

**3. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
17.-18. September 2001 in
Bochum**



**„Regelung der Trittggeschwindigkeit beim
Liegedreiradfahren von Querschnittgelähmten“**

T. Schauer, K. J. Hunt, N.-O. Negård
Centre for Systems and Control, University of Glasgow, Schottland
E-Mail: tschauer@mech.gla.ac.uk

M. H. Fraser, W. Stewart
National Spinal Injuries Unit, Southern General Hospital, Schottland

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 52-53

Regelung der Trittschwindigkeit beim Liegedreiradfahren von Querschnittgelähmten

T. Schauer¹, K. J. Hunt¹, N.-O. Negård¹, M. H. Fraser², W. Stewart²
¹Centre for Systems and Control, University of Glasgow, Schottland
²National Spinal Injuries Unit, Southern General Hospital, Schottland
 E-Mail: tschauer@mech.gla.ac.uk

EINLEITUNG

Im Rahmen der vorgestellten Studie wurde eine neue Methode zur Regelung der Trittschwindigkeit beim Liegedreiradfahren von Querschnittgelähmten mittels Funktioneller Elektrischer Stimulation (FES) entwickelt und getestet. Der neue Ansatz beruht auf dynamischen Modellen, die den Zusammenhang zwischen Muskelstimulation und Geschwindigkeit beschreiben. Die identifizierten Modelle werden in einem analytischen Reglerentwurf verwendet. Experimentelle Ergebnisse mit querschnittgelähmten Probanden demonstrieren die Eignung des Ansatzes für die Folgeregelung beliebiger Geschwindigkeitsprofile und Unterdrückung externer sowie interner Störungen. Eine akkurate Regelung der Trittschwindigkeit ist bedeutend im Rahmen von Studien zur Untersuchung der therapeutischen und medizinischen Auswirkungen von FES-Dreiradfahren sowie zum Beobachten von Trainingseffekten. Hierfür sind Messungen mit gleichbleibender Belastung erforderlich, welche bei unveränderlichem mechanischen Widerstand einer konstanten Trittschwindigkeit entspricht. Regelmäßiges FES-Fahrradfahren bringt potenzielle Vorteile mit sich, wie verbesserte Muskelmasse und -kraft, vergrößerter Bewegungsbereich der Gelenke und verbesserte kardiopulmonale Kondition [1].

MATERIALIEN UND METHODEN

Ein kommerziell erhältliches Liegedreirad wurde für diese Studie modifiziert, um es zum FES-Fahrradfahren verwenden zu können. Das Dreirad ist mit einem absoluten Drehgeber ausgestattet, welcher durch eine Kette angetrieben wird, die mit einem zusätzlichen linken Kettenblatt verbunden ist (s. Abb. 1).



Abbildung 6: Fußgelenkorthose und Drehgeber

Dieser Aufbau erlaubt die Messung des Kurbelwinkels. Die Trittschwindigkeit wird durch Ableitung des Winkels berechnet. Speziell angefertigte Orthosen stabilisieren die Fußgelenke und verhindern sagittale Bewe-

gungen der Beine. Das Dreirad wurde für die Experimente auf einen speziellen Stand montiert, um es als Ergometer zu benutzen. Der Drehgeber ist mit einem PC verbunden, welcher einen Mehrkanalstimulator ansteuert. Datenerfassung und Echtzeitregelung wurden in Matlab/Simulink implementiert. Der Stimulator arbeitete mit einer konstanten Stimulationsfrequenz (20Hz) und konstanten Stromstärkeamplituden für die individuellen Muskelgruppen (bis zu 120mA), während die Pulsbreite online im Bereich 0-500µs variiert wurde. Dreiradfahren von Personen mit motorischer Lähmung der unteren Extremitäten kann durch sequentielle Stimulation der wichtigsten Kniebeuger und -strecker sowie Hüftstrecker realisiert werden [2]. Hierfür werden 6 Paar selbsthaftende Hautelektroden verwendet. Die Muskelgruppen werden durch elektrische Stimulation entsprechend eines vorprogrammierten Stimulationsmusters in Abhängigkeit von Kurbelwinkel und Geschwindigkeit ein- und ausgeschaltet (s. Abb. 2).

