

Regelung des ZeroG Gang- und Gleichgewichtstrainingssystems

Tobias Nef¹, David Brennan², iian Black², and Joe Hidler²

¹Forschungsgruppe für Gerontechnologie und Rehabilitation, ARTORG Forschungszentrum für Biomedizinische Technik, Universität Bern, Schweiz

²Center for Applied Biomechanics and Rehabilitation Research, National Rehabilitation Hospital, Washington, D.C.

Kontakt: tobias.nef@artorg.unibe.ch

Einleitung

Mehr als die Hälfte aller Schlaganfallpatienten leidet an motorischen Beeinträchtigungen und als Folge davon an Gleichgewichtstörungen [1-3], beeinträchtigter Gehfähigkeit [4, 5] und mangelhafter Ausdauer [6, 7]. Diese Beeinträchtigungen führen häufig zu wesentlichen Einschränkungen der Selbständigkeit und zu Schwierigkeiten mit Aktivitäten des täglichen Lebens.

Manuelles Gleichgewichts- und Gangtraining ist für die Therapeuten schwierig, anstrengend, und im Falle eines Sturzes auch mit erheblichen Verletzungsrisiken für den Patienten und den Therapeuten verbunden. Es gibt nur wenige technische Hilfsmittel, welche Therapeuten beim Training von Gleichgewicht [8], Körperhaltung und Gehen [9, 10] von Patienten mit schweren Beeinträchtigungen der Rumpfstabilität und der unteren Extremitäten unterstützen. Dies führt dazu, dass ein grosser Teil der Therapie der unteren Extremitäten auf gangsvorbereitende Übungen wie etwa Kraftübungen, Verbesserung der Beweglichkeit, Transfers vom Bett in den Stuhl und Gleichgewichtsübungen beim Sitzen fokussiert. Dies ist suboptimal, da vermutet wird, dass gerade beim akuten Patienten das Training von selbständig aufrecht Stehen, Rumpfkontrolle und Gang ein wesentlicher Faktor für den Therapieerfolg ist [8].

Deshalb haben wir in den letzten drei Jahren das ZeroG Gerät für das Gleichgewichts- und Gangtraining entwickelt und getestet.



Abb. 1: Schlaganfallpatient und Therapeutin beim ZeroG Training.

Das Gerät (Abb. 1) besteht aus einem Gewichtsentlastungssystem welches als mobile Einheit (ZeroG Wagen) entlang einer deckenmontierten Schiene dem Patienten folgen kann. Der Patient trägt einen Sicherheitsgurt, welcher über ein Seil mit dem Gewichtsentlastungssystem verbunden ist. Über dieses Seil kann eine Kraft von 10-

680N ausgeübt werden und der Patient kann so, teilweise gewichtsentlastet, Gang- und Gleichgewichtsübungen durchführen. Da das System an der Decke montiert ist, ist der Zugang zum Patienten frei und die Therapeutin kann den Patienten manuell führen und unterstützen (Abb. 1). Auch ist das Üben von Gehen über Hindernisse und von Treppensteigen möglich. Das Gerät fängt den Patienten im Falle eines Sturzes auf und ermöglicht so das Training nahe an der Sturzgrenze und auch darüber hinaus.

Dieser Konferenzbeitrag beschreibt die Mechanik, die Sensoren und die Aktuatoren. Ebenfalls wird die gewählte Regelungsstrategie kurz skizziert.

Methoden und Materialien

Der ZeroG Wagen (Abb. 2) wiegt 35kg und beinhaltet drei Elektromotoren. Motor 1 (Kollmorgen AKM 31E,

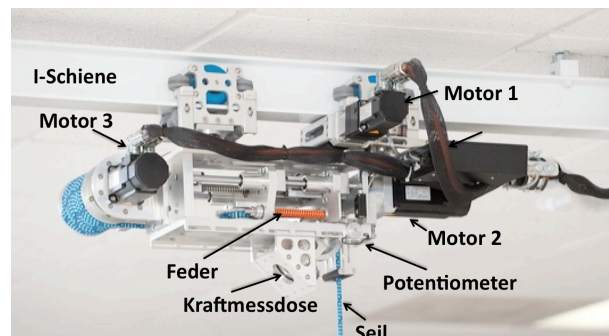


Abb. 2: ZeroG Wagen mit Motor 1 für den Antrieb entlang der Schiene, und Motor 2 und 3 für die Gewichtsentlastung.

