

Iterativ Lernende Regelung einer Gang-Neuroprothese

Iterative Learning Control of a Gait Neuroprosthesis

Holger Nahrstaedt, Thomas Schauer, Stefan Hesse und Jörg Raisch

Dieser Beitrag beschreibt den Entwurf einer linearen Iterativ Lernenden Regelung (ILR) im Zeitbereich für die automatische Anpassung einer Neuroprothese bei Schlaganfallpatienten. Eine unzureichende Fußhebung in der Schwungphase des Ganges soll durch die gezielte Stimulation des Fußhebers kompensiert werden. Für die Erfassung des Gelenkwinkels wird ein neuartiges Messverfahren verwendet, bei welchem durch Bewegung hervorgerufene Bio-Impedanz-Änderungen im Bein registriert werden. Für die Regelung ist ferner eine Gangphasenerkennung mittels Drucksensoren unter der Fußsohle notwendig, um die Stimulation exakt mit der Schwungphase zu synchronisieren. Ein erster Test des Regelungskonzepts und des neuen Ansatzes zur Winkelmessung wurde an einem gesunden Probanden durchgeführt.

This contribution describes the design of linear Iterative Learning Control (ILC) in the time-domain for the automatic adaptation of a drop-foot neuroprosthesis for stroke patients. Ineffective dorsi flexion during gait swing phase is compensated by controlled stimulation of the M. tibialis anterior. The ankle-joint measurement is based on a new method in which changes in the bioimpedance of the leg caused by the movement are registered. To synchronise the electrical stimulation with the gait swing phase, a gait phase detection based on insole pressure sensors was implemented. The control approach and the new measurement method for the joint angle were successfully tested in experiments with a neurologically intact subject.

Schlagwörter: Iterativ Lernende Regelung, Neuroprothetik, Medizintechnik, Bio-Impedanz, Funktionelle Elektrostimulation

Keywords: Iterative learning control, neuroprosthetics, biomedical engineering, bioimpedance, functional electrical stimulation

1 Einleitung

In Deutschland erleiden ca. 250 000 Menschen pro Jahr einen Schlaganfall. Motorische Defizite sind die am häufigsten auftretenden Symptome und kommen bei 90% der Schlaganfallpatienten vor. Der Schlaganfall verursacht in der Regel eine halbseitige Lähmung des Körpers (Hemiparese). Dies führt zur Beeinträchtigung des Ganges bei den Betroffenen. Eine unzureichende Fußhebung in der Schwungphase tritt bei ca. 10–20 Prozent der wieder gehfähigen Patienten auf. Dadurch wird eine Änderung des Gangbildes verursacht, bei der der betroffene Fuß schleifend im Halbkreis nach vorne gezogen wird. Des Weiteren geht die normale Knieflexion verloren, ein Abdrücken nach vorne ist nicht mehr möglich. Zusätzlich kann auch eine

Spastik in der Wadenmuskulatur auftreten. Ein solches Krankheitsbild wird als Fallfuß (drop-foot) bezeichnet.

Um das normale Gangbild wieder herzustellen, muss der Fußheber (M. tibialis anterior) der betroffenen Seite gestärkt und wieder in das Gangmuster integriert werden. Dieses Training kann durch elektrische Nervenstimulation der betroffenen Muskulatur erfolgen. Hierzu muss während des Gehens zum richtigen Zeitpunkt über extern gesteuerte bzw. geregelte Stimulation der Fuß angezogen (dorsalflektiert) werden.

Um Patienten mit Fallfuß effektiv zu behandeln, wird die funktionelle Elektrostimulation seit 1961 (erstmalig von Liberson u. a. [8]) entwickelt und an Patienten erprobt. Solche Systeme können als Neuroprothesen für chronische Schlag-

anfallpatienten mit Fallfuß verwendet werden. Sie können aber auch die Rehabilitation von Patienten unterstützen, die sich nach einem erst vor kurzem erfolgten Schlaganfall in der Phase des Wiedererlernens bestimmter Bewegungsabläufe befinden.

Die meisten kommerziell verfügbaren Systeme stimulieren über ein Paar von Klebeelektroden den Wadenbeinnerv (Nervus peroneus), welcher u. a. den Fußheber M. Tibialis Anterior innerviert. Durch die Reizung des Nervs wird neben der Kontraktion des Fußhebers oft auch ein Reflex ausgelöst, der zu einer Beugung der Beugelenke auf der betroffenen Seite führt und somit die Schrittbewegung unterstützt.

Die Stimulation wird zur Zeit in der Regel mittels eines einfachen Kontaktschalters unter der Fußsohle mit dem Gang synchronisiert. In der Schwungphase des Ganges (kein Bodenkontakt) wird ein festeingestelltes Stimulationsmuster ausgegeben. Wenn die Stimulationsintensität groß genug gewählt wurde, führt dies zu der gewünschten Dorsalflexion in der Schwungphase.

Der Nachteil solcher unregelmäßiger Fallfußstimulatoren liegt darin, dass die Stimulationsstärke per Hand angepasst werden muss, wenn z. B. ein Therapieeffekt beim geschwächten Muskel auftritt oder die Elektroden leicht versetzt angebracht wurden. Des Weiteren können langsam sich ändernde Störungen wie Ermüdung nicht ausgeglichen werden. Ein weiterer Nachteil solcher Ansätze ist, dass sie in der Regel überstimulieren, um sicherzustellen, dass der Muskel ausreichend Kraft erzeugt. Dadurch ermüdet der Muskel aber vorzeitig.

