

**9. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
29. bis 30. Oktober 2010 in
Zürich**



**„Weiterentwicklung eines automatisierten Kipptisches mit
Beinantrieb für die Regelung der Patientenbelastung“**

Lukas Bichsel, Michael Sommer, Kenneth J. Hunt
Institut für Mechatronische Systeme, Fachbereich Maschinentechnik Berner
Fachhochschule, Burgdorf, Schweiz
E-Mail: kenneth.hunt@bfh.ch

Copyright:	VDI Verlag GmbH
Band:	Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 279 „Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin, 9. Workshop, Tagungsband“
Editors:	Robert Riener, Heike Vallery, Serge Pfeifer
ISBN:	978-3-18-327917-3
Pages:	25-26

Weiterentwicklung eines automatisierten Kipptisches mit Beintrieb für die Regelung der Patientenbelastung

Lukas Bichsel¹, Michael Sommer¹ und Kenneth J. Hunt¹

¹Institut für Mechatronische Systeme, Fachbereich Maschinentechnik Berner Fachhochschule, Burgdorf, Schweiz
Kontakt: kenneth.hunt@bfh.ch

Einleitung

Bei Patienten mit neurologischen Verletzungen ist orthostatische Hypotonie ein häufig auftretendes Problem [1]. Ein Ansatz dem zu begegnen ist eine neuere Therapiemethode, welcher die Verwendung eines automatisierten Kipptisches mit integriertem Beintrieb (Stepper-Funktion) zu Grunde liegt. Das Aufrichten des Patienten in eine vertikale Lage und das passive Bewegen seiner unteren Extremitäten tragen dazu bei, den Kreislauf zu stabilisieren [2].

Dieser Beitrag schlägt eine Weiterentwicklung eines Kipptisches mit Stepper vor, welche eine aktive Teilnahme des Patienten an der Therapie vorsieht. Das Gerät soll dazu mit Sensoren ergänzt werden, die eine Einwirkung des Patienten in die Schrittbewegung messen und die Berechnung und Visualisierung der Patientenleistung ermöglichen. Diese Leistung charakterisiert die durch Hüft- und Beinmuskulatur erbrachte körperliche Anstrengung des Patienten während der aktiven Gehbewegung. Werden dem Patienten seine aktuelle Leistung sowie eine vordefinierte Soll-Leistung visualisiert, kann er durch Anpassen seines Muskeleinsatzes versuchen, quasi als menschlicher Regler seine Leistung auf den Sollwert einzuregeln. Durch Vorgabe des Soll-Leistungsverlaufs wird die jeweils erbrachte Leistung des Patienten gesteuert. Das Therapiegerät muss dazu mit einem Monitor und einer geeigneten Aufhängung ausgestattet werden. Softwareseitig werden für Parametereingaben und Visualisierung der Leistungen Grafische Benutzeroberflächen (GUI) benötigt.

Im Weiteren wird die Überlagerung eines zusätzlichen Regelkreises vorgeschlagen, welcher die physiologische Belastung des Patienten regelt. Diese wird entweder durch seine Herzrate oder seine Sauerstoffaufnahme charakterisiert. Das Stellsignal dieses zusätzlichen, computerbasierten, Reglers soll die dem Patienten angezeigte Soll-Leistung sein. Indem er wie vorher seine eigene Leistung der Soll-Leistung anpasst, regelt sich durch die sich verändernde Belastung seine Herzrate bzw. Sauerstoffaufnahme auf den gewünschten Wert ein. Abb. 2 illustriert die Entwicklungen anhand eines Projektschemas.

Methoden und Materialien

Die beschriebenen Entwicklungen wurden am Therapiegerät *Erigo*, Hocoma AG (Volketswil, Schweiz), umgesetzt (Abb. 1). Zur Messung von Herzrate und Sauerstoffaufnahme kam das Breath-by-breath-System *MetaMax 3B*, *CORTEx Biophysik GmbH* (Leipzig, Deutschland), zum Einsatz. Die Programmierung der Software fand in *LabVIEW*

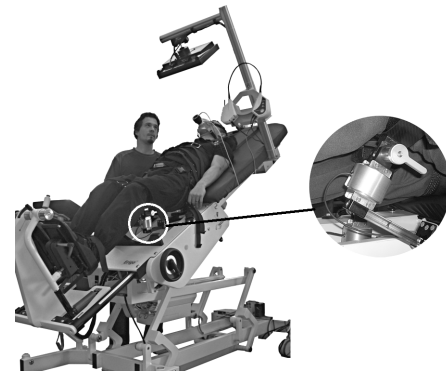


Abb. 1: Kipptisch mit Beintrieb.

