

Entwicklung einer inertialsensorbasierten Eversionswinkelregelung für einen Peroneus-Stimulator

Daniel Laidig, Thomas Seel, Thomas Schauer
Technische Universität Berlin
{laidig,seel,schauer}@control.tu-berlin.de

Zusammenfassung

Bei der Unterstützung der Fußhebung in der Schwungphase des Ganges durch Funktionelle Elektrostimulation kommt es oft zu unerwünschter Inversion/Eversion, d.h. zu Ein-/Auswärtsdrehungen des Fußes um dessen Längsachse. Im vorliegenden Beitrag werden zunächst Methoden entwickelt, um den Fuß-zu-Boden-Winkel mit Hilfe eines am Fuß angebrachten Inertialsensors zu schätzen und aus dem Winkelverlauf einen skalaren Indikator für das Gesamtmaß der Inversion/Eversion eines Schrittes abzuleiten. Um diese zu beeinflussen, wird die Intensität der Stimulation variabel zwischen zwei Kanälen aufgeteilt, von denen der erste eine Fußhebung mit zusätzlicher Eversion und der zweite eine Fußhebung mit zusätzlicher Inversion auslöst. Für die zyklische Anpassung der Verteilung werden eine Run-to-Run-Regelung und eine Iterativ Lernende Regelung entworfen. Anhand klinischer Experimente mit Schlaganfallpatienten wird die Eignung beider Regler diskutiert.

1 Einleitung

Fußheberschwäche, oft auch als Fallfuß oder Peroneusparese bezeichnet, ist eine Bewegungsstörung, welche unter anderem aus einer fehlenden oder eingeschränkten Verbindung zwischen dem zentralen Nervensystem und dem Peroneusnerv resultiert und eine mangelnde Dorsalflexion zur Folge hat, d.h. der Fußrücken kann nicht ausreichend in Richtung des Schienbeins angehoben werden (siehe Abbildung 1). Dies führt zu einer unphysiologischen Veränderung des Gangbildes und zu einer erhöhten Sturzgefahr. Fußheberschwäche tritt überwiegend infolge eines Schlaganfalls auf. Unterstützungsbedarf besteht sowohl in der subakuten Schlaganfall-Versorgung, als auch bei chronischen Patienten, welche die Fußhebung durch Rehabilitation nicht oder nur unzureichend zurückerlangt haben [2].

Ein möglicher Behandlungsansatz besteht in der Nutzung von funktioneller Elektrostimulation [3]. Dabei werden über am Bein platzierte Hydrogel-Elektroden Stromimpulse appliziert, welche über die Auslösung von Aktionspotentialen eine Kontraktion der Muskeln bewirken. Ein System zur Unterstützung der Fußhebung mittels FES wird als Peroneus-Stimulator bezeichnet. Alle kommerziell erhältlichen Geräte erfassen statt der

Fußhebung lediglich den Fersen-Boden-Kontakt und überlassen die Regelung der Fußhebung, d.h. die Anpassung der Stimulationsintensität, dem Patienten. Nur in einigen wenigen Forschungsarbeiten werden modernere Ansätze verfolgt, siehe z.B. [7] und die dort zitierten Arbeiten. Im Forschungsprojekt *APeroStim* wird ein Peroneus-Stimulator entwickelt, welcher über einen am Fuß angebrachten Inertialsensor vier verschiedene Gangphasen pro Seite erkennt – siehe Abbildung 2. Zudem wird die tatsächliche Fußhebung erfasst und zur automatischen Anpassung der Stimulationsintensität verwendet. Für eine ausführlichere Beschreibung des *Adaptiven Peroneus-Stimulators* sei auf [6] verwiesen.

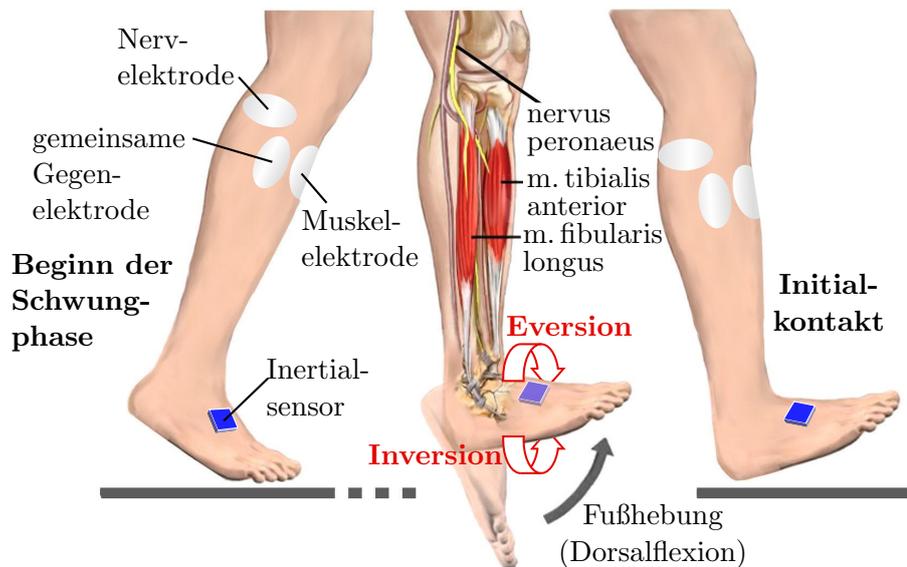


Abbildung 1: Prinzipskizze des *Adaptiven Peroneus-Stimulators*. Die bei Fußheber-schwäche mangelhaft ausgeprägte Dorsalflexion wird über Elektrostimulation der beteiligten Muskeln unterstützt. Wenn die Fußbewegung über einen Inertialsensor am Fuß messtechnisch erfasst wird, kann eine automatische Anpassung der Stimulation erfolgen.