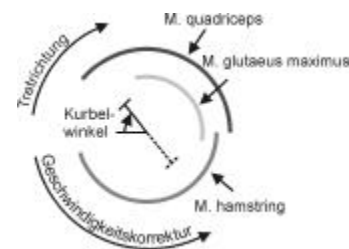


Abbildung 2: Stimulationsmuster (rechtes Bein) - Die Bögen verdeutlichen die Kurbelwinkelbereiche in denen Muskelgruppen stimuliert werden. Das Muster wird entgegen dem Uhrzeigersinn gedreht, wenn sich die Trittschwindigkeit erhöht, um Systemtotzeiten zu kompensieren.

Um die Reglerstruktur zu vereinfachen, wurde eine einheitliche Pulsbreite für alle Muskeln verwendet. Dieser Schritt reduziert die Systemstruktur zu einem Eingrößensystem mit der Pulsbreite als Eingang und der Trittschwindigkeit als Ausgang (s. Abb. 3).

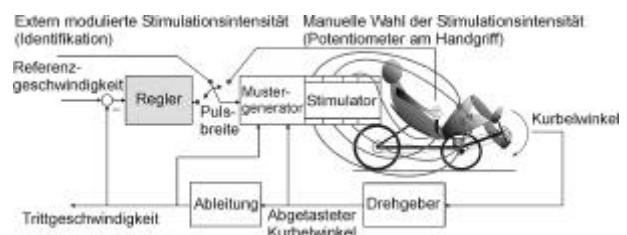


Abbildung 3: Struktur des FES-Dreiradsystems

Die folgenden Schritte sind zum Entwurf und Test der Trittggeschwindigkeitsregelung durchzuführen:

1. **Systemidentifikation:** Die Pulsbreite wird um einen spezifizierten Mittelwert entsprechend eines Pseudo-Rausch-Binär-Signals (PRBS) moduliert. Pulsbreite und Trittggeschwindigkeit werden erfasst. Eine zeitdiskrete lineare Übertragungsfunktion wird an die gemessenen Daten mittels der Methode der kleinsten Quadrate angepasst (Abtastzeit 50ms) [3].
2. **Reglerentwurf:** Das validierte Modell wird für den Entwurf eines digitalen Polvorgabe- oder LQG-Reglers mit zwei Freiheitsgraden verwendet [3].
3. **Test des Regelkreisverhaltens auf Änderungen in der Führungsgröße:** Der Regler hat die Aufgabe, die Trittggeschwindigkeit möglichst genau einem vorgegebenen Verlauf folgen zu lassen.
4. **Test des Störgrößenverhaltens:** Die Referenztrittgeschwindigkeit wird konstant gehalten und der Widerstand am Antriebsrad wird variiert. Der Regler hat die Aufgabe, die Störung zu unterdrücken und die geforderte Trittggeschwindigkeit einzuhalten.

ERGEBNISSE

Die vorgestellten Ergebnisse wurden bei einem 28 Jahre alten männlichen Probanden mit einer kompletten Th8/9 Läsion, seit 3 Jahren gelähmt, erzielt.

Identifikationsergebnisse sind in Abb. 4 dargestellt. Der untere Graph zeigt das verwendete PRBS-Muster. Die entsprechende Ausgangsgröße (Geschwindigkeit) und die Modellantwort der geschätzten Übertragungsfunktion erster Ordnung sind im oberen Teil dargestellt.

Das Modell wurde verwendet, um einen Regler für eine Regelkreisanstiegszeit von 2s zu entwerfen. Abb. 5 zeigt das Ergebnis eines kombinierten Tests von Folgeregelungs- und Störgrößenverhalten. Der obere Graph gibt die geforderte und gemessene Trittggeschwindigkeit wieder, wobei die Referenz eine tiefpassgefilterte Sequenz von Sprüngen ist. Die Stimulationsintensität ist im unteren Graphen dargestellt. Im Zeitintervall 136-159s wurde bei konstanter Referenz der Rollwiderstand am Antriebsrad erhöht. Die Phase mit erhöhtem Widerstand ist durch einen Balken hervorgehoben.

DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die Identifikationsergebnisse zeigen, dass die Trittggeschwindigkeitsdynamik durch eine einfache lineare Übertragungsfunktion erster Ordnung zuverlässig beschrieben werden kann. Der mit diesem Modell entworfene Regler erlaubt eine exakte Folgeregelung von beliebigen Geschwindigkeitsprofilen. Die geregelte Geschwindigkeit weist einige Variationen innerhalb der Tretzyklen auf, welche durch eine Anpassung des zugrundeliegenden Stimulationsmusters verringert werden könnten. Externe Störungen und Muskelermüdung werden durch den Regler erfolgreich kompensiert. Die Geschwindigkeit verringert sich anfänglich in der Phase mit erhöhtem Rollwiderstand, aber die Stimulations-

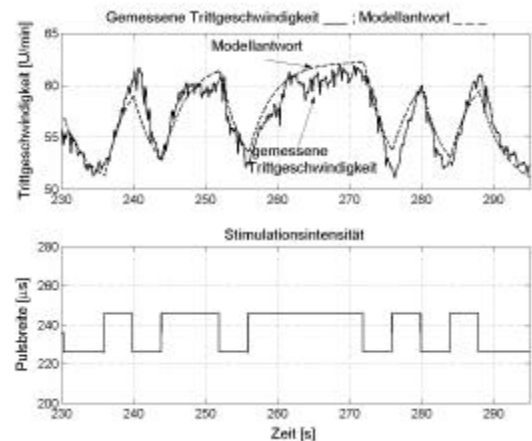


Abbildung 4: Identifikationsergebnisse

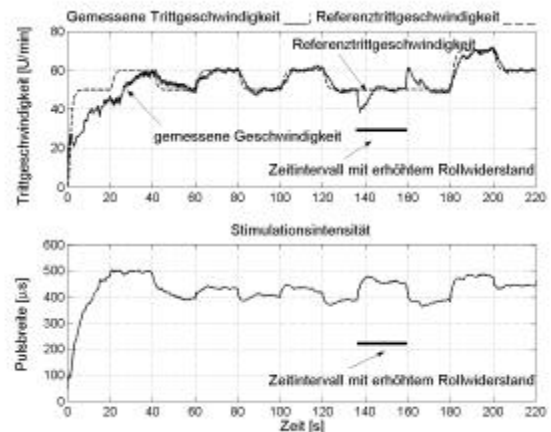


Abbildung 5: Regelungsergebnisse

intensität wird danach automatisch erhöht, um die Geschwindigkeit auf den geforderten Wert zurückzuführen. Die Eignung des neuen Ansatzes wurde in Experimenten mit 3 komplett querschnittgelähmten Probanden bewiesen. Der Ansatz ist einfach und führt direkt zu einem optimal eingestellten Regler für einen Patienten. Dies kann mit anderen existierenden Ansätzen [4,5] nicht erzielt werden.

LITERATURHINWEISE

- [1] T.W.J. Janssen, R.M. Glaser, D.B. Shuster, "Clinical efficacy of electrical stimulation exercise training: effects on health, fitness, and function", *Top. Spinal Cord Injury Rehab.*, 3(3):33-49, 1998.
- [2] C.A. Phillips, *Functional Electrical Rehabilitation*, Springer-Verlag, New-York, 1991.
- [3] K.J. Åström, B. Wittenmark, *Computer-Controlled systems: theory and design*, Prentice-Hall, Inc., Upper Saddle River, N.J., 3rd edition, 1997.
- [4] J.-J.J. Chen, C.-T. Shih, D.-G. Huang, N.-Y. Yu, M.-S. Ju, T.-C. Huseh, "Development of FES-cycling system with closed-loop control", *Chinese J. Med. Biol. Eng.*, 14(3):195-208, 1994.
- [5] J.-J.J. Chen, N.-Y. Yu, D.-G. Huang, B.-T. Ann, G.-C. Chang. "Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 5(2):158-169, 1997.