

**5. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
15.-16. Oktober 2004 in
Saarbrücken**



„Geregelte Elektrostimulationsergometrie bei Schlaganfall“

R. C. Salbert, N.-O. Negård, T. Schauer, J. Raisch
Fachgruppe "System- und Regelungstheorie", Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer
technischer Systeme, Magdeburg, Deutschland
E-Mail: schauer@mpi-magdeburg.mpg.de

R. C. Salbert, N.-O. Negård, J. Raisch
Lehrstuhl für Systemtheorie technischer Prozesse, Otto-von-Guericke Universität,
Magdeburg, Deutschland

P. W. Schönle, V. Engler
Median-Klinik NRZ Magdeburg, Magdeburg, Deutschland

Band: „Tagungsband, Automed 2004“
Editors: W. I. Steudel
ISBN: 3-00-013509-X
Pages: 93-94

Geregelte Elektrostimulationsergometrie bei Schlaganfall

R. C. SALBERT^{1,2}, T. SCHAUER¹, N.-O. NEGÅRD^{1,2}, J. RAISCH^{1,2},
P. W. SCHÖNLE³, V. ENGLER³

¹ Fachgruppe "System- und Regelungstheorie", Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme
Sandtorstraße 1, 39106 Magdeburg

² Lehrstuhl für Systemtheorie technischer Prozesse, Otto-von-Guericke Universität
Postfach 4120, 39016 Magdeburg

³ Median-Klinik NRZ Magdeburg,
Gustav-Ricker-Straße 4, 39120 Magdeburg

E-Mail: schauer@mpi-magdeburg.mpg.de

EINLEITUNG

Für die motorische Rehabilitation von halbseitig gelähmten (hemiparetischen) Patienten (z. B. nach einem Schlaganfall) wurde ein kommerzielles Fahrradergometer mit Hilfsmotor so weiterentwickelt, dass das motorische Defizit der gelähmten unteren Extremität beim Treten durch elektrische Nervenstimulation der Muskulatur kompensiert werden kann.

Für Paraplegiker entwickelte kommerzielle Ergometer (*Ergys2* (Therapeutic Alliances Inc.) und *Stim Master Galaxy* (Electrologic of America StimMaster Inc.)) mit Elektrostimulation (ES) besitzen ein Schwungrad, um Totpunkte im Kurbelmoment zu überwinden. Die Trittschwindigkeit und damit Leistung wird über die Stimulation der Muskeln geregelt. Dabei können jedoch keine Geschwindigkeiten kleiner als 35 U/min realisiert werden. Die Verwendung eines Hilfsmotors hingegen ermöglicht ein isokinetisches Training, auch bei kleineren Geschwindigkeiten, was besonders für Patienten mit ausgeprägter Spastik von Vorteil ist.

Im Gegensatz zum ES-Fahrradfahren von komplett querschnittgelähmten Patienten werden an die Regelung der Stimulationsintensitäten bei vorhandener Restwillkürmotorik andere Ansprüche gestellt. So ist die Interaktion von Fahrer und Ergometer über das nicht betroffene Bein bei der Anpassung der Stimulationsintensitäten zu berücksichtigen. Die Erfassung des vom gesunden Bein eingebrachten Antriebsmoments und dessen Verwendung als Vorgabe für das gelähmte Bein stellen einen möglichen Ansatz dar. Zur Realisierung des gewünschten Moments durch das betroffene Bein wurde im Rahmen dieser Arbeit eine iterative Regelung entwickelt, welche die Stimulationsintensität von Tretzyklus zu Tretzyklus gezielt verändert. Die Aktivitäten der Beine wurden anhand des Motorstromes bewertet.

Erste experimentelle Untersuchungen mit dem entwickelten System werden vorgestellt.

METHODIK

Für die Untersuchungen wurden das Ergometer *THERA-vital* der medica Medizintechnik GmbH und der 8-Kanalstimulator *MicroStim8* der Krauth + Timmermann GmbH eingesetzt. Beide Medizintechnikprodukte verfügen über eine serielle Schnittstelle, welche über die in

Matlab/SimulinkTM implementierte Regelung unter Linux in weicher Echtzeit (Abtastzeit von 50ms) angesteuert wird. Der Patient kann in einem Stuhl oder in seinem Rollstuhl vor dem Ergometer sitzen, wobei die Beine in der sagittalen Ebene durch Orthesen stabilisiert werden. Das Ergometer erkennt des Weiteren unerwünschte spastische Reaktionen, die zu einer automatischen Abschaltung des Motors führen.