Ein häufig beobachtetes Problem bei der Versorgung mit Peroneus-Stimulatoren besteht darin, dass während der Schwungphase Inversion oder Eversion auftritt. Der Grund für diese unerwünschte Drehung des Fußes ist in Abbildung 1 angedeutet. An der Dorsalflexion sind zwei Muskeln beteiligt, wobei der *Musculus peroneus longus* (auch *Musculus fibularis longus*) zusätzlich eine Eversion und der *Musculus tibialis anterior* eine Inversion des Fußes verursacht. Für eine natürliche Fußhebung müssen beide Muskeln im richtigen Verhältnis stimuliert werden. Bei herkömmlichen Systemen wird dieses Verhältnis über die Positionierung zweier Elektroden beeinflusst. Es müssen Positionen gefunden werden, welche eine Stimulation beider Muskeln bewirken und weder unerwünschte Inversion noch Eversion auslösen. Dies ist nur schwer zu erreichen und erfordert in der Regel ein mehrmaliges Umkleben, bis eine zufriedenstellende Position gefunden ist. Dass trotz genauer Platzierung diese Position schon nach kurzer Zeit unter veränderten Bedingungen keine zufriedenstellend gerade Fußhebung mehr liefert, ist dabei ebenfalls häufig zu beobachten. Veltink et al. haben für einen implantierbaren Peroneus-Stimulator eine Tuning-Strategie vorgeschlagen, welche die Aktivierung beider Muskeln ins Gleichgewicht bringen soll [8]. Es erfolgten jedoch lediglich simulative Untersuchungen. Im vorliegenden Beitrag werden

– sowohl für die messtechnische Erfassung der Eversion als auch für die Regelung derselben mittels FES über Hydrogel-Elektroden – neue Methoden vorgestellt und in Experimenten mit Schlaganfallpatienten evaluiert.

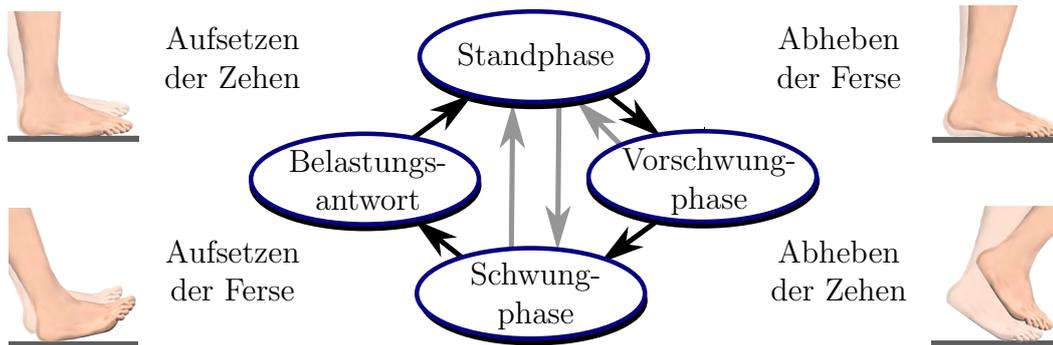


Abbildung 2: Einteilung des Ganges je eines Fußes in vier Gangphasen und Modellierung des Ganges als Zustandsautomat mit Gangereignissen zugeordneten Transitionen.

Die verbleibenden Abschnitte sind wie folgt strukturiert: Zunächst wird in Abschnitt 2 ein Verfahren entwickelt, um aus den Beschleunigungsdaten und Drehraten des Inertialsensors ein geeignetes Maß für die Inversion/Eversion zu berechnen. Darauf aufbauend werden in Abschnitt 3 verschiedene Regleransätze gewählt und in Abschnitt 4 experimentell getestet. Auf Basis der experimentell gewonnenen Daten wird abschließend die Eignung der gewählten Ansätze zur Kompensation unerwünschter Inversion/Eversion diskutiert.

2 Berechnung von Winkelverlauf und Indikator

Zur gezielten Beeinflussung von Eversion oder Inversion wird eine Methode benötigt, um anhand der Sensordaten eine Aussage über den aktuellen Grad der Eversion oder Inversion treffen zu können. Dazu erfolgt zunächst die Definition eines geeigneten Winkels. Aus den Drehraten der Inertialsensoren wird ein Winkelverlauf berechnet. Anschließend wird aus diesem Winkelverlauf für jeden Schritt eine skalare Größe bestimmt, welche eine Aussage über die Ausprägung der Eversion oder Inversion eines Schrittes liefert.

