

**6. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
24.-25. März 2006 in Rostock-  
Warnemünde**



**„Evaluierung Kraftunterstützender Regelungsstrategien für  
die aktuierte Gangorthese Lokomat“**

Mathias Wellner, Joachim v. Zitzewitz, Robert Riener  
ETH Zürich, Zürich, Schweiz  
E-Mail: mwellner@control.ee.ethz.ch

Band: Abstracts der Vorträge des 6. Workshops der Automed 2006  
Editors: T. Ellerbrock  
ISBN: 3-86009-296-0  
Pages: 83-84

## Evaluierung Kraftunterstützender Regelungsstrategien für die aktuierte Gangorthese Lokomat

Mathias Wellner, Joachim v. Zitzewitz, Robert Riener  
ETH Zürich  
CH-8092 Zürich

mwellner@control.ee.ethz.ch

### EINLEITUNG

In den letzten 15 Jahren hat sich Laufbandtraining als Rehabilitationsmethode für Patienten mit Läsionen im zentralen Nervensystem und eingeschränkter Mobilität etabliert. Der Rehabilitationsroboter LOKOMAT (Abb. 1) wurde am Universitätsspital Balgrist entwickelt, um das Laufbandtraining zu automatisieren. Damit ist ein reproduzierbares Training mit wiederholgenauem Bewegungsmuster möglich.



Abbildung 1: Der Laufbandroboter LOKOMAT

Der LOKOMAT besteht aus zwei angetriebenen Beinorthesen, welche mit den Beinen des Patienten verbunden werden.

Im klinischen Einsatz ist der LOKOMAT ausschliesslich positionsgeregelt. Die Beine des Patienten werden somit auf einer vorgegebenen Referenztrajektorie geführt. Die Muskelaktivität des Patienten findet dabei keine Berücksichtigung, unabhängig von den Fähigkeiten des Patienten wird das immer gleiche Bewegungsmuster ausgeführt.

Bisherige Ansätze zur besseren Interaktion mit dem Patienten sind Biofeedback und Impedanzregelung. Das Biofeedback besteht aus einer einfachen Grafik (Smiley), welche je nach Patientenaktivität ein visuelles Feedback gibt. Die Impedanzregelung erlaubt dem Patienten eine gewisse Abweichung von der Solltrajektorie, vergleichbar mit einer einstellbaren Feder (mit viskoelastischen Eigenschaften).

### METHODEN

#### A. Anpassung der Laufbandgeschwindigkeit

Ein Ziel dieser neuen kraftunterstützenden Regelung ist, dass die Patienten ihre Gehgeschwindigkeit intuitiv wählen können.

Die Geschwindigkeitsregelung des Laufbandes basiert auf der Messung der Scherkräfte zwischen Laufband und Füßen. Da diese Kraftkomponente nicht direkt erfasst werden konnte, messen Sensoren im Rahmen des LOKOMAT die auftretenden betragsgleichen Gegenkräfte.

Abbildung 2 zeigt den Admittanzregler, mit welchem die Laufbandgeschwindigkeit angepasst wird. Die gemessene Scherkraft  $F_{ap}$  wird in die einzustellende Geschwindigkeit  $v_c$  umgewandelt und mit Hilfe eines PD-Reglers ausgeregelt.

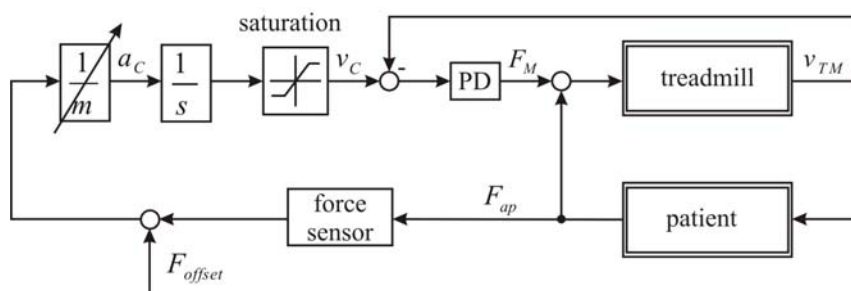


Abbildung 2: Blockdiagramm des Admittanzreglers für die Anpassung der Laufbandgeschwindigkeit

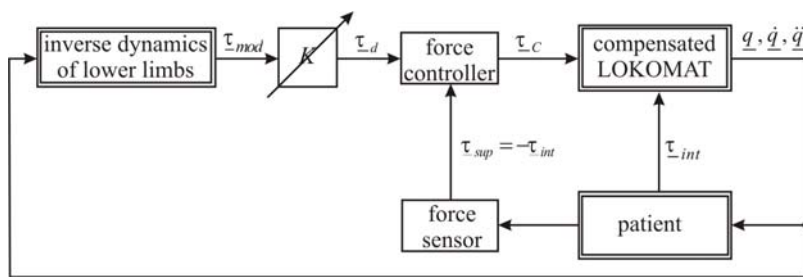


Abbildung 3: Blockdiagramm der kraftunterstützenden Regelung PDMR

### B. Schwingphasenunterstützung

Während der Schwungphase kommt das Prinzip "Patient-Driven Motion Reinforcement" [1] zum Einsatz. Der LOKOMAT misst die Interaktionsmomente  $\tau_{int}$  zwischen Roboter und Patienten, welche als Eingangsgrößen für einen Kraftregler dienen. Der Sollwert  $\tau_d$  wird aus der inversen Kinematik der unteren Gliedmaßen bestimmt. Der Therapeut kann mit Hilfe des Skalierungsfaktors  $K$  (0..100%) den Grad der Unterstützung einstellen. Abb. 3 zeigt das Prinzip dieses Regelungsansatzes.

