

Belastungsregelung bei der Elektrostimulationsergometrie

Power Control of Electrical Stimulation Induced Cycle Ergometry

Thomas Schauer, Robert C. Salbert, Nils-Otto Negård, Kenneth J. Hunt und Jörg Raisch

Für querschnittgelähmte Menschen stellt das Herz-Kreislauf-Training an Fahrradergometern mit Funktioneller Elektrischer Stimulation (FES) der gelähmten unteren Extremitäten eine sich zunehmend etablierende Rehabilitationsmaßnahme dar. Diese Arbeit stellt ein neues Ergometersystem mit Elektrostimulation vor, bei dem die Beine zusätzlich durch einen Hilfsmotor unterstützt werden. Durch den Motor kann ein isokinetisches Training realisiert werden. Der Patient arbeitet in diesem Fall mit den elektrisch stimulierten Muskeln gegen den Motor, der die Trittschwindigkeit konstant hält. Für die gezielte Anpassung der Belastung durch die Elektrostimulation wurde ein sich selbst einstellender Momentenregler entwickelt. Der Reglerentwurf erfolgt anhand der online identifizierten linearen Übertragungsfunktion zwischen Stimulationsintensität und gemitteltem muskulären Antriebsmoment. Erste experimentelle Ergebnisse mit einem neurologisch intakten Probanden werden vorgestellt.

Training the cardio-pulmonary system by means of Functional Electrical Stimulation (FES) induced leg cycle ergometry represents a recent method for the rehabilitation of spinal cord injured patients. This contribution presents a newly developed ergometer system with electrical stimulation. The device is equipped with an auxiliary motor to support the movement of the legs. Using the motor, an isokinetic training can be realised. The motor maintains the cadence at a desired level while the cyclist is working against the motor aiming to accelerate the crank by the FES induced active drive moment. The work rate is controlled in this case by a self-tuning moment controller which adjusts the stimulation intensity. The controller design is based on an online identified linear transfer-function between stimulation intensity and averaged active drive torque. Preliminary experimental results with a neurologically intact subject are presented.

Schlagwörter: Medizintechnik, Self-Tuning Regler, erweitertes Kalman-Filter

Keywords: Biomedical engineering, self-tuning control, extended Kalman filter

1 Einleitung

Läsionen des zentralen Nervensystems, wie Querschnittslähmung oder Schlaganfall, führen zu einem teilweisen oder vollständigen Verlust der motorischen Funktionen. Die damit zwangsläufig verbundene Bewegungsinaktivität schwächt das Herz-Kreislauf-System und erhöht das Risiko von Folgeerkrankungen. Das Training an Fahrradergometern mit Funktioneller Elektrischer Stimulation (FES) der gelähmten Muskulatur stellt einen sinnvollen Rehabilitationsansatz dar, der zur Verbesserung der geschwächten kardio-pulmonalen Fitness dienen kann [7].

Die Kontraktion der noch intakten Muskulatur wird durch elektrische Reizung der die Muskeln innervierenden motorischen Nerven mittels selbstklebender Hautelektroden eingeleitet. Die künstlichen Reize ersetzen dabei die fehlende Ansteuerung des zentralen Nervensystems. Beim Fahrradfahren erfolgt die Stimulation der einzelnen Muskelgruppen in Abhängigkeit vom Kurbelwinkel und von der Trittschwindigkeit. In der Regel werden pro Bein drei bis vier Muskelgruppen so aktiviert, dass über den vollständigen Winkelbereich ein möglichst großes positives Antriebsmoment erzeugt wird. Die Abhängigkeit der Muskelaktivierung von der Trittschwindigkeit erklärt sich aus der Totzeit und Dynamik der Muskelkontraktionen. Die

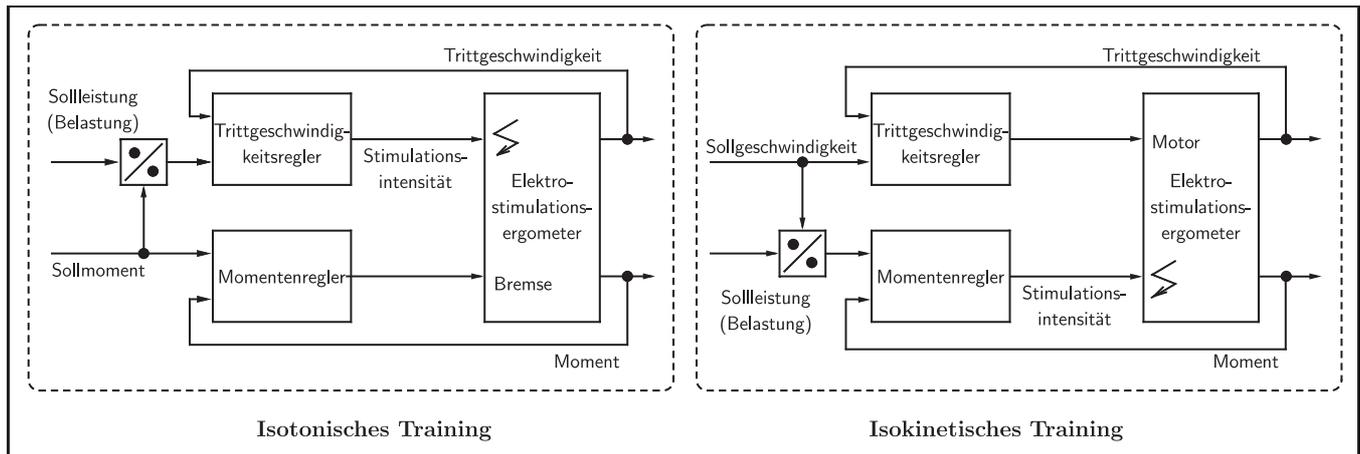


Bild 1: Vergleich von isotonischem und isokinetischem Training (Belastung = Moment \times Trittschwindigkeit).

Bestimmung und Optimierung der Stimulationsmuster sind Gegenstand der aktuellen Forschung [4; 9].