2.1 Berechnung des Winkelverlaufs

Mit Eversions- bzw. Inversionswinkel werden im medizinischen Kontext häufig Sprunggelenkwinkel bezeichnet. Um diese zu messen sind jedoch mindestens zwei Inertialsensoren nötig. Daher soll das Maß an Eversion im Folgenden durch den Fuß-zu-Boden-Winkel in der Frontalebene des Fußes beschrieben werden, d.h. durch den Winkel θ zwischen der mediolateralen Achse des Fußes und dem Boden (siehe Abbildung 3). Dies ist vor allem deshalb vorteilhaft, weil der Fuß-zu-Boden-Winkel eine größere Bedeutung für die Bodenfreiheit und somit für die Sturzgefahr hat. Zur Berechnung wird zunächst ein lokales Fußkoordinatensystem definiert, in dem die y -Achse bei geradem Stand in der Frontalebene des Körpers liegt, die x -Achse des Fußes horizontal nach vorn zeigt und die z -Achse

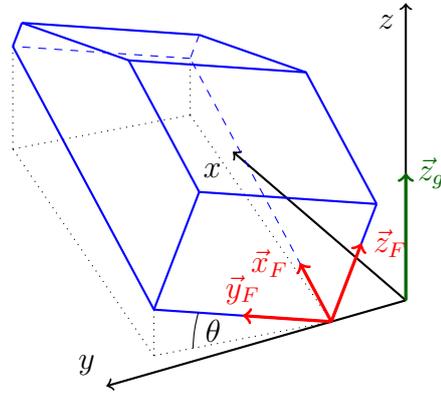


Abbildung 3: Schematische Darstellung des Fußes und des Eversionswinkels θ . Das globale Koordinatensystem ist schwarz und das lokale Fuß-Koordinatensystem ist rot dargestellt.

senkrecht nach oben zeigt. Die mediolaterale Achse des Fußes wird daher im Folgenden als y -Achse \vec{y}_F des Fußes und der Winkel zwischen ihr und dem Boden als Eversionswinkel θ bezeichnet. Der Winkel zwischen einem Vektor und einer Ebene kann wie in (1) gezeigt über den Normalenvektor der Ebene, in diesem Fall \vec{z}_g , berechnet werden. Die Achse \vec{y}_F zeigt aus Sicht des Probanden immer nach links. Damit positive Winkel für Eversion stehen, muss das Vorzeichen abhängig davon gewählt werden, ob es sich um den linken oder um den rechten Fuß handelt.

$$\theta := \begin{cases} +90^\circ - \arccos(\vec{z}_g \cdot \vec{y}_F) & \text{für linken Fuß} \\ -90^\circ + \arccos(\vec{z}_g \cdot \vec{y}_F) & \text{für rechten Fuß} \end{cases} \quad (1)$$

Um diese Gleichung auswerten zu können, müssen die Koordinaten von \vec{z}_g und \vec{y}_F bezüglich desselben Koordinatensystems bekannt sein. Dazu wird zunächst ein beliebiger Zeitpunkt einer Standphase betrachtet, in dem sich der betroffene Fuß mit dem daran angebrachten Sensor in Ruhe und flach auf dem Boden befindet. Da der Fuß in Ruhe ist, wird ausschließlich eine Beschleunigung vertikal nach oben mit dem Betrag der Erdbeschleunigung gemessen. Somit kann durch Normierung der gemessenen Beschleunigungswerte die vertikale globale Achse \vec{z}_g bestimmt werden. Wenn der Sensor derart am Fuß befestigt ist, dass die lokale x -Achse des Sensors, hier \vec{x}_S genannt, annähernd in der Sagittalebene des Fußes liegt und entlang des Fußrückens schräg nach vorn und unten zeigt, so erhält man die y -Achse des Fußes über das Kreuzprodukt

$$\vec{y}_F := \frac{\vec{z}_g \times \vec{x}_S}{\|\vec{z}_g \times \vec{x}_S\|}. \quad (2)$$

Es ist festzuhalten, dass sich bei starrer Anbringung des Sensors am Fuß die Koordinaten von \vec{y}_F im lokalen Koordinatensystem des Sensors nicht ändern, wenn der Fuß bewegt wird. Zwischen zwei Standphasen wird jeweils mittels *strap down integration* [4] aus den gemessenen Drehraten eine Rotationsmatrix berechnet, mit deren Hilfe \vec{y}_F vom lokalen Sensorkoordinatensystem in das Referenzkoordinatensystem, d.h. in das lokale Sensorkoordinatensystem der letzten Standphase, transformiert wird. Somit kann zu jedem Zeit-

punkt der Eversionswinkel θ berechnet werden.

Bei der Messung der Drehraten mittels Inertialsensoren kommt es jedoch auch bei genauer Kalibrierung zu systematischen Messabweichungen, dem Bias. Bei Wiedereintritt in die Standphase wird daher die durch Integration des Bias aufgetretene Drift linear zwischen den Standphasen kompensiert. Der biaskorrigierte Winkel $\tilde{\theta}$ ist demnach

$$\tilde{\theta}(t) := \theta(t) - \frac{t - t_{\text{ho}}}{t_{\text{fc}} - t_{\text{ho}}} \theta(t_{\text{fc}}), \quad t_{\text{ho}} \leq t \leq t_{\text{fc}}, \quad (3)$$

wobei t_{ho} (*heel-off*) den Beginn der Vorschwungphase und t_{fc} (*full contact*) den Beginn der folgenden Standphase bezeichnet.

