

ECHTZEIT-GANGANALYSE MITTELS INERTIALSENSOREN FÜR EINE GEREGLTE FUNKTIONELLE ELEKTROSTIMULATION BEIM GANGTRAINING NACH SCHLAGANFALL

Real-time gait analysis by means of inertial sensors for the control of functional electrical stimulation assisted gait training after stroke

**Dr. Thomas Schauer,
Dr.-Ing. Nils-Otto Negård,
Dr.-Ing. Wolfgang Liedecke,
Prof. Dr. med. Volker Hömberg,
Prof. Dr.-Ing. Jörg Raisch**

Zusammenfassung

Für die Realisierung einer unterstützenden funktionellen Elektrostimulation (FES) beim Gangtraining nach Schlaganfall wird in diesem Beitrag ein neuer Ansatz mit Inertialsensoren vorgestellt, welche deutliche Vorteile gegenüber den traditionell verwendeten Fußkontaktschaltern (Drucksensoren) aufweisen. So kann mit einem am Fuß angebrachten Inertialsensor neben einer exakten Gangphasenerkennung auch eine Schätzung der räumlichen Orientierung und Position des Fußes beim Gehen durchgeführt werden. Basierend auf diesen Informationen können die Stimulationsparameter mit Hilfe einer Regelung von Schritt zu Schritt adaptiert werden, um ein gewünschtes Gangbild zu erzielen. Neben der technischen Beschreibung des Systems werden die Ergebnisse einer ersten klinischen Studie mit Schlaganfallpatienten vorgestellt.

Schlüsselwörter

Gangtraining, Elektrostimulation, Schlaganfall, Ganganalyse, Regelung, Inertialsensoren

Einleitung

Schlaganfall ist die häufigste Ursache für bleibende Behinderungen in den industrialisierten Ländern. In der Regel wird hierdurch die

Motorik der Betroffenen beeinträchtigt, wobei die unvollständigen Lähmungen (Paresen) gewöhnlich nur eine Körperhälfte betreffen. Rund ein Drittel aller Schlaganfallpatienten bleibt trotz intensiver Rehabilitationsmaßnahmen dauerhaft behindert. Es besteht deshalb ein großer Bedarf an neuen Verfahren und technischen Hilfen für die motorische Rehabilitation von Schlaganfallpatienten, um die Genesung der Betroffenen zu verbessern und zu beschleunigen. Grundlage der neurologischen Rehabilitation nach einem Schlaganfall ist das wiederholte Üben der von der Lähmung betroffenen Bewegungsmuster. Hierdurch wird das zentrale Nervensystem mit Reizen, die der zu erlernenden Bewegung zugeordnet sind, versorgt. Ein Wiedererlernen von Bewegungen ist dann aufgrund der Anpassungsfähigkeit (Plastizität) des Gehirns möglich. Nicht vom Schlaganfall betroffene Areale im Gehirn übernehmen hierbei die Aufgaben der geschädigten Bereiche. Dieser Prozess ist mitunter sehr langsam und erfordert u.a. eine große Zahl von Übungseinheiten. Je nach Grad der Lähmung benötigen die Patienten während der Bewegungstherapie mehr oder weniger umfangreiche Hilfe. Neben der manuellen Therapie durch Physiotherapeuten hat sich der Einsatz der funktionellen Elektrostimulation (FES) zur Bewegungsunterstützung in der Praxis bewährt. Bei der FES wird eine Reizung der zentral (d.h. von einer Schädigung des zentralen Nervensystems herrührend) gelähmten Muskulatur mittels künstlicher elektrischer Stimulationsim-

pulse durchgeführt. Die Stimulation erfolgt auf indirekte Art und Weise über Klebeelektroden auf der Haut: Statt der Muskelfasern selbst werden die die gelähmten Muskeln versorgenden Nerven stimuliert, weil diese eine wesentlich geringere Reizschwelle besitzen. Bei der FES wird die betroffene Muskulatur aktiv in das Training einbezogen. Dies wirkt sich in zweierlei Hinsicht positiv aus: Zum einen senden körpereigene Sensoren für Muskelkraft und -länge verstärkt Signale an Rückenmark und Gehirn und fördern so den Prozess der motorischen Bahnung. Zum anderen können hierdurch Muskeln aufgebaut bzw. kann dem Abbau von Muskeln als Folge der Lähmung entgegen gewirkt werden. In der klinischen Praxis steht zz. noch der zweite Effekt im Vordergrund. Aus einer Reihe von Gründen ist die Erzeugung präziser Bewegungen durch FES eine anspruchsvolle Aufgabe:

