

# Regelung der Trittggeschwindigkeit beim Liegedreiradfahren von Querschnittgelähmten

## Cadence Control for Recumbent Cycling of Paraplegics

Thomas Schauer, Kenneth J. Hunt, Nils-Otto Negård, Matthew H. Fraser und William Stewart

---

Dieser Beitrag befasst sich mit dem Aufbau und der Regelung von Liegedreirädern für querschnittgelähmte Personen. Der Antrieb erfolgt dabei durch elektrische Stimulation der motorisch gelähmten Beinmuskulatur. Kommerziell erhältliche Dreiräder wurden speziell für diesen Zweck instrumentiert, um sie sowohl stationär in Form eines Ergometers als auch mobil für Freizeit Zwecke verwenden zu können. Zur optimalen Regelung der Trittggeschwindigkeit wird in diesem Aufsatz ein neuer Ansatz vorgestellt. Ergebnisse mit querschnittgelähmten Probanden werden präsentiert.

This work deals with the design and feedback control of recumbent tricycles for paraplegic subjects propelled by their paralysed legs using electrical stimulation. Commercially available tricycles were instrumented in such a way that the systems can be either used as a stationary ergometer or as mobile device for recreational use. A new method for optimal cadence control is described. Results with paraplegic subjects are given.

---

## 1 Einleitung

Motorische Neuroprothesen ermöglichen heutzutage eine teilweise Wiederherstellung verlorengegangener Bewegungsfunktionen nach Läsionen des Rückenmarkes, z. B. in Folge einer Querschnittlähmung [18]. Grundlage dieser Neuroprothesen ist die Methode der *Funktionalen Elektrischen Stimulation* (FES), bei der Muskelkontraktionen durch elektrische Stimulation der intakten peripheren Nerven erzeugt werden können. Die künstlich erzeugten Reizströme ersetzen dabei die ausbleibenden Kommandos des Zentralnervensystems. Mit Hilfe neuer Regelstrategien sind mittlerweile komplexe Bewegungsabläufe durchführbar. Diese Arbeit beschäftigt sich mit Liegedreiradfahren, welches eine Vielzahl von Vorzügen für den Patienten bietet. Den wohl wichtigsten Aspekt stellt die Sicherheit des Systems dar, da Paraplegiker Übungen sicher ausführen können, ohne Angst vor Stürzen zu haben. Mobiles Fahrradfahren im Freien oder zu Hause, in einer vertrauten Umgebung, mag für Personen mit Rückenmarkverletzungen eine attraktive körperliche Aktivität sein. Es ist komfortabel und bereitet zugleich Vergnügen, so dass die reale Chance besteht, FES-Dreiradfahren aus dem klinischen

Umfeld herauszuführen. Die mit der Lähmung verbundene mangelnde Belastung des Herz-Kreislauf-Systems und die ausbleibende Muskelaktivität führen in der Regel zu weiteren medizinischen Leiden wie Muskelschwund, Druckgeschwüren, Knochenschwäche und Herzkrankheiten. Zahlreiche Studien belegen mittlerweile, dass regelmäßiges FES-Fahrradfahren diesen Leiden entgegenwirken kann und teilweise reversibel wirkt [8].

Das Antreiben eines Rades mittels elektrischer Stimulation der großen Beinmuskeln wurde erstmals in den 80er-Jahren mit Hautelektroden [12] demonstriert. Seitdem werden meist kommerzielle statische Ergometer in Kliniken für die Rehabilitation eingesetzt. Diese Systeme sind mit einem Schwungrad ausgestattet, welches eine initiierte Tretbewegung auch bei geschwächter Beinmuskulatur aufrecht erhält.

Speziell für querschnittgelähmte Personen wurden mehrere ortsveränderliche Systeme konstruiert [4; 5; 14; 15; 17], welche dementsprechend kostenintensiv sind. Einige dieser Räder sind mit einem zusätzlichen Hilfsmotor ausgestattet [4; 17], um den Aktionsradius zu vergrößern, Bewegungen zu initiieren und ein „Rückkehren“ auch bei Muskel-

ermüdung zu ermöglichen. Der Motor ersetzt dabei das bei mobilen Geräten nicht vorhandene Schwungrad.

Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Systeme basieren auf der Modifikation kommerziell erhältlicher Liegedreiräder. Dass ein solcher Ansatz zu kostengünstigen und praxistauglichen Systemen mit einer Anwendung außerhalb eines klinischen Umfeldes führen kann, wurde in [1; 10; 11] gezeigt. Eine Tauglichkeitsstudie [6] der in Abschnitt 2 beschriebenen Liegedreiräder mit drei komplett querschnittgelähmten Probanden führte zu der Erkenntnis, dass bereits bei einem geringen Trainingspensum nach 3–4 Monaten Strecken von bis zu 3 km am Stück und Trainingseinheiten von 30–40 Minuten auf dem Ergometer bewältigt werden können.

Der Schwerpunkt dieses Beitrages liegt in der Beschreibung eines neuen Ansatzes zur Regelung der Trittschwindigkeit. Dabei erfolgt eine Anpassung der Stimulationsintensität an die sich ändernden Bedingungen, wie z. B. den Ermüdungsgrad der Muskeln. Die automatische Regulierung der Geschwindigkeit beim Ergometertraining stellt ein unabdingliches Komfortmerkmal dar. Weiterhin ist eine akkurate Regelung der Trittschwindigkeit im Rahmen von Studien zur Untersuchung der therapeutischen und medizinischen Auswirkungen von FES-Dreiradfahren sowie zum Beobachten von Trainingseffekten von Bedeutung. Hierfür sind Messungen mit gleichbleibender Belastung erforderlich. Dies entspricht bei unveränderlichem mechanischen Widerstand einer konstanten Trittschwindigkeit. Folglich ist es wichtig, eine Regelung zu haben, die einfach an jeden Fahrradfahrer angepasst werden kann.

Petrofsky et al. [13] und Schutte et al. [20] verwendeten einen I-Regler mit empirisch ermittelter Verstärkung. In [2] wird ein PID-Regler mit fest eingestellten Parametern beschrieben, dessen Auslegung in Anlehnung an einen Regelkreis durchgeführt wird, der das Schwingen des Unterschenkel-Fuß-Komplexes durch elektrische Stimulation des Quadrizepsmuskels steuert. Eine nichtlineare Fuzzy-Regelung wird in [3] vorgestellt. Alle existierenden Ansätze führen zu Reglern mit fest eingestellten Parametern, ohne fahrerspezifische Anpassungen zu berücksichtigen. Anpassungen erfordern mühsames empirisches Einstellen des Reglers. Allen Ansätzen ist gemeinsam, dass die Stimulationsintensität nur einmal pro Tretzyklus aktualisiert wird.