Danaher Motion, USA) ist via einem rücktreibbaren 15:1 Planetengetriebe mit einem Gummi-Antriebsrad (Durchmesser 6.25cm) verbunden und bewegt den Wagen entlang der Schiene. Die aktuelle Position wird mittels eines zusätzlichen Laufrades, welches mit einem Encoder verbunden ist, erfasst. Die gemessene Maximalbeschleunigung entlang der Schiene beträgt $a = 3.12m/s^2$ und die Maximalgeschwindigkeit $v = 1.31m/s$. Die Position des Patienten relativ zum ZeroG Wagen wird über den Seilwinkel und die Seillänge ermittelt. Der Seilwinkel wird mittels eines Potentiometers (GL 02, Contelec AG, Schweiz), welches an die bewegliche Seilführung gekoppelt ist, gemessen (Abb. 2). Die Gewichtsentlastung ist nach dem „Series-Elastic-Actuation“ Prinzip aufgebaut [11]. Dabei wird das Seil, vom Patienten her kommend (Punkt D, Abb.3), zuerst an einer fixen Rolle 90° umge-

lenkt. Danach wird es an einer frei beweglichen Rolle (C) 180° umgelenkt und erreicht dann den Punkt A. Die bewegliche Rolle wird über die Feder mit dem Punkt B verbunden. Im Kräftegleichgewicht, unter Vernachlässigung der Reibung, gilt dass die Kraft F , mit welcher der Patient am Seil zieht, gleichgross ist wie die halbe Federkraft. Also: $F = 0.5k\Delta x$ mit der Federkonstante k und der Federauslenkung Δx . Damit eine konstante Gewichtsentlastung, also konstante Kraft F am Ende des Seils (Punkt D) erreicht wird, muss die Federauslenkung $\Delta x = 2Fk^{-1}$ konstant gehalten werden. Dazu wird die Federauslenkung Δx mit einem Encoder gemessen und der Punkt B (Abb. 3) mit dem Motor 2 linear verschoben. Im ZeroG Wagen (Abb. 2) wird dies mit dem Motor 2 (Kollmorgan AKM 31E, Danaher Motion, USA) realisiert. Der Bewegungsspielraum der beweglichen Rolle (C) ist konstruktionsbedingt mit mechanischen Anschlä-

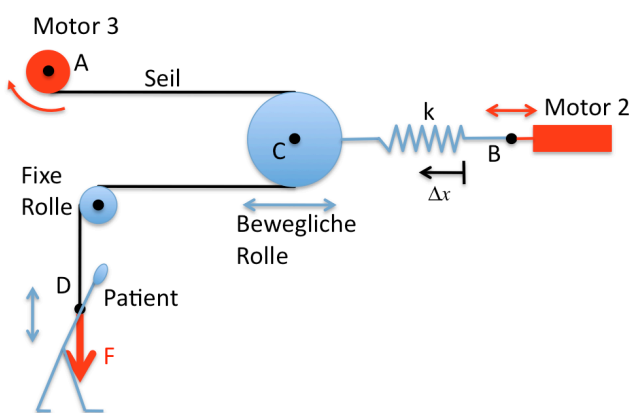


Abb. 3: Funktionsschema der „Series-Elastic-Actuation“ für die dynamische Gewichtsentlastung. Alle Komponenten befinden sich auf dem ZeroG Wagen und können dem Patienten während dem Gangtraining folgen.

gen auf 42cm limitiert. Damit die bewegliche Rolle nicht an die mechanischen Anschläge anstösst, wird die Seillänge über die Seilrolle (A) dynamisch geregelt. Dazu ist Motor 3 (Kollmorgan ADM 31E, Danaher Motion, USA) via 1:80 Harmonic Drive Getriebe (HD Systems, Tokyo, Japan) mit einer Seiltrommel verbunden. Kleinere vertikale Verschiebungen des Punktes D können über Motor 2 sehr dynamisch kompensiert werden, für grössere laterale Verschiebungen wird die Seillänge über Motor 3 nachgeführt.