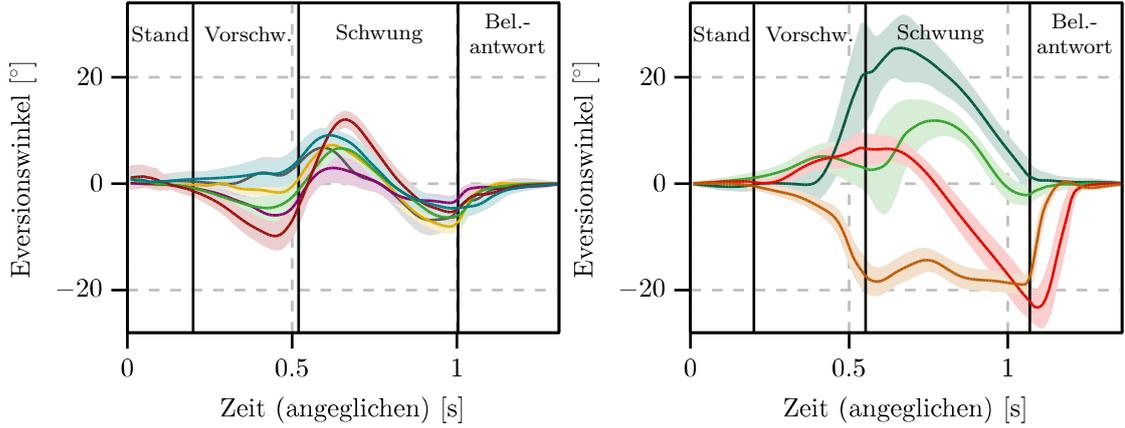


Abbildung 4: Eversionswinkelverläufe von sechs gesunden Probanden (links) und von jeweils zwei Patienten mit deutlicher Inversion und deutlicher Eversion (rechts). Vor der Berechnung der Mittelwerte (Linien) und Standardabweichungen (Flächen) wurden die Zeitachsen so skaliert, dass die Gangphasenwechsel aller Schritte übereinander liegen.

Um typische Eversionswinkelverläufe vergleichen zu können, wurden Messungen von zwei Patienten mit deutlicher Eversion und zwei Patienten mit deutlicher Inversion auf der paretischen Seite ausgewertet. Zudem wurden Messdaten von sechs gesunden Probanden aufgezeichnet. Abbildung 4 zeigt die Winkelverläufe der Patienten sowie die Winkelverläufe der gesunden Probanden. Während kleinere Auslenkungen auch bei gesunden in vielfältiger Ausprägung auftreten, weisen die Gangbilder der Schlaganfallpatienten erheblich größere Eversion und Inversion und eine erhöhte Varianz auf.

2.2 Bestimmung eines skalaren Eversionsindikators

Um im weiteren Verlauf eine Run-to-Run-Regelung implementieren zu können, wird aus dem Winkelverlauf für jeden Schritt ein skalarer Indikator bestimmt, welcher die Ausprägung der Eversion für den kompletten Schritt zusammenfasst. Der Indikator wird als kubischer Mittelwert des biaskorrigierten Eversionswinkels in der zweiten Hälfte der Schwungphase definiert:

$$\Theta := \sqrt[3]{\frac{1}{k_E - k_M + 1} \sum_{k=k_M}^{k_E} \tilde{\theta}(k)^3}. \quad (4)$$

Hierbei bezeichnet k die diskrete Zeit, d.h. den Abtastindex der Signale, k_M den Abtastindex in der Mitte der Schwungphase und k_E den Index am Ende der Schwungphase. Es wird lediglich die zweite Hälfte der Schwungphase berücksichtigt, da sich der Fuß dann näher am Boden befindet als in der ersten Hälfte, sodass eine weitere Verringerung des Bodenabstandes durch starke Eversion bzw. Inversion zu einer erhöhten Sturzgefahr führt. Anhand der Videosequenzen von einer Reihe weiterer Messungen wurde das Gangbild von Patienten durch erfahrenes medizinisches Personal bezüglich der Ausprägung von Eversion/Inversion auf einer frei definierten Skala eingeschätzt. Abbildung 5 zeigt, dass der gewählte Indikator gut mit dieser Bewertung korreliert und somit als Regelgröße geeignet ist.

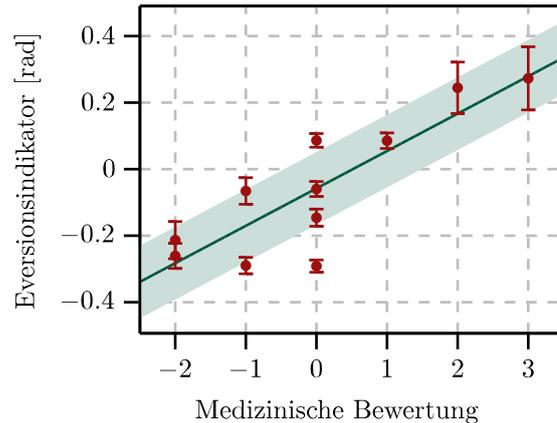


Abbildung 5: Korrelation zwischen dem Eversionindikator und Bewertungen von Inversion/Eversion durch erfahrene Mediziner anhand von elf Videosequenzen mit jeweils 10–20 Schritten. Neben Mittelwert und Standardabweichung des Indikators für jeden Ausschnitt ist eine Regressionsgerade mit Standardabweichung dargestellt. Der Indikator korreliert gut mit den medizinischen Bewertungen.

