

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



**„Geregelter Fallfußstimulator für Schlaganfallpatienten
basierend auf der Bioimpedanz-Messung des
Gelenkwinkels“**

H. Nahrstaedt, T. Schauer, J. Raisch
Fachgebiet Regelungssysteme, TU Berlin, Berlin, Deutschland
E-Mail: schauer@control.tu-berlin.de

S. Hesse
Abteilung Neurologische, Charité, Berlin, 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:	59-60

Geregelter Fallfußstimulator für Schlaganfallpatienten basierend auf der Bioimpedanz-Messung des Gelenkwinkels

H. Nahrstaedt¹, T. Schauer¹, S. Hesse², J. Raisch¹

¹Fachgebiet Regelungssysteme, TU Berlin
Einsteinufer 17, 10587 Berlin

²Charité Universitätsmedizin Berlin, Klinik Berlin, Abteilung Neurologische Rehabilitation
Kladower Damm 223, 14089 Berlin

schauer@control.tu-berlin.de

EINLEITUNG

Schlaganfall verursacht in der Regel eine halbseitige Lähmung des Körpers. Dies führt zur Beeinträchtigung des Ganges bei den Betroffenen. Eine unzureichende Fußhebung in der Schwungphase (Fallfuß) tritt bei ca. 20 Prozent der wieder gehfähigen Patienten auf.

Die Anwendung funktioneller elektrischer Stimulation zur Korrektur des Fallfußes erfolgte erstmals 1961 durch Liberson. Die Stimulation wurde über Hautelektroden appliziert und war mittels eines einfachen Kontaktschalters unter der Fußsohle mit dem Gang synchronisiert. In der Schwungphase des Ganges (kein Bodenkontakt) wurde der Fußhebermuskel gereizt. Derzeitig verfügbare Fallfußstimulatoren basieren immer noch auf einem Schalter als Taktgeber.

Die Regelung der Stimulationsintensität ist zurzeit noch nicht zufriedenstellend gelöst. Notwendige Voraussetzung für die Regelung ist ein unauffälliger Sensor, welcher den Sprunggelenkwinkel oder zumindest den Winkel des Fußes gegenüber dem Boden misst.

In diesem Beitrag wird die Bioimpedanz (BI) als eine neue Messgröße zur Bestimmung von Gelenkwinkeln in der geregelten Funktionellen Elektrostimulation (FES) eingeführt. Zur Realisierung eines Sollverlaufes des Sprunggelenkwinkels kann eine Iterativ Lernende Regelung (ILR) verwendet werden. Hierbei handelt es sich um ein Verfahren, bei dem eine Vorsteuerung für einen zyklisch ablaufenden Regelvorgang von Zyklus zu Zyklus unter Auswertung der letzten Regelfehlertrajektorie adaptiert wird. Ziel ist eine Fehlerminimierung.

MATERIALIEN UND METHODEN

Messung der Bioimpedanz (BI)

Die passiven elektrischen Eigenschaften von Gewebe lassen sich als Bioimpedanz zusammenfassen. Bioimpedanz wird über den Spannungsabfall erfasst, der durch einen konstanten sinusförmigen Stromfluss durch das Gewebe verursacht wird. Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein BI-Messsystem entwickelt. Über zwei Strom-

elektroden wird ein Strom mit 50 kHz und 0,25 mA eingeprägt. Der Spannungsabfall wird über zwei weitere, von den Stromelektroden verschiedene, Elektroden erfasst. Die Anordnung mit 4 Elektroden wurde gewählt, um einen Spannungsabfall über der Haut-Elektroden-Impedanz zu vermeiden. Die Verwendung von BI zur Erfassung der Gelenkwinkel eines Beines wurde erstmals in [Song2005] vorgestellt. Abb. 1 zeigt die Elektrodenplatzierung.

