

**9. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
29. bis 30. Oktober 2010 in
Zürich**



**„Ein iterativ lernender Regler für den Magnetresonanz-
kompatiblen Stepper MARCOS“**

Christoph Hollnagel, Heike Vallery, Andreas Brunschweiler, Rainer Schädler, Robert Riener
Labor für Sensomotorische Systeme, ETH Zürich, Zürich, Schweiz

Heike Vallery, Robert Riener
Medizinische Fakultät, Uniklinik Balgrist, Universität Zürich, Zürich, Schweiz

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 279 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 9. Workshop, Tagungsband“
Editors: Robert Riener, Heike Vallery, Serge Pfeifer
ISBN: 978-3-18-327917-3
Pages: 43-44

Ein iterativ lernender Regler für den Magnetresonanz-kompatiblen Stepper MARCOS

Christoph Hollnagel¹, Heike Vallery^{1,2}, Andreas Brunschweiler¹, Rainer Schädler¹ und Robert Riener^{1,2}

¹Labor für Sensomotorische Systeme, ETH Zürich, Zürich, Schweiz

²Medizinische Fakultät, Uniklinik Balgrist, Universität Zürich, Zürich, Schweiz

Einleitung

Die Effekte der einzelnen Therapiebestandteile für Schlaganfall- und rückenmarksverletzte Patienten sind bis heute, ebenso wie Mechanismen, die zu einer Degenerierung der Nervenzellen während immobiler Phasen führen, unzureichend bekannt. Einblicke in diese Effekte und Mechanismen können helfen, insbesondere robotergestützte Therapien [1] effektiver zu gestalten. Für entsprechende Untersuchungen haben wir MARCOS (**M**agnetic **R**esonance **C**ompatible **S**tepper) entwickelt (Abb. 1), der die Beine von



Abb. 1: MARCOS bei Messungen im MRT-Scanner

liegenden Probanden in Form eines gangähnlichen Schreitmusters bewegt und eine Kraft auf die Fußsohle appliziert, während ein Magnetresonanztomograph (MRT) die Hirnaktivität misst [2]. Um den hohen Anforderungen bei der Benutzung von MARCOS im MRT-Scanner gerecht zu werden, besteht MARCOS aus MR-kompatiblen Materialien und wird von pneumatischen Zylindern angetrieben. Die Zylinder sind über sieben Meter lange Schläuche mit den Steuerungsventilen außerhalb des Scannerraumes verbunden. Die damit verbundene Totzeit sowie die nichtlinearen Eigenschaften der Mechanik, der Ventile, der Schläuche, der Zylinder und nicht zuletzt der menschlichen Anatomie erschweren die Regelung des Systems. Dieser Beitrag beschreibt die nichtlineare Regelung von MARCOS mit einem iterativ lernenden Regler.

Methoden

Mechanik und Aktuierung von MARCOS

Während der Messung liegt der Proband auf der Scannerliege. Die Knie des Probanden sind über Manschetten und

jeweils einen Kraftsensor mit einem drehbar gelagerten, senkrecht hängenden Zylinder verbunden, die Füße über jeweils einen Schuh und Kraftsensor mit Zylindern in Richtung einer in der Höhe und Orientierung verstellbaren Linearführung (Abb. 2). Über die Position und Ausrichtung der Linearführung lässt sich die gekoppelte Trajektorie von Knie- und Hüftwinkel ändern. Diese Trajektorien sind der Bewegung im gesunden Gangbild angenähert [2]. Die Bewegung des Kopfes wird durch Hüftfixierung, Schultergurte und Kopfschale minimiert und stört die Bildqualität nicht. Die Zylinder an den Knien des Probanden werden über

