

**7. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
19. - 21. Oktober 2007 in
München**



**„Spastikquantifizierung während therapeutischer
Muskelstimulation“**

M.Bernhardt, S. Kibler, M.Buss
Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, München, Deutschland
E-Mail: bernhardt@tum.de

M.Bernhardt, A. Struppler
Forschungsgruppe Sensomotorische Integration, Klinikum r. d. Isar, München, Deutschland

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 267 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 7. Workshop, Tagungsband“
Editors: Ralf Tita, Robert Riener, Martin Buss, Tim C. Lüth
ISBN: 978-3-18-326717-0
Pages: 3-4

Spastikquantifizierung während therapeutischer Muskelstimulation

M. Bernhardt^{1,2}, S. Kibler¹, M. Buss¹, A. Struppler²

¹Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, Technische Universität München
Theresienstraße 90, 80290 München

²Forschungsgruppe Sensomotorische Integration, Klinikum r. d. Isar
Ismaninger Straße 22, 81675 München

bernhardt@tum.de

EINLEITUNG

Typische motorische Defizite nach Läsionen im zentralen Nervensystem (ZNS), z.B. nach einem Schlaganfall, sind Lähmung und Spastik. Studien mit großen Fallzahlen (z.B. [Hesse 2004]) zeigen, dass nach einem Schlaganfall ca. 90% der Patienten an spastischer Lähmung der oberen Extremität leiden, die in 30-40% so schwer ist, dass die Extremität funktionell nicht mehr eingesetzt werden kann.

Zur Rehabilitation gestörter Zielbewegungen von Arm und Hand verwenden wir das Verfahren der repetitiven peripheren Magnetstimulation (RPMS) [Struppler2003]. Die RPMS ist eine tief eindringende, fokussierte und schmerzfreie Muskelstimulationsmethode. Durch repetitiv (typische Repetiertrate: 20Hz) über dem Innervationsgebiet des zu stimulierenden Muskels applizierte Magnetpulse kontrahiert dieser, und die entsprechende Gliedmaße wird bewegt.

Der Wirkungsmechanismus basiert auf der Aktivierung von Reorganisationsprozessen im ZNS durch Induzierung propriozeptiver Afferenzen. Durch die RPMS entstehen ein inadäquater Zustrom zum ZNS durch direkte Aktivierung sensomotorischer Afferenzen sowie ein adäquater Zustrom durch Aktivierung von Mechanorezeptoren.

Zur Verbesserung und Evaluierung der RPMS-Therapie setzten wir Methoden der Regelungstechnik und der Systemidentifikation ein. Unsere Forschungsziele sind in Abb. 1 zusammengefasst:

- Optimierung des propriozeptiven Zustroms mittels positionsgeregelter Induktion zusammengesetzter und funktioneller Bewegungen
- Gewinnung objektiver Patientendaten (Muskelermüdung, Spastik, ...) mittels Modellbildung und Identifikation.

Die Quantifizierung des Spastizitätslevels ist wichtig, sowohl für die individuelle Therapieplanung als auch als Werkzeug für die neurologische Forschung. Standardmethoden wie der modifizierte Ashworthtest oder EMG-Messungen sind subjektiv, fehleranfällig und zeitaufwendig. In diesem Artikel wird eine neue

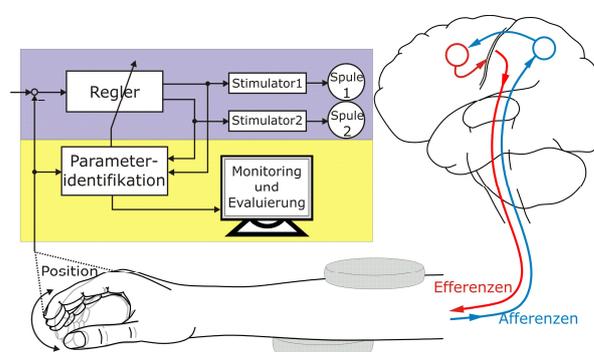


Abb. 1 Zusammenfassung der aktuellen Forschungsziele

Methode zur Bestimmung des Spastiklevels basierend auf der Identifikation von Parametern eines neuromuskulären Modells. In [Bernhardt2006] wurde erstmals eine Spastikquantifizierung basierend auf Systemidentifikation während Bewegungsinduktion mittels RPMS vorgestellt. In einer Pilotstudie wurde die Methode an einem Patienten getestet und evaluiert. In diesem Artikel werden kurz Erweiterungen der in [Bernhardt2006] vorgestellten Modellierung beschrieben.

METHODEN

Grundlage der in Abb. 1 dargestellten Forschungsziele bildet ein Modell der RPMS-induzierten Bewegungsinduktion. Die durch Stimulation erzeugte Kraft F wird über eine Sehne an die entsprechende Gliedmaße weitergeleitet (Abb. 2). Das vorgeschlagene Streckenmodell teilt die Strecke in das Modell der Krafterzeugung [Bernhardt2006] und die Segmentdynamik auf. Die zwei Nichtlinearitäten $N_1(\varphi)$ und $N_2(\dot{\varphi})$ modellieren die Gravitationskomponente $F_g(\varphi)$ passive elastische Gelenkeigenschaften $F_{ejp}(\varphi)$ und Reibung $F_f(\dot{\varphi})$ (Gl. (1) und (2)). Spastizität ist eine Enthemmung des Muskeldehnungsreflexes und resultiert in einem erhöhten

Bewegungswiderstand in den betroffenen Gliedmaßen. Sie ist abhängig von Länge und Längenänderung des betroffenen Muskels und lässt sich entsprechend als tonische ($S_t(\varphi)$) und phasische Komponente ($S_{ph}(\dot{\varphi})$) in das Modell der Segmentdynamik integrieren. Da in (1) und (2) nur die Spastikanteile zeitvariant sind, lässt sich eine Veränderung der Spastik durch online Identifikation der Nichtlinearitäten $N_1(\varphi, t)$ und $N_2(\dot{\varphi}, t)$ während der Stimulation verfolgen.