Für Paraplegiker wurden in den USA bereits kommerzielle Ergometer (Ergys2 (Therapeutic Alliances Inc.) und Stim Master Galaxy (Electrologic of America StimMaster Inc.)) mit Elektrostimulation entwickelt. Diese Geräte sind jedoch in Europa als Medizinprodukte nicht zugelassen. Beide Ergometersysteme besitzen ein Schwungrad, um Totpunkte im Kurbelmoment zu überwinden. Realisiert wird ein *isotonisches* Training, bei dem ein konstantes Widerstandsmoment am Schwungrad vorgegeben wird (siehe Bild 1). Das Einhalten einer konstanten Belastung bei vorgegebenem Widerstandsmoment erfolgt über die Realisierung einer konstanten Trittschwindigkeit. Verschiedene Regelungskonzepte wurden untersucht, um die Trittschwindigkeit mittels Elektrostimulation der Muskeln gezielt zu beeinflussen [2; 8].

Auf Grund des einfachen Stimulationsmusters und der wenigen aktivierten Muskelgruppen ist die Erzeugung eines runden Tritts problematisch. Unter einem runden Tritt versteht man dabei das gleichmäßige Treten und Ziehen der Pedale. Sind die Trittschwindigkeit und das Trägheitsmoment groß genug, so stellt dies nicht unbedingt ein Problem dar. Bei kleineren Trittschwindigkeiten (< 35 U/min) kann es jedoch bei zu großen Totpunkten im Antriebsmoment zum Stoppen der Tretbewegung kommen. Eine Regelung der Trittschwindigkeit beim isotonischen Training mit weniger als 35 U/min konnte bisher praktisch nicht realisiert werden. Der Bereich von 15–35 U/min ist jedoch besonders für Patienten mit ausgeprägter Spastik interessant. Da Spastik als gesteigerter, geschwindigkeitsabhängiger Dehnungswiderstand der Skelettmuskulatur zu verstehen ist, empfiehlt sich ein Training mit möglichst kleiner Trittschwindigkeit. So kann eine ungewollte Anregung der Spastik eventuell verhindert werden.

Ein weiterer Nachteil des isotonischen Trainings ist, dass durch die Muskelstimulation mindestens die Grundreibung im System kompensiert werden muss. Patienten mit fortgeschrittener Muskelatrophie sind dazu oft nicht in der Lage. Sehr kleine Belastungen können somit gar nicht realisiert werden.

Um die Probleme des isotonischen Trainings zu vermeiden, bietet es sich an, ein *isokinetisches* Trainingsgerät zu verwenden. Hier wird durch das Trainingsgerät mittels eines Motors eine konstante Trittschwindigkeit realisiert und das muskuläre Antriebsmoment durch elektrische Stimulation der Muskulatur geregelt (siehe Bild 1). Hunt et al. [6] haben ein modifiziertes Liegedreirad mit Hilfsmotor mit einem Fahrradtrainer kombiniert, um ein isokinetisches Trainingssystem zu realisieren. Die Verwendung eines kommerziellen Ergometers mit Hilfsmotor wird in [3] beschrieben.

Die Regelung des muskulären Antriebsmoments beim isokinetischen Training stellt einen Schwerpunkt dieses Beitrages dar. Hunt et al. [6] schlagen eine experimentelle Systemidentifikation zur Bestimmung der Stimmulationsintensität-Momenten-Dynamik vor. Basierend auf dem gewonnenen Modell wird anschließend ein digitaler Reglerentwurf durchgeführt. Dieses Vorgehen führt zu einem patienten-angepassten Regler. Offline Identifikation vor jedem Training ist jedoch zeitaufwendig. Es ist fragwürdig, ob dieser Aufwand praktisch zu vertreten ist. Die Verwendung eines festen einmal entworfenen Reglers würde jedoch zu Einbußen in der Regelgüte führen, da eine Änderung der Streckenverstärkung in Abhängigkeit von der Platzierung der Elektroden, dem Trainingseffekt und dem aktuellen Muskelzustand zu erwarten ist.

Hauptziel der hier vorgestellten Arbeit war es, einen Regler zu entwickeln, der sich automatisch an den Patienten anpasst. Im Abschnitt 2 wird ein Self-Tuning-Regler für die Momentenregelung vorgestellt. Der Abschnitt 3 beschreibt ein neu entwickeltes Trainingssystem für die Elektrostimulationsergometrie, welches für die experimentellen Untersuchungen eingesetzt wurde. Erste Ergebnisse mit der neuen Belastungsregelung für einen neurologisch intakten Probanden werden im Abschnitt 4 präsentiert.

2 Belastungsregelung

Die Belastung (Leistung) beim Fahrradfahren ist als Produkt von Trittschwindigkeit ω und muskulärem Antriebsmoment M_a definiert:

$$P(t) = \omega(t) \cdot M_a(t). \quad (1)$$

Für den betrachteten Fall des isokinetischen Trainings wird die Trittggeschwindigkeit mittels eines geregelten Gleichstrommotors konstant gehalten.

Für eine vorgegebene Sollbelastung $P^r(t)$ ergibt sich bei konstanter Geschwindigkeit $\omega = \omega^r$ als Sollmoment

$$M_a^r(t) = P^r(t)/\omega^r. \quad (2)$$

Es ist jedoch nicht sinnvoll, $M_a^r(t)$ durch elektrische Stimulation exakt zu erzeugen. Realistischer ist der Versuch, das mittlere muskuläre Antriebsmoment des letzten Tretzyklus als zu regelnde zeitdiskrete Ausgangsgröße $y(k/\omega^r)$ zu verwenden:

$$y(k/\omega^r) = \omega^r \int_{t=(k-1)/\omega^r}^{k/\omega^r} M_a(t) dt, \quad k \in \mathbb{Z}. \quad (3)$$

Die Referenz $r(k/\omega^r)$ für diese Größe wird dann als

$$r(k/\omega^r) = M_a^r(k/\omega^r) \quad (4)$$

angenommen. Die damit verbundenen Abtastungen der Referenz bzw. Berechnungen der Regelgröße erfolgen immer für den gleichen Kurbelwinkel, im konkreten Fall zum Null-Grad-Kurbelwinkel. Zur Vereinfachung wird im Folgenden nur das Argument k verwendet, wobei die ganze Zahl k dem Index der Tretzyklen entspricht.