Im Abschnitt 3 wird ein modellbasierter Ansatz zur Geschwindigkeitsregelung vorgestellt, der eine optimale Auslegung des Reglers für jeden Benutzer ermöglicht. Experimentelle Ergebnisse der Regelung mit querschnittgelähmten Probanden werden in Abschnitt 4 beschrieben.

## 2 Das Fahrer-Dreirad-System

### 2.1 Aufbau und Wirkungsweise

Zwei kommerziell erhältliche Liegedreiräder, kurz Typ I und Typ II [19] genannt, (s. Bilder 1 und 2) wurden für



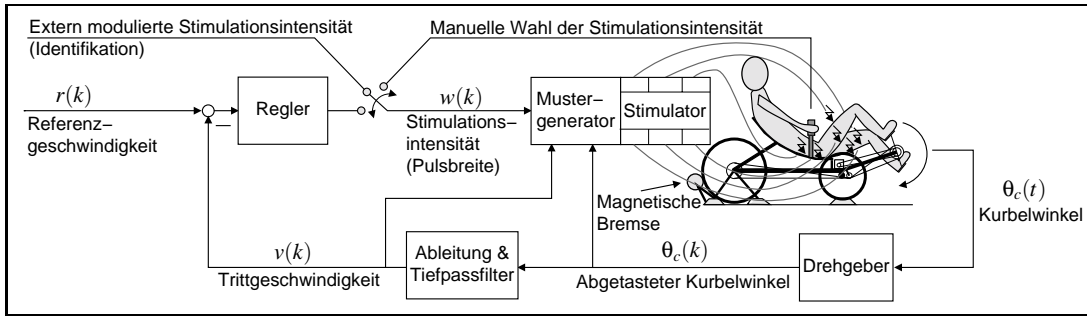
**Bild 1:** Liegedreirad Typ I: Ergometerbetrieb.



**Bild 2:** Liegedreirad Typ II: Querschnittgelähmter Proband beim Fahrradfahren im Freien. Die Halterung für den Laptop ist abhängigbar.

diese Studie modifiziert. Beide Dreiräder sind mit einem absoluten Drehgeber (10-Bit) ausgestattet, welcher durch eine Kette angetrieben wird, die mit einem zusätzlichen linken Kettenblatt verbunden ist. Dieser Aufbau erlaubt die Messung des Kurbelwinkels. Die Trittschwindigkeit  $v(k)$  wird durch Ableitung und Tiefpassfilterung des abgetasteten Winkels  $\theta_c(k)$  berechnet. Speziell angefertigte Orthesen stabilisieren die Fußgelenke und verhindern sagittale Bewegungen der Beine. Der Abstand zwischen Sitz und Pedalen sowie die Kurbelarmlänge sind anpassbar. Beide Dreiräder lassen sich unter Verwendung eines kommerziell erhältlichen Adapters zu stationären Ergometern mit einstellbarem Widerstand und Leistungsmessung umfunktionieren. Somit kann eine flexible Nutzung des Systems sowohl stationär (s. Bild 1) als auch mobil (s. Bild 2) erfolgen. Das Dreirad Typ I ist zusätzlich mit einem elektrischen Hilfsmotor ausgestattet. In einem der Handgriffe ist ein Potentiometer integriert, mit dem die Stimulationsintensität manuell verstellt werden kann. Informationen vom Drehgeber und Potentiometer werden entweder direkt vom Mikrocontroller des portablen Mehrkanalstimulators (8 Kanäle) [16] oder über einen Laptop verarbeitet.

Der Stimulator arbeitete mit einer konstanten Stimulationsfrequenz (20 Hz) und konstanten Stromstärkeamplituden für



**Bild 3:** Systemstruktur des Liegedreirades.

die individuellen Muskelgruppen (bis zu 120 mA), während die Pulsbreite online im Bereich 0–800  $\mu$ s variiert wurde. Im Laptopbetrieb erfolgt eine serielle Kommunikation mit dem Stimulator.

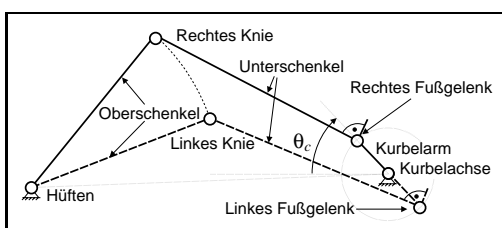
Dreiradfahren von Personen mit motorischer Lähmung der unteren Extremitäten wird durch sequentielle Stimulation der wichtigsten Kniebeuger und -strecker sowie Hüftstrecker realisiert [15]. Hierfür werden 6 Paar selbsthaftende Hautelektroden verwendet. Die Muskeln werden durch elektrische Stimulation entsprechend eines Stimulationsmusters in Abhängigkeit von Kurbelwinkel und Geschwindigkeit ein- und ausgeschaltet.

Um das System zu vereinfachen, wurde eine *einheitliche Pulsbreite* für alle Muskeln verwendet. Dieser Schritt reduziert die Systemstruktur (s. Bild 3) zu einem Eingrößensystem mit der Pulsbreite  $w$  als Eingang und der Trittggeschwindigkeit  $v$  als Ausgang. Die Stimmulationsintensität kann dabei manuell durch den Fahrer oder automatisch im Falle der Geschwindigkeitsregelung oder Identifikationsphase moduliert werden.

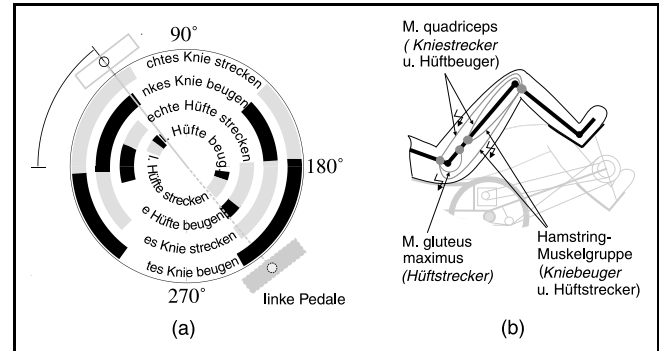
## 2.2 Statisches Stimulationsmuster

Das Stimulationsmuster beschreibt Kurbelwinkelbereiche, in denen Muskelgruppen aktiviert werden. Abschätzungen der Intervalle lassen sich an Hand der Dreiradgeometrie (s. Bild 4) festlegen, indem die Beuge- und Streckbereiche von Knie und Hüfte anhand des Kurbelwinkels beschrieben werden (s. Bild 5(a)). Die mechanische Struktur des Systems kann als fünfstabiges Gestänge mit einem Freiheitsgrad (Kurbelwinkel) aufgefasst werden. Für die Position, in der die Kurbelarme horizontal ausgerichtet sind und der rechte Fuß der Hüfte am nächsten ist, wird dem Kurbelwinkel  $\theta_c$  der Wert Null zugeordnet.