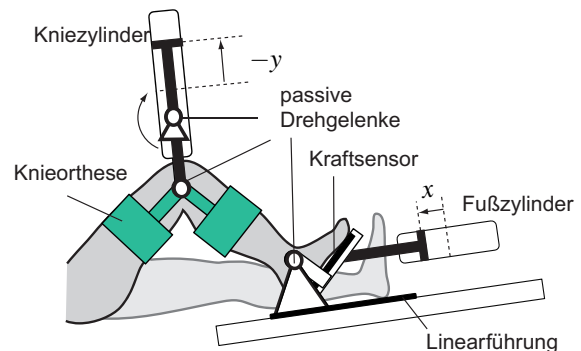


Abb. 2: Zylinderanordnung von MARCOS

Proportionalwegventile geregelt (Flussregelung). Die Stellgröße u_K gibt dazu die Ventilöffnung vor. Die Zylinder am Fuß werden über Proportionaldruckventile geregelt (Druckregelung). Die Stellgröße u_F ist der gewünschte Solldruck, der von einem in das Ventil integrierten Regler eingestellt wird. Das Druckventil ist mit der rechten Kammer (Abb. 2) verbunden, während die andere Kammer auf Atmosphärendruck liegt. Dieser Aufbau mit zwei Zylindern für nur einen Bewegungsfreiheitsgrad pro Bein erlaubt die Regelung von Position und Fußkraft unabhängig voneinander.

Regelung

Das Regelungskonzept kombiniert eine lineare Ausgangsrückführung mit einer iterativ lernenden Vorsteuerung, die die periodische Bewegung im Gerät für zyklische Verbesserung ausnutzt.

Ausgangsrückführung: Eine Ausgangsrückführung regelt die Position y des Zylinders am Knie mit einem P-Regler über die Proportionalwegventile:

$$u_{KR} = P_K(y_{soll} - y_{ist}). \quad (1)$$

Davon unabhängig erfolgt die Kraftregelung mit dem Fußzylinder über die Proportionaldruckventile und einem P-Regler mit Vorsteuerung:

$$u_{FR} = (F_{soll} + P_F(F_{soll} - F_{ist}) + kF_{soll}x)/A. \quad (2)$$

Die Division durch die Kolbenfläche A wandelt die Zylinderkraft in einen Solldruck. Der Verstärkungsfaktor P_F ändert die Stellgröße proportional zum Kraftfehler. Die Variable x ist die Kolbenposition, wobei $x = 0$ die Mittelstellung angibt (Abb. 2). Der Term $kF_{des}x$ mit einem manuell eingestellten, konstanten Faktor k gleicht Nichtlinearitäten aus, die durch die unterschiedlichen Eigenschaften einer großen bzw. kleinen Zylinderkammer entstehen (ähnlich wie in [3]), denn aus der allgemeinen Gasgleichung

$$pV = mRT \quad (3)$$

lässt sich durch die Ableitung

$$p\dot{V} + \dot{V}p = \dot{m}RT \quad (4)$$

erkennen, dass die Druckänderung im Zylinder abhängig ist von der momentanen Zylinderstellung x :

$$\dot{p} = \frac{1}{Ax}(\dot{m}RT - \dot{V}p). \quad (5)$$

Dies bedeutet, dass in einer größeren Zylinderkammer mit gleichem Massenstrom eine langsamere Druckerhöhung erzeugt werden kann als in einer kleineren. Der Korrekturterm $kF_{des}x$ in (2) wirkt diesem entgegen und stellt einen annähernd linearen Zusammenhang her.

Iterativ lernende Regelung (ILR): Die Zylinder für Kraft- und Positionsregelung sind über das Bein des Probanden mechanisch gekoppelt und beeinflussen sich gegenseitig. Dies und die vorhandenen Totzeiten und Nichtlinearitäten führen dazu, dass mit den genannten einfachen Reglern die gewünschte Regelgüte nicht erreicht wird. Da die Bewegung in MARCOS periodisch ist, bietet sich die Verwendung eines iterativ lernenden Reglers (ILR) an [4]. Der ILR berechnet für jeden Zyklus k eine Vorsteuertrajektorie und verbessert diese iterativ von Zyklus zu Zyklus. Allgemein wird jeweils aus der Fehlertrajektorie e_{k-1} des vorhergehenden Zyklus und der dabei verwendeten Vorsteuertrajektorie u_{k-1} eine neue Vorsteuertrajektorie u_k berechnet [4],