3 Reglerentwurf

Um Eversion/Inversion effektiv zu beeinflussen, werden zwei aktive Elektroden eingesetzt, welche über dem Nervus fibularis superficialis und dem Musculus tibialis anterior angebracht sind. Eine dritte Elektrode dient als gemeinsame Gegenelektrode, siehe Abbildung 1. Die bereits erfolgreich entwickelte Dorsalflexionsregelung [6] gibt zu jedem Zeitpunkt eine anzuwendende normierte¹ Stimulationsintensität $u_{df} \in [0, 1]$ vor. Diese Intensität wird in einem variablen Verhältnis $u_{df} := q_{Nerv} + q_{Muskel}$ auf beide Elektroden verteilt, wobei q_{Nerv} die auf die Nervelektrode geleitete Stimulationsintensität und q_{Muskel} die auf die Muskelelektrode geleitete Stimulationsintensität ist. Es wird folgendes Nerv-Muskel-Verhältnis $u \in [-0.5, +0.5]$ definiert:

$$q_{Nerv} = u_{df} (u + 0.5) \tag{5}$$

$$q_{Muskel} = u_{df} (0.5 - u), \tag{6}$$

¹d.h. normiert auf die jeweils höchste vom Patienten tolerierte Intensität

sodass für $u = 0$ gilt $q_{\text{Nerv}} = q_{\text{Muskel}} = 0.5$ und für $u = -0.5$ bzw. für $u = +0.5$ nur über die Muskelelektrode bzw. nur über die Nervelektrode stimuliert wird. Dieser Ansatz geht davon aus, dass eine Änderung der Intensitätsverteilung lediglich Eversion/Inversion beeinflusst und keine nennenswerten Auswirkungen auf die Dorsalflexion hat – eine Annahme, die in Abschnitt 4 verifiziert wird. Der Einfluss der Intensitätsverteilung auf den Eversionsindikator wurde am Beispiel eines Patienten mit chronischer Fußheberschwäche experimentell ermittelt und ist in Abbildung 6 dargestellt.

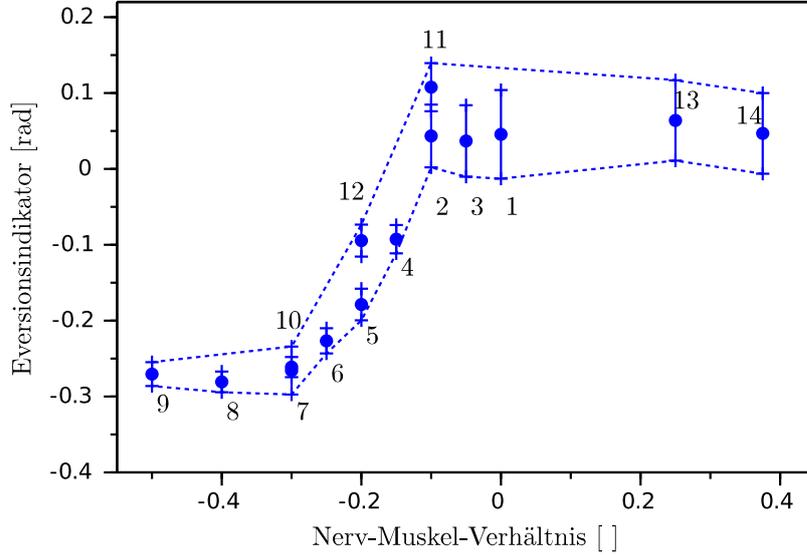


Abbildung 6: Eversionsindikator für eine Versuchsreihe mit verschiedenen Nerv-Muskel-Verhältnissen u – Mittelwerte (Punkte) und Standardabweichungen (vertikale Linien) über 5–10 Schritte pro Versuch. Ein physiologischer Wert von -0.1 rad wird im vierten und zwölften Versuch bei $u \approx -0.175$ erreicht; das entspricht etwa 60–65% Stimulation des Musculus tibialis anterior und 35–40% Stimulation des Nervus fibularis superficialis.

Für die Regelung der Eversion wird ebenso wie für die bereits vorhandene Dorsalflexionsregelung ein zyklischer Ansatz gewählt, bei dem aus jedem abgeschlossenen Schritt gelernt wird und das Nerv-Muskel-Verhältnis der Intensitätsverteilung für den darauf folgenden Schritt entsprechend angepasst wird. Auf eine Rückkopplung innerhalb eines Schrittes wird bewusst verzichtet, da die mittlere Dauer einer Schwungphase selbst bei langsamem Gehen nur ungefähr 0,7 s beträgt, die Wirkung der Stimulation jedoch um ca. 0.2 s zeitverzögert ist und die mittels klassischer (instantaner) Rückkopplung erzielbare Regelgüte somit sehr beschränkt ist.

Ein naheliegender und einfacher Ansatz besteht darin, das Nerv-Muskel-Verhältnis für jeden Schritt neu anzupassen, es für die Dauer eines einzelnen Schrittes jedoch konstant zu lassen. In diesem Fall kann eine Run-to-Run-Regelung [9] eingesetzt werden. Deren Regelgröße ist der in Abschnitt 2.2 beschriebene Eversionsindikator. Als Stellgröße u dient das innerhalb eines Schrittes jeweils konstant bleibende Nerv-Muskel-Verhältnis. Nach jedem abgeschlossenen Schritt wird sie nach folgendem Lerngesetz aktualisiert:

$$u_{j+1} = u_j + \lambda (r - \Theta_j). \quad (7)$$

Dabei ist $u_j \in \mathbb{R}$ die Stellgröße mit Iterationsindex j , $\Theta_j \in \mathbb{R}$ die Regelgröße und $r \in \mathbb{R}$ die Referenz für die Regelgröße. Der Parameter $\lambda \in \mathbb{R}$ wird als Lernfaktor bezeichnet und auf $\lambda = 0.5$ festgelegt. Da der Anstieg der Kennlinie in Abbildung 6 an keiner Stelle größer als 2 ist, wird durch diese Wahl sicher gestellt, dass die Run-to-Run-Regelung auftretende Regelabweichungen nicht überkompensiert, d.h. dass kein Überschwingen des Eversionsindikators auftritt. In Abschnitt 4 wird diese Vorhersage verifiziert.