Zur Erzeugung einer Tretbewegung werden die Kniestrecker (durch M. quadriceps), die Kniebeuger (durch die



**Bild 4:** Dreiradgeometrie.



**Bild 5:** (a) Aus der Dreiradgeometrie berechnete Streck- und Beugebereiche der Gelenke, (b) Stimulierte Muskelgruppen beim Liegedreiradfahren mittels Hautelektroden: Erwünschte Muskelfunktionen sind kursiv dargestellt.

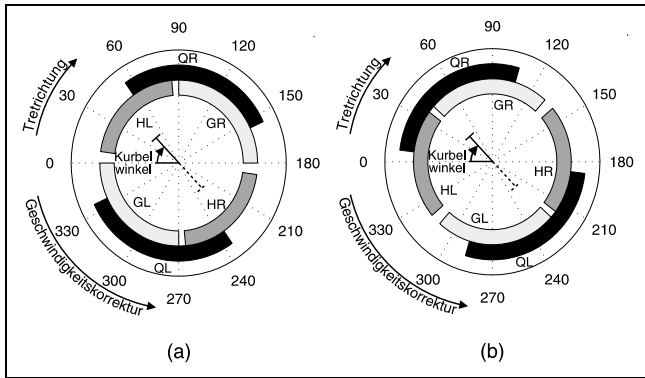
Hamstring-Muskelgruppe) und die Hüftstrecker (durch M. gluteus maximus) aktiviert (s. Bild 5(b)), wenn der Kurbelwinkel entsprechende Bereiche durchschreitet.

Die letztendlich verwendeten Start- und Stoppkurbelwinkel für die Stimulation der in Bild 5(b) dargestellten Muskelgruppen werden anhand statischer Messungen der tangential zur Kurbelrotation angreifenden Kräfte an den Pedalen mittels eines Handkraftmessers ermittelt. Dabei werden die relevanten Muskelgruppen selektiv stimuliert. Eine Aktivierung erfolgt nur in Winkelbereichen, in denen die Stimmulationsintensität bezüglich der erzeugten Kraft vertretbar ist (zur Vermeidung von Verletzungen und verstärkter Muskelermüdung) und keine starke Koaktivierung von Muskeln erfolgt, die der Tretbewegung entgegenwirken (z. B. unerwünschte Hüftbeugung durch Quadrizepsstimulation). Bild 6(a) zeigt das so ermittelte statische Stimulationsmuster für einen Probanden.

Die Kraftmessungen dienen des Weiteren zur Auslegung der konstanten Stromstärken für die Muskelgruppen mit dem Ziel, dass das Gesamtmoment an der Kurbel während einer Umdrehung annähernd konstant ist.

## 2.3 Dynamisches Stimulationsmuster

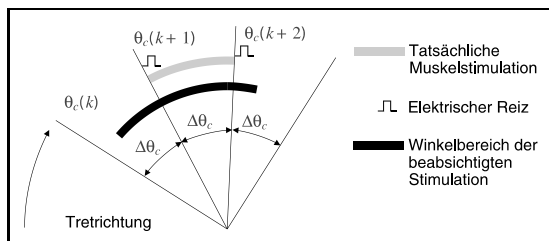
Beim Fahren erfolgt eine dynamische Korrektur des statischen Stimulationsmusters. Totzeiten in der Muskelkontraktion und -relaxation sowie das Verzögerungsverhalten des dynamischen Systems müssen durch ein früheres Senden von Stimulationsimpulsen kompensiert werden,



**Bild 6:** Verwendetes Stimulationsmuster (QL – Quadrizeps links, QR – Quadrizeps rechts, HL – Hamstring links, HR – Hamstring rechts, GL – M. gluteus maximus links, GR – M. gluteus maximus rechts): (a) Statisches Muster, (b) Korrigiertes Muster bei 50 U/min Trittschwindigkeit.

um das Kurbelmoment rechtzeitig für den statisch ermittelten Kurbelwinkelbereich aufgebaut zu haben. Dies entspricht einer Rotation des statischen Musters entgegen der Tretrichtung und proportional zur Geschwindigkeit. Die Latenzzeit beträgt dabei ungefähr 100 ms bis 300 ms. Bild 6(b) zeigt das resultierende Muster bei einer Geschwindigkeit von 50 U/min mit einer Latenzzeit von 130 ms.

Die verwendete Stimulationsfrequenz von 20 Hz stellt einen guten Kompromiss zwischen Muskelermüdungsrate und Verschmelzung der einzelnen Muskelkontraktionen dar, welche beide mit steigender Stimulationsfrequenz zunehmen. Folglich werden nur zu diskreten Zeitpunkten, alle  $T_s = 50$  ms, Entscheidungen über das Senden von Reizen anhand des gemessenen Kurbelwinkels getroffen. Unter der Annahme, dass die Trittschwindigkeit konstant ist, ändert sich der Kurbelwinkel um jeweils  $\Delta\theta_c = v \cdot T_s$ . Die tatsächliche Stimulation kann somit später einsetzen und früher enden als beabsichtigt (s. Bild 7). Der maximale Fehler bezogen auf den Kurbelwinkel ist  $\Delta\theta_c$ . Dieses Phänomen führt zu *periodischen Schwankungen* des Stimulationsverhaltens, wobei die Hauptfrequenz der Trittschwindigkeit entspricht. Des Weiteren kommt es zu einer Verkürzung der Muskelstimulationsintervalle, was durch eine geschwindigkeitsabhän-



**Bild 7:** Einfluss zeitdiskreter Entscheidungsfindung auf die tatsächliche Muskelstimulation: Über eine Reizung des Muskels wird alle 50 ms entschieden, d. h. hier für die Kurbelwinkel  $\theta_c(k), \theta_c(k+1)$  und  $\theta_c(k+2)$ . Dabei ist  $\Delta\theta_c$  der geschwindigkeitsabhängige Kurbelwinkelbereich, der zwischen zwei Stimulationspulsen überschritten wird.

gige Korrektur des Musters teilweise kompensiert werden kann.

