

**1. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
21.-22. November 1997 in
München**



**„Entwicklung geregelter Neuroprothesen auf der Basis von
Computermodellen“**

R. Riener, T. Fuhr, G. Schmidt
Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, Deutschland

J. Quintern
Neurologische Klinik, Klinikum Großhadern, Ludwig-Maximilian-Universität München,
Deutschland

Entwicklung geregelter Neuroprothesen auf der Basis von Computermodellen

R. Riener¹, T. Fuhr¹, J. Quintern², G. Schmidt¹

¹Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, Technische Universität München

²Neurologische Klinik, Klinikum Großhadern, Ludwig-Maximilian-Universität München

EINLEITUNG:

Die Erzeugung kontrollierter Körperbewegungen auf der Basis der Funktionellen Elektrostimulation (FES) bei Patienten mit Läsionen des oberen motorischen Neurons (z. B. Querschnittlähmung) ist sehr komplex, da das stimulierte Muskel-Skelett-System eine Vielzahl von Freiheitsgraden besitzt und das Systemverhalten sehr stark nichtlinear und zeitvariant ist. Begleiterscheinungen, wie z. B. Spastik und rasche Muskelermüdung erschweren ferner die Erzeugung kontrollierter Bewegungen. Zum Entwurf von Regelstrategien für eine sogenannte Neuroprothese hat sich die Modellbildung und Computersimulation als sehr hilfreich erwiesen, da dadurch das biomechanische Verhalten des Muskel-Skelett-Systems bei unterschiedlicher Stimulation und Belastung vorhergesagt werden kann [1]. In dieser Arbeit wird die Methodik der Modellierung näher vorgestellt und darauf eingegangen wie dadurch die Entwicklung von Neuroprothesen zum Aufstehen unterstützt werden kann.

MODELLIERUNG:

Es wurde ein zweidimensionales Modell, bestehend aus Unterschenkel, Oberschenkel und Oberkörper erstellt. In dem Modell sind die neun relevanten mono- und biartikulären Muskelgruppen berücksichtigt, die zur Momentenerzeugung in Hüft-, Knie- und Fußgelenk in der Sagittalebene beitragen. Jede Muskelgruppe besitzt ihre eigene Aktivierungs- und Kontraktionsdynamik. Bei der Modellierung der Muskelgruppen werden alle relevanten Eigenschaften berücksichtigt, die bei der FES mit Oberflächenelektroden von Bedeutung sind. So kann die Kraft einer Muskelgruppe durch die beiden unabhängigen Stimulationsgrößen Pulsbreite und Pulsfrequenz moduliert werden. Die Modulation der Pulsbreite beeinflusst die Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten (räumliche Summation), während die Pulsfrequenz den zeitlichen Verlauf der Muskelkraft in den rekrutierten Einheiten verändert (zeitliche Summation). Der Effekt der räumlichen Summation wird durch eine nichtlineare Rekrutierungscharakteristik modelliert [1]. Der Effekt der zeitlichen Summation wird dagegen mit einem Kalziumdynamikmodell [2] - einem aperiodisch gedämpften System zweiter Ordnung - beschrieben. Die sich aus den Vorgängen der Reizleitung und Kalziumausschüttung ergebende Totzeit wird ebenso wie die bei der künstlichen Stimulation verstärkte auftretende Muskelermüdung (v.a. bei höheren Frequenzen) berücksichtigt [1]. Die gelenkwinkelabhängigen Hebelarmverläufe sowie die benötigten Muskelparameter konnten aus verschiedenen experimentellen Arbeiten entnommen oder daraus abgeleitet werden. Passive, viskoelastische Eigenschaften der Muskeln und Gelenke wurden ebenfalls berücksichtigt. Die Bewegung

des Körpers wird durch Bewegungsgleichungen beschrieben (3 Freiheitsgrade). Die Interaktion mit dem Stuhl während des Sitzens wird mit einem nichtlinearen Feder-Dämpfer-Paar und der Einfluß der Arme während der Aufstehbewegung mit einem Fuzzy-Regler modelliert (Kraftangriff an Schulter). Die berechnete Aufstehbewegung wird mit einer volumetrischen, graphischen Animation veranschaulicht. Die einzelnen Modellkomponenten wurden in experimentellen Untersuchungen validiert [1].

Das Modell wurde zur Untersuchung folgender Steuerungs- und Regelungsstrategien eingesetzt:

- Nur Armeinsatz ohne Stimulation
- Steuerung: Stimulation von M. quadriceps und Mm. Glutaei mit rampenförmiger Pulsweitenmodulation
- Verschiedene Regelstrategien: inverses Vorwärtsmodell zur Kompensation von Nichtlinearitäten, asymptotischer Folgeregler, Pfadregler

DISKUSSION UND SCHLUßBEMERKUNG:

Auf der Grundlage des vorgestellten Modells wurden verschiedene Regelungsstrategien entwickelt, die gegenüber einer reinen Steuerung ohne Rückführung von Sensorinformation (bisheriger Ansatz) eine deutliche Verbesserung erbringen und die aufgebrachten Armkräfte des Patienten erheblich reduzieren. Es hat sich jedoch herausgestellt, daß bei der Verwendung von Oberflächen-elektroden durch die dabei auftretende gleichzeitige Stimulation mono- und biartikulärer Muskelgruppen die Momente an den jeweiligen Gelenken nicht entkoppelt eingestellt werden können und dadurch die Bewegung einschränken. Eine verbesserte Aufstehbewegung ist daher bei implantierten Systemen zu erwarten.

Zur Zeit wird erprobt, welche Elektrodenkonfiguration und Sensorwahl zu einer Verbesserung der Aufstehbewegung führen. In einem weiteren Schritt sollen schließlich die entwickelten Strategien in FES Experimenten getestet werden. Dann muß das Modell zur Auslegung eines patientenspezifischen Reglers durch entsprechende Identifikationsroutinen an den Patienten angepaßt werden.

Auf der Basis personenspezifischer Modelle kann die Entwicklung geregelter Neuroprothesen schließlich gezielter vorangetrieben und die Zahl der Experimente an Patienten und Probanden auf ein Minimum reduziert werden.

LITERATUR:

- [1] R. Riener, J. Quintern, G. Schmidt, "Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation" *J. Biomech.* vol. 29, pp. 1157-1167, 1996.
- [2] H. Hatze, *Myocybernetic Control Models of Skeletal Muscle*. University of South Africa press, 1981.