

**8. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
20.-21. März 2009 in Berlin**



**„Geschwindigkeitsbasierte, adaptive Kraftregelung für ein
elektromechanisches Trainingsgerät zur
Gangrehabilitation“**

Henning Schmidt, Jörg Krüger
Abteilung Rehabilitationsrobotik, Institut für Werkzeugmaschinen und Fabrikbetrieb, TU
Berlin, Berlin, Deutschland

Sami Hussein
Abteilung Rehabilitationsrobotik, Fraunhofer-Institut für Produktionsanlagen und
Konstruktionstechnik, Berlin, Deutschland

Stefan Hesse
Abteilung Neurologische Rehabilitation, Charité/ Medical Park Humboldtmühle, Berlin,
Deutschland

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 274 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 8. Workshop, Tagungsband“
Editors: Thomas Schauer, Henning Schmidt, Marc Kraft
ISBN: 978-3-18-327417-8
Pages: 39-40

Geschwindigkeitsbasierte, adaptive Kraftregelung für ein elektromechanisches Trainingsgerät zur Gangrehabilitation

Sami Hussein², Henning Schmidt¹, Stefan Hesse³ und Jörg Krüger^{1,2}

¹Abteilung Rehabilitationsrobotik (IPK/TU Berlin), Institut für Werkzeugmaschinen und Fabrikbetrieb (IWF), Technische Universität Berlin, Berlin, Deutschland

²Abteilung Rehabilitationsrobotik (IPK/TU Berlin), Fraunhofer-Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik (IPK), Berlin, Deutschland

³Abteilung Neurologische Rehabilitation, Charité Universitätsmedizin Berlin/Medical Park Humboldtmühle, Berlin, Deutschland

Einleitung

In den Industrienationen ist Schlaganfall die häufigste Ursachen für motorische Behinderungen bei Erwachsenen. Viele der Überlebenden behalten bleibende motorische Behinderungen. Eine reduzierte Gehfähigkeit führt dabei zu Einschränkungen der Bewegungsfreiheit und auch einer signifikanten Erhöhung des Risikos von Folgeschäden z.B. durch Stürze. Bisherige Rehabilitationstherapien führen nur zu einem begrenzten Behandlungserfolg, weswegen ein steigender Bedarf an neuen, effektiven Therapiemitteln und Behandlungsmethoden für die neurologische Gangrehabilitation besteht. Nach aktuellem Kenntnisstand in der neurologischen Forschung stellen Trainingsintensität und Aufgabenspezifität des Trainings zentrale Faktoren für den Behandlungserfolg dar. Ein viel versprechender Ansatz, diese Faktoren verstärkt einzubeziehen, ist der Einsatz von elektromechanischen bzw. robotergestützten Therapiegeräten zur Unterstützung des Gangtrainings.

Verschiedene Forschungsarbeiten deuten darauf hin, dass eine adaptive Unterstützung unter Berücksichtigung der natürlichen Variabilität der menschlichen Bewegung zu einer Steigerung des Trainingserfolgs im Vergleich zur starren Führung führt ([1], [2], [3]). Weiterhin wird durch eine angepasste Unterstützung die Eigenaktivität des Patienten verstärkt gefördert. Dieser Ansatz wurde bisher vornehmlich in Studien mit gesunden Probanden [1] oder spinalisierten Tieren [2] und querschnittgelähmten Menschen [3] getestet. Ergebnisse aller Untersuchungen deuten auf eine Verbesserung der Therapieerfolge hin. Ein direkter Vergleich zwischen starrer Führung und adaptivem Training wurde in [2] durchgeführt. Dabei zeigten die adaptiven Trainingsmethoden bessere Erfolge.

Methoden und Materialien

Der Gangtrainer GT I ist ein elektromechanisches Gerät zur Unterstützung des Gangtrainings in der neurologischen Rehabilitation. Die Füße des Patienten werden auf zwei Fußplatten fixiert und durch den Gangtrainer auf einer festen, dem Gehen auf der Ebene nahezu gleichen Trajektorie geführt. Die Geschwindigkeit und die Schrittlänge sind durch den Therapeuten einstellbar. Schon im rein geschwindigkeitsgeregeltten Betrieb, d.h. bei starrer Führung,

erwies sich die Anwendung des Gangtrainers ergänzend zu konventioneller Therapie in klinischen Studien mit schwer betroffenen Patienten als sehr effektiv [4].