1. Das dynamische Verhalten der stimulierten Muskulatur ist nichtlinear und zeitveränderlich (Muskelermüdung).
2. Patienten sind in der Regel nicht komplett gelähmt und können die Stimulation unterstützen. Dies macht es jedoch schwierig, die notwendige Stimulationsintensität vorherzusagen.
3. Durch die Stimulation können ungewollte Reflexe ausgelöst werden, welche die gewünschte Bewegung hemmen. Bei vielen Patienten treten beispielsweise Spastiken und/oder ein erhöhter Muskeltonus auf.

Eine Lösung dieser Aufgabe erfordert somit die Verwendung einer

Regelung (Rückkopplung). Hierbei wird das Ergebnis der Stimulation fortlaufend mittels spezieller Messverfahren und Sensoren überwacht und im Falle einer Abweichung vom gewünschten Verhalten eine zielgerichtete Anpassung der Stimulationsparameter vorgenommen.

Stimulationssysteme zur Unterstützung des Ganges bei den Betroffenen existieren seit ca. 50 Jahren. LIBERSON et al. [1] stellten 1961 erstmals ein einfaches System vor, mit dem eine unzureichende Fußhebung in der Schwungphase korrigiert werden konnte. Eine dauerhafte Fußheberschwäche tritt bei ca. 10–20 Prozent der wieder gehfähigen Patienten auf [2] und wird als Fallfuß (drop foot) bezeichnet. Um das normale Gangbild wiederherzustellen, muss der Fußheber der betroffenen Seite durch Training gestärkt und wieder in das Gangmuster integriert werden. Dies kann durch elektrische Stimulation der betroffenen Muskulatur erfolgen. Hierzu muss die Stimulation zu einem geeigneten Zeitpunkt während des Gehens aktiviert werden. Derzeit kommerziell verfügbare Systeme stimulieren über ein Paar von Elektroden den Wadenbeinerv (Nervus peroneus), welcher u.a. den Fußheber (M. tibialis anterior) innerviert (siehe [3] für eine Übersicht). Durch die Reizung des Nervs wird neben der Kontraktion des Fußhebers oft auch ein Reflex ausgelöst, der zu einer Beugung von Knie und Hüftgelenk auf der betroffenen Seite führt und somit die Schrittbewegung unterstützt. Peroneusstimulatoren werden vorwiegend als Hilfsmittel in der Versorgung von Schlaganfallpatienten mit einem chronischen Fallfuß eingesetzt. In der subakuten Rehabilitationsphase wurden in Studien mehrkanalige Stimulationssysteme zur Unterstützung des Ganges verwendet. So beschreiben z.B. HESSE



Abb. 1: Inertialsensor zur Triggerung und Regelung der Elektrostimulation am Schuh eines Patienten

et al. [4] die Kombination einer mehrkanaligen Elektrostimulation mit einem Laufbandtraining. Die Stimulation wird bei den zuvor beschriebenen Systemen in der Regel mittels eines einfachen Drucksensors unter der Ferse mit dem Gang synchronisiert. So wird bei Peroneusstimulatoren in der Schwungphase (kein Bodenkontakt) ein fest eingestelltes Stimulationsmuster ausgegeben. Ein Nachteil solcher einfacher Stimulationssysteme liegt darin, dass die Stimulationsstärke per Hand angepasst werden muss, wenn z.B. ein Therapieeffekt beim geschwächten Muskel auftritt oder wenn die Elektroden leicht versetzt angebracht wurden. Des Weiteren können langsam sich ändernde Störungen wie Ermüdung nicht ausgeglichen werden. Ein weiterer Nachteil solcher Systeme ist, dass sie in der Regel überstimulieren, um sicherzustellen, dass der Muskel ausreichend Kraft erzeugt. Dadurch ermüdet der Muskel aber vorzeitig. Für die Realisierung einer geregelten Elektrostimulation benötigt man eine unauffällige und robuste Sensorik, die neben einer Erkennung