Darüber bietet es sich an, über eine Veränderung des Nerv-Muskel-Verhältnisses während eines Schrittes den gesamten Verlauf des Eversionswinkels zu beeinflussen. Dies kann durch die Verwendung einer Iterativ Lernenden Regelung [1] (engl. Iterative Learning Control, ILC) erreicht werden. Das Stellgrößenprofil \mathbf{u}_j ist der Zeitverlauf des Nerv-Muskel-Verhältnisses; als Regelgröße \mathbf{y}_j dient der biaskorrigierte Eversionswinkelverlauf:

$$\begin{aligned}\mathbf{u}_j &= [u_j(1 - m), u_j(2 - m), \dots, u_j(N - m)]^T \in \mathbb{R}^N, \\ \mathbf{y}_j &= [\tilde{\theta}_j(1), \tilde{\theta}_j(2), \dots, \tilde{\theta}_j(N)]^T \in \mathbb{R}^N,\end{aligned}$$

wobei $1 \dots N$ die Abtastindizes der Schwungphase sind und $m \approx 10$ (bei einer Abtastfrequenz von 50 Hz) die Zeitdauer beschreibt, um welche die Stellgröße früher angewendet wird um Verzögerungen in der Streckendynamik zu kompensieren. Es kommt folgendes Standard-Lerngesetz [1] zum Einsatz:

$$\mathbf{u}_{j+1} = \mathbf{Q}(\mathbf{u}_j + \lambda(\mathbf{r} - \mathbf{y}_j)). \quad (8)$$

Hierbei ist $\mathbf{r} \in \mathbb{R}^N$ ein vorgegebener Referenzverlauf, $\mathbf{y}_j \in \mathbb{R}^N$ das Profil der Regelgröße und $\mathbf{u}_j \in \mathbb{R}^N$ das Stellgrößenprofil. Der Q-Filter $\mathbf{Q} \in \mathbb{R}^{N \times N}$ ist eine symmetrische Toeplitz-Matrix, deren erste Zeile den Markov-Parametern eines Tiefpass-Filters entspricht.

Da die Dauer eines Schrittes auch bei regelmäßigem Gang nicht konstant ist, wird mit n_j die tatsächliche und mit n die maximale Schrittlänge bezeichnet. In jedem Schritt ergeben sich jeweils die ersten n_j Elemente von $(\mathbf{r} - \mathbf{y}_j)$ aus den Messdaten und die verbleibenden $N - n_j$ Elemente werden zu Null gesetzt. Dieser Ansatz und die Konvergenz der resultierenden Fehlerdynamik werden in [5] näher untersucht.

4 Experimentelle Ergebnisse

In klinischen Experimenten mit einem auf dem Laufband gehenden chronischen Fallfußpatienten werden die beiden zuvor beschriebenen Regler evaluiert. Die Versuche wurden von der Ethikkommission der Charité Universitätsmedizin Berlin genehmigt. An den Schuhen des Patienten werden drahtlose Inertialsensoren angebracht. Deren Messdaten werden von einem Laptop empfangen, welcher in Echtzeit die in diesem Beitrag beschriebenen Algorithmen umsetzt und den Stimulator ansteuert. Um die Regelung der Eversion/Inversion isoliert untersuchen zu können, wird die Iterativ Lernende Regelung der Dorsalflexion deaktiviert und stattdessen in jedem Schritt für die Gesamtstimulationsintensität ein kon-

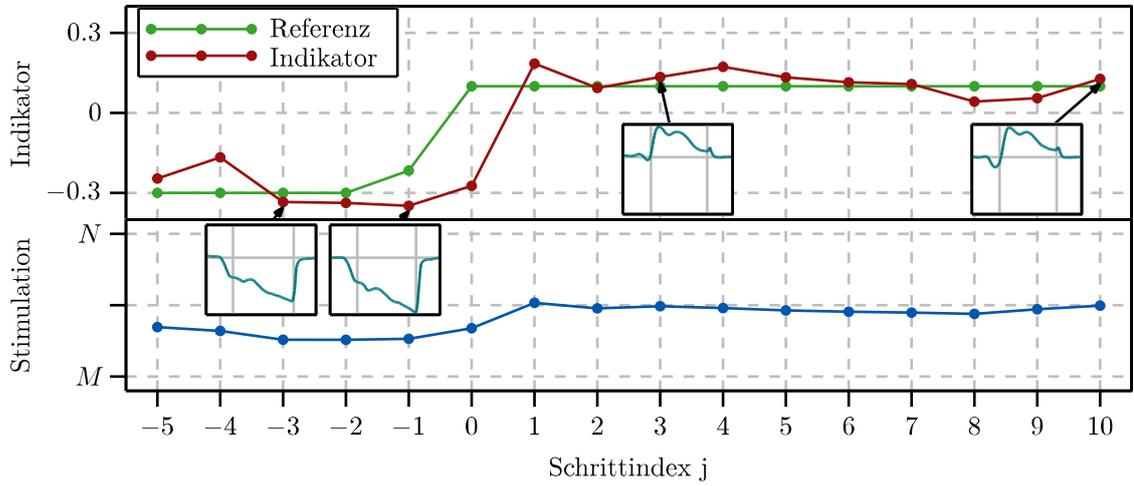


Abbildung 7: Run-to-Run-Regelung ($\lambda = 0.5$), chronischer Patient, Referenzsprung von -0.3 auf 0.1 . Kleine Anpassungen des Nerv-Muskel-Verhältnisses u_j führen zu deutlichen Änderungen des Eversionsindikators Θ_j und die Referenz wird schnell erreicht. Die kleineren, eingebetteten Plots zeigen Eversionswinkelverläufe für ausgewählte Schritte.

stantes trapezförmiges Profil angewendet. Diese Intensität wird jeweils durch einen der beiden entworfenen Eversionsregler auf die beiden Stimulationkanäle verteilt.