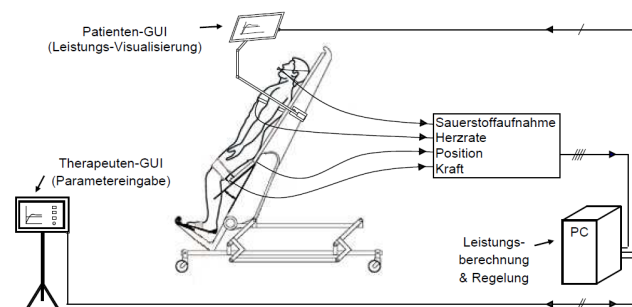


Abb. 2: Schema der Kipptisch-Weiterentwicklung.

(*National Instruments*) statt; die Systemidentifikation und Reglerauslegung in *MATLAB Simulink* (*MathWorks*).

Die Weiterentwicklung des Therapiegeräts wurde als experimentelle Laboranwendung in zwei Phasen vorgenommen: Erstens die Umsetzung der Leistungsregelung, zweitens die Realisierung der Herzratenregelung als erster Versuch der Belastungsregelung. Die 1. Phase beinhaltete die Erweiterung des Kipptisches um Sensorik und Anzeigehardware sowie das Erarbeiten eines GUI-Prototyps für die Verarbeitung und Visualisierung der Leistungs-Signale; die 2. Phase die Anbindung des Messgeräts für Herzrate und Sauerstoffaufnahme sowie die Auslegung einer Herzratenregelung. Zum Abschluss beider Phasen wurden die Entwicklungen jeweils mittels physiologischer Tests validiert.

Für die Leistungsmessung wurden in die Stepper-Einheit des Therapiegeräts zwei elektromechanische Wägezellen (Zug- und Druckmessung) eingebaut, welche die Kräfte zwischen den Beinen und der Antriebsmechanik messen (1). Numerische Differenzierung der bereits vorhandenen Positionssignale der Antriebe liefert die Geschwindigkeit.

Die Leistung wird damit als echte physikalische Leistung quantifiziert. Die Messroutine schreibt für jedes Training eine Vorbereitungsphase vor, in der die Leistung des passiven Patienten auf dem Gerät gemessen und gemittelt wird. Das Ergebnis wird dann von der jeweils aktuellen Leistung des aktiven Patienten subtrahiert. Ist der Patient während des Trainings passiv, resultiert die Leistung Null; wird er aktiv steigt die resultierende Leistung an. Bezogen auf den Messbereich der Sensoren wurde die Leistung in Prozent Maximalleistung angegeben.

Für die Visualisierung der Leistungen wurde ein GUI programmiert, in welches auch gerade die Signalerfassung und -verarbeitung integriert wurden. Das GUI ermöglicht insbesondere auch die Eingabe eines zeitabhängigen Sollwert-Verlaufs durch den Benutzer (Therapeut). Über eine starre Aufhängung wurde ein Bildschirm direkt am Kipptisch angebaut, um die Leistungs-Visualisierung dem Patienten in jeder beliebigen Kipplage verfügbar zu machen (Abb. 1).

Als Grundlage für die Auslegung eines Herzratenreglers wurde eine Systemidentifikation mithilfe eines geeigneten Testsignals (PRBS) durchgeführt und dadurch die nötigen Informationen für die Wahl einer günstigen Reglerstruktur gewonnen [3]. Mittels Polvorgabe wurde der Regler definiert [4] und anhand von Simulationen und Tests optimiert. Softwaremässig fand die Implementierung des testreifen Reglers direkt im GUI statt. Die Vorgabe des zeitabhängigen Sollwert-Verlaufs durch den Benutzer wurde analog auch für die Herzrate realisiert.

Ergebnisse

Abb. 3 zeigt den Soll-/Istwert-Verlauf eines Leistungsreglertests mit einem jungen, nichtbehinderten Probanden, unter Vorgabe einer Sprungfunktion als Soll-Leistung.