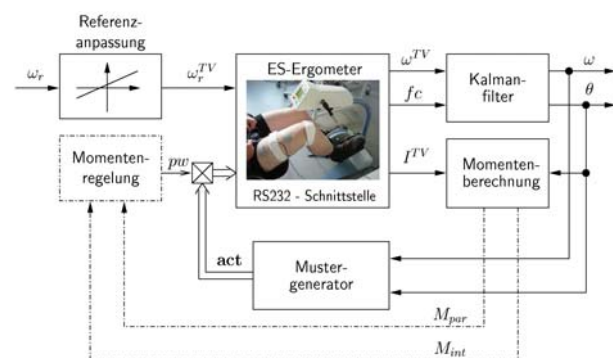


Abb. 1: Regelungsstrategie

Abb. 1 zeigt das Blockschaltbild der Regelung. Über den Mustergenerator wird die Stimulation der betroffenen Muskelgruppen (Kniestecker und -beuger) in Abhängigkeit vom Kurbelwinkel θ und der Trittschwindigkeit ω ein- und ausgeschaltet [Hunt2004]. Der Vektor **act** beinhaltet die binären Informationen über die Aktivierung der zu stimulierenden Muskelgruppen und wird mit der für alle Muskeln einheitlichen Pulsbreite pw multipliziert. Stimulationsfrequenz und Stromstärken werden für die einzelnen Muskeln fixiert.

Kurbelwinkel und Trittschwindigkeit müssen aus den Ergometersignalen (lineares verrauschtes Abbild ω^{TV} der Geschwindigkeit ω , ereignisdiskretes Signal $f_c \in \{0,1\}$ beim Überschreiten von 6 nicht-äquidistanten Kurbelpositionen) mittels eines erweiterten Kalman-Filters geschätzt werden.

Die Trittschwindigkeit kann durch die interne Geschwindigkeitsregelung des Ergometers im Bereich von 5 - 60 U/min konstant gehalten werden, wobei eine Anpassung der internen Referenz ω_r^{TV} an die wahre Referenz ω_r notwendig ist. Bei konstanter Geschwindigkeit kann folgende Momentenbilanz angenommen werden,

$$M_M(I^{TV}) + M_P + M_A = 0,$$

wobei M_M das Motormoment, M_P das passive Moment (Reibung, Gravitation u.s.w.) und M_A das aktive Antriebsmoment der Beinmuskulatur ist. Zur Bestimmung der linearen Kennlinie zwischen Motormoment und bekanntem Motorstrom I^{TV} wurden für verschiedene konstante Geschwindigkeiten bekannte Gewichte mit der Tretkurbel gehoben und gesenkt.

Um eine Aussage über das aktive Moment M_A treffen zu können, wird für eine vorgegebene Trittschwindigkeit bei rein passivem Antrieb (nur Motor) zunächst das dem passiven Moment entsprechende Motormoment aufgenommen. Dieses wird anschließend mittels Splines als Funktion des Kurbelwinkels angenähert. Folglich ergibt sich das aktive Moment durch

$$M_A = M_M(I^{TV}) - M_P(\theta).$$

Anhand dieses Moments kann man nun Aussagen über die Aktivität des gesunden und kranken Beines bei Hemiparetikern treffen. Dabei wird angenommen, dass vorwiegend die Kniestreckler zum Antrieb beitragen. Der Kurbelwinkelbereich wird in je zwei 180 Grad große Teile aufgeteilt, wobei jeder genau den Bereich der Kniestreckung für ein Bein beinhaltet. Eine Mittelung des aktiven Antriebsmoments über jeden Bereich liefern dann die mittleren aktiven Antriebsmomente M_{par} und M_{int} für das gelähmte und intakte Bein.