### 3 Regelung der Trittschwindigkeit

Die zu regelnde Größe ist die Trittschwindigkeit  $v(k)$ . Als Stellgröße wird die für alle Muskelgruppen gleiche Pulsbreite  $w(k)$  verwendet. Beim Reglerentwurf sind die im Vergleich zur Systemdynamik höherfrequenten Störungen in der Trittschwindigkeit durch das schwankende Kurbelmoment während eines Tretrzyklus zu berücksichtigen. Schwankungen im Kurbelmoment werden durch das simple Stimulationsmuster, die einheitliche Pulsbreite und den zeitdiskreten Charakter der Stimulation verursacht. Durch den Regler müssen zusätzlich Nullpunktverschiebungen und sich sprungförmig ändernde konstante Störungen kompensiert werden. Diese treten auf Grund der Muskelphysiologie (z. B. Ermüdung) und sich ändernder Belastungen (z. B. verschiedener Fahrbahnwiderstand) auf.

#### 3.1 Modellierung

Für den modellbasierten Reglerentwurf wurde die Pulsbreiten-Trittschwindigkeit-Dynamik in Form eines Box-Jenkins-Modells [9] angenommen:

$$v(k) = \underbrace{\frac{q^{-n_k} B(q^{-1})}{F(q^{-1})}}_{H_p(q^{-1})} w(k) + \underbrace{\frac{C(q^{-1})}{D(q^{-1})}}_{H_d(q^{-1})} e(k) \quad (1)$$

$$= x(k) + d(k),$$

wobei  $e(k)$  unkorreliertes weißes Rauschen ist. Die ganze Zahl  $n_k > 0$  gibt die Systemtotzeit von  $n_k$  Abtastschritten an.  $F, B, C$  und  $D$  sind Polynome des Rückwärtsschiebeoperators  $q^{-1}$  ( $q^{-1}v(k) = v(k-1)$ ).

Der Systemausgang  $v(k)$  kann als Superposition einer nur durch die Stellgröße beeinflussten Komponente  $x(k) = H_p(q^{-1})w(k)$  und einer Störung  $d(k) = H_d(q^{-1})e(k)$  angesehen werden. Die Übertragungsfunktionen  $H_p(q^{-1})$  und  $H_d(q^{-1})$  beschreiben folglich den deterministischen bzw. stochastischen Anteil des Systems. Der Gesamteffekt aller realen Störungen und des Messrauschens kann auf eine äquivalente Störung  $d$  reduziert werden. Deterministische Störungen werden durch das Polynom  $D$  beschrieben, das für den Anwendungsfall folgende Struktur hat:

$$D = \underbrace{(1 - q^{-1})}_{\Delta} \underbrace{(1 - 2 \cos(f_d T_s) q^{-1} + q^{-2})}_{D_s} \quad (2)$$

Der Term  $\Delta = (1 - q^{-1})$  wurde gewählt, um den Effekt von Nullpunktverschiebungen und sich sprungförmig ändernde konstante Störungen zu modellieren. Schwankungen der Trittschwindigkeit innerhalb eines Tretrzyklus werden als sinusförmige Störung mit einer Frequenz  $f_d$ , die der Trittschwindigkeit entspricht, beschrieben. Dies erklärt den Term  $D_s = (1 - 2 \cos(f_d T_s) q^{-1} + q^{-2})$  in Gl. (2).

### 3.2 Identifikation

Auf Grund des a priori Wissens (Polynom  $D$ ) müssen nicht alle Parameter des Box-Jenkins-Modells identifiziert werden. Statt dessen wird der deterministische Anteil  $H_p(q^{-1})$  näherungsweise anhand der gemessenen Daten mittels der Methode der kleinsten Fehlerquadrate ermittelt, nachdem Mittelwerte und lineare Drift (auf Grund von Ermüdung) entfernt wurden. Die verbleibenden Störungen im Ausgangssignal sind hochfrequent, so dass die Schätzung nicht allzu sehr fehlerbehaftet ist. Die Bestimmung eines aussagekräftigen Polynoms  $C$  gestaltet sich in der Regel als sehr schwierig, so dass auf eine solche verzichtet wird. Statt dessen wird der Reglerentwurf durch Vorgabe eines selbst gewählten Polynoms  $C$  gezielt beeinflusst.

### 3.3 Reglerentwurf

Eine Reglerstruktur mit zwei Freiheitsgraden wurde gewählt, um Führungs- und Störgrößenverhalten gezielt einstellen zu können. Bild 8 zeigt die Regelkreisstruktur, wobei der Regler durch

$$y(k) = S_d(q^{-1})v(k)$$

$$w(k) = \frac{1}{R_d(q^{-1})}u(k)$$

$$u(k) = \frac{1}{R(q^{-1})} \left( \frac{B_t(q^{-1})}{A_t(q^{-1})}r(k) - S(q^{-1})y(k) \right)$$

gegeben ist. Hier sind  $S_d$ ,  $R_d$ ,  $R$ ,  $S$ ,  $B_t$  und  $A_t$  Polynome des Rückwärtsschiebeoperators  $q^{-1}$  und  $r$  die Referenzgeschwindigkeit. Die Signale  $u$  und  $y$  stellen einen neuen fiktiven Systemein- und Systemausgang dar, welche durch Gewichtung des originalen Ein- und Ausganges gebildet werden. Die Gewichtungfilter  $S_d$  und  $1/R_d$  bestimmen das Verhalten des Regelkreises für bekannte deterministische Störungen. Um den Effekt von konstanten Störungen auf die Trittggeschwindigkeit zu eliminieren wurde  $R_d = \Delta$  gewählt. Eine vollständige Unterdrückung der höherfrequenten sinusförmigen Störung im Ausgangssignal macht wenig Sinn, da die Systemverstärkung in diesem Frequenzbereich sehr klein ist und zu einem unzulässig großen Stellaufwand führen würde. Besser ist es, statt dessen eine Anregung der Stellgröße (Pulsbreite) durch diese Störung zu unterbinden, indem  $S_d = D_s$  (s. Gl. (2)) angesetzt wird.

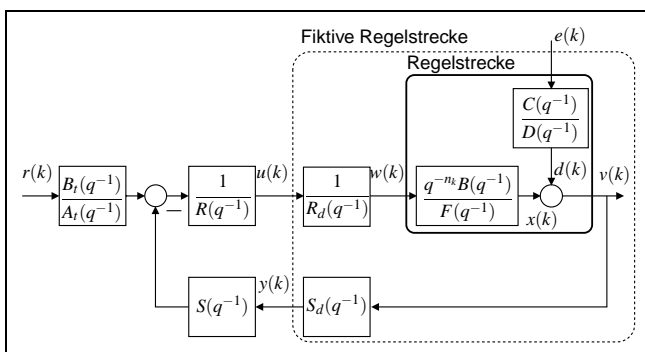


Bild 8: Regelkreisstruktur.