$$u_k(t) = Qu_{k-1}(t) + P_{ILR}e_{k-1}(t + \Delta t), \quad (6)$$

welche zur Erzeugung der Stellgröße u jeweils zum Ausgang u_R des Reglers hinzuaddiert wird:

$$u = u_R + u_{k,ILR}. \quad (7)$$

Die Verschiebung Δt wird dabei so groß gewählt, dass die Totzeit des Systems in etwa kompensiert wird. Das Verfahren ist für das Mehrgrößensystem von Fuß- und Kniezylinder beider Beine implementiert, d.h. sowohl $u(t)$ als auch $e(t)$ sind vierdimensionale Vektoren, und Q und P_{ILR} sind 4×4 -Matrizen. Bisher werden Diagonalmatrizen verwendet, d.h. Kraft- und Positionsregelung sind unabhängig.

Ergebnisse und Diskussion

Zur Evaluierung wurde ein sinusförmiges Sollsignal für die vertikale Position des Knies (2-18 cm, 0 entspricht gestrecktem Bein) und für die Sollkraft (0-100 N) eingeregelt. Der ILR lernte über zehn Zyklen bei $Q = 0.9$. Die Positionsregelung ohne iterativ lernende Vorsteuerung erreicht knapp die gewünschte Amplitude der Bewegung, jedoch nur mit einer Phasenverschiebung, die der ILR verringern kann (Abb. 3 links). Die Kraftregelung folgt der Solltra-

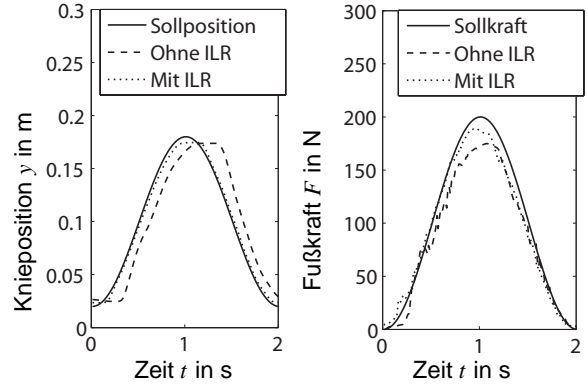


Abb. 3: Soll- und Isttrajektorien von Position und Kraft

jektorie besser mit dem ILR und erreicht die gewünschte Amplitude (Abb. 3 rechts). Der iterativ lernende Regler ist damit in der Lage, Nichtlinearitäten der Mechanik und der Pneumatik, sowie die Totzeit des Systems teilweise zu kompensieren. Weitere Tests haben gezeigt, dass sich der Regler an verschiedene Probanden und Abweichungen im Setup anpasst.

Schlussfolgerungen

Die gewünschte Bewegung der Beine wird trotz der regelungstechnischen Herausforderungen beim Antrieb der Pneumatik mit hoher Güte erzielt. Mit MARCOS ist es nun erstmals möglich, die neuronalen Aktivitäten im Hirn während des Gehens zu messen.

Literatur

- [1] D. J. Reinkensmeyer, D. Aoyagi, J. L. Emken, J. A. Galvez, W. Ichinose, G. Kerdanyan, S. Maneekobkunwong, K. Minakata, J. A. Nessler, R. Weber, R. R. Roy, R. de Leon, J. E. Bobrow, S. J. Harkema, and V. R. Edgerton. Tools for understanding and optimizing robotic gait training. *J. of Rehab. Research and Development*, 43(5):657–670, Aug-Sep 2006.
- [2] C. Hollnagel, N. Yu, A. Blickenstorfer, P. Wolf, V. Dietz, S. Kollias, and R. Riener. A magnetic resonance compatible stepper (MARCOS) for fMRI investigation of gait. In *Proceedings of ISMRM 2009*, Honolulu, 2009.
- [3] Fulin Xiang and Jan Wikander. Block-oriented approximate feedback linearization for control of pneumatic actuator system. *Control Engineering Practice*, 12(4):387–399, 2004.
- [4] Andrew G. Alleyne Douglas A. Bristow, Marina Tharmylin. A survey of iterative learning control. *IEEE Control Systems Magazine*, 26:96–114, 2006.