Regelung

Für die simulationsgestützte Entwicklung einer variablen Unterstützung auf der Basis eines Admittanzreglers wurde das dynamische Verhalten des Gangtrainers GT-I zwischen Geschwindigkeitsvorgabe \dot{q}_d und Ausgangsgeschwindigkeit \dot{q}_a des Antriebssystems vereinfacht als PT1 System modelliert. Die Führung des Benutzers mit einer bestimmten Geschwindigkeit führt zu einer Interaktionskraft F_t zwischen Fuß und Fußplatte. Aus dieser unterstützenden Kraftwirkung generiert der Regler einen Offset für die durch den Therapeuten gewählte Sollgeschwindigkeit \dot{q}_0 des Gangtrainers. Abbildung 1 zeigt das Schema der Regelung.

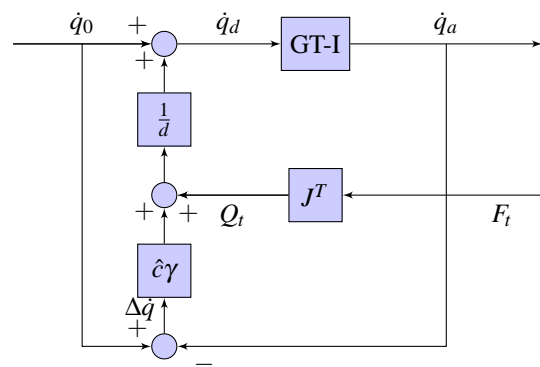


Abbildung 1: Schema der Geschwindigkeitsregelung mit Toleranzfenster

Folgende Gleichungen beschreiben den Regler, der innerhalb eines Toleranzfensters die Abweichungen von der vorgegebenen Bewegung zulässt.

$$\dot{q}_d = \dot{q}_0 + \frac{1}{d} [J^T F_t + \hat{c} \gamma (\dot{q}_0 - \dot{q}_a)] \quad (1)$$

Innerhalb des Fensters wird die Dämpfung \hat{c} der geregelten Maschine nach Gl. 2 progressiv gewichtet.

$$\gamma(\Delta \dot{q}) = 1 + \frac{1}{2} (\tanh(S(\Delta \dot{q} - \delta)) - \tanh(S(\Delta \dot{q} + \delta))) \quad (2)$$

Die Funktion $\gamma(\Delta\dot{q})$ beschreibt eine Fensterfunktion mit der Fensterbreite 2δ .

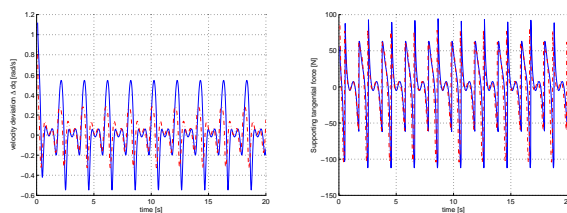
Verhaltensmodelle des Menschen

Zur simulationsgestützten Untersuchung des Konzepts wurden zwei mögliche Verhaltensmodelle von Probanden entwickelt: 1) passiv - der Proband lässt seine Beine passiv bewegen und 2) aktiv - der Proband passt sich aktiv an die vorgegebene Geschwindigkeit an.

Das *passive Modell* ist ein rein mechanisches Ersatzmodell des passiven Beins bestehend aus einer Punktmasse und einer viskosen Dämpfung, die als konstant entlang der Fußtrajektorie angenommen wird.

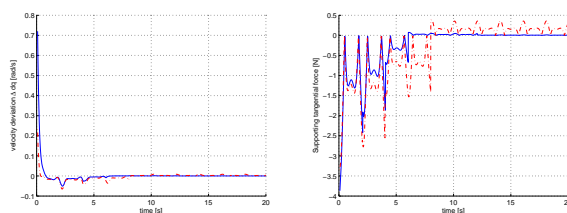
Das *aktive Modell* basiert auf dem Lernmodell aus [2]. Dabei hat der Proband eine anfängliche intrinsische Geschwindigkeit, die er versucht an die durch die Maschine vorgegebene Geschwindigkeit zu adaptieren. Der aktuelle Zustand wird mit einem zufälligen, normal verteilten Offset variiert. Ist die resultierende Kraft des neuen Zustands kleiner als die Aktuelle, wird er übernommen, andernfalls wird er verworfen.