Die Reglerpolynome  $R$  und  $S$  werden durch Lösung eines optimalen Regelungsproblems bestimmt. Das gewählte Gütefunktional  $J$  erlaubt eine einfache Gewichtung der Varianz von fiktiver Ausgangsgröße und fiktivem Stellaufwand und ist gegeben durch

$$J = \mathcal{E} \{ y^2(k) + \rho u^2(k) \}$$

$$= \mathcal{E} \{ (S_d v)^2(k) + \rho (R_d w)^2(k) \},$$

wobei  $\mathcal{E}$  der Erwartungswertoperator und  $\rho > 0$  die Stellaufwandgewichtung ist. Bezogen auf die originale Regelstrecke werden Änderungen in der Pulsbreite und die sinusstörungsfreie Trittggeschwindigkeit bestraft. Die Lösung des Optimierungsproblems wird in dem nachfolgenden Theorem gegeben:

**Theorem 1.** [7] *Das optimale Regelungsproblem hat genau dann eine Lösung, wenn*

- (B1) *die Polynome  $FR_d$  und  $BS_d$  keine gemeinsamen instabilen Faktoren besitzen und*
- (B2) *jeder instabile Faktor des Polynoms  $D$  zugleich ein Faktor des Polynoms  $FR_d$  oder  $BS_d$  ist.*

Die Polynome  $R$  und  $S$  (zusammen mit  $X$ ), welche den minimalen Wert des Gütefunktionals  $J$  liefern, sind dann die Lösung des folgenden Systems gekoppelter Polynomgleichungen

$$q^{-g} D_c(q) S(q^{-1}) + X(q^{-1}) F(q^{-1}) R_d(q^{-1}) = q^{-g} B(q) S_d(q) C(q^{-1}) \quad (3)$$

$$q^{-g} D_c(q) R(q^{-1}) - X(q^{-1}) q^{-nk} B(q^{-1}) S_d(q^{-1}) = \rho q^{-g} F(q) R_d(q) C(q^{-1}), \quad (4)$$

mit der Eigenschaft, dass  $(D_c(q) q^{-g})^{-1} X(q^{-1})$  strikt proper ist. Dabei ist  $g$  die kleinste ganze Zahl, welche die Gleichungen (3)–(4) zu Polynomen des Operators  $q^{-1}$  macht. Das Polynom  $D_c$  ist die stabile Lösung der folgenden Spektralfaktorisierung:

$$D_c(q^{-1}) D_c(q) = B(q^{-1}) S_d(q^{-1}) S_d(q) B(q) + \rho F(q^{-1}) R_d(q^{-1}) R_d(q) F(q).$$

Bedingung (B1) des Theorems 1 lässt sich numerisch leicht überprüfen. Bedingung (B2) ist durch entsprechende Wahl der Filter  $S_d$  und  $1/R_d$  zu erfüllen. Die Lösungen  $R$  und  $S$  der Gl. (3)–(4) erfüllen zudem die folgende Polynomgleichung [7]

$$FR_d R + q^{-nk} BS_d S = D_c C = A_{cl},$$

welche das charakteristische Polynom  $A_{cl}$  des geschlossenen Regelkreises definiert. Es ist erkennbar, dass durch geeignete Wahl des Polynoms  $C$  Pole des geschlossenen Kreises vorgegeben werden können. Die Auslegung dieses Polynoms ist vergleichbar mit dem Beobachterentwurf im Zustandsraum. Für die vorliegende Anwendung wurde zunächst eine Übertragungsfunktion zweiter Ordnung im kontinuierlichen Zeitbereich über Dämpfung (konstant Eins)

und Anstiegszeit  $t_{obs}$  definiert und anschließend diskretisiert. Der Nenner der resultierenden Übertragungsfunktion wurde als  $C$ -Polynom verwendet. Der Vorfilter  $B_t/A_t$  wurde so ausgelegt, dass das Führungsverhalten komplett vom Störgrößenverhalten entkoppelt ist. Dafür werden alle Pole des geschlossenen Kreises gekürzt und neue Pole für das Führungsverhalten mittels eines Nennerpolynoms  $A_m(q^{-1})$  eingeführt, welches mit dem selben Vorgehen wie für das Polynom  $C$  gewählt wurde. Die für das Führungsverhalten festzulegende Anstiegszeit wird mit  $t_{rF}$  bezeichnet. Der Vorfilter ergibt sich somit wie folgt

$$\frac{B_t(q^{-1})}{A_t(q^{-1})} = \gamma \frac{D_c(q^{-1})C(q^{-1})}{A_m(q^{-1})}, \quad \gamma = \frac{A_m(1)}{B(1)},$$

wobei die Konstante  $\gamma$  so gewählt wird, dass die Verstärkung des Regelkreises in Hinsicht auf die Referenz Eins beträgt. Zur Analyse des Entwurfs werden die Frequenzgänge des Regelkreises betrachtet, wobei die Übertragungsfunktionen des Regelkreises wie folgt gegeben sind

$$v(k) = \underbrace{\frac{RR_d F}{A_{cl}}}_{\mathcal{S}} d(k) + \underbrace{\frac{q^{-n_k} B_t B}{A_t A_{cl}}}_{\mathcal{R}} r(k)$$

$$w(k) = \underbrace{\frac{SS_d F}{A_{cl}}}_{\mathcal{W}} d(k) + \frac{B_t F}{A_t A_{cl}} r(k)$$

$$x(k) = \underbrace{\frac{q^{-n_k} SS_d B}{A_{cl}}}_{\mathcal{T}} d(k) + \frac{q^{-n_k} B_t B}{A_t A_{cl}} r(k).$$

Hierbei sind  $\mathcal{S}$  und  $\mathcal{T}$  die Empfindlichkeitsfunktion und komplementäre Empfindlichkeitsfunktion. Erstere beschreibt den Einfluss der Störung  $d$  auf den Systemausgang  $v$  während Letztere den Einfluss der Störung  $d$  auf das Signal  $x$  beschreibt, welches als störungsfreier Systemausgang vor dem Messglied, d.h. auch ohne Messrauschen, aufgefasst werden kann. An Hand der Übertragungsfunktion  $\mathcal{T}$  wird gewöhnlich die Rauschempfindlichkeit des Regelkreises untersucht, während mittels der Übertragungsfunktion  $\mathcal{S}$  das Regelkreisverhalten gegenüber deterministischen Störungen analysiert werden kann. Des Weiteren sind die Übertragungsfunktionen  $\mathcal{W}$  sowie  $\mathcal{R}$  von Bedeutung, die im ersten Fall den Einfluss von Störungen auf die Stellgröße  $w$  und im zweiten Fall das Führungsverhalten beschreiben. Tabelle 1 zeigt, wie das Systemverhalten gezielt beeinflusst werden kann.