Um dem Patienten die eigenständige Steuerung der Elektrostimulation für das gelähmte Bein zu ermöglichen, wurde eine iterative Regelung implementiert. Diese passt von Tretzyklus zu Tretzyklus (nach Null-Grad-Winkelübergängen) die Stimulationsintensität pw für die betroffenen Muskeln so an, dass mit dem betroffenen Bein die Vorgabe M_{int} des gesunden Beines erfüllt wird. Das Regelgesetz lautet

$$\begin{aligned} pw_{fb}(k) &= pw_{fb}(k-1) + k_i(M_{int}(k) - M_{par}(k)) \\ pw_{ff}(k) &= (pw_{sat} - pw_{thr}) / M_{par/sat} \cdot M_{int} + pw_{thr} \\ pw(k) &= pw_{fb}(k) + pw_{ff}(k), \end{aligned}$$

wobei k_i die Integratorverstärkung ist. Die Pulsbreite ist auf den Bereich $pw_{thr} \leq pw \leq pw_{sat}$ beschränkt. Hierbei sind pw_{thr} und pw_{sat} die Aktivierungsschwelle und Sättigung der Pulsbreite in Bezug auf Muskelfaserrekrutierung. Für den Integrator wurden Anti-Reset-Windup Maßnahmen implementiert. Das der Pulsbreite pw_{sat} zugehörige Moment $M_{par/sat}$ des paretischen Beines wird einmalig experimentell bestimmt.

ERGEBNISSE

Abb 2. zeigt für einen neurologisch intakten Probanden das Ergebnis der Regelung. Die Stimulation des Kniestreckers des rechten Beines wurde dabei durch Willküraktivität des linken Beines im Bereich von 15 s

bis 43 s moduliert. Im oberen Teil der Abbildung sind die beiden gemittelten Momente M_{int} und M_{par} für das linke und das rechte Bein als auch die Pulsbreite zu sehen. Der untere Teil der Abbildung zeigt für den 19-ten Tretzyklus exemplarisch das aktive Moment und die Trittschwindigkeit als Funktion des Kurbelwinkels. Des Weiteren sind Stimulationsbereich, und die Winkelbereiche zur Berechnung von M_{int} und M_{par} hervorgehoben.

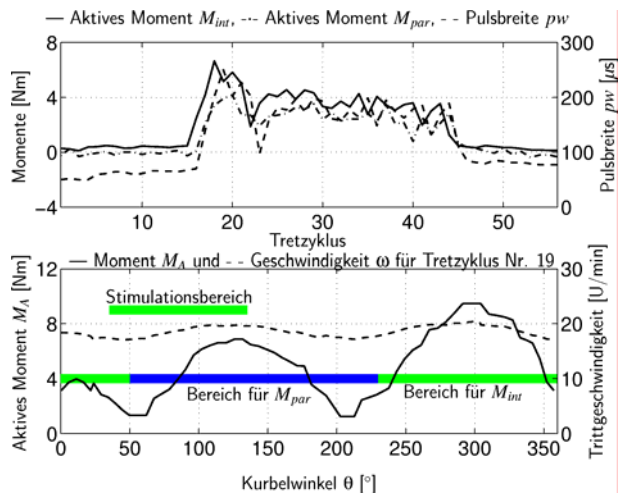


Abb. 2: Regelungsergebnisse

DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN

Mit dem vorgestellten Regelungskonzept kann die vorhandene Willküraktivität bei inkompletten halbseitigen Lähmungen zur Anpassung der Stimulationsintensität auf der gelähmten Seite verwendet werden. Der beschriebene Ansatz setzt ein isometrisches Training voraus, welches mit dem verwendeten Ergometer realisiert wird. Die ersten positiven Erfahrungen mit neurologisch intakten Probanden sind durch experimentelle Untersuchungen mit Hemiparetikern zu bestätigen.

Danksagung

Dieses Projekt wurde im Rahmen des InnoRegio Netzwerkes InnoMed vom Bundesministerium für Bildung und Forschung und von der Hasomed GmbH, Magdeburg, unterstützt.

LITERATUR

[Hunt2004]

K. J. Hunt, B. Stone, N.-O. Negård, T. Schauer, M. H. Fraser, A. J. Cathcart, C. Ferrario, S. Grant, S. A. Ward, "Control Strategies for Integration of Electrical Motor Assist and Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Cycling: Utility for Exercise Testing and Mobile Cycling", *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* Vol 12, p 89-101, 2004