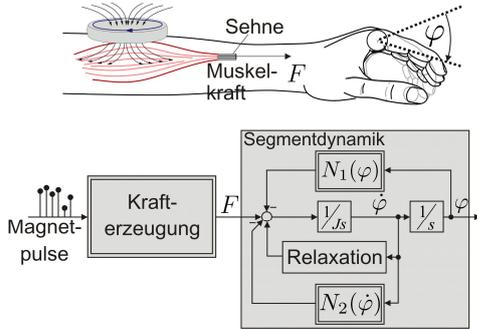


Abb. 2: Schematische Darstellung der Strecke und vereinfachter Signalfussplan. Streckeneingang sind die Magnetfeldpulse und Streckenausgang die Position φ der entsprechenden Gliedmaße (hier Zeigefinger).

$$N_1(\varphi, t) = F_g(\varphi) + F_{ejp}(\varphi) + S_t(\varphi, t) \quad (1)$$

$$N_2(\dot{\varphi}, t) = F_f(\dot{\varphi}) + S_{ph}(\dot{\varphi}, t) \quad (2)$$

Die elastischen Gelenkeigenschaften werden in der Literatur oftmals als näherungsweise statische Kennlinie $F_{ejp}(\varphi)$ beschrieben. Unsere Untersuchungen zeigen, dass für den Zeigefinger diese Näherung nicht mehr gültig ist. Muskeln und Sehnen zeigen Relaxationscharakteristika, die in einer hystereseförmigen Kraft-Momentenkennlinie resultieren (Abb. 3).

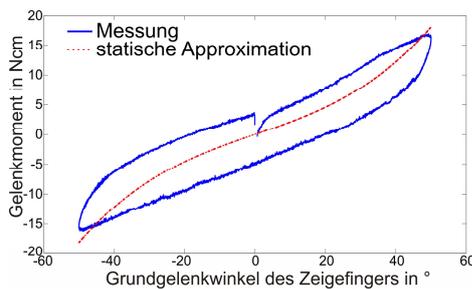


Abb. 3: Gemessene Kennlinie des passiven elastischen Gelenkmoments im Zeigefinger. Zum Vergleich: Statische Approximation

Um die Relaxationscharakteristik im Gesamtmodell zu berücksichtigen wird in [Kibler2007] ein Modell in Form eines Maxwellelements entworfen und validiert und in das Modell der Segmentdynamik integriert (Abb. 2).

Um die Parameter des in Abb. 2 skizzierten Modells zu identifizieren, wird eine methodische Erweiterung

der in [Bernhardt2006] vorgestellten Identifikation in Ausgangsfehlerordnung verwendet. Die neue Methode erlaubt das Einbringen von Vorwissen in die Identifikation durch Verwendung des Separable Least Squares Algorithmus.

DISKUSSION UND AUSBLICK

Die vorgestellte Methode zur Spastikquantifizierung liefert objektive Daten aufgeschlüsselt nach tonischer und phasischer Komponente ohne die Verwendung zusätzlicher Hardware. Die Ergebnisse in [Bernhardt2006] wurden allerdings nur durch einen Vergleich mit den subjektiven Eindrücken des Physiotherapeuten evaluiert. Es wird deshalb eine Patientenstudie durchgeführt werden, bei der die Spastik nicht nur durch die beschriebene Methode sondern auch als objektive Vergleichsmessung mittels eines selbstgebauten robotischen Gerätes zur Aufzeichnung von Kraft-Momenten Kennlinien bestimmt wird.

DANKSAGUNG

Wir bedanken uns bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Förderung dieses Projekts.

LITERATURHINWEISE

(Zeitschriften)

[Struppler2003]

A. Struppler, P. Havel and P. Müller-Barna, „Facilitation of skilled finger movements by repetitive peripheral magnetic stimulation (RPMS) - a new approach in central paresis“, *Neuro-Rehabilitation*, vol. 18(1), pp. 69–82, 2003

(Konferenzbeiträge)

[Hesse2004]

S. Hesse, C. Werner und A. Bardeleben, „Der schwer betroffene Arm ohne distale Willküraktivität – ein Sorgenkind der Rehabilitation nach Schlaganfall“, *Neurologie und Rehabilitation*, vol. 10(3), pp. 123-129, 2004

[Bernhardt2006]

M. Bernhardt, B. Th. Angerer, M. Buss, and A. Struppler. Neural observer based spasticity quantification during therapeutic muscle stimulation. In *Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4897 – 4900. September 2006.

(Studien- und Diplomarbeiten)

[Kibler 2007]

S. Kibler, Modellierung und Identifikation der passiven Gelenkeigenschaften des Zeigefingers. *Bachelorarbeit, Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, Technische Universität München*, März 2007.