von Gangphasen auch eine Bewertung des Gangbildes im Sinne von Gelenkwinkeln oder Raumkurven zulässt. In diesem Beitrag wird eine auf Inertialsensoren basierende Echtzeit-Ganganalyse vorgestellt, die diese Anforderungen erfüllt. So kann neben einer detaillierten Gangphasenerkennung eine Orientierungs- und Positionsschätzung für den Fuß durchgeführt werden. Das Messsystem wurde für die Realisierung einer mehrkanaligen Elektrostimulation beim Gangtraining von Schlaganfallpatienten auf einem Laufband verwendet.

Sensor- und Stimulations-system

Für die Erfassung des Ganges wurde das Messsystem RehaWatch (HASOMED GmbH, Magdeburg) verwendet, welches aus zwei vollständigen Miniaturinertialsensoren und einem Datenlogger besteht. Jeder Inertialsensor umfasst drei Beschleunigungssensoren und drei Gyroskope (jeweils orthogonal zueinander montiert). An jedem Schuh wurde ein Inertialsensor mit Hilfe einer speziellen Halterung,

wie in Abb. 1 darstellt, befestigt. Für das Anbringen der Inertialsensoren benötigt man einige Sekunden, ein An- und Ausziehen des Schuhs entfällt. Die Firmware des Datenloggers wurde adaptiert, um die Messdaten der Inertialsensoren über USB mit 500 Hz auf einen Laptop online übertragen zu können. Die Signalverarbeitung erfolgte unter Linux in "weicher" Echtzeit. Vor der Abtastung der Sensorsignale wurde eine analoge Tiefpassfilterung der Signale mittels eines Butterworth-Filters (Eckfrequenz von 100 Hz) durchgeführt. Der Messbereich der Beschleunigungssensoren beträgt $\pm 50 \text{ m/s}^2$ und der der Gyroskope $\pm 300 \text{ }^\circ/\text{s}$. Die in dieser Arbeit verwendeten Sensoren werden beim Hersteller einmalig kalibriert und können mit den nachfolgend beschriebenen Algorithmen direkt nach dem Anbringen am Patienten für die Messung eingesetzt werden. Eine Neubestimmung der Kalibrierungsmatrizen ist nicht erforderlich. Für die Regelung und Triggerung der Elektrostimulation wird im Grunde nur der Sensor am paretischen Bein benötigt. Die Messung

auf der gesunden Körperseite kann jedoch für die Generierung von Referenzsignalen für die Regelung und für die Bewertung der Gangsymmetrie eingesetzt werden.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass auch Inertialsensoren mit zusätzlichen Magnetometern verfügbar sind. Die damit mögliche zusätzliche Messung der Ausrichtung des Sensors bezüglich des Erdmagnetfelds führt zu einer erheblichen Verbesserung und Vereinfachung der später beschriebenen Orientierungsschätzung, wenn das Erdmagnetfeld nicht gestört ist. In Gebäuden mit Stahlbeton kann man jedoch davon ausgehen, dass solche Störungen auftreten. Aus diesem Grund wurde auf die Verwendung von Inertialsensoren mit Magnetometern hier verzichtet.

Als Stimulationssystem wurde der achtkanalige Stimulator RehaStim (HASOMED GmbH, Magdeburg) eingesetzt, wobei die Ansteuerung des Stimulators vom Laptop über ein USB-Interface erfolgte (unter Verwendung des ScienceMode-Protokolls). Zur manuellen Einstellung der Stimulationsintensitäten

oder Sollwertvorgabe bei aktiver Regelung wurde ein Digitalpotentiometer verwendet. In Abb. 2 ist das gesamte Sensor- und Stimulationssystem dargestellt. Die Stimulation erfolgte in Kombination mit einem Laufbandtraining bei partieller Gewichtsentslastung.

