

**5. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
15.-16. Oktober 2004 in  
Saarbrücken**



**„Kooperative Regelungsstrategien für die  
Gangrehabilitation“**

M. Frey, M. Bernhardt, R. Riener  
Institut für Automatik, ETH Zürich, Zürich, Schweiz  
E-Mail: [Martin.Frey@paralab.balgrist.ch](mailto:Martin.Frey@paralab.balgrist.ch)

M. Frey, M. Bernhardt, G. Colombo, R. Riener  
Forschung Paraplegiologie, Uniklinik Balgrist, Zürich, Schweiz

G. Colombo  
Hocoma AG, Volketswil, Schweiz

Band: „Tagungsband, Automed 2004“  
Editors: W. I. Steudel  
ISBN: 3-00-013509-X  
Pages: 75-76

# Kooperative Regelungsstrategien für die Gangrehabilitation

M. FREY<sup>1,2</sup>, M. BERNHARDT<sup>1,2</sup>, G. COLOMBO<sup>2,3</sup>, R. RIENER<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Institut für Automatik, ETH Zürich  
Physikstrasse 3, CH-8092 Zürich

<sup>2</sup>Forschung Paraplegiologie, Uniklinik Balgrist  
Forchstrasse 340, CH-8008 Zürich

<sup>3</sup>Hocoma AG  
Industriestrasse 4b, CH-8604 Volketswil

E-Mail: [Martin.Frey@paralab.balgrist.ch](mailto:Martin.Frey@paralab.balgrist.ch)

## EINLEITUNG

Bei der Rehabilitation von halbseitengelähmten und inkomplett querschnittgelähmten Patienten hat sich das manuell geführte Laufbandtraining mit Gewichtsentlastung etabliert. Dabei werden die Beine des Patienten von zwei Physiotherapeuten geführt. Deren Körperhaltung ist dabei unergonomisch, die Arbeit anstrengend und ermüdend. Die Dauer und Anzahl der Therapie-sitzungen ist somit begrenzt. Zudem ist die Bewegungsausübung oft physiologisch inkorrekt und nicht wiederholgenau [Colombo2002].

An der Universitätsklinik Balgrist wurde der neuartige Rehabilitationsroboter Lokomat (Hocoma AG, Schweiz, Abb. 1) entwickelt, der das Laufbandtraining automatisiert. Mit Hilfe dieser aktuierten Gangorthese werden die Beine des Patienten positionsgeregelt entlang eines physiologischen Gangmusters bewegt [Colombo2002]. Bei dieser bisher klinisch eingesetzten Regelungsstrategie ist es dem Patienten nicht möglich, die Beinbewegung durch Eigenaktivität zu beeinflussen. Um die Motivation des Patienten zur Eigenaktivität zu erhöhen, wurden bereits Regelungsstrategien entworfen, welche abhängig von der vom Patienten aufbrachten Kraft die Referenztrajektorie adaptieren [Jezernik2004] oder eine Abweichung von der Referenztrajektorie zulassen [Riener2004]. Beide Regelungen lassen eine patienteninitiierte Änderung der Gehgeschwindigkeit nicht zu.



Abb. 1: Automatisiertes Laufbandtraining im Lokomat

Um die Interaktionsmöglichkeit des Patienten mit dem Lokomat zu steigern, wurde eine neuartige patientenkooperative Regelungsstrategie entwickelt und implementiert, die den Patienten mit einem frei wählbaren

Prozentsatz der zum Gehen notwendigen Kraft unterstützt und dessen Beine entlang einer adaptiven Referenztrajektorie führt.

## METHODEN

Die Hardware des Lokomat besteht aus der Beinaktuatorik, der Leistungselektronik und dem Steuerrechner. Hinzu kommt das Laufband und das Gewichtsentlastungssystem. An den Hüft- und Kniegelenken befindet sich je ein leistungsstarker Elektromotor. Redundante Potentiometer messen die Gelenkwinkel  $q$ , Kraftsensoren die Gelenkmomente  $f_{int}$ .