**Tabelle 1:** Beeinflussung des Regelkreisverhaltens.

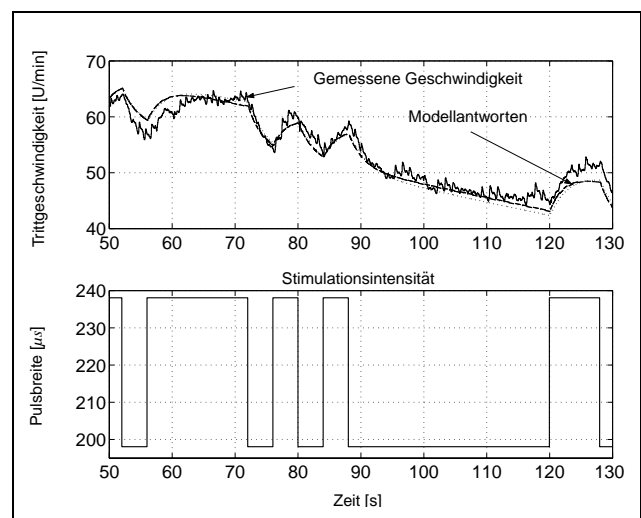
	Führungsverhalten	Störverhalten	Rauschempfindlichkeit
$\rho \uparrow$	–	schlechter	besser
$\rho \downarrow$	–	besser	schlechter
$t_{obs} \uparrow$	–	schlechter	besser
$t_{obs} \downarrow$	–	besser	schlechter
$t_{rF} \uparrow$	schlechter	–	–
$t_{rF} \downarrow$	besser	–	–

## 4 Experimentelle Erprobung der Regelung

Die Trittschwindigkeitsregelung wurde für zwei vollständig gelähmte Probanden im Rahmen einer Tauglichkeitsstudie [6] im Southern General Hospital in Glasgow mit dem Rad Typ I als Ergometer getestet.

### 4.1 Identifikationsergebnisse

Die Abtastfrequenz  $f_s = 20$  Hz der Regelung wurde der Stimulationsfrequenz gleichgesetzt, was ein akkurates Abtasten der im Vergleich zur Systemdynamik (dominante Zeitkonstante von mehreren Sekunden) „hochfrequenten“ sinusförmigen Störung erlaubt. Auf einen Anti-Aliasing-Filter wurde daher verzichtet. Als Testsignale wurden Pseudo-Binär-Rausch-Signale (PRBS) verwendet. Im Bild 9 ist für einen Identifikationstest das Stimulationssignal (unterer Graph) sowie die gemessene Trittschwindigkeit und drei Modellantworten (oberer Graph) dargestellt. Schwankungen der Trittschwindigkeit innerhalb der Tretzyklen sowie ein Abfall der Trittschwindigkeit durch Muskelermüdung sind deutlich zu erkennen. Die Modellantworten sind Mehrschrittprädiktionen anhand des deterministischen Modellteils  $H_p$  ( $\deg F = \{1, 2, 3\}$  und  $\deg B = 1$ ) und beschreiben alle das Systemverhalten ausreichend gut. Folglich wurde das einfachste Modell,  $\deg F = 1$ , für den Reglerentwurf verwendet. Eine Totzeit  $n_k = 3$  wurde durch Korrelationsanalyse [9] ermittelt. Tabelle 2 fasst die Kenngrößen zweier identifizierter Modelle  $M1$  und  $M2$  zusammen, die für die zwei Probanden bei annähernd gleicher Belastung und gleichem Ermüdungsgrad identifiziert wurden. Die prozentual großen Schwankungen in der statischen Verstärkung und der Bandbreite (reflektiert durch die Anstiegszeit) lassen schlussfolgern, dass der Entwurf eines einzelnen robusten Reglers für beide Probanden zu einer allgemeinen Reduzierung der Regelgüte führen würde.



**Bild 9:** Identifikationsergebnisse: Die dargestellten Modellantworten gehören zu Übertragungsfunktionen  $H_p$  mit  $\deg F = \{1, 2, 3\}$  und  $\deg B = 1$ .