Das muskuläre Antriebsmoment wird über die Stimulationsintensität beeinflusst, die von den Größen Stromstärke, Impulsbreite und Stimulationsfrequenz abhängt. Im konkreten Anwendungsfall wird nur die Impulsbreite ($0 \dots 500 \mu\text{s}$) moduliert und als Stellgröße u verwendet. Da alle Muskeln mit derselben Impulsbreite u stimuliert werden, haben wir es trotz mehrerer Aktuatoren (Muskeln) mit einem Eingrößensystem zu tun. Jedem Stimulationskanal wird jedoch eine konstante individuelle Stromstärke ($0 \dots 125 \text{ mA}$) zugewiesen, um eine muskelspezifische Gewichtung der einzelnen Stimulationsintensitäten zu realisieren. Ist ein Muskel während des Fahrradfahrens aktiviert, wird er mit einer festgelegten Frequenz ($10 \dots 50 \text{ Hz}$) und Stromstärke sowie der vom Regler ermittelten Impulsbreite gereizt.

Die Stellgröße u ist beschränkt. Die untere Grenze \underline{u} stellt die minimale Impulsbreite dar, die für die Erzeugung eines Antriebsmoments notwendig ist. Physiologisch gesehen ist es die Reizschwelle der Nervenfasern. Die obere Beschränkung \bar{u} ist in der Regel durch die Stimulatortechnik bedingt und liegt unterhalb der Impulsbreite, bei der die maximale Anzahl von Muskelfasern aktiviert ist und keine zusätzliche Kraftentwicklung durch Erhöhung der Stimulationsintensität erreicht werden kann.

Eine Änderung der Stimulationsintensität $u(k)$ zum Zeitpunkt $t = k/\omega^r$ wirkt sich unmittelbar und nahezu linear auf den nächsten Tretzyklus aus. Das Systemverhalten lässt sich daher für die nicht in der Sättigung befindliche Stellgröße durch

$$y(k) = bq^{-1}(u(k) - \underline{u}) = bq^{-1}u(k) - b\underline{u} \quad (5)$$

näherungsweise beschreiben, wobei q^{-1} der Rückwärtschiebeoperator ($q^{-1}v(k) = v(k-1)$) ist. Die Streckenverstärkung b ist von Patient zu Patient verschieden und hängt auch von anderen sich täglich ändernden Faktoren wie der Elektrodenplatzierung ab. Der zweite Parameter des Modells, \underline{u} kann einfach durch rampenförmige Erhöhung der Stimulation bestimmt werden. Die Impulsbreite, für die das aktive muskuläre Antriebsmoment größer Null wird, wird als \underline{u} festgelegt.

Anmerkungen zum Modell: Die Annahme einer konstanten Verstärkung b ist zweifelsohne eine Vereinfachung. Eine von der Intensität abhängige Verstärkung würde die Realität genauer beschreiben. Auch die Vernachlässigung jeglicher Dynamik (ausgenommen die einem Tretzyklus entsprechende Totzeit) stellt eine Vereinfachung dar. Für einige Muskelgruppen beginnt die Stimulation bereits vor dem Null-Grad-Kurbelwinkel. Da die Muskelstimulation immer bei Null-Grad-Kurbelwinkel-Durchgängen neu berechnet und angepasst wird, erhalten diese Muskeln erst die alte und dann die neue Impulsbreite. Dies wird den direkten Einfluss der Stellgröße auf das aktive Antriebsmoment des nächsten Zyklus auf Grund der Muskeldynamik etwas mindern.

Bei bekannter Stellgrößenbeschränkung \underline{u} lässt sich die Streckenverstärkung b sehr schnell online mittels *Recursive Least Squares* (RLS) unter Verwendung eines Vergessensfaktors λ schätzen:

$$\hat{b}(k) = \hat{b}(k-1) + K(k) (\tilde{y}(k) - \hat{b}(k-1) (u(k-1) - \underline{u})) \quad (6)$$

$$K(k) = \frac{P(k-1) (u(k-1) - \underline{u})}{(\lambda + (u(k-1) - \underline{u})^2 P(k-1))} \quad (7)$$

$$P(k) = (1 - K(k) (u(k-1) - \underline{u})) P(k-1)/\lambda. \quad (8)$$

Dabei ist $\hat{b}(k)$ die geschätzte Verstärkung. Als Parameter des Schätzalgorithmus sind die anfängliche Varianz $P(0)$, der initiale Schätzwert $\hat{b}(0)$ und der Faktor λ zu wählen. Die Messung $\tilde{y}(k)$ ist gegeben durch

$$\tilde{y}(k) = y(k) + n(k), \quad (9)$$

wobei $n(k)$ unkorreliertes weißes Messrauschen darstellt. Der Abschnitt 3 beschreibt, wie das mittlere muskuläre Antriebsmoment des letzten Tretzyklus konkret bestimmt wird.

Anhand des aktuell geschätzten Streckenmodells kann nun in jedem Abtastzeitpunkt, also nach jedem Tretzyklus, ein digitaler Momentenregler entsprechend den gegebenen Regelkreisspezifikationen angepasst werden [1]. Momentenregelung und Geschwindigkeitsregelung werden dabei völlig unabhängig voneinander betrachtet. Dieses Vorgehen ist gerechtfertigt, da die Geschwindigkeitsregelung im Vergleich zur Momentenregelung eine viel höhere Bandbreite aufweist.

Bild 2 zeigt die Struktur des Momentenregelkreises, wobei der Regler durch

$$u(k) = \text{sat} (T(q^{-1}, k) r(k) - S(q^{-1}, k) \tilde{y}(k) + (1 - R(q^{-1}, k)) u(k)) \quad (10)$$

gegeben ist. Hier sind S und R Polynome des Rückwärtschiebeoperators q^{-1} , die nach jedem Tretzyklus k neu berechnet werden:

$$R(q^{-1}, k) = 1 + r_1(k)q^{-1} + \dots + r_{n_r}(k)q^{-n_r} \quad (11)$$

$$S(q^{-1}, k) = s_0(k) + s_1(k)q^{-1} + \dots + s_{n_s}(k)q^{-n_s} \quad (12)$$

Der Vorfilter $T(q^{-1})$ stellt ebenfalls ein Polynom dar. Intern besitzt der Regler ein Modell der Stellgrößenbeschränkung

$$u(k) = \text{sat}(v(k)) = \begin{cases} \underline{u} & v(k) < \underline{u} \\ v(k) & \underline{u} \leq v(k) \leq \bar{u} \\ \bar{u} & v(k) > \bar{u} \end{cases} \quad (13)$$

wodurch ein mögliches Wind-up von Reglerintegratoren vermieden wird.

