

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



**„Visuelles Echtzeit-Bewegungsfeedback auf dem Laufband
zur Normalisierung des Gangbilds von inkomplett
Querschnittgelähmten“**

Christian Schuld, Harry Plewa, Joachim Schweidler, Hans Jürgen Gerner, Rüdiger Rupp
Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Heidelberg, Deutschland
E-Mail: Ruediger.Rupp@ok.uni-heidelberg.de

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: 3-4

Visuelles Echtzeit-Bewegungsfeedback auf dem Laufband zur Normalisierung des Gangbilds von inkomplett Querschnittgelähmten

Christian Schuld, Harry Plewa, Joachim Schweidler, Hans Jürgen Gerner und Rüdiger Rupp

Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg
Kontakt: Ruediger.Rupp@ok.uni-heidelberg.de

Einleitung

Eine Schädigung des Rückenmarks führt zu einer motorischen, sensorischen und vegetativen Lähmung unterhalb der Läsionsstelle. In Deutschland erleiden ungefähr 1.800 Menschen pro Jahr eine Querschnittlähmung. Die Mehrzahl der Patienten erleidet eine inkomplette Lähmung mit mehr oder minder ausgeprägten Restfunktionen. Für die Verbesserung der Gehfähigkeit werden physiotherapeutische Methoden eingesetzt, allen voran das Lokomotionstraining auf dem Laufband unter Gewichtsentlastung [1].

In den letzten Jahren wird zur quantitativen Dokumentation der Therapieeffekte vermehrt die Instrumentelle Ganganalyse in Verbindung mit Messlaufbandsystemen eingesetzt [2]. Obwohl mittlerweile Echtzeit-Bewegungsanalysensysteme verfügbar sind, erfolgt beim gegenwärtigen Stand der Technik nur selten ein direkter Transfer der Datenauswertungen in die Behandlung von Patienten im Sinne einer erweiterten Lokomotionstherapie [3].

Daher besteht das Ziel dieser Arbeit in der Konzeptionierung und Realisierung eines Bewegungsfeedbacksystems und der Klärung der Frage, ob inkomplett Querschnittgelähmte durch die Visualisierung von schrittphasenbezogenen Bewegungsgrößen positiv auf ihr Gangbild einwirken können.

Methoden und Materialien

Auf Basis eines Bewegungsanalysensystem mit passiven Markern (Motion Analysis, Santa Rosa, CA), welches in Echtzeit sowohl die Markertrajektorien als auch modellbasiert die Gelenkwinkel per TCP/IP im lokalen Netzwerk zur Verfügung stellt, wurde eine eigene Applikation in C++ für ein Feedback von Bewegungsgrößen entwickelt (Abb. 1). Zum Einsatz kamen verschiedene Softwarepakete (Motion Analysis EvaRT System Developer Kit, National Instruments Measurement Studio, The Mathworks Matlab, Trolltech's QT, ALGLIB.NET), die in Kombination die Eventdetektion (Beginn und Ende von Schwung-/Standphase), die universelle Berechnung von sowohl singulären als auch zusammengesetzten Feedbackgrößen und deren Visualisierung in Echtzeit mittels Beamer auf einer Leinwand ermöglichen.

In einem zentralen Prozess der Applikation werden die vom Bewegungsanalysensystem kontinuierlich bereitgestellten Daten framebasiert (Aufnahmefrequenz 60 Hz) empfangen und verarbeitet. Nach der Prüfung der Daten und ggf. Interpolation fehlender Werte werden die Trajektorien der Fersen- und Zehenmarker in jeweils eigenen

Warteschlangen den Eventdetektoren zugeführt, die auf Algorithmen für die Extremwernererkennung basieren. Ein lokales Maximum der Fersenmarkertrajektorie in Laufrichtung korrespondiert beim Gehen auf dem Laufband mit einem Heelstrike-Ereignis (Aufsetzen des Fußes), ein lokales Minimum der Zehenmarkertrajektorie mit einem Toe-Off-Ereignis (Abheben des Fußes).