**Tabelle 2:** Modelleigenschaften und Reglereinstellparameter.

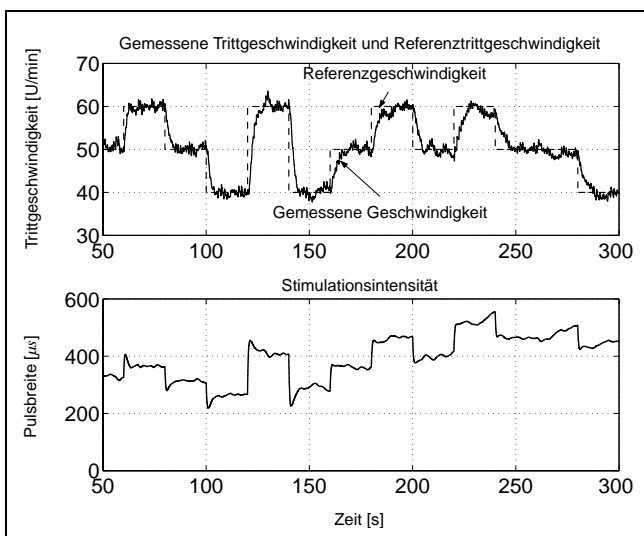
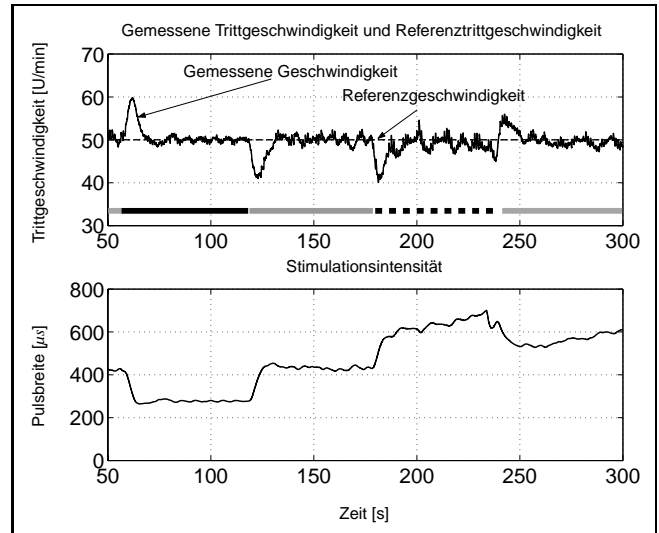
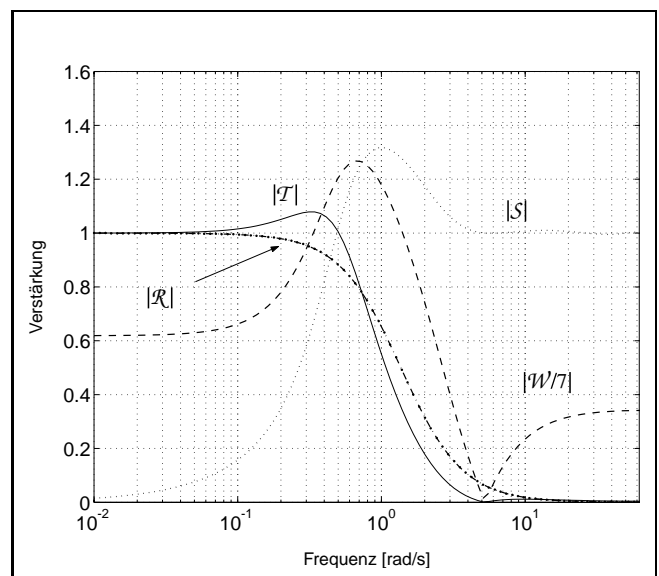
	$H_p(q^{-1})$	Anstiegszeit	DC-Gain
Modell $M1$	$\frac{0,0035q^{-3}}{1-0,985q^{-1}}$	7,29 s	0,23 $\frac{\text{U/min}}{\mu\text{s}}$
Modell $M2$	$\frac{0,0039q^{-3}}{1-0,968q^{-1}}$	4,38 s	0,12 $\frac{\text{U/min}}{\mu\text{s}}$
	$\rho$	$t_{obs}$	$t_{rF}$
Regler	0,1	1 s	2 s

## 4.2 Regelungsergebnisse

Für jeden Probanden wurde ein separater Reglerentwurf an Hand des in Tabelle 2 gegebenen zugehörigen Modells durchgeführt. Nachfolgend werden exemplarisch Ergebnisse für einen Probanden (Modell  $M1$ ) vorgestellt. Der Regler wurde an Hand des Modells  $M1$  und der in Tabelle 2 aufgelisteten Reglereinstellparameter berechnet.

Bild 10 zeigt einen Folgeregelungstest, wobei das Referenzsignal sprunghaft im Bereich 40–60 U/min geändert wurde. Gemessene Geschwindigkeit und Referenz sind im oberen Teil zu sehen, während die Stimulationsintensität im unteren Teil dargestellt ist. Die Trittschwindigkeit folgt relativ genau der Vorgabe mit einer spezifizierten Anstiegszeit von zwei Sekunden. Durch einen allmählichen Anstieg des Pulsbreitenbereiches wird die auftretende Muskelermüdung kompensiert. Im Bild 11 wird das Störgrößenverhalten verdeutlicht. Der Rollwiderstand wurde bei konstanter Referenzgeschwindigkeit sprunghaft variiert. Diese Störungen werden erfolgreich ausgeglet. Höherfrequente Störungen erscheinen am Ausgang weitestgehend unverändert (vergleiche mit Bild 9), aber regen die Stellgröße wie beabsichtigt nicht an.

Die Frequenzgänge des Regelkreises sind im Bild 12 wiedergegeben. Für den Reglerentwurf wurde eine mittlere

**Bild 10:** Test des Folgeregelungsverhaltens bei sprunghafter Änderung der Referenztrittgeschwindigkeit.**Bild 11:** Test des Störgrößenverhaltens bei konstanter Referenz und sprunghafter Veränderung des Rollwiderstandes (grauer Balken: Zeitbereich mit nominalem Rollwiderstand, schwarzer Balken: verringerter Widerstand, gestrichelter schwarzer Balken: erhöhter Widerstand).**Bild 12:** Frequenzgänge des Regelkreises ( $\mathcal{T}$  – komplementäre Empfindlichkeitsfunktion,  $\mathcal{S}$  – Empfindlichkeitsfunktion). Störungen greifen am Systemausgang mit einer der Trittschwindigkeit entsprechenden Frequenz an (z. B. 50 U/min  $\equiv$  5,24 rad/s).

Trittschwindigkeit von 50 U/Min = 5,24 rad/s angenommen, so dass die Verstärkungen der Übertragungsfunktion  $\mathcal{W}$  von der Störung  $d$  zur Stellgröße  $w$  und der komplementären Empfindlichkeitsfunktion  $\mathcal{S}$  an der Frequenz 5,24 rad/s Null und Eins betragen.

## 5 Zusammenfassung

Diese Arbeit hat sich mit der Regelung des Liegedreiradfahrens für querschnittgelähmte Personen auseinandergesetzt. Hierbei wurde die Bewegung der gelähmten Extremitäten durch elektrische Stimulation erzielt. Die Ansteuerung

der Muskeln in Abhängigkeit vom Kurbelwinkel und der Trittggeschwindigkeit wurde analysiert.

Durch eine neue Methode zur Regelung der Trittggeschwindigkeit konnte die Wahl der Stimulationsintensität wesentlich verbessert werden. Der verfolgte Ansatz basiert auf einer linearen Modellierung der Pulsbreiten-Trittggeschwindigkeit-Dynamik und erlaubt eine schnelle Anpassung an den Fahrer und die Lastbedingungen durch experimentelle Identifikation. Mittels Polynommethoden wurde ein optimaler Regler mit zwei Freiheitsgraden entworfen, der Schwankungen der Trittggeschwindigkeit innerhalb der Tretzyklen direkt im Entwurf berücksichtigt. Dadurch kann die Bandbreite des geregelten Systems nahe an den Frequenzbereich dieser „hochfrequenten“ Störungen herangeführt werden. Der vorgestellte Reglerentwurf führt zu einem leicht einstellbaren Regler, der im Vergleich zu einem konventionellen I- oder PID-Regler zu einer deutlich höheren Bandbreite des Regelkreises führt.