Der konstante Ausdruck $-bu$ im Modell (5) kann als konstante Störung aufgefasst werden. Durch Einführung eines integralen Anteils im Regler mit

$$R(q^{-1}, k) = (1 - q^{-1}) \bar{R}(q^{-1}, k) \quad (14)$$

lässt sich diese Störung einfach kompensieren. Bei Muskelermüdung wird es zu Änderungen in der Streckenverstärkung kommen. In Abhängigkeit vom verwendeten Faktor λ und der Regelkreisbandbreite können sowohl der Regler als auch die Self-Tuning-Schleife auf diesen Vorgang reagieren. Um diese gefährliche Konkurrenzsituation zu vermeiden, empfiehlt es sich, die Bandbreite der Parameterschätzung sehr klein, d. h. λ möglichst groß ($0,98 \leq \lambda \leq 1$), im Vergleich zur Reglerbandbreite zu wählen.

Weitere Störungen am Systemausgang, wie z. B. generierte Kurbelmomente durch spinale Reflexaktivitäten, lassen sich in der Größe $d(k)$ zusammenfassen. Um sicher zu stellen, dass höherfrequente Störungen oder Messrauschen die

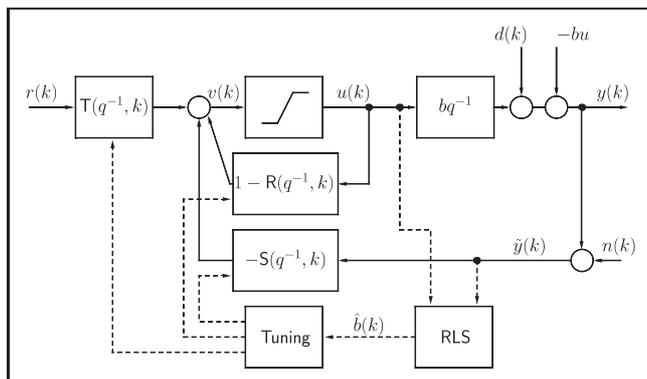


Bild 2: Struktur des Momentenregelkreises.

Stellgröße nicht stark anregen, wurde das Zählerpolynom des Reglers wie folgt gewählt:

$$S(q^{-1}, k) = (1 + q^{-1}) \bar{S}(q^{-1}, k) \quad (15)$$

Im ersten Reglerentwurfsschritt wird das Störgrößenverhalten des Systems betrachtet. Die Reglerpolynome \bar{R} und \bar{S} werden durch Polvorgabe für den geschlossenen Kreis bestimmt. Das charakteristische Polynom A_{cl} ist gegeben durch

$$A_{cl}(q^{-1}) = (1 - q^{-1}) \bar{R}(q^{-1}, k) + (1 + q^{-1}) \bar{S}(q^{-1}, k) \hat{b}(k) q^{-1} \quad (16)$$

mit der Spezifikation

$$A_{cl}(q^{-1}) = A_o(q^{-1}) A_r(q^{-1}) = 1 + a_{cl1} q^{-1} + a_{cl2} q^{-2}$$

wobei $A_o(q^{-1})$ und $A_r(q^{-1})$ hier Polynome erster Ordnung sind. Durch Lösen der Diophantischen Gleichung (16) ergibt sich

$$\bar{R}(q^{-1}, k) = 1 + (a_{cl1} - a_{cl2} + 1) / 2 q^{-1} \quad (17)$$

$$\bar{S}(q^{-1}, k) = (a_{cl1} + a_{cl2} + 1) / (2 \hat{b}(k)) = s_0(k), \quad (18)$$

wobei nur der Parameter $s_0(k)$ modellabhängig ist.

Der zweite Reglerentwurfsschritt ist die Realisierung eines vorgegebenen Führungsverhaltens. Dieses wird in Form einer Übertragungsfunktion

$$H_r(q^{-1}) = \frac{q^{-1} A_r(1)}{A_r(q^{-1})} \equiv \frac{y(k)}{r(k)} \quad (19)$$

definiert. Es handelt sich hierbei um ein System erster Ordnung mit einer Totzeit von einem Abtastzeitschritt und der Verstärkung Eins. Durch folgende Wahl des Vorfilters T lässt sich das gewünschte Führungsverhalten realisieren:

$$T(q^{-1}, k) = \frac{A_r(1) A_o(q^{-1})}{\hat{b}(k)} \quad (20)$$

Der Vorfilter kürzt den zu $A_o(q^{-1})$ gehörenden Pol des geschlossenen Kreises.

Das Einstellen des Reglers erfolgt über die Polynome $A_o(q^{-1})$ und $A_r(q^{-1})$, welche über Anstiegszeiten äquivalenter kontinuierlicher Systeme erster Ordnung spezifiziert werden:

$$A_o(q^{-1}) = 1 - \exp(-1/n_o) q^{-1} \quad (21)$$

$$A_r(q^{-1}) = 1 - \exp(-1/n_r) q^{-1} \quad (22)$$

Tabelle 1: Beeinflussung des Regelkreisverhaltens.

Anstiegszeit [Tretzyklen]	Führungsverhalten	Störverhalten	Rauschempfindlichkeit
$n_o \uparrow$	–	schlechter	besser
$n_o \downarrow$	–	besser	schlechter
$n_r \uparrow$	langsamer	schlechter	besser
$n_r \downarrow$	schneller	besser	schlechter

Hierbei sind n_o und n_r die Anstiegszeiten, angegeben in ganzen Tretzyklen. Tabelle 1 zeigt, wie das Systemverhalten gezielt beeinflusst werden kann.