Resultate

Die zwei Regelkreise des ZeroG Gerätes für die dynamische Gewichtsentlastung und für die Translation entlang der Schiene wurden intensiv getestet und funktionieren zuverlässig. Der RMS Fehler der dynamischen Gewichtsentlastung ist über den ganzen Bereich (10-680N) kleiner als 5% der gewünschten Gewichtsentlastung. Bei einer Ganggeschwindigkeit von 1m/s folgt der ZeroG Wagen dem Patienten so, dass der maximale Seilwinkel immer kleiner als 3° ist.

Diskussion und Schlussfolgerung

Die hier realisierte „Series-Elastic-Actuation“ hat den Vorteil, dass alle Motoren positionsgeregelt arbeiten. Dadurch können Schwierigkeiten der direkten Kraftregelung mit Elektromotoren umgangen werden. Ebenfalls ist das Seil, auch wenn alle Motoren ausgeschaltet sind, über die Feder weich gelagert. Dies hat sich im Alltag bei bestimmten Situationen (vor dem Start, Notaus, etc.) als vorteilhaft erwiesen.

Aktuelle Arbeiten beinhalten weitere Optimierungen der Regelperformanz, weitere klinische Evaluierungen und die Entwicklung von spezifischen Unterstützungsalgorithmen zum Aufstehen und Gehen über Hindernisse.

Literatur

- [1] P. T. Cheng, M. Y. Liaw, M. K. Wong *et al.*, „The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 79, no. 9, pp. 1043-1046, Sep, 1998.
- [2] P. T. Cheng, S. H. Wu, M. Y. Liaw *et al.*, „Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, no. 12, pp. 1650-1654, Dec, 2001.
- [3] S. W. Chou, A. M. K. Wong, C. P. Leong *et al.*, „Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients,” *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 82, no. 1, pp. 42-47, Jan, 2003.
- [4] S. E. Lord, K. McPherson, H. K. McNaughton *et al.*, „Community ambulation after stroke: How important and obtainable is it and what measures appear predictive?,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 85, no. 2, pp. 234-239, Feb, 2004.
- [5] S. Paolucci, M. G. Grasso, G. Antonucci *et al.*, „Mobility status after inpatient stroke rehabilitation: 1-year follow-up and prognostic factors,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, no. 1, pp. 2-8, Jan, 2001.
- [6] R. F. Macko, C. A. DeSouza, L. D. Tretter *et al.*, „Treadmill aerobic exercise training reduces the energy expenditure and cardiovascular demands of hemiparetic gait in chronic stroke patients. A preliminary report,” *Stroke*, vol. 28, no. 2, pp. 326-30, Feb, 1997.
- [7] R. F. Macko, G. V. Smith, C. L. Dobrovolsky *et al.*, „Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, no. 7, pp. 879-84, Jul, 2001.
- [8] J. Patton, D. A. Brown, M. Peshkin *et al.*, „KineAssist: Design and development of a robotic overground gait and balance therapy device,” *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 15, no. 2, pp. 131-139, Mar-Apr, 2008.
- [9] R. Riener, L. Lunenburger, S. Jezernik *et al.*, „Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results,” *Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 3, pp. 380-394, Sep, 2005.
- [10] S. Hesse, H. Schmidt, and C. Werner, „Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, no. 5, pp. 671-678, Aug-Sep, 2006.
- [11] D. Robinson, J. Pratt, D. Paluska, G. Pratt, „Series Elastic Actuator Development for a Biomimetic Walking robot,” *IEEE/ASM Int'l Conf. of Adv. Intelligent Mechatronics*, Sep. 19-22, 561-568, 1999.