Die Kräfte, welche den Patienten bei seiner Bewegung unterstützen und führen, werden von einem unterlagerten proportionalen Kraftregler mit Vorsteuerung der Sollkraft  $f_d$  eingestellt.

Die Kraft, welche der Patient zur Fortführung der von ihm initiierten Bewegung aufbringen muss, wird mit einem inversen Patientenmodell aus der Stellung von Hüft- und Kniegelenk sowie aus deren zeitlichen Ableitungen berechnet. Das inverse Patientenmodell basiert auf der Lagrange-Beschreibung eines Doppelpendels mit Massenparametern und Steifigkeitsparametern aus der Literatur. Ein Faktor  $k$  legt die prozentuale Kraftunterstützung fest.

Die Kraft, welche den Patienten führt, wird aus einer virtuellen Impedanz  $Z_V$  bestimmt. Die Rückstellkraft  $f_{imp}$  hängt von der Abweichung der Beininstellung des Patienten bezüglich einer adaptierten und geschwindigkeitsvariablen Referenztrajektorie ab.

Für die Kraftregelung muss die aktuelle Interaktionskraft zwischen Patient und Lokomat berechnet werden. Der Patient befindet sich während der Standphase im doppelten Kräftechluss mit der Umgebung: Zum einen über den Lokomat, zum anderen über das Laufband. Daher kann die Interaktionskraft des Beines mit Bodenkontakt nicht berechnet und somit keine Kraftregelung durchgeführt werden. Der Lokomat wird daher während der Standphase positionsgeregelt. Um ein stoßfreies Umschalten von Kraft- auf Positionsregelung zu gewährleisten, wird eine weitere adaptierte Referenztrajektorie berechnet, die zum Umschaltzeitpunkt  $t_0$  die aktuelle Beininstellung  $q(t_0)$  als Referenzwert  $q^*(t_0)$  hat.

Ebenfalls wegen der nicht möglichen Berechnung der Interaktionskraft des Standbeines kann keine Information über Scherkräfte zwischen Fuß und Laufband gewonnen werden. Diese würden Aufschluss über die initiierte

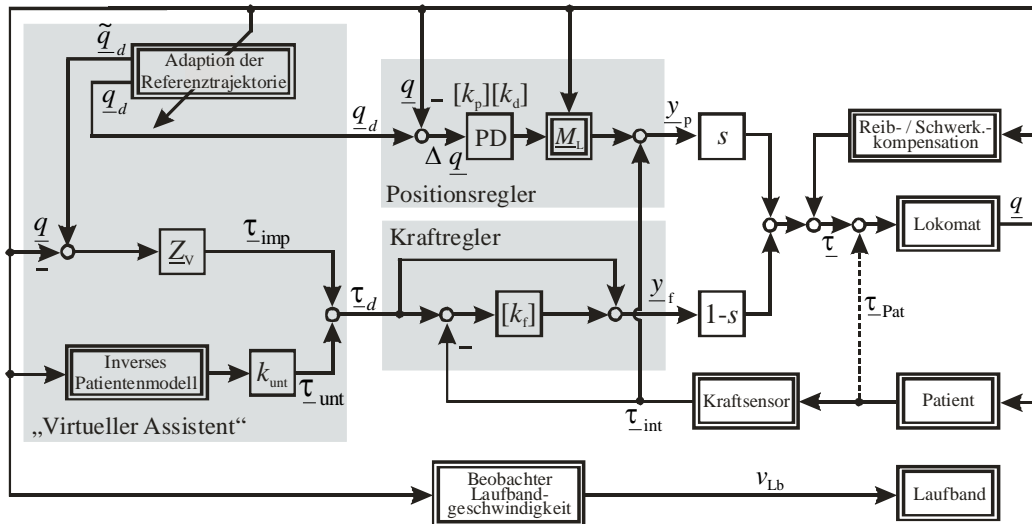


Abb. 2: Kooperative Lokomatregelung

Beschleunigung des Ganges geben. Daher wird die Laufbandgeschwindigkeit mit Hilfe eines Beobachters aus der Bewegung des in der Schwungphase befindlichen Beines geschätzt und vorgesteuert. Zwei Regelschleifen, welche die Schrittweite sowie die Positionen der FüÙe zu Beginn und zum Ende der Standphase bewerten, sorgen für eine Verbesserung der Reaktion des Laufbandes.