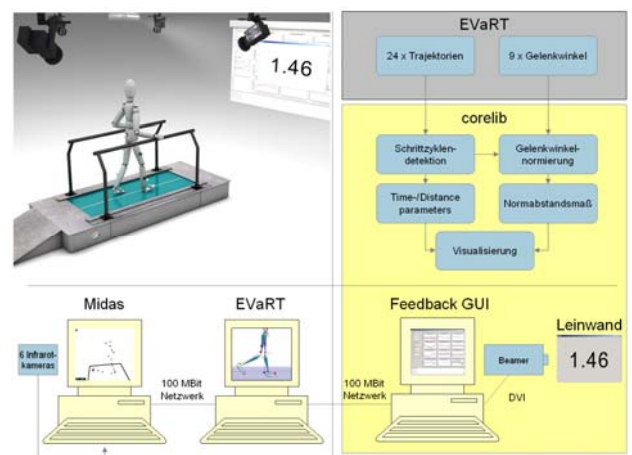


Abb. 1: Übersicht des Feedbacksystems

Die Detektion der Heelstrike- und Toe-Off-Ereignisse ist essentiell für die Berechnung von Raum-Zeitparameter wie Schrittlänge, Doppelschrittlänge, Dauer der Einzel-/Doppelstandphase, welche dann als potentielle Feedback-Parameter zur Verfügung gestellt werden können.

Nach jedem erkannten Doppelschritt erfolgt eine Normierung der Winkel aller ipsilateralen Gelenke sowie der unilateralen Beckenwinkel auf 100% Gangzyklus, welche für die Berechnung von schrittphasenbezogenen Feedbackparametern, z. B. des Normabstandsmaß, notwendig ist. Das Normabstandsmaß bewertet den Abstand eines Gelenkwinkels zu einem Normkollektiv mit einem Wert von 0 bei identischen Kurvenverläufen, bis 1 bei einem physiologischen Gangbild und Werten $\gg 1$ bei einem pathologischen Gangbild [4]. Zur Kompensation von geschwindigkeitsabhängigen Abweichungen der Gelenkwinkelverläufe werden Normkurven eines Geschwindigkeitskennfeldes $v_{Pat}=0,2, 0,4, \dots, 1,4\text{m/s}$ verwendet [5].

Pilotstudie

Im Rahmen einer Pilotstudie wurden vier Patienten (Alter $\bar{\varnothing}$ 55 Jahre) mit einer inkompletten chronischen Querschnittlähmung ($\bar{\varnothing}$ 2,2 Jahre nach Rückenmarksverletzung) einer Feedbacktherapie zugeführt.

Einschlusskriterien waren die prinzipielle Gehfähigkeit (Walking Index for Spinal Cord Injury II > 16, Ø 46,25 Lower Extremity Motor Score) bei tiefensensorisch betonten neurologischen Ausfällen. Auch wenn die verwendeten Methoden für beliebige Gangpathologien anwendbar sind, wurden für die Pilotstudie nur Patienten mit der Hauptgangstörung „stiff-knee gait“ ausgewählt, um eine Auswertung über das gesamte Patientenkollektiv zu ermöglichen.

Die Patienten absolvierten mindestens sechs Feedback-Therapieeinheiten. Diese wurden hälftig auf zwei dreiwöchige Intervalle aufgeteilt, welche durch eine zweiwöchige Pause unterbrochen wurden. Die einzelnen Therapieeinheiten wurden mit einer Referenzmessung ohne Feedback begonnen. Anschließend wurde in zwei Blöcken jeweils mit und ohne Feedback der Kniegelenkwinkel gemessen. Die Reihenfolge „Mit Feedback“ - „Ohne Feedback“ wurde randomisiert. Zwischen den Blöcken erfolgte eine Pause von fünf Minuten, die Messdauer betrug jeweils 100 Sekunden. Als visuelles Feedback wurde der Betrag des aufsummierten Normabstandsmaßes des Kniewinkels über die Schwungphase als Zahlenwert für jeden Schritt visualisiert.

Der Zielparame-ter für die Beurteilung des Feedback-erfolgs basiert auf dem Vergleich des Normabstandsmaßes der Messung zu Beginn der jeweiligen Therapieeinheit mit der Erstmessung der gesamten Therapieserie.

Ergebnisse

Die erfolgreiche Implementierung der fehlerfreien Erkennung der Heelstrike- und Toe-Off-Ereignisse mit niedriger Latenz (< 10/60s) bildet die Grundlage eines schrittphasenbezogenen visuellen Echtzeit-Feedbacks. Unter Vernachlässigung der Netzwerklatenzen und der Darstellungsberechnung (jeweils < 1 ms), ergibt sich bei einer Latenz von < 2/60s des Tracking- und 1/60s des Visualisierungssystems eine Gesamtlatenz von < 13/60s, so dass die Patienten das Feedback als verzögerungsfrei wahrgenommen haben.