Die Regelung soll für Untersuchungen zur Auswirkung eines intensiven Trainingsprogramms auf das Herz-Kreislauf-System der Patienten eingesetzt werden.

## Literatur

- [1] C. Brück. Pedal power. Tomorrow's World, BBC TV program, November 1998.
- [2] J.-J. J. Chen, C.-T. Shih, D.-G. Huang, N.-Y. Yu, M.-S. Ju, and T.-C. Huseh. Development of FES-Cycling System with Closed-loop Control. *Chinese J. Med. Bio. Eng.*, 14(3):195–208, 1994.
- [3] J.-J. J. Chen, N.-Y. Yu, D.-G. Huang, B.-T. Ann, and G.-C. Chang. Applying Fuzzy Logic to Control Cycling Movement Induced by Functional Electrical Stimulation. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 5(2):158–169, 1997.
- [4] M. Gföhler, M. Loicht, and P. Lugner. Exercise tricycle for paraplegics. *Med. & Bio. Eng. & Comp.*, 36(1):118–121, 1998.
- [5] R. M. Glaser, J. A. Bruner, S. D. Feinberg, and S. R. Collins. Locomotion via paralyzed leg muscles, feasibility study for a leg propelled vehicle. *J. Rehab. Res. & Dev.*, 20:53–61, 1983.
- [6] K. J. Hunt, T. Schauer, N.-O. Negård, M. H. Fraser, and W. Stewart. A Pilot Study of Lower-limb FES Cycling in Paraplegia. In *Proc. of the 7th IFESS Conference*, Ljubljana, Slovenia, 2002.
- [7] K. J. Hunt. *Stochastic Optimal Control Theory with Application in Self-tuning Control*. vol. 117 of Lecture Notes in Control and Information Sciences. Springer-Verlag, Berlin, 1989.
- [8] T. W. J. Janssen, R. Glaser, and D. B. Shuster. Clinical Efficacy of Electrical Stimulation Exercise Training: Effects on Health, Fitness, and Function. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 3(3):33–49, 1998.
- [9] L. Ljung. *System Identification*. Prentice Hall, New-Jersey, 2nd edition, 1999.
- [10] T. A. Perkins, N. de N. Donaldson, A. L. Dunkerley, N. Hatcher, A. M. Tromans, and D. E. Wood. Development of Paraplegic Leg Powered Cycling with the Lumbo-Sacral Anterior Root Stimulator Implant. In *Proc. of the 4th IFESS Conference*, Sendai, Japan, 1999.
- [11] T. A. Perkins, N. Donaldson, R. Fitzwater, G. Phillips, and D. E. Wood. Leg powered paraplegic cycling system using surface functional electrical stimulation. In *Proc. 7th Int. Workshop on FES*, Vienna, Austria, 2001.
- [12] J. S. Petrofsky, H. Heaten, and C. A. Phillips. Outdoor bicycle for exercise in paraplegics and quadriplegics. *J. Biomed. Eng.*, 5(4):292–296, 1983.
- [13] J. S. Petrofsky, C. A. Phillips, H. H. Heaton, and R. M. Glaser. Bicycle ergometer for paralyzed muscle. *J. Clin. Eng.*, 9:13–19, 1984.
- [14] J. S. Petrofsky and J. Smith. Three-wheel cycle ergometer for use by men and women with paralysis. *Med. & Bio. Eng. & Comp.*, 30(3):364–369, 1992.
- [15] C. A. Phillips. *Functional Electrical Rehabilitation*. Springer-Verlag, New-York, 1991.
- [16] G. F. Phillips, J. R. Adler, and S. J. G. Taylor. A portable programmable stimulator for surface FES. In *Proc. of Ljubljana FES Conference*, pages 166–168, Ljubljana, Slovenia, 1993.
- [17] D. J. Pons, C. L. Vaughan, and G. G. Jaros. Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics. *Med. & Bio. Eng. & Comp.*, (27):1–7, 1989.
- [18] D. Popović and T. Sinkjær. *Control of Movement for the Physically Disabled*. Springer, 2000.
- [19] M. Rothe. Engineering development and control design of a system for paraplegic tricycling. Master's thesis, University of Glasgow, Scotland, 2001.
- [20] L. M. Schutte, M. M. Rodgers, F. E. Zajac, and R. M. Glaser. Improving the Efficacy of Electrical Stimulation-Induced Leg Cycle Ergometry: An Analysis Based on a Dynamic Musculoskeletal Model. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 1(2):109–125, 1993.

Manuskripteingang: 8. Februar 2002.

**Dipl.-Ing. Thomas Schauer** war von 1998 bis 2001 als Doktorand am Centre for Rehabilitation Engineering an der University of Glasgow tätig und ist seit Ende 2001 als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme beschäftigt.

Adresse: Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme, Sandtorstr. 1, D-39106 Magdeburg,  
E-Mail: schauer@mpi-magdeburg.mpg.de

**Prof. Kenneth J. Hunt** lehrt am Department of Mechanical Engineering und ist Direktor des Centre for Rehabilitation Engineering (www.mech.gla.ac.uk/~kenh) an der Universität Glasgow. Des Weiteren ist er als Honorarprofessor für klinische Forschung im Southern General Hospital in Glasgow tätig.

Adresse: Department of Mechanical Engineering, University of Glasgow, Glasgow G12 8QQ, Scotland, E-mail: k.hunt@mech.gla.ac.uk

**Dipl.-Ing. Nils-Otto Negård** war von Januar 2000 bis März 2002 als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Centre for Rehabilitation Engineering an der University of Glasgow beschäftigt. Seit April 2002 ist er als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme sowie als Doktorand an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg am Institut für Automatisierungstechnik tätig.

Adresse: Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme, Sandtorstr. 1, D-39106 Magdeburg,  
E-Mail: negaard@mpi-magdeburg.mpg.de

**Mr. Matthew H. Fraser** ist Chefarzt für Rückenmarkverletzungen in der Queen Elizabeth National Spinal Injuries Unit im Southern General Hospital in Glasgow.

Adresse: Queen Elizabeth National Spinal Injuries Unit, Southern General Hospital, Glasgow G51 4TF, Scotland.

**William Stewart** ist Physiotherapeut mit 12 Jahren Erfahrung in der Arbeit mit querschnittgelähmten Patienten. Er ist in der Queen Elizabeth National Spinal Injuries Unit im Southern General Hospital in Glasgow tätig.

Adresse: Queen Elizabeth National Spinal Injuries Unit, Southern General Hospital, Glasgow G51 4TF, Scotland.