

Repetitive Periphere Magnetstimulation – Eine Neue Methode zur Rehabilitation Zentraler Lähmungen

Michael Bernhardt^{1,2}, Martin Buss², Albrecht Struppler¹

¹Forschungsgruppe Sensomotorische Integration, Klinikum rechts der Isar, München

²Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, Technische Universität, München
bernhardt@tum.de

EINLEITUNG

Lähmungen einer Hand und eines Arms, z.B. nach Schlaganfall, schränken die Lebensqualität der betroffenen Patienten drastisch ein. Die Grundlage für das Wiedererlernen verloren gegangener motorischer Fähigkeiten bilden kortikale Reorganisationsprozesse, zu denen das Gehirn bis zum Lebensende fähig ist (Neuroplastizität). Um einen solchen Prozess des Wiedererlernens anzustoßen, muss in den betroffenen Extremitäten ein propriozeptiver Zustrom zum zentralen Nervensystem erzeugt werden.

Die herkömmliche Methode der Physiotherapie versucht dies durch passiv eingeprägte Bewegungen der gelähmten Bereiche zu erzielen. Werden die verloren gegangenen Bewegungsabläufe hingegen aktiv durch Muskelstimulation induziert, so wird der propriozeptive Zustrom gesteigert. Zudem entsprechen die afferenten Muster eher den verloren gegangenen, durch Willküraktivität erzeugten Nervensignalen, wodurch die Qualität der Rehabilitation deutlich gesteigert werden kann.

Eine bekannte Methode zur Induktion von Muskelkontraktionen ist die funktionelle Elektrostimulation (fES) (z.B. [Gollee 1999]). Durch die fES werden jedoch nicht nur somatosensorische Nervenfasern, sondern auch Nozizeptoren depolarisiert, wodurch Schmerz und somit Spastiken ausgelöst werden können. Der Einsatz der fES in der Therapie ist deshalb eingeschränkt.

Die repetitive periphere Magnetsimulation (RPMS) ist eine neuartige, tief eindringende, fokussierte und schmerzfreie Stimulationsmethode. Hierfür werden Feldspulen über dem Innervationsgebiet des zu stimulierenden Muskels angebracht, und gepulste Magnetfelder appliziert. (Repetierrate: 20 Hz, Feldstärke: bis 2 T). Gemäß dem Faradayschen Gesetz ($\nabla \times \vec{E} = -\partial \vec{B} / \partial t$) werden im Gewebe elektrische Felder induziert und somit Nervenfasern depolarisiert. In zahlreichen klinischen experimentellen Studien konnte gezeigt werden, dass zentral bedingte Störungen wie Spastizität, eingeschränkte Willküraktivität und Zielmotorik durch die Anwendung der RPMS stark

verbessert werden können (z.B. [Struppler 2004] [Spiegel 2000]).

Unsere Ziele sind die Verbesserung und der Nachweis der Rehabilitation mit RPMS. Da der therapeutische Effekt durch Induktion funktioneller und koordinierter Bewegungen gesteigert werden kann, sollen positionsgeregelt zusammengesetzte Bewegungen zu induziert werden. Da bei der Rehabilitation von Greifbewegungen mit herkömmlichen Methoden kaum Erfolge erzielt wurden, liegt unser Schwerpunkt auf der geregelten Induktion des Präzisionsgreifens von Zeigefinger und Daumen (Abb. 1).

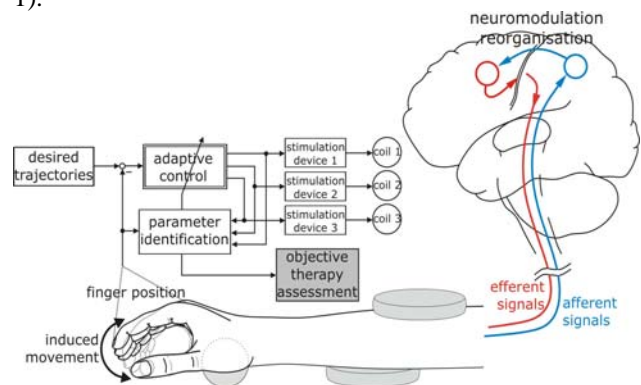


Abb. 1: Adaptive positionsgeregelte Induktion einer Greifbewegung von Zeigefinger und Daumen mit drei Feldspulen. Durch Identifikation von Streckenparametern können Therapie und ihre Evaluierung gleichzeitig vorgenommen werden.

Darüber hinaus ist es Gegenstand unserer Forschungstätigkeit, durch Identifikationsverfahren, Parameter der Regelstrecke zu schätzen, um einerseits die Regelung an den Patienten anpassen zu können und andererseits objektive Bewertungskriterien für den Rehabilitationsfortschritt zu extrahieren (Spastizität, Muskelermüdung, Willküraktivität, ...) (Abb. 1).

METHODEN

Als erster Schritt der Parameteridentifikation wird die Krafterzeugung des stimulierten Muskels unter isometrischen Bedingungen modellbasiert identifiziert.