Abb. 4 zeigt den Soll-/Istwert-Verlauf Herzratenreglertests mit physiologischer Belastungsregelung bei gleichem Probanden. Die einzelne Kurve beschreibt die vom Regler berechnete und dem Probanden als Vorgabe angezeigte Soll-Leistung. Der Verlauf seiner Herzrate ergab sich aus seinen Bemühungen, dieser Vorgabe zu folgen. Dabei wurde ein allgemeines, nicht für den betroffenen Probanden speziell ausgelegtes, Parameterset des Reglers verwendet.

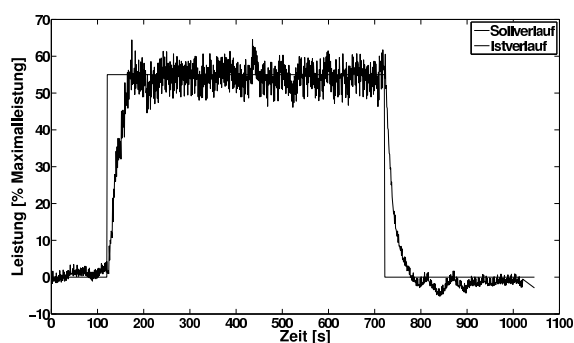


Abb. 3: Training mit Leistungsregelung (1. Phase).

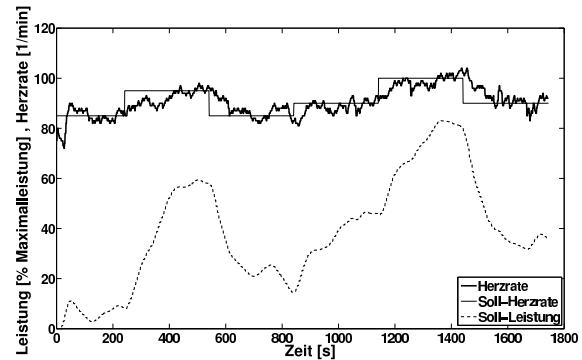


Abb. 4: Training mit Herzratenregelung (2. Phase).

Diskussion

Der Proband kann einer Leistungsvorgabe gut folgen und weist damit als menschlicher Regler eine hohe Regelgüte auf (Abb. 3). Die geringen Unterschiede zwischen verschiedenen Probanden weisen darauf hin, dass die verwendeten Mess- und Visualisierungsmethoden prinzipiell gut funktionieren. Jedoch wurden bislang lediglich körperlich gesunde Probanden aus dem Umfeld des betroffenen Instituts gewählt, womit nicht auf die Güte der Regelung beim Einsatz mit neurologischen Patienten geschlossen werden kann. Dass auch die Herzrate, trotz universell eingestellter Reglerparameter, gut der Sollwert-Vorgabe folgt (Abb. 4), spricht für die Robustheit des gewählten Regelkreises.

Schlussfolgerungen

Die hier beschriebenen Entwicklungen und Tests belegen die prinzipielle Umsetzbarkeit der Weiterentwicklung eines automatisierten Kipptisches mit Stepper für Belastungsregelung. Die Eignung der verwendeten Methoden und Lösungen für die Therapie von neurologischen Patienten und die damit verbundene Anwendung in einem klinischen Umfeld, wird noch durch geeignete physiologische Tests zu evaluieren sein. Ebenfalls soll alternativ zur Herzrate noch eine Regelung der Sauerstoffaufnahme ausgelegt und untersucht werden.

Literatur

- [1] CHI, L. ; MASANI, K. ; MIYATANI, M. ; ADAM THRASHER, T. ; WAYNE JOHNSTON, K. ; MARDIMAE, A. ; KESSLER, C. ; FISHER, J. A. ; POPOVIC, M. R.: Cardiovascular response to functional electrical stimulation and dynamic tilt table therapy to improve orthostatic tolerance. In: *J Electromyogr Kinesiol* 18 (2008), Nr. 6, S. 900–7
- [2] COLOMBO, G. ; SCHREIER, R. ; MAYR, A. ; PLEWA, H. ; RUPP, R.: Novel tilt table with integrated robotic stepping mechanism: design principles and clinical application. In: *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, 2005, S. 227 – 230
- [3] LJUNG, L.: *System Identification: A Frequency Domain Approach*. Wiley-IEEE Press, 2001
- [4] ÅSTRÖM, K.J. ; WITTENMARK, B.: *Computer-Controlled Systems: Theory and Design*. Prentice-Hall, Inc., 1997