Für den Eversionsindikator werden bei aktivierter Run-to-Run-Regelung Referenzsprünge von verschiedener Höhe vorgegeben. Dabei werden die Werte der Referenz allein zur Untersuchung des Regelverhaltens und nicht zur Erzeugung eines physiologischen Gangbildes gewählt. Für erreichbar gewählte Referenzwerte liefert die Run-to-Run-Regelung eine zügige Konvergenz, wie Abbildung 7 zeigt. Der Indikator erreicht die Referenz nach ein bis zwei Schritten.

Als nächstes wird experimentell untersucht, inwiefern darüber hinaus mittels ILC der gesamte Verlauf des Eversionswinkels beeinflusst werden kann. Um die grundsätzliche Funktionsweise der Regelung zu testen, wird als Referenz ein Winkel von konstant 0° gewählt. Abbildung 8 zeigt das Ergebnis dieses Experiments. Zunächst wird mit einem konstanten Nerv-Muskel-Verhältnis von 0 stimuliert, was einer Aufteilung der Stimulation zu 50% auf den Nerv und zu 50% auf den Muskel entspricht. Das anschließende Aktivieren der ILC reduziert den RMSE ungefähr um den Faktor 3 und die Winkelverläufe werden deutlich flacher. Dabei bleibt die Gesamtstimulationsintensität stets konstant und die Zeitverläufe des Dorsalflexionswinkels verändern sich kaum.

5 Zusammenfassung und Diskussion

In den vorangegangenen Abschnitten wurden neue Methoden für die inertialsensorbasierte Erfassung und Quantifizierung von Eversion/Inversion des Fußes vorgestellt. Es wurde aufgezeigt, wie diese Eversion/Inversion mittels FES über drei am Unterschenkel angebrachte Hydrogel-Elektroden beeinflusst werden kann. Für die Eversionswinkelregelung wurden zwei lernende Regler entworfen, welche zyklisch auf Grundlage der gemessenen Winkel die Verteilung einer festen Gesamtstimulationsintensität auf die Nerv- und die

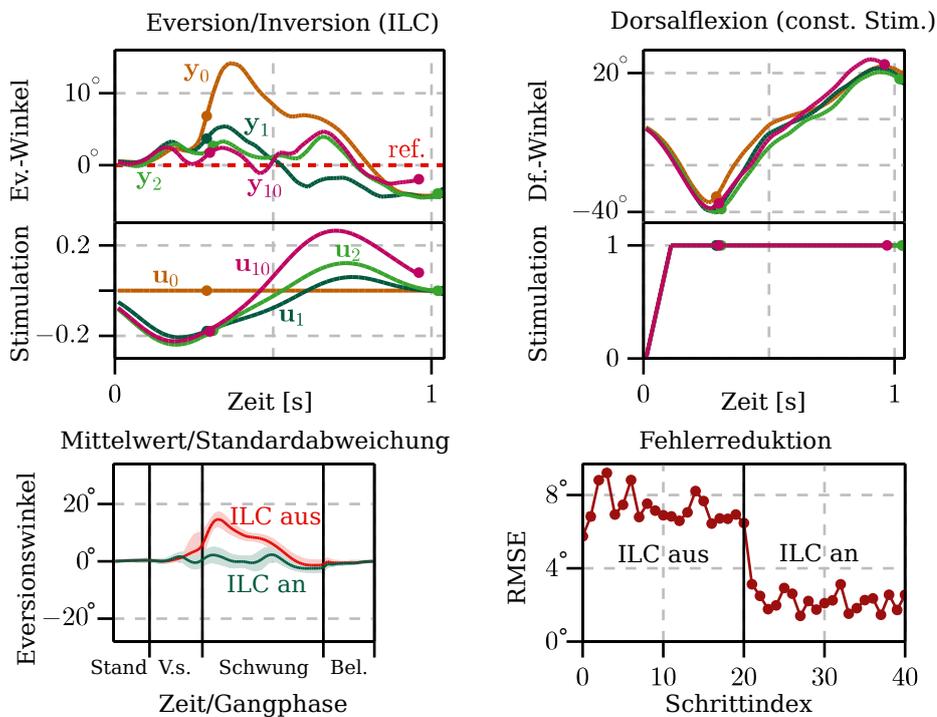


Abbildung 8: Iterativ Lernende Regelung des Eversionswinkelverlaufs (links oben) bei konstanter Gesamtstimulationsintensität (rechts oben). Während der Eversionswinkelverlauf in ein bis zwei Schritten auf physiologisch kleine Auslenkungen reduziert wird (unten links und rechts), bleibt die Dorsalflexion nahezu unbeeinflusst (oben rechts).

Muskel-Elektrode anpassen. Beide wurden in Experimenten mit einem an chronischer Fußheberschwäche leidenden Patienten auf einem Laufband evaluiert.