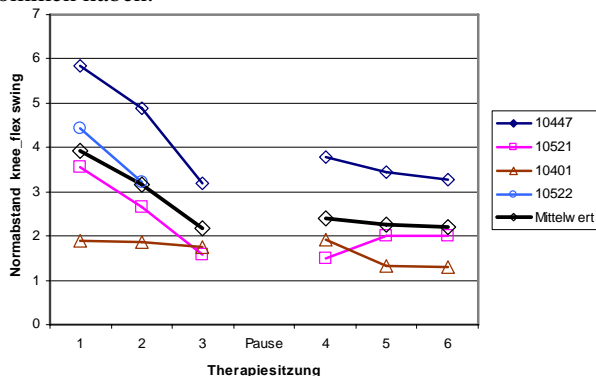


Abb. 2: Normabstandsmaß des Knieflexionswinkels in der Schwungphase im Verlauf

Während der ersten Therapiesitzungen trat bei drei von vier Patienten eine deutliche Reduktion des Normabstandsmaßes auf (Abb. 2). Nach der Therapiepause war eine leichte Erhöhung des Normabstandsmaßes zu beo-

bachten, welches in den darauf folgenden Therapieeinheiten weiter verringert werden konnte.

Diskussion

Mit der vorliegenden Pilotstudie konnte der prinzipielle Nachweis erbracht werden, dass inkomplett Querschnittgelähmte trotz der eingeschränkten Willkürmotorik durch visuelles Bewegungsfeedback positiven Einfluss auf ihr Gangbild nehmen können. Interessanterweise können die antrainierten Fähigkeiten auch bei Unterbrechung der Feedback-Therapie gehalten und bei Fortführung der Therapie weiter ausgebaut werden. Auch wenn die für diesen Therapieerfolg zugrunde liegenden Mechanismen nicht vollständig bekannt sind, so scheint durch das Feedback das unbewusste, fehlerhafte Bewegungsprogramm durch Bewusstmachung korrigiert werden zu können.

Schlussfolgerungen

Das vorgestellte System stellt einen therapeutisch wirksamen Ansatz dar, um das Gangbild von Patienten mit einer sensorisch dominierten Querschnittlähmung auch dauerhaft zu verbessern. Durch die Bereitstellung einer universellen Implementierungsplattform können zukünftig systematische Untersuchungen zu Visualisierungsform, Feedbackfrequenz und Trainingsfrequenz/-intensität durchgeführt werden.

Literatur

- [1] DIETZ, V.: Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting. In: *Brain Res Bull* **76**(5) (2008), S. 459-463.
- [2] SCHABLOWSKI, M., RUPP, R. & GERNER, HJ.: Measurement and Control Software for 3D Gait Analysis on an Instrumented Treadmill, In: *Proceedings of the European Medical and Biological Engineering Conference EMBE*, (1999), S. 808-809.
- [3] BANZ, R.; BOLLIGER, M.; COLOMBO, G.; DIETZ, V. & LÜNENBURGER, L.: Computerized visual feedback: an adjunct to robotic-assisted gait training. In: *Phys Ther* **88**(10) (2008), S. 1135-1145.
- [4] WOLF, S.; LOOSE, T.; SCHABLOWSKI, M.; DÖDERLEIN, L.; RUPP, R.; GERNER, H. J.; BRETTHAUER, G. & MIKUT, R.: Automated feature assessment in instrumented gait analysis. In: *Gait Posture* **23**(3) (2006), S. 331-338.
- [5] SCHABLOWSKI-TRAUTMANN, M.: *Konzept zur Analyse der Lokomotion auf dem Laufband bei inkompletter Querschnittlähmung mit Verfahren der nichtlinearen Dynamik*, Universität Karlsruhe (TH), Doktorarbeit, 2006.
- [6] CURT, A.; SCHWAB, ME.; DIETZ, V.: Providing the clinical basis for new interventional therapies: refined diagnosis and assessment of recovery after spinal cord injury. In: *Spinal Cord* **42**(1) (2004), S. 1-6.

Danksagung

Die Autoren danken den Studienteilnehmern für ihre Motivation und Ausdauer und Dipl.-Ing. Marcus Lürsen für die Erstellung der 3D-Grafik.