Ergebnisse



(a) Passiv: Geschwindigkeitsabweichung Δq (b) Passiv: Interaktionskraft an der Fußplatte F_H

Abbildung 2: Simulationsergebnisse Reglers in Wechselwirkung mit einem passiven Probanden (blau: große Fensterbreite δ_b , rot: kleine Fensterbreite $\delta_r = \frac{\delta_b}{5}$)



(a) Aktiv: Geschwindigkeitsabweichung Δq (b) Aktiv: Interaktionskraft an der Fußplatte F_H

Abbildung 3: Simulationsergebnisse des Reglers in Wechselwirkung mit einem aktiven Probanden (blau: große Fensterbreite δ_b , rot: kleine Fensterbreite $\delta_r = \frac{\delta_b}{5}$)

Abb. 2 zeigt die Simulationsergebnisse der Regelung unter Annahme eines passiven Probanden, Abb. 3 unter Annahme eines aktiven Probanden. Gezeigt werden jeweils

die Geschwindigkeitsabweichung $\Delta\dot{q}$ zwischen nominaler und Istgeschwindigkeit des Gerätes sowie die unterstützende tangentielle Kraft an den Fußplatten bei zwei verschiedenen Fensterbreiten.

Diskussion

Die Simulation zeigt, dass mit Hilfe des vorgestellten Reglers eine variable Unterstützung je nach der Fähigkeit des Patienten zur Adaption an die vorgegebene Bewegung realisiert werden kann. Bei einem passiven Verhalten ergibt sich bei diesem Regelungskonzept kein stationärer Zustand, da sich durch die Massenträgheit des Beines und die Dämpfung eine ständig wechselnde externe Kraft ergibt, auf die der Regler innerhalb des Toleranzfensters nachgiebig reagiert. Die zugelassene Abweichung von der Nominalgeschwindigkeit kann durch die Breite des Toleranzfensters beeinflusst werden.

Schlussfolgerungen

Auf dieser Basis kann nun die Umsetzung einer variablen Unterstützung am realen System weitergeführt werden. Dafür werden derzeit Kraftsensoren für den Einbau in die Fußplatten eines Gangtrainers entwickelt, deren Messdaten die Basis der Regelung bilden. Dieser Gangtrainer wird zusätzlich mit einem Positionssensor ausgestattet werden. Auf dem modifizierten Gangtrainer werden zunächst Tests mit gesunden Probanden folgen. Im weiteren wird eine umfangreiche Patientenstudie stattfinden.

Literatur

- [1] EMKEN, Jeremy L. ; BENITEZ, Raul ; REINKENSMAYER, David J.: Human-robot cooperative movement training: learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed. In: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 4 (2007), March, S. 8+
- [2] CAI, Lance L.: *Robotics Training Algorithms for optimizing Motor Learning in Spinal Cord injured Subjects*, California Institute of Technology, Pasadena, California, Diss., 2006
- [3] JEZERNIK S, Colombo G Morari M. Schärer R R. Schärer R: Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: a clinical study in spinally injured individuals. In: *Spinal Cord* 41 (2003), S. 657-666
- [4] POHL, M. ; WERNER, C. ; HOLZGRAEFE, M. ; KROCZEK, G. ; MEHRHOLZ, J. ; WINGENDORF, I. ; HÖLIG, G. ; KOCH, R. ; HESSE, S.: Repetitive locomotor training and physio-therapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, ran-domised multi-centre trial. In: *Clinical Rehabilitation* 21 (2007), S. 17-27

Danksagung

Diese Arbeit wird durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) unter dem Förderkennzeichen 01 EZ 0765 im Rahmen des BMBF-Programms „Innovative Hilfen in der Rehabilitation und für Behinderte“ gefördert.