Orientierungs- und Positionsschätzung

Inertialsensoren eignen sich zur Regelung der Elektrostimulation, da hiermit mechanische Größen wie Beschleunigungen und Winkelraten direkt gemessen werden können. Verwendet man sogenannte vollständige Inertialsensoren, so lässt sich durch Integration der Winkelraten die räumliche Ausrichtung der Sensoren bestimmen. Durch Doppelintegration der Beschleunigungen unter Berücksichtigung der Sensorausrichtung erhält man die räumliche Position. Aufgrund von unbekanntem, sich langsam ändernden systematischen Messabweichungen (Bias) entstehen bei längerer Integration jedoch größere Schätzfehler, so dass spezielle Verfahren zur Bestimmung und Kompensation der Messfehler verwendet werden müssen. Da sich die Beschleunigungsmessung aus Erdbeschleunigung und Sensorbeschleunigung zusammensetzt, wird in der Standphase nur die (bekannte) erste Komponente gemessen. Hieraus kann ein Referenzwert für die Ausrichtung und damit der systematische Fehler in den Gyroskopsignalen bestimmt werden. Systematische Messfehler in den Beschleunigungssensoren können durch die Einhaltung von Randbedingungen bei der Integration ermittelt werden. So muss beim normalen Gehen am Ende einer Schwungphase die durch Integration der Beschleunigung erhaltene Geschwindigkeit des Fußes null sein. Beim Gehen auf einem

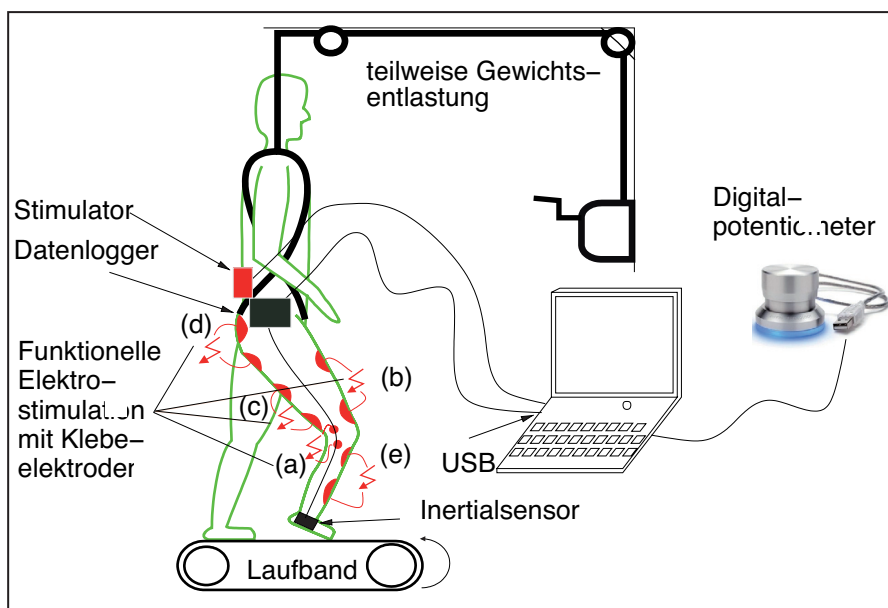


Abb. 2: Sensor- und Stimulationssystem mit den möglichen Stimulationsorten: (a) Peroneusnerv, (b) M. quadriceps, (c) Ischiokrurale Muskeln, (d) M. gluteus maximus und (e) M. tibialis anterior

geschätzt und die vier durch das Gangphasenerkennungssystem detektierten Gangphasen in Teilphasen unterteilt. Die Stimulationszeitpunkte können diesen Teilphasen entsprechend zugeordnet werden. Für die Stimulationsintensität wurde innerhalb eines Aktivierungsfensters ein trapezförmiges Profil gewählt. Die Stimulationsfrequenz betrug 20 Hz mit der Ausnahme der Peroneusnervstimulation, die mit 60 Hz erfolgte. Die Stimulationsintensitäten konnten manuell oder durch eine adaptive Steuerung vorgegeben werden.

