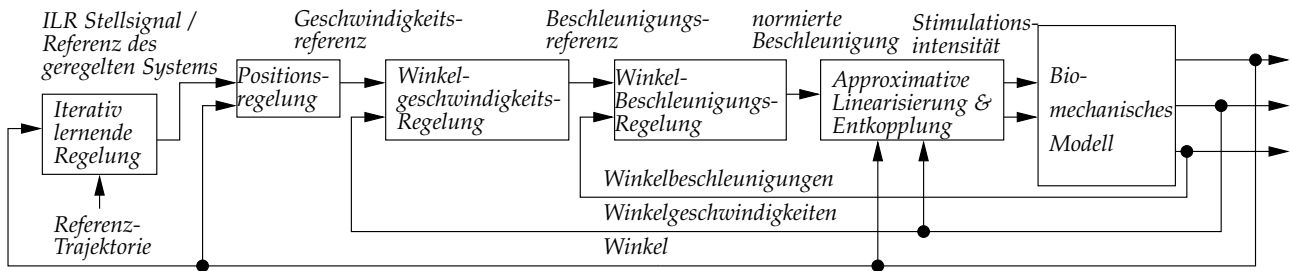


Abb. 1: Regelungsstruktur in Form einer Kaskadenregelung: Linearisierender Regler mit Entkopplung auf der untersten Ebene; auf höheren Ebenen: Beschleunigungs-, Geschwindigkeits- und Positionsregelung; auf der höchsten Ebene (optional für wiederkehrende Bewegungen): Iterativ lernende Regelung

Sowohl der Regler als auch die Filter zur Sensorfusion wurden auf einem PC unter dem Linux Echtzeitbetriebssystem RTAI implementiert.

Ergebnisse

In Abb. 3 ist ein Experiment mit einem neurologisch gesunden Patienten dargestellt, bei dem das Ellbogengelenk geregelt wurde. Während dieses Experiments war die ILR nicht aktiv. Zusätzlich ist in Abb. 4 eine Simulation mit aktiver ILR für den Mehrgrößenfall – Schulter und Ellbogenbewegungen sind möglich – gezeigt. Die Aufgabe bestand darin, das distale Ende des Vorderarms wiederholt auf einer Kreistrajektorie innerhalb von drei Sekunden zu bewegen. Die Tatsache, dass der Arm dabei fast vollständig ausgestreckt ist, macht diese Aufgabe sehr schwierig, da schon kleine Abweichungen in den Gelenkwinkeln zu großen Positionsabweichungen führen.

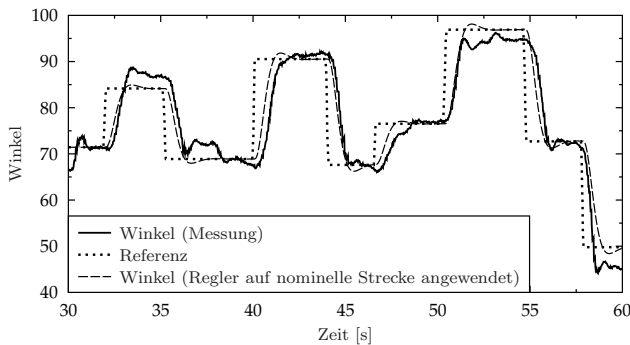


Abb. 3: Positionsregelung des Ellbogengelenks

Diskussion

Es wurde gezeigt, dass die Positionsregelung mit Anstiegszeiten von weniger als 0.5s sehr schnell ist und gut mit dem gewünschtem Verhalten übereinstimmt. Trotz Regelung verbleibende Abweichungen können bei wiederkehrenden Bewegungsabläufen durch den Einsatz einer ILR weiter verringert werden.

Da die experimentellen Ergebnisse mit den erwarteten übereinstimmen, wurde gezeigt, dass diese Regelungs-

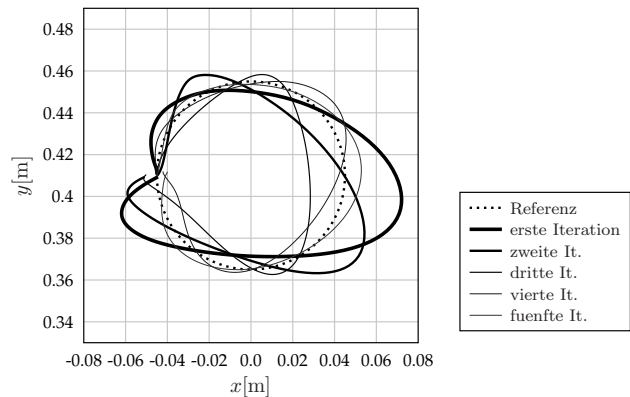


Abb. 4: Simulative Ergebnisse der ersten fünf Kreisbewegungen für den Mehrgrößenfall einer iterativ lernenden Regelung; gezeigt ist die Position des Handgelenks

struktur für die Positionsregelung menschlicher Gelenke verwendet werden kann. Vor allem der Beschleunigungsregler ermöglicht sehr schnelle Bewegungen. Experimente für den Mehrgrößenfall werden durchgeführt, sobald geeignete Patienten zur Verfügung stehen. Die größten – bereits gelösten – Schwierigkeiten sind jedoch nicht in der Mehrgrößenregelung zu erwarten, was auch Simulationen zeigen, sondern vielmehr im nichtdeterministischen Muskelverhalten, wobei das Umschalten zwischen Für- und Gegenspieler am kritischsten ist, da hier im Bereich einer Totzone geregelt wird. Weiterhin erwies sich die ILR als erfolgversprechende Methode noch bestehende Abweichungen zu reduzieren. Das Regelungssystem wird auf mehr Freiheitsgrade erweitert, sobald ein Exoskelett zur Gewichtskompensation im Projekt MUNDUS zur Verfügung steht.

Literatur

- [1] HILL, A. V.: *First and last experiments in muscle mechanics*. Cambridge UP, 1970
- [2] BRISTOW, D. A. ; THARAYIL, M. ; ALLEYNE, A. G.: A survey of iterative learning control. In: *IEEE control systems magazine* 26 (2006), Nr. 3, S. 96–114