3 Experimentelle Umsetzung

3.1 Gerätetechnik

Das entwickelte Ergometersystem besteht aus dem Ergometer THERA-vital der Firma medica Medizintechnik GmbH, dem 8-Kanalstimulator RehaStim der Firma HASOMED GmbH und einem Laptop. Mit Ausnahme des Laptops handelt es sich hierbei um in Europa zugelassene Medizinprodukte (CE zertifiziert).

Patienten können das Ergometer vom Rollstuhl aus betreiben. Zur Stabilisierung der Fußgelenke und zum Fixieren der Beine in der sagittalen Ebene sind am Ergometer spezielle Orthesen angebracht. Das Ergometer verfügt über einen Hilfsmotor. Die interne Geschwindigkeitsregelung (PI-Regler) des Ergometers wurde zur Realisierung des isokinetischen Trainings im Bereich 10...60 U/min verwendet. Über serielle Kommunikation lässt sich das Ergometer ansteuern und es können Systemzustände ausgelesen werden. Die unkalibrierten Größen Trittgeschwindigkeit ω^{*unkal} und Motormoment M_M^{*unkal} werden mit ca. 50 Hz erfasst und simultan an den Laptop gesendet. Hierbei handelt es sich um verrauschte Messungen, was durch das hochgestellte Zeichen * gekennzeichnet wird. Leider verfügt das Ergometer nicht über einen hinreichend genauen Winkelsensor. Im System ist nur eine Scheibe mit sechs verschiedenen großen schwarzen und weißen Sektoren

fest auf der Tretlagerwelle montiert. Ein am Ergometerahmen befindlicher optischer Sensor erfasst die Sektorfarbe. Ändert sich der Sektor und somit die Farbe auf Grund einer Rotation der Scheibe, so wird dieses Ereignis über die serielle Schnittstelle zusammen mit der aktuellen Farbe signalisiert. Bei annähernd konstanter Geschwindigkeit können aus den bekannten Segmentgrößen und Farben den Sektorübergängen feste Winkelwerte zugeordnet werden. Es liegt somit eine ereignisdiskrete Winkelmessung vor. Im nächsten Abschnitt wird ein erweitertes Kalman-Filter vorgestellt, bei dem durch Sensorfusion der Kurbelwinkel geschätzt und die verrauschten Geschwindigkeits- und Motormomentmessungen gefiltert werden.

Anhand der gefilterten Trittgeschwindigkeit $\hat{\omega}$ und dem geschätzten Kurbelwinkel $\hat{\varphi}$ wird entschieden, welche Muskeln stimuliert werden müssen. Der Vektor der Muskelaktivierungen wird mit der für alle Muskeln einheitlichen Impulsbreite multipliziert. Der Mehrkanalstimulator wird letztendlich über die galvanisch entkoppelte USB-Schnittstelle angesprochen. Im Bild 3 sind die typischen Stimulationsorte am Bein gekennzeichnet (Pos. 1 bis 4).

Für die im Abschnitt 4 vorgestellten Untersuchungen wurden die Regelung und Signalverarbeitungsroutinen (siehe nächster Abschnitt) auf dem Laptop mit Matlab/Simulink in weicher Echtzeitumgebung unter Linux realisiert. Die Algorithmen sind jedoch auch im Stimulator lauffähig. Dafür wurden die Routinen auf dem Mikroprozessor (Texas Instruments MSP430) des Stimulators in Fixed-Point-Arithmetik implementiert.

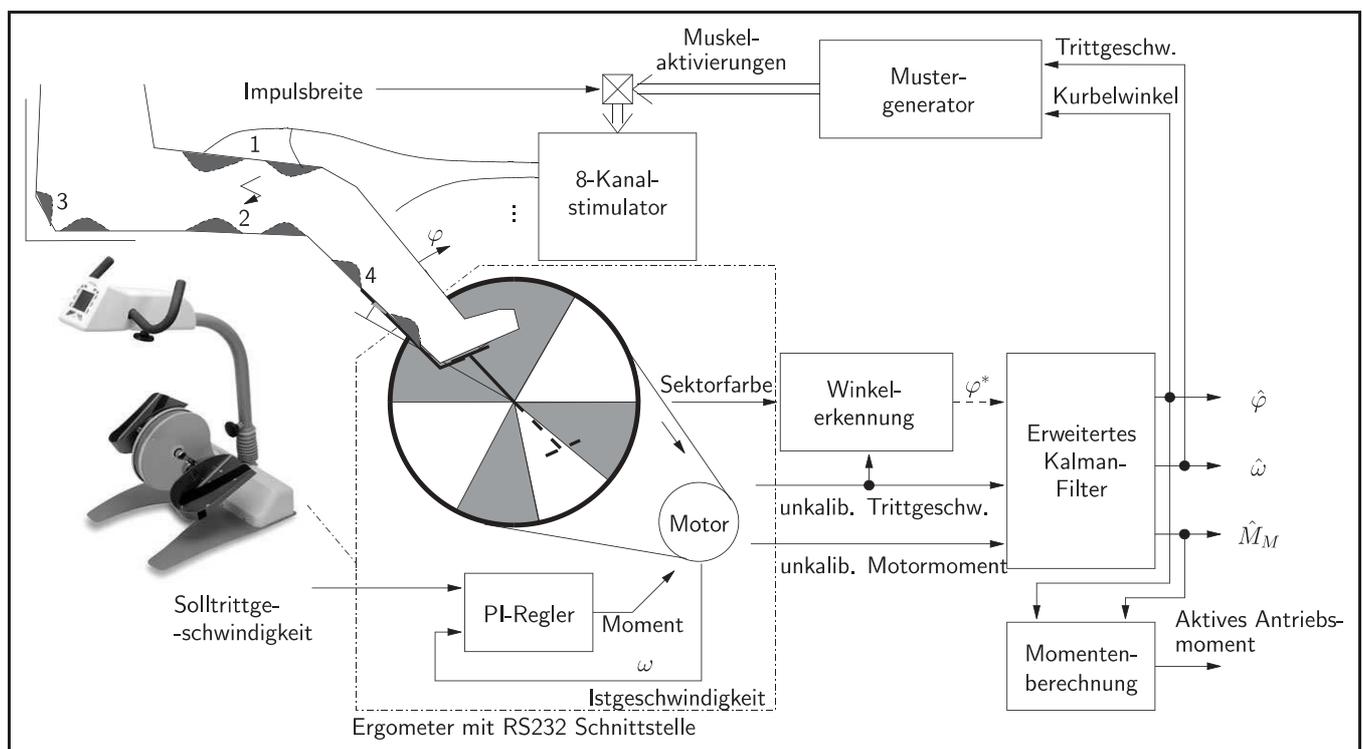


Bild 3: Gerätetechnisches Konzept und Signalverarbeitung der Ergometersignale. Für das isokinetische Training wurde die interne Geschwindigkeitsregelung des Ergometers genutzt.