Die Bioimpedanz variiert aufgrund von Veränderungen im Gewebe. Zwischen dem Betrag der BI und dem Gelenkwinkel kann ein nahezu linearer Zusammenhang angenommen werden. Die schaltungstechnische Realisierung der BI-Messung vereinfacht sich, wenn nur der sich ändernde Betrag der BI bestimmt werden muss. Dessen Verlauf stellt kann aus der Einhüllenden der gemessenen Spannung gewonnen werden. Störartefakte auf den Spannungselektroden durch EMG, Kabel- und Bewegungsartefakte lassen sich leicht mittels einen 25 kHz Hochpassfilter entfernen, da die BI-Änderungen in der amplitudenmodulierten Spannung im Frequenzbereich um 50 kHz enthalten sind. Um eine BI-Messung auch während der Stimulation durchführen zu können, erfolgte ein Schutz der Schaltungen vor Stimulationsartefakten. Zur Validierung der BI-Winkelmessung wurde ein optisches Messsystem verwendet.

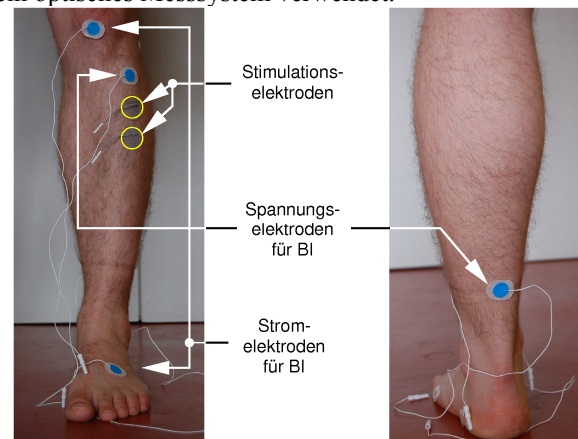


Abb. 1: Elektrodenpositionen

Iterative Lernende Regelung (ILR)

Die Regelungsaufgabe besteht in der Realisierung eines gewünschten Winkelverlaufes für das Sprunggelenk durch elektrische Stimulation des Fußhebers (M. tibialis anterior). Bei der Bestimmung des optimalen Stimulationsprofiles kann die Tatsache ausgenutzt werden, dass das Gehen eine zyklische Bewegung darstellt. Ein mögliches Vorgehen ist folgendes: Innerhalb eines Zyklus wird eine feste Stellgrößentrajektorie (Vorsteuerung) auf das System angewandt. Vor dem nächsten Zyklus wird der Fehler des vorherigen Vorgangs ausgewertet. Anhand des Regelfehlers wird dann das alte Stellgrößenprofil angepasst. Das wiederholte Durchlaufen dieser Schritte wird als iterativ lernende Regelung bezeichnet [Moore1993].

Es sei angenommen, dass sich das System durch eine lineare zeitdiskrete Transferfunktion bei ungesättigter Stellgröße beschreiben lässt

$$y_k(t) = G_C(q)u_k(t), \quad (1)$$

wobei q der Vorwärtsschiebeoperator ist, $t \in [0, T]$ ist die Zeit und T ist die Länge eines Bewegungszyklus. Die Abtastzeit ist durch die Stimulationsfrequenz bestimmt. Mit der gegebenen Referenztrajektorie $r(t)$ ergibt sich der zu minimierende Regelfehler wie folgt:

$$e_k(t) = r(t) - y_k(t). \quad (2)$$

Der Index k von y , u und e wird Iterationsindex genannt und beschreibt wie oft die zyklische Bewegung wiederholt wurde. Der ILR-Algorithmus benutzt iterative Suchmethoden, um die optimale Stellgrößentrajektorie zu finden. Ein Ansatz lautet:

$$u_{k+1}(t) = u_k(t) + L(q)e_k(t), \quad (3)$$

wobei $L(q)$ ein linearer zeitdiskreter Filter ist. Unter der Annahme gleich bleibender Anfangswerte und bei Zeitinvarianz des Systems ist eine hinreichende Bedingung für die Abnahme des Regelfehlers:

$$|1 - G_C(e^{i\omega})L(e^{i\omega})| < 1. \quad (4)$$

Reduziert sich die Systemkenntnis auf die Totzeit δ , so kann ein heuristischer Ansatz verwendet werden. Für $L(q)$ wählt man $\kappa q^\delta Q(q)$ mit $\kappa > 0$ und $Q(q)$ als Tiefpass, der die Bandbreite der ILR groß genug lässt.