Automatische Anpassung von Stimulationsintensitäten

Der am Schuh befestigte Inertialsensor liefert nach jedem Schritt genaue Aussagen über die Raumkurve des Fußes während der letzten Schwungphase. Eine Schätzung der Orientierung des Fußes gegenüber dem Boden ist schon während der Schwungphase verfügbar. Größen wie die Schritthöhe und die maximale Fußhebung in der Schwungphase lassen sich durch die Stimulation der Kniebeuger und Fußheber (M. tibialis anterior) nun gezielt beeinflussen. Für diese Muskeln kann folglich eine automatische Anpassung der Stimulationsintensität realisiert werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde zunächst nur die Regelung der Fußhebung betrachtet, da eine Stimulation der Kniebeuger auch den Hüftwinkel beeinflusst, der durch das verwendete Messsystem nicht erfasst werden konnte. Eine konventionelle Regelung mit kontinuierlichem Soll-Ist-Vergleich ist aufgrund der physiologischen Randbedingungen (zeitlich begrenzte Schwungphase [1–3 s], Zeitverzögerung bei der Muskelantwort) nicht praktikabel. Stattdessen bietet sich an, Elemente von Steuerung (open-loop) und Regelung

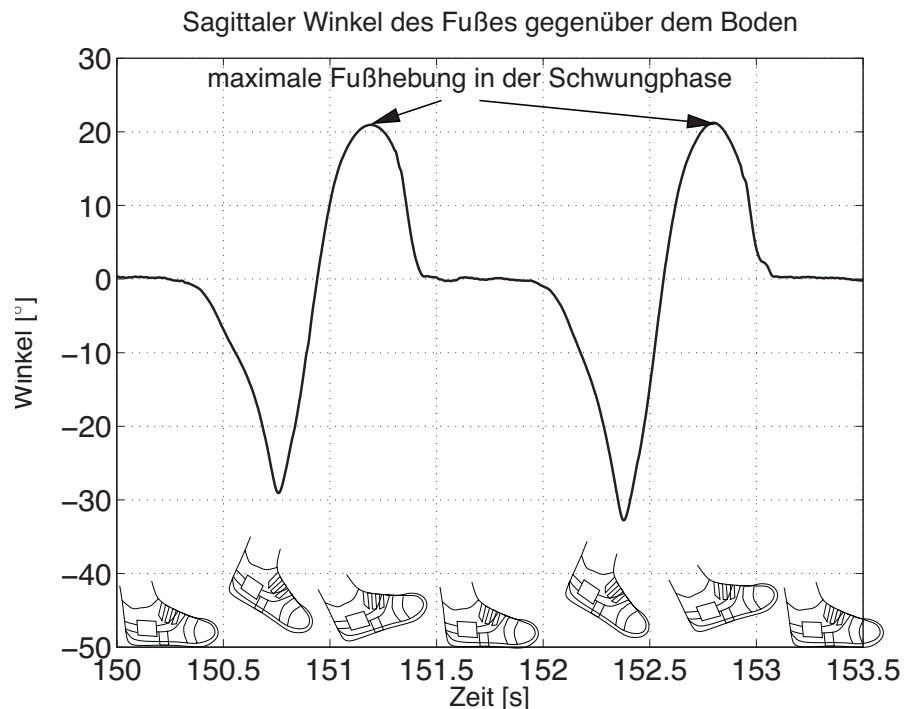


Abb. 5: Winkel des Fußes gegenüber dem Boden über 2 Schritte

(closed-loop) in einer adaptiven beziehungsweise lernenden Steuerung zu kombinieren: Nach jedem Schritt wird die gemessene Bewegung ausgewertet und als Reaktion das Stimulationsprofil für den nächsten Schritt angepasst.

Während eines Schrittes erfolgt die Stimulation also "open-loop". Eine Rückkopplung (Regelung) der gemessenen Bewegung findet lediglich zwischen den Schritten statt. Man unterscheidet weiterhin zwischen Verfahren der iterativ ler-