Die Run-to-Run-Regelung hat sich als geeignet erwiesen, um den über die zweite Hälfte der Schwungphase kubisch gemittelten Eversionswinkel innerhalb von ein bis zwei Schritten auf einen vorgegebenen Referenzwert zu bringen. Dabei führen kleine Anpassungen des Nerv-Muskel-Verhältnisses im Allgemeinen bereits zu erheblichen Änderungen der Eversion/Inversion, weshalb ein kleiner Lernfaktor von 0.5 bereits eine hinreichend schnelle Konvergenz gewährleistet. Darüber hinaus hat sich gezeigt, dass mittels Iterativ Lernender Regelung der gesamte Eversionswinkelverlauf beeinflusst werden kann. Durch wiederum kleine Anpassungen des Nerv-Muskel-Verhältnisses konnte der Eversionswinkelverlauf in ein bis zwei Schritten bis auf wenige Grad an den konstanten Referenzverlauf angeglichen werden. Es ist davon auszugehen, dass auch anderen (physiologischeren) Referenzwinkelverläufen mit Hilfe der ILC in wenigen Lernschritten gefolgt werden kann, solange keine unerreichbaren Auslenkungen vorgegeben werden.

Sowohl für die Run-to-Run-Regelung als auch für die Iterativ Lernende Regelung ist jedoch festzuhalten, dass der gewünschte Referenzwert trotz zyklischer Anpassung stets nur mit einer Genauigkeit von etwa 0.1 rad bzw. 6° erreicht wird. Dies ist vor allem auf iterationsinvariante Störeinflüsse zurückzuführen, d.h. auf sich von einem Schritt zum nächsten ändernde Parameter und Einflüsse, wie sie im Kontext menschlicher Bewegungen auch bei gesunden Probanden auftreten (vgl. beispielsweise Abbildung 4). Beachtet man, dass die eingesetzten Regler jeweils eine relativ einfache Struktur aufweisen und kein experimentelles Tuning der wenigen Reglerparameter erfolgte, so ist aus den Ergebnissen

zu schlussfolgern, dass die eingesetzten lernenden Regler sehr erfolgsversprechende und praxistaugliche Ansätze für die automatisierte FES-basierte Gangunterstützung darstellen.

Um allgemeingültigere Schlussfolgerungen ziehen zu können, sind weitere Experimente mit mehr Patienten durchzuführen. So sollte beispielsweise geprüft werden, ob die aus einem kleineren Lernfaktor resultierende langsamere Konvergenz zugunsten erhöhter Robustheit akzeptiert werden kann. Im Falle der Iterativ Lernenden Regelung ist insbesondere zu prüfen, welche Referenzwinkelverläufe vorgegeben werden sollten. Darüber hinaus sind Untersuchungen bei variabler Ganggeschwindigkeit sowie auf Schrägen und Treppen Gegenstand zukünftiger Entwicklungsarbeit.

Danksagung Wir danken Mirjana Ruppel für ihre Unterstützung bei der Durchführung und Auswertung von Experimenten sowie Markus Valtin, Boris Henckell und Lucian Landgraf für die Entwicklung von Softwarekomponenten, die zur Durchführung der Experimente eingesetzt wurden. Ferner sind wir unseren medizinischen Partnern, Dr. Stefan Hesse und Cordula Werner von der Charité Universitätsmedizin für ihre wertvolle fachliche Unterstützung bei der Durchführung von Experimenten und der Bewertung pathologischer Gangbilder zu Dank verpflichtet. Diese Arbeit entstand im Forschungsprojekt APeroStim, welches vom Bundesministerium für Bildung und Forschung unterstützt wird (FKZ 01EZ1204B).

Literatur

- [1] D.A. Bristow, M. Tharayil, A.G. Alleyne: *A Survey of Iterative Learning Control*, IEEE Control Systems Magazine, 26(3):69–114, 2006.
- [2] S. Hesse: *Rehabilitation of gait after stroke: evaluation, principles of therapy, novel treatment approaches, and assistive devices*, Topics in Geriatric Rehabilitation 2003; 19 (2): 109.
- [3] W. Liberson, H. Holmquest, M. Scott: *Functional electrotherapy: Stimulation of the common peroneal nerve synchronised with the swing phase of gait of hemiplegic subjects.*, Arch Phys Med Rehabilitation 1961(42):202-205.
- [4] P.G. Savage: *Strapdown inertial navigation integration algorithm design part 1: attitude algorithms*, Journal of guidance, control, and dynamics, vol. 21, pp. 19-28, 1998.
- [5] T. Seel, T. Schauer, J. Raisch: *Iterative Learning Control for Variable Pass Length Systems*, Proceedings of the 18th IFAC World Congress, pp. 4880–4885, 2011.
- [6] T. Seel, S. Schäperkötter, M. Valtin, C. Werner, T. Schauer: *Design and Control of an Adaptive Peroneal Stimulator with Inertial Sensor-based Gait Phase Detection*, 18th Annual International FES Society Conference, S. 177-180, San Sebastian, Spain, 2013.

- [7] T. Seel, M. Valtin, T. Schauer. *Neue Technologien für die Peroneusstimulation: Bessere Versorgung bei Fußheberschwäche*, Deutsche Zeitschrift für klinische Forschung, 17 (4):43–47, 2013.
- [8] P.H. Veltink, P. Slycke, J. Hemssems, R. Buschman, G. Bultstra, H. Hermens: *Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator*, Medical engineering & physics, 25(1):21–28, 2003.
- [9] Y. Wang, F. Gao, F.J. Doyle III: *Survey on iterative learning control, repetitive control, and run-to-run control*, Journal of Process Control, 19:1589–1600, 2009.