ERGEBNISSE

Zur Validierung des Mess- und Regelkonzeptes wurden Experimente mit einem neurologisch intaktem Probanden durchgeführt. Die Kalibrierung der BI-Messung erfolgte anhand von 3 statischen Messungen. Für diese Messungen saß die Testperson auf einem Tisch (Kniegelenk gebeugt). Eine anschließende Überprüfung der Winkelmessung im Stehen (gestrecktes Kniegelenk) lieferte einen Messfehler von 4,5 Grad im Vergleich zum Referenzsystem bei aktiven Bewegungen des Sprunggelenks im Winkelbereich von -50 bis 0 Grad.

Das Ergebnis eines ILR-Testes ist in Abb. 2 wiedergegeben. Der obere Graph zeigt die Referenztrajektorie (sinusförmige Halbwellen, gestrichelt) zusammen mit

dem geregelten Winkel (BI-Messung). Die Stimulationsintensität ist im unteren Teil der Abbildung dargestellt. Der Regelfehler wurde für die Zeitperioden berechnet, in denen die Referenz über dem Ruhewinkel des Fußes lag und betrug ab dem 3. Zyklus 2 bis 5 Grad. Während des Testes stand der Proband mit dem nicht geregelten Fuß auf einem Podest. Das geregelte Bein konnte frei schwingen. Die Stimulationsamplitude und Frequenz waren entsprechend 40 mA und 20 Hz.

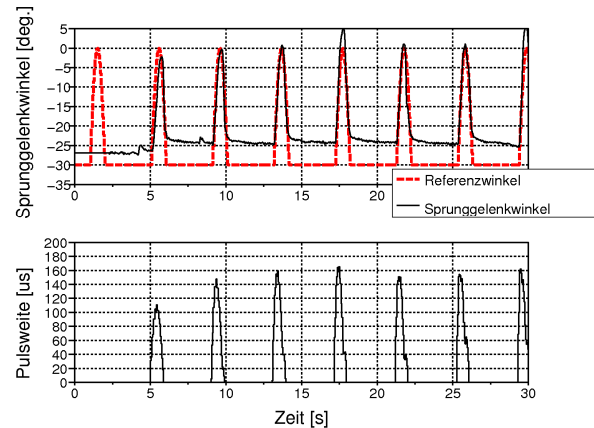


Abb. 2: Ergebnisse des ILR-Testes ($L(q)=4q^3$)

DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die hier vorgestellten ersten Ergebnisse weisen darauf hin, dass sich die Bioimpedanz als Messgröße zur Erfassung des Sprunggelenkwinkels bei Fallfußstimulatoren eignet. Änderungen des Kniewinkels beeinflussen die Messung nur geringfügig. Mittels ILR kann der gewünschte Winkelverlauf innerhalb von 3 Zyklen realisiert werden.

Normalerweise ist bei einer ILR die Zyklusdauer T konstant. Beim Gang treten jedoch Variationen auf. Hier empfiehlt es sich, die Zeit auf den Gangzyklus zu normieren und die normierte Zeit (in Prozent des Gangzyklus) als Zeitvariable t zu verwenden.

Die erzielten Ergebnisse müssen mit Schlaganfallpatienten und beim richtigen Gehen verifiziert werden. Ein Nachteil des Ansatzes ist die hohe Anzahl von Hautelektroden. Ein elastischer Strumpf mit integrierten Elektroden würde die Anwendbarkeit erleichtern.

LITERATURHINWEISE

(Bücher)

[Moore1993]

K. L. Moore, *Iterative Learning Control for Deterministic Systems*, Springer Verlag, London 1993.

(Zeitschriften)

[Song2005]

C.G. Song, S.C. Kim, K.C. Nam et al., „Optimum electrode configuration for detection of leg movement using bio-impedance“, *Physiol. Meas.*, Vol 26, pp 59-68, 2005.