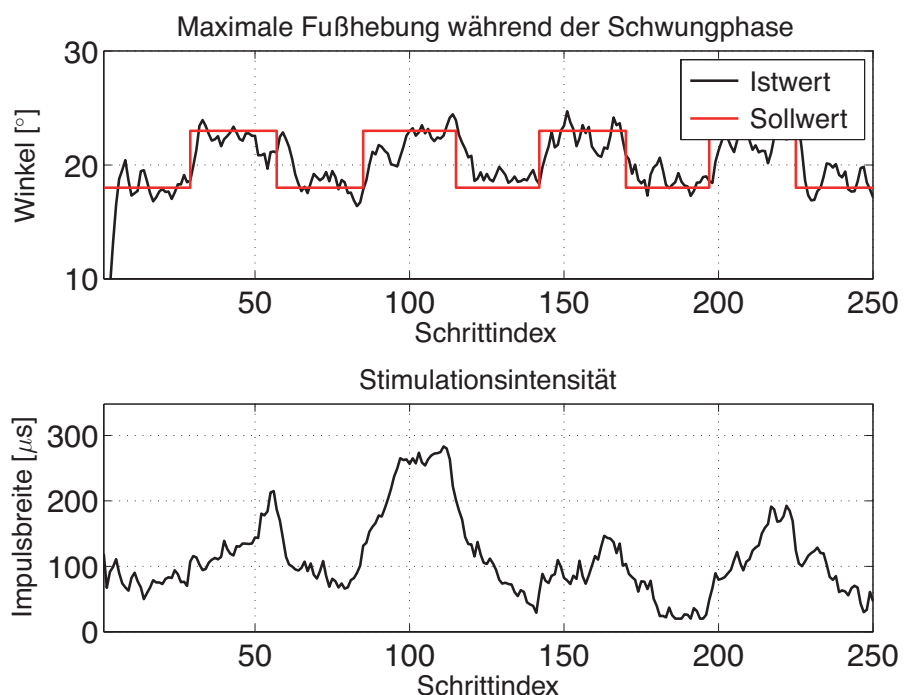


Abb. 6: Regelung der maximalen Fußhebung während der Schwungphase von Schritt zu Schritt

Anzeige

nenden Steuerung, bei denen das Stimulationsprofil nur bzgl. Intensität oder aber komplett angepasst werden kann (siehe z.B. [6]). Im vorliegenden Fall wurde nur die Intensität des Stimulationsprofils verändert, um eine gewünschte maximale Fußhebung in der Schwungphase durch Stimulation des M. tibialis anterior zu erzielen. In Abb. 5 ist beispielhaft für zwei Schritte der Winkel des Fußes gegenüber dem Boden dargestellt. Die zu regelnde Größe ist hierbei das Maximum des Winkelverlaufs in jedem Schritt. Detaillierte Informationen zum Entwurf der iterativ lernenden Steuerung sind in [5] zu finden.

Ergebnisse

Der Inertialsensor-Ansatz wurde im Rahmen einer Pilotstudie an der St. Mauritius Therapieklinik in Meerbusch klinisch an 12 Schlaganfallpatienten überprüft. Alle Probanden waren in der Lage, ohne Hilfsmittel und Unterstützung von Therapeuten auf einem Laufband mit Gewichtsentlastung zu gehen. Die Gehgeschwindigkeiten der Probanden lagen im Bereich von 1,28 bis 1,95 km/h. Zur Validierung der Gangphasenerkennung mit Inertialsensoren wurde bei fünf Probanden eine Referenzmessung mittels Drucksensoren unter der Fußsohle durchgeführt. Hierzu wurde das Sohlenmesssystem Parotec (paromed Vertriebs GmbH & Co. KG, Neubeuern) verwendet. Alle Gangereignisse konnten durch die Inertialsensoren erfolgreich detektiert werden. Der Fersenkontakt wurde im Vergleich zur Referenzmessung geringfügig früher erkannt (im Mittel 91 ms früher). Das Ablösen der Zehen hingehen wurde im Durchschnitt geringfügig verspätet detektiert (im Mittel 62 ms später). Es sei nochmals darauf hingewiesen, dass die Gangphasenerkennung mittels

Inertialsensoren für alle Probanden zuverlässig funktionierte, ohne dass eine Anpassung der Algorithmen an die einzelnen Probanden notwendig war.