### C. Standphasenunterstützung

Um das Einknicken des belasteten Beines zu verhindern, wird bei der Standphasenunterstützung das Kniegelenk durch eine „virtuelle Feder“ unterstützt, deren Stärke einstellbar ist. Das Hüftgelenk wird nicht unterstützt, wie beim normalen Gehen wird hier die Körpertragheit genutzt.

## ERGEBNISSE

Zur Überprüfung der Kraftregelung liefen sechs gesunde Probanden im Lokomat. Erfasst wurden kinematische Parameter (Winkel, Gelenkmomente), abgeleitete Größen (Bodenkontakt) und EMG-Signale von fünf ausgewählten Muskeln des rechten Beines (Rectus Femoris, Bizeps Femoris, Vastus Medialis, Gastrocnemius, Tibialis Anterior). Variiert wurden die Unterstützungsfaktoren für die Schwung- und Standphase.

#### A. Evaluation der Geschwindigkeitsanpassung

Die Probanden konnten den Zeitpunkt der Ganginitiation frei bestimmen und innerhalb eines Schrittes anhalten. Jeder Proband konnte innerhalb weniger Minuten physiologisch laufen (physiologische Hüft- und Kniewinkelverläufe) und Gangparameter wie Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge beliebig ändern.

#### B. Evaluation der Kraftunterstützung

Die Knieimpedanz während der Standphase wurde nicht als störend wahrgenommen. Damit besteht eine gute Absicherung des Patienten ohne Einschränkung der Bewegung.

Abb. 4 zeigt RMS-EMG-Werte bei verschiedenen Unterstützungsmodi.

## DISKUSSION

Die Ergebnisse (EMG) zeigen, dass hohe Unterstützungsfaktoren

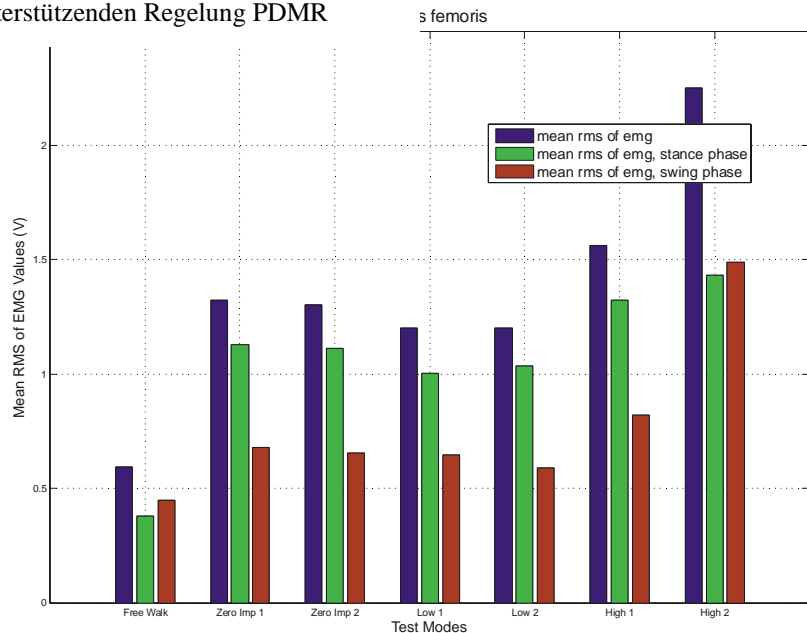


Abbildung 4: Mittelwert der RMS-EMG-Werte des Rectus Femoris bei unterschiedlichen Unterstützungsmodi

zu einer unerwarteten Zunahme der Muskelaktivität führen.

Die Erklärung liegt darin, dass beim PDMR-Prinzip die Trägheit des Beins aus Gründen der Reglerstabilität nicht berücksichtigt werden kann. Der Eigendynamik des Beins wird dadurch entgegengewirkt. Insbesondere das Vorschwingen des Beines nach Abheben des Fußes wird dadurch schwerer, der Übergang in die Standphase unphysiologisch.

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Es zeigt sich, dass PDMR in seiner jetzigen Form noch nicht optimal als kraftunterstützende Regelung für das Laufbandtraining eingesetzt werden kann. Zur weiteren Entwicklung ist eine Erweiterung zu einer zeitunabhängigen Trajektorienregelung mit Berücksichtigung der Eigendynamik der unteren Extremität angedacht.

## LITERATURHINWEISE

[1] R.Riener, T. Fuhr (1998), Patient-driven control of FES-supported standing-up: A simulation study, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 6, S. 113-124