3.2 Signalverarbeitung

3.2.1 Kalibrierung des Motormoments und der Trittggeschwindigkeit

Die kalibrierte Messung des Motormoments M_M^* stellt ein lineares Abbild des verrauschten unkalibrierten Motormoments dar:

$$M_M^* = k_{M_1} M_M^{*unkal.} + k_{M_2}. \quad (23)$$

Zur Bestimmung der Koeffizienten k_{M_1} und k_{M_2} wurden für verschiedene konstante Geschwindigkeiten bekannte Gewichte mit der Tretkurbel gehoben und gesenkt. Anhand der berechneten Motormomente wurden die Koeffizienten mittels der Methode der kleinsten Fehlerquadrate geschätzt.

Die Trittggeschwindigkeitsmessungen sind ebenfalls zu korrigieren durch

$$\omega^* = k_\omega \omega^{*unkal.}, \quad (24)$$

wobei der Faktor k_ω von der Motorbelastung abhängig ist.

3.2.2 Erweitertes Kalman-Filter

Eine genügend genaue Schätzung oder Messung des Kurbelwinkels ist für die Elektrostimulation unbedingt erforderlich. Um auch zwischen den ereignisdiskreten Winkelmessungen genaue Schätzungen für den Kurbelwinkel zu haben, wurde ein zeitdiskretes erweitertes Kalman-Filter (EKF) angewandt.

Neben dem Winkel wird durch das EKF eine Filterung der Messgrößen (Geschwindigkeit und Moment) sowie eine Schätzung des Proportionalitätsfaktors k_ω erzielt.

Das zeitdiskrete Zustandsraummodell für die interessierenden Signale lautet

$$\omega^{unkal.}(l+1) = \omega^{unkal.}(l) + w_\omega(l) \quad (25a)$$

$$\varphi(l+1) = \varphi(l) + T_k k_\omega(l) \omega^{unkal.}(l) \quad (25b)$$

$$k_\omega(l+1) = k_\omega(l) + w_{k_\omega}(l) \quad (25c)$$

$$M_M(l+1) = M_M(l) + w_{M_M}(l), \quad (25d)$$

wobei l der Index der Abtastzeitpunkte und T_k die Abtastzeit sind. Die nicht kalibrierte Trittggeschwindigkeit $\omega^{unkal.}(l)$, der Kalibrierungsfaktor $k_\omega(l)$ und das kalibrierte Motormoment $M_M(l)$ werden als *Random Walk* mit den Varianzen R_{w_ω} , $R_{w_{k_\omega}}$ und $R_{w_{M_M}}$ für die nicht korrelierten weißen Rauschsignale $w_\omega(l)$, $w_{k_\omega}(l)$ und $w_{M_M}(l)$ modelliert. Die Einführung des Zustandsrauschens garantiert die Konvergenz der Zustandsschätzung, auch wenn das Kalman-Filter schon längere Zeit läuft. Die Systemgleichung (25b) für den Winkel beschreibt die zeitdiskrete Integration der kalibrierten Trittggeschwindigkeit ($k_\omega(l)\omega^{unkal.}(l)$).

Die Zustände des EKF lassen sich in dem Vektor $\mathbf{x}(l)$ wie folgt zusammenfassen:

$$\mathbf{x}(l) = [\omega^{unkal.}(l) \quad \varphi(l) \quad k_\omega(l) \quad M_M(l)]^T. \quad (26)$$

Der Zusammenhang zwischen den Messgrößen und den Zuständen ist gegeben durch

$$\mathbf{y}(l) = \begin{bmatrix} \omega^{*unkal.}(l) \\ \varphi^*(l) \\ M_M^*(l) \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} \delta_1(l) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \delta_2(l) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \delta_1(l) \end{bmatrix}}_{\mathbf{H}(l)} \mathbf{x}(l) + \underbrace{\begin{bmatrix} \delta_1(l) & 0 & 0 \\ 0 & \delta_2(l) & 0 \\ 0 & 0 & \delta_1(l) \end{bmatrix}}_{\mathbf{L}(l)} \underbrace{\begin{bmatrix} v_\omega^{unkal.}(l) \\ v_\varphi(l) \\ v_{M_M}(l) \end{bmatrix}}_{\mathbf{v}(l)}. \quad (27)$$

Hierbei ist $\varphi^*(l)$ die Winkelmessung. Die Signale $v_\omega^{unkal.}(l)$, $v_\varphi(l)$ und $v_{M_M}(l)$ stellen das Messrauschen für die unkalibrierte Trittggeschwindigkeit, den Kurbelwinkel und das kalibrierte Motormoment dar. Als Abtastzeit wurde $T_k = 5$ ms gewählt. Das Signal $\delta_1(l)$ ist eins, falls eine simultane Messung von Trittggeschwindigkeit und Motormoment zur Verfügung steht (Messfrequenz ca. 50 Hz), ansonsten null. Im Fall einer ereignisdiskreten Winkelmessung ist das Signal $\delta_2(l)$ eins, ansonsten null.