Bei weiteren 5 Probanden wurde die mit Inertialsensoren geschätzte Position des Fußes mit einer optischen Referenzmessung verglichen. Dazu wurde das 3D-Infrarot-Bewegungsanalyzesystem AS 200 (LUKOtronic Lutz-Kovacs-Electronics OEG, Innsbruck, Österreich) verwendet. Für die Bewertung der Positionsschätzung wurde mit beiden Systemen die Länge und Höhe eines jeden Schrittes erfasst. Die mittlere Abweichung der Messsysteme zueinander war für beide Schrittparameter nahezu null. Die Standardabweichung der Fehler betrug 2,1% für die Schrittlänge und 6,2% für die Schritthöhe [5].

Bei allen 12 Probanden konnte die Elektrostimulation mittels der Inertialsensoren erfolgreich mit dem Gang synchronisiert werden. Maximal zwei Stimulationskanäle wurden dabei pro Patient verwendet. Im Vergleich zum Gang ohne Stimulation konnte bei den Patienten ein besseres Gangbild im Hinblick auf Gangsymmetrie, Bodenreaktionskräfte und Gelenkwinkelverläufe registriert werden. Diese Ergebnisse sind in [5] für einige Patienten beispielhaft dokumentiert.

Die Machbarkeit einer iterativ lernenden Steuerung für die Stimulation des M. tibialis anterior wurde an einem der Probanden überprüft. Abb. 6 zeigt das Ergebnis eines Regelungstests. Im oberen Teil der Abbildung sind der vorgegebene Sollwert des maximalen Winkels und der gemessene Istwert zusammen dargestellt. Zur Überprüfung der adaptiven Steuerung wurde der Sollwert mehrmals sprunghaft zwischen 18° und 22° geändert. Die zum Erreichen des aktuellen Sollwerts

notwendige Stimulationsintensität (modulierte Impulsbreite bei konstanter Amplitude und Frequenz) ist im unteren Teil der Abbildung dargestellt. Mit der iterativ lernenden Steuerung konnte der gewünschte Winkelsollwert innerhalb weniger Schritte durch gezielte Modulation der Stimulationsintensität erreicht werden. Ohne Stimulation betrug der maximale Winkel in der Schwungphase zum Vergleich lediglich 13°.

Diskussion und Zusammenfassung

Die Verwendung von Inertialsensoren bei der Realisierung einer FES-unterstützten Gangtherapie bietet wesentliche Vorteile gegenüber dem Einsatz klassischer Fußkontaktschalter (Drucksensoren). Unter Verwendung eines einzelnen Inertialsensors am Fuß konnte eine präzise Gangphasenerkennung implementiert werden, wobei kein Tuning des Gangphasenerkennungssystems am Patienten notwendig ist. Aufgrund der Nutzung eines vollständigen Inertialsensors (3D-Messung der Signale) muss keine aufwendige und exakte Ausrichtung des Sensors am Fuß vorgenommen werden. Im Gegensatz zu Drucksensoren lässt sich mit Hilfe der Inertialsensoren die Orientierung und Position des Fußes beim Gehen genau bestimmen. Dies bildet die Grundlage für eine automatische Anpassung der Stimulationsintensitäten mit dem Ziel, das Gangbild positiv zu beeinflussen. Die Machbarkeit einer solchen Regelung konnte erfolgreich am Patienten demonstriert werden. Leider lässt sich mit dem derzeitigen Messsystem nur ein Teil des Gangbildes erfassen. Eine Erweiterung des Systems zur Bestimmung von Knie- und Hüftwinkeln sowie von Oberkörperbewegungen ist geplant. Ein solches System würde die

Adaption weiterer Stimulationskanäle erlauben. Der wahre klinische Nutzen einer geregelten Elektrostimulation beim Gangtraining muss durch randomisierte Studien noch belegt werden. Ein besserer und schnellerer Trainingseffekt wird vermutet, da durch die Regelung ein physiologischeres Gangbild erzielt wird und die sich ändernde Aktivität des Patienten besser berücksichtigt werden kann. Ferner kann eine muskuläre Ermüdung infolge der Elektrostimulation hinausgezögert werden, da nur so stark stimuliert wird, wie wirklich erforderlich ist. Das Sensor- und Stimulationssystem muss des Weiteren noch für die Anwendung beim mobilen Gehen ohne Laufband und beim Treppensteigen weiterentwickelt werden. In diesem Zusammenhang ist auch die Frage zu lösen, wie Referenzwerte für das paretische Bein automatisch bestimmt werden können. Einen möglichen Ansatz stellt die Ableitung von Sollwerten für das paretische Bein anhand von Messungen am gesunden

Bein dar. Abschließend soll noch erwähnt werden, dass das verwendete Messsystem nicht nur für die Triggerung und die Anpassung der Elektrostimulation verwendet werden kann, sondern auch quantitative Aussagen über die Gangqualität und den Fortschritt des Patienten während der Rehabilitation liefert.