Diese Teilstrecke lässt sich wie in Abb. 2 dargestellt in Hammersteinstruktur beschreiben. Das Rekrutierungsverhalten (Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten) lässt sich als nichtlineare Funktion approximieren, und die Aktivierungsdynamik (Kraftantwort der motorischen Einheiten) wird durch ein PT3-System mit drei identischen reellen Polen beschrieben ([Angerer 2006]).

Rekrutierungscharakteristik und Impulsantwort können, wie in [Angerer 2006] beschrieben, mit Hilfe eines NRBFF-Netzes (Normalized Radial Basis Function Network) und als Faltungssumme dargestellt werden. Mit der In Abb. 2 dargestellten Ausgangsfehleranordnung werden die Modellparameter rekursiv mittels der Methode der kleinsten Fehlerquadrate adaptiert.

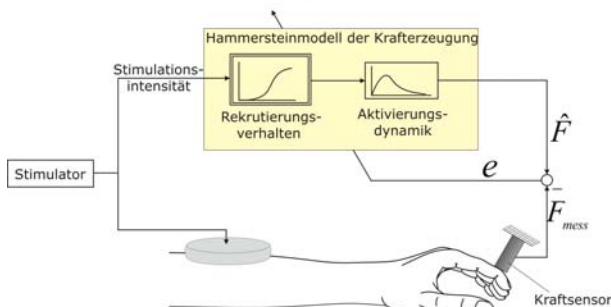


Abb. 2: Experimentalaufbau und Ausgangsfehleranordnung zur Identifikation des Modells der Kraft-erzeugung des Extensor Indicis Proprius unter isometrischen Bedingungen.

ERGEBNISSE

In Abb. 3 sind die identifizierten Rekrutierungscharakteristika und die Impulsantworten von sechs Versuchen am selben Probanden dargestellt.

Die identifizierten Impulsantworten des PT3-Systems werden im Wesentlichen durch ihre Zeitkonstante T_a beschrieben (hier: $31\text{ms} < T_a < 33\text{ms}$). Kenngrößen der Rekrutierungscharakteristik sind der Schwellwert u_{th} (hier: $29\% \leq u_{th} \leq 49\%$) und die Sättigung r_s (hier: $0,8 \leq r_s \leq 1,85$). Die große Varianz der identifizierten Rekrutierungscharakteristika erklärt sich durch variierende Positionen und Orientierungen der Feldspulen auf dem Oberarm. Die Impulsantwort ist davon unabhängig, entsprechend gering ist auch die Streuung der identifizierten Zeitkonstanten.

AUSBLICK

Aufbauend auf den vorgestellten Methoden zur isometrischen Identifikation wird ein Verfahren zur Identifikation unter nicht-isometrischen Bedingungen entwickelt. Damit wird es möglich sein, während der Therapie zeitvariante Komponenten wie Spastik und Muskelermüdung zu verfolgen um unmittelbar eine Therapieevaluierung durchzuführen.

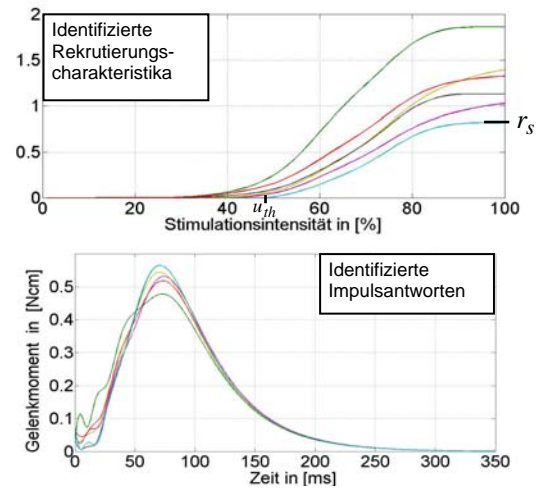


Abb. 3: Identifikationsergebnisse des Modells der Kraft-erzeugung des Extensor Indicis Proprius. 100 % Stimmulationsintensität entsprechen der maximal erzeugbaren Magnetfeldstärke. Schwellwert u_{th} und Sättigung r_s einer Rekrutierungskennlinie (einheitenlos) sind beispielhaft eingezeichnet.

DANKSAGUNG

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

LITERATURHINWEISE

(Konferenz-Beiträge)

[Angerer 2006]

B. Angerer, M. Bernhardt, D. Schröder, M. Buss, A. Struppler "Isometric Muscle Contraction Induced by Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation," in *Proceedings of the IFAC Symposium in Modelling and Control in Biomedical Systems, (Reims, France), 2006, to appear.*

(Zeitschriften)

[Gollee 1999]

H. Gollee, D.J. Murray-Smith and J.C. Jarvis, "A nonlinear approach to modeling of electrically stimulated skeletal muscle," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48(4), pp. 406–415, 2001.

[Struppler 2004]

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.

[Spiegel 2000]

S. Spiegel, P. Bartenstein, A. Struppler, P. Havel, A. Drzezga und M. Schwaiger, "Zentrale Bewegungsverarbeitung bei spastisch-paretischen Patienten nach repetitiver peripherer Magnetstimulation (RPMS): Eine PET-Studie mit H₂O-15," *Nuklearmedizin*, vol. 39(2), p. A6, 2000.