Die Zustandsgleichungen lassen sich kompakt schreiben als

$$\mathbf{x}(l+1) = \mathbf{f}(\mathbf{x}(l)) + \mathbf{w}(l) \quad (28)$$

mit

$$\mathbf{f}(\mathbf{x}(l)) = \begin{bmatrix} x_1(l) \\ x_2(l) + T_k x_3(l) x_1(l) \\ x_3(l) \\ x_4(l) \end{bmatrix} \quad (29)$$

und

$$\mathbf{w}(l) = [w_\omega(l) \quad 0 \quad w_{k_\omega}(l) \quad w_{M_M}(l)]^T. \quad (30)$$

Das Zustandsraummodell ist nichtlinear, sodass ein erweitertes Kalman-Filter wie folgt zur Anwendung kommt [5]:

Korrektur der Kovarianzmatrix des Schätzfehlers:

$$\hat{\mathbf{P}}(l) = \tilde{\mathbf{P}}(l) - \tilde{\mathbf{P}}(l) \mathbf{H}(l)^T \cdot (\mathbf{H}(l) \tilde{\mathbf{P}}(l) \mathbf{H}(l)^T + \mathbf{R}_v)^{-1} \mathbf{H}(l) \tilde{\mathbf{P}}(l) \quad (31)$$

Korrektur der Zustandsschätzungen nach Messungen:

$$\hat{\mathbf{x}}(l) = \tilde{\mathbf{x}}(l) + \hat{\mathbf{P}}(l) \mathbf{H}(l)^T \mathbf{R}_v^{-1} (\mathbf{y}(l) - \mathbf{H}(l) \tilde{\mathbf{x}}(l)) \quad (32)$$

Propagierung des Systemzustandes:

$$\tilde{\mathbf{x}}(l+1) = \mathbf{f}(\hat{\mathbf{x}}(l)) \quad (33)$$

Propagierung der Kovarianzmatrix des Schätzfehlers:

$$\tilde{\mathbf{P}}(l+1) = \Phi(l) \hat{\mathbf{P}}(l) \Phi^T(l) + \mathbf{R}_w \quad (34)$$

mit

$$\Phi(l) = \left. \frac{\partial \mathbf{f}(\mathbf{x}(l))}{\partial \mathbf{x}(l)} \right|_{\mathbf{x}(l) = \hat{\mathbf{x}}(l)}$$

In den Gleichungen des EKF steht $\tilde{}$ für *a priori* Größen (vor der Messung) und $\hat{}$ für *posteriori* Größen (nach der Messung). Die Matrizen \mathbf{R}_w und \mathbf{R}_v sind die Kovarianzmatrizen der Rauschvektoren \mathbf{w} und \mathbf{v} .

3.2.3 Aktives Antriebsmoment

Bei konstanter Geschwindigkeit kann folgende Momentenbilanz angenommen werden:

$$M_P(t) + M_A(t) + M_M(t) = 0 \quad (35)$$

wobei M_P das passive Moment (Reibung, Gravitation usw.), M_A das aktive Antriebsmoment der Beinmuskulatur und M_M das Motormoment sind. Um eine Aussage über das Moment M_A treffen zu können, wird für eine vorgegebene Trittggeschwindigkeit bei rein passivem Antrieb (nur Motor) zunächst das dem passiven Moment entsprechende Motormoment aufgenommen. Dieses wird anschließend mittels einer Look-Up-Table (LUT) als Funktion des Kurbelwinkels angenähert.

$$\hat{M}_P(\varphi) = -\hat{M}_M(\varphi) = \text{LUT}(\varphi), \text{ für } M_A(\varphi) = 0, \quad (36)$$

wobei natürlich die Schätzungen des EKF verwendet werden. Folglich ergibt sich das geschätzte aktive Moment durch

$$\hat{M}_A(t) = -\hat{M}_M(t) - \hat{M}_P(\varphi(t)). \quad (37)$$

Das gemessene aktive Moment des letzten Tretzyklus ergibt sich dann durch

$$y(k) = \omega^r \int_{t=(k-1)/\omega^r}^{k/\omega^r} -\hat{M}_M(t) - \hat{M}_P(\varphi(t)) dt. \quad (38)$$

4 Ergebnisse

Das entwickelte Ergometersystem wurde zunächst mit einem neurologisch intakten Probanden getestet. Kniestrecker und -beuger beider Beine wurden mit einer Stromstärke von 45 mA und einer Frequenz von 20 Hz stimuliert. Für eine Trittggeschwindigkeit von 40 U/min ist im Bild 4 das Ergebnis der Belastungsregelung dargestellt. Als Parameter wurden $n_o = 4$ und $n_r = 6$ verwendet. Die Solltrajektorie konnte vom Probanden nicht gesehen werden und wurde

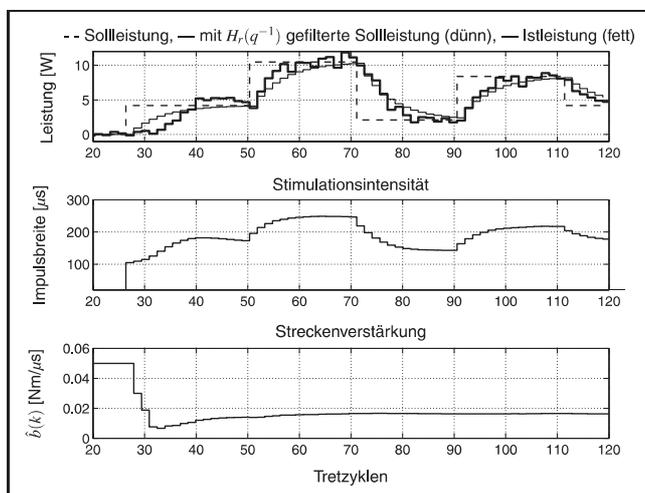


Bild 4: Belastungsregelung mit dem Self-Tuning Regler.