Literaturhinweise

- [1] LIBERSON WT, HOLMQUEST HJ, SCOT D, DOW M (1961) Functional Electrotherapy: Stimulation of the Peroneal Nerve Synchronized with the Swing Phase of the Gait of Hemiplegic Patients. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 21:101–105.
- [2] TAYLOR PN, BURRIDGE J, DUNKERLEY AL, WOOD DE, NORTON JA, SINLETON C, SWAIN ID (1999) Clinical Use of the Odsstock Dropped Foot Stimulator: Its Effects on the Speed and Effort of Walking. Arch. Phys. Med. Rehabil. 80:1577–1583.
- [3] LYONS GM, SINKJÆR T, BURRIDGE JH, WILCOX DJ (2002) A Review of Portable FES-Based Neural Orthoses for the Correction of Drop Foot. IEEE

Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 10:260–279.

- [4] HESSE S, MALEZIC M, SCHAFFRIN A, MAURITZ KH (1995) Restoration of Gait by Combined Treadmill Training and Multichannel Electrical Stimulation in Non-ambulatory Hemiparetic Patients. Scand. J. Rehab. Med. 27:199–204.
- [5] NEGÅRD N-O (2009) Controlled FES-assisted gait training for hemiplegic stroke patients based on inertial sensors, <http://opus.kobv.de/tuberlin/volltexte/2009/2485/>, Dissertation, Technische Universität Berlin.
- [6] NAHRSTAEDT H, SCHAUER T, HESSE S, RAISCH J (2008). Iterativ Lernende Regelung einer Gang-Neuroprothese. at-Automatisierungstechnik, 56: 494–501.

Anschrift für die Verfasser

Dr. Thomas Schauer,
Technische Universität Berlin,
Fachgebiet Regelungssysteme,
Sekt. EN 11
Einsteinufer 17
10587 Berlin
Tel.: 030 / 314 – 24404
Fax: 030 / 314 – 21137
E-Mail: schauer@control.tu-berlin.de

PRODUKT-INNOVATIONEN AUF DER ISPO IN LEIPZIG

ULTRAFLEX SYSTEMS - ULTRASAFE GAIT™ PEDIATRIC ADR-AFO ZUM AUSGLEICH VON DYSFUNKTIONEN BEIM GANG

Ultraflex präsentierte in Leipzig Knöchel-Fuß-Orthese für Kinder, UltraSafeGait™ pediatric ADR (Adjustable Dynamic Response) - AFO (Ankle-Foot Orthosis). Die ADR-Technologie von Ultraflex wurde entwickelt, um Funktionsstörungen beim Gang auszugleichen sowie Defizite bedarfsgerecht zu behandeln. Erwachsene Patienten beispielsweise nach einem Schlaganfall profitieren bereits seit 2004 davon. Mit Ultraflex's ADR sind bisher beispiellose Stabilität und Bewegung



Bildquelle: Das Ultraflex-Systems

jetzt auch für das sich entwickelnde Kind verfügbar, das an herausfordernden neurologischen Pro-

blemen wie zerebraler Lähmung leiden. Kinder mit Bewegungsstörungen oder Beeinträchtigung der Körperhaltung können nun in vollem Umfang therapeutischen Nutzen erzielen durch den Zuwachs an Muskellänge, die durch therapeutische Behandlung mit UltraSafeGait™ erreicht wird. Die UltraSafeGait™ ADR-Technologie bietet eine Lösung für bisher unerfüllte orthetische Bedürfnisse von Kindern mit Gangstörungen wie Kauergang oder Spitzfuß und deren Varianten. (Verlagsredaktion)