## ERGEBNISSE

Simulativ wurden alle vorgestellten Regelschleifen getestet und implementiert. Beim experimentellen Aufbau musste wegen mangelnder Rechenleistung bisher auf die Impedanzschleife zur Führung des Beines verzichtet werden. An gesunden Probanden wurde die schaltende Regelung, bestehend aus kraftunterstützender Regelung und Positionsregelung, getestet (Abb. 3). Ein stoßfreies Umschalten kann gewährleistet werden. Die Steuerung der Laufbandgeschwindigkeit erfolgte nach kurzer Eingewöhnungszeit meist problemlos und intuitiv. Mit einem Patienten, der am Guillain-Barré-Syndrom (schlaÙe Lähmung der Beine mit Reflexschwächung) leidet, wurde die kraftunterstützende Regelung getestet. Ihm fiel das Gehen mit 30 % Kraftunterstützung deutlich

leichter als ohne Lokomat. Einleiten einer Gehbewegung und Stoppen konnte er nach kurzer Eingewöhnungszeit willkürlich bewerkstelligen.

## DISKUSSION

Noch sind zahlreiche Parameter probandenindividuell anzupassen. Besonders die Steuerung der Laufbandgeschwindigkeit ist wegen mangelnder Kraftsensorik im Laufband noch zu wenig robust. Kraftsensoren in den Schuhsohlen oder am Laufband mit einer Kraftregelung des Laufbandes könnten hier eine deutliche Verbesserung der Robustheit und eine Reduktion der zu optimierenden Parameter mit sich bringen. Die Patientenkooperativität der vorgestellten Regelungsstrategie kommt in dreierlei Hinsicht zur Geltung: Durch die Adaption des Verlaufs und der Geschwindigkeit der Referenztrajektorie, durch die Kraft, welche die aktuelle Patientenbewegung unterstützt, und durch die Führung, welche ein physiologisches Gangmuster gewährleistet. Die ersten Tests mit gesunden Probanden und Patienten haben gezeigt, dass die Regelungsstrategie das Potential hat, die Funktionalität des Lokomat deutlich zu erhöhen. Der Roboter verhält sich, ähnlich wie ein Therapeut, adaptiv, unterstützend und führend - also kooperativ.

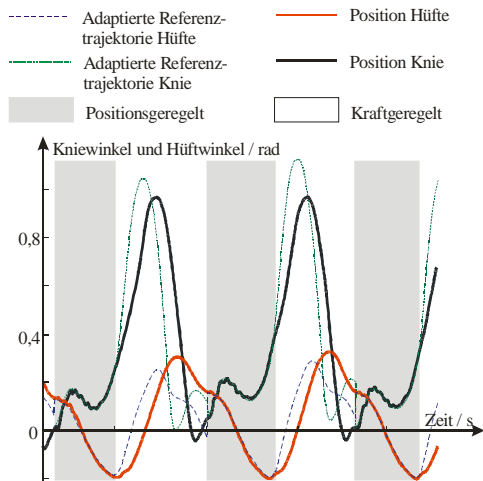


Abb. 3: Schaltende Regelung

## LITERATUR

- [Colombo2002] G. Colombo, M. Jörg, S. Jezernik, "Automatisiertes Lokomotionstraining auf dem Laufband", *Automatisierungstechnik* 50, p 278-295, 2002
- [Jezernik2004] S. Jezernik, G. Colombo, M. Morari, "Automated gait-pattern adaption algorithm for rehabilitation with a 4 DOF robotic orthosis", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, p 574-582, 2004
- [Riener2004] R. Riener, L. Lünenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, V. Dietz, "Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results", *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, submitted, 2004