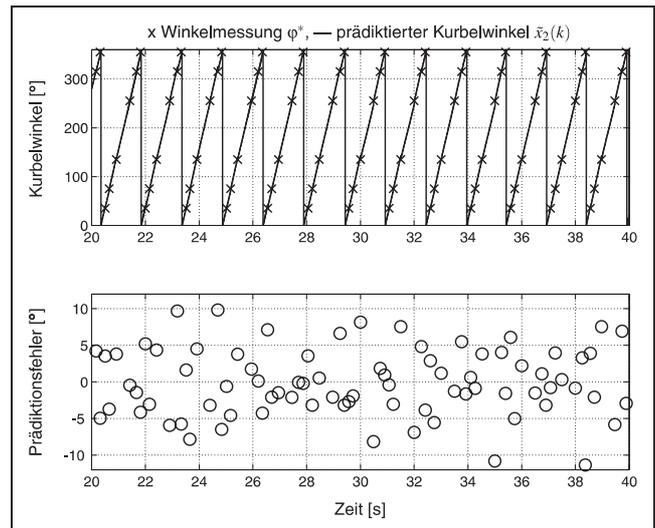


Bild 5: Ergebnis der Kurbelwinkelschätzung.

so gewählt, dass die damit verbundene Stimulation toleriert wurde. Während der ersten 25 Tretzyklen wurde das passive Moment $\hat{M}_P(\varphi)$ bestimmt. Der RLS-Algorithmus und die Regelung setzen anschließend ein. Es ist zu erkennen, dass \hat{b} sehr schnell geschätzt wird. Das spezifizierte Führungsverhalten ($n_r = 6$) wird nach dem zweiten Sprung der Referenz bereits realisiert. Es ist deutlich zu erkennen, dass Messrauschen und/oder höherfrequente Störungen auftreten. Die Bandbreite des Regelkreises wurde so gewählt, dass höherfrequente Störungen die Stellgröße (Impulsbreite) nicht stark anregen.

Das Ergebnis der Winkelschätzung ist im Bild 5 wiedergegeben. Der Mittelwert und die Standardabweichung des Prädiktionsfehlers waren $-0,11^\circ$ bzw. $4,22^\circ$ für den gesamten Regelungstest.

5 Diskussion und Zusammenfassung

Für die Elektrostimulationsergometrie wurde ein Self-Tuning-Regler vorgestellt, welcher die Belastung beim isokinetischen Training über die Intensität der Stimulation regelt. Existierende Lösungen für die Belastungsregelung verwenden entweder einen robusten Regler, der zu einem Regelkreis mit kleiner Bandbreite und langsamer Anpassung der Elektrostimulation führt, oder einen modellbasierten Ansatz, der eine offline Identifikation der Regelstrecke erfordert. Im Gegensatz dazu liefert die präsentierte Lösung automatisch einen für den Patienten optimal ausgelegten Regler. Eine wichtige Erkenntnis ist, dass es für den Reglerentwurf ausreichend ist, den Zusammenhang zwischen Elektrostimulation und aktivem Antriebsmoment durch ein sehr einfaches lineares Modell zu beschreiben. Das Modell umfasst nur einen unbekannt Parameter, die Streckenverstärkung, und lässt sich damit auch bei konstantem Eingangssignal online schätzen. Der Ansatz wurde erfolgreich experimentell getestet. Das dafür entwickelte Trainingssystem basiert auf einem handelsüblichen Ergometer

mit Hilfsmotor. Auf Grund der angewandten Methodik zur Winkelschätzung konnte das Ergometer ohne geräte-technische Modifikation für die Elektrostimulationsergometrie verwendet werden. Algorithmen zur Regelung und Stimulationsmustererzeugung wurden bereits im Stimulator auf Mikroprozessorbasis implementiert, sodass ein für die klinische Praxis taugliches System ohne erforderliche PC-Einbindung geschaffen wurde. Experimentelle Untersuchungen mit querschnittgelähmten Probanden sind geplant.

Danksagung

Die vorliegende Arbeit wurde im Rahmen des InnoRegio Netzwerkes InnoMed vom Bundesministerium für Bildung und Forschung gefördert. Die Autoren danken den Firmen HASOMED und medica Medizintechnik für ihre Unterstützung.

Literatur

- [1] K.J. Åström and B. Wittenmark. *Computer-Controlled Systems: Theory and Design*. Prentice-Hall, 3rd edition, 1997.
- [2] 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.
- [3] C. Fornusek, G.M. Davis, P.J. Sinclair, and B. Milthorpe. Development of an Isokinetic Functional Electrical Stimulation Cycle Ergometer. *Neuromodulation*, 7(1):56–64, 2004.
- [4] M. Gföhler and P. Lugner. Dynamic Simulation of FES-Cycling: Influence of Individual Parameters. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 12(4):398–405, 2004.
- [5] M.S. Grewal and A.P. Andrews. *Kalman Filtering*. Wiley-Interscience, 2001.
- [6] K.J. Hunt, B. Stone, N.-O. Negård, T. Schauer, M.H. Fraser, A.J. Cathcart, C. Ferrario, S. Grant, and S.A. Ward. Control Strategies for Integration of Electrical Motor Assist and Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Cycling: Utility for Exercise Testing and Mobile Cycling. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 12(1):89–101, 2004.
- [7] T.W.J. Janssen, R.M. Glaser, and D.B. Shuster. Clinical efficacy of electrical stimulation exercise training: effects on health, fitness, and function. *Top. Spinal Cord Injury Rehab.*, 3(3):33–49, 1998.
- [8] T. Schauer, K.J. Hunt, N.-O. Negård, M.H. Fraser, and W. Stewart. Regelung der Trittggeschwindigkeit beim Liegedreiradfahren von Querschnittgelähmten. *at – Automatisierungstechnik*, 50(6):271–278, 2002.
- [9] J. Szecsi, S. Krafczyk, M. Fiegel, and S. Straube. Radfahren mit Querschnittlähmung – Anpassung des Fahrrades sowie Optimierung des elektrischen Stimulationsmusters. *Orthopädie-Technik*, (2):100–103, 2005.

Manuskripteingang: 4. Mai 2005.

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

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

Dipl.-Ing. Robert C. Salbert ist als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme sowie als Doktorand an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg am Lehrstuhl für Systemtheorie technischer Prozesse tätig.

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

Dipl.-Ing. Nils-Otto Negård ist als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme sowie als Doktorand an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg am Lehrstuhl für Systemtheorie technischer Prozesse tätig.

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

Prof. Dr.-Ing. Jörg Raisch leitet den Lehrstuhl für Systemtheorie technischer Prozesse an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg und die Fachgruppe System- und Regelungstheorie am Max-Planck-Institut für Dynamik komplexer technischer Systeme.

Adresse: Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Institut für Automatisierungstechnik, Postfach 4120, 39016 Magdeburg,
E-Mail: raisch@mpi-magdeburg.mpg.de