Eine reine Regelung, bei der der Soll-Ist-Vergleich in jedem Abtastschritt durchgeführt wird, ist aufgrund der physiologischen Randbedingungen (zeitlich begrenzte Schwungphase (1–3 s), Bandbreitenbeschränkungen des muskulären Aktuators und Totzeit des Systems) aber nicht praktikabel. Stattdessen bietet sich die Verwendung einer adaptiven bzw. lernenden Steuerung an: Nach jedem Schritt (Zyklus) wird die registrierte Bewegung ausgewertet und als Reaktion das Stimulationsprofil für den nächsten Schritt angepasst. Hierdurch werden Elemente der Steuerung und der Regelung kombiniert. Während eines Schrittes erfolgt die Stimulation „open-loop“ (Steuerung), zwischen den Schritten erfolgt eine Rückkopplung der gemessenen Bewegung (Regelung).

Man unterscheidet weiterhin zwischen Verfahren, bei denen das Stimulationsprofil nur bezüglich der Intensität oder Dauer oder aber komplett angepasst werden kann. Die in [11; 17] beschriebenen Ansätze fallen in die erste Kategorie. In beiden Aufsätzen wird ein vollständiger Inertialsensor verwendet, der außen an einem Schuh befestigt wird. Mit dem Sensor lässt sich u. a. der Winkel zwischen Fuß und Boden messen. In [11; 17] soll nur der Winkel des Fußes beim Aufsetzen auf den Boden angepasst werden. Als Stellgröße wird dabei die Amplitude des trapezförmigen Stimulationsverlaufes in der Schwungphase verwendet.

Im vorliegenden Beitrag soll das Stimulationsprofil von Zyklus zu Zyklus komplett angepasst werden. Hierzu wird eine iterativ lernende Regelung (ILR) in der in [4] beschriebenen Form verwendet. Hierbei handelt es sich um ein Verfahren, bei dem eine Steuerung für einen zyklisch ablaufenden Vorgang von Zyklus zu Zyklus adaptiert wird, indem der zeitliche Verlauf des Fehlersignals im letzten Zyklus ausgewertet wird.

Im Hinblick auf eine praktische Realisierung benötigt man einen unauffälligen Sensor, welcher den Sprunggelenkwinkel oder zumindest den Winkel des Fußes bezüglich des Bodens misst. Ein solcher Sensor stand bisher nicht zur Verfügung. Im vorliegenden Beitrag wird deshalb die Bio-Impedanz (BI) als eine neue Messgröße zur Bestimmung von Gelenkwinkeln in der geregelten funktionellen Elektrostimulation (FES) vorgeschlagen.

2 Methoden

2.1 Versuchsumgebung

Die Regelung und Sensorauswertung erfolgten auf einem Laptop-PC unter der RTAI-Linux-Echtzeit-Erweiterung¹ [15]. Für die Generierung von Echtzeitprogrammen wurde die Toolchain RTAI-Lab in Kombination mit dem Programmsystem Scilab/Scicos² verwendet [5]. Mittels RTAI-Lab lassen sich aus Scicos-Blockdiagrammen Anwendungen erstellen, die unter Echtzeit-Linux (RTAI-Linux) ausgeführt werden können. Die Stimulation des Fußhebers erfolgte über den Stimulator RehaStim der Fa. HASOMED, welcher eine optisch isolierte USB-Schnittstelle zur Ansteuerung besitzt³. Der Gelenkwinkel wurde mittels Bio-Impedanz-Messung und einer optischen Referenzmessung erfasst. Zur Synchronisation von Schwungphase und Stimulation wurde eine Gangphasenerkennung realisiert, die die Druckverteilung unter der Fußsohle auswertet. Zur Erfassung des Drucks wurde das Sohlenmesssystem Parotec der Fa. Paromed verwendet. Die Abtastrate für Stell- und Messgröße ist 50 Hz.

2.2 Referenzmessung

Als Vergleichsmessung für den durch Bio-Impedanz-Änderung bestimmten Winkel wurde ein optisches Verfahren verwendet. Mittels einer handelsüblichen miniDV-Kamera (Sony DCR-TRV900E) wurden die Positionen von vier passiven Markern auf dem Fuß und Unterschenkel verfolgt und der Fußgelenkwinkel aus den Markerpositionen berechnet [18]. Die von der Kamera aufgenommenen Bilder wurden online über die IEEE 1384 Firewire-Schnittstelle in einen PC eingelesen und unter Zuhilfenahme der OpenCV-Bibliothek⁴ von Intel ausgewertet. Zum Verfolgen der Marker wurde der Lucas-Kanade-Algorithmus verwendet [9]. Da für den Tracking-

¹ <http://www.rtai.org>

² <http://www.scilab.org>

³ <http://sciencestim.sf.net> (Kommunikationsprotokoll)

⁴ <http://sourceforge.net/project/opencvlibrary>

Algorithmus lediglich Helligkeitsinformationen von Interesse sind, konnten die Halbbilder der DV-Kamera durch einfache lineare Grauwert-Interpolation zu jeweils einem Vollbild vervollständigt werden. Für das optische Abtastsystem wurde eine Zeitverzögerung von fünf Schritten bei einer Messfrequenz von 50 Hz ermittelt.

2.3 Winkelmessung mittels Bio-Impedanz

Die passiven elektrischen Eigenschaften von Körpergewebe lassen sich als Bio-Impedanz (BI) zusammenfassen [7]. Die BI wird über den Spannungsabfall erfasst, der durch einen sinusförmigen Stromfluss konstanter Amplitude durch das Gewebe verursacht wird. Die Verwendung von BI zur Erfassung der Gelenkwinkel eines Beines wurde erstmals in [16] vorgestellt. Sie basiert auf folgendem Grundprinzip: Eine Veränderung des Gelenkwinkels bewirkt Veränderungen im Gewebe, die sich direkt auf die BI auswirken. In einer Reihe von Versuchen wurde ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen Fußgelenkwinkel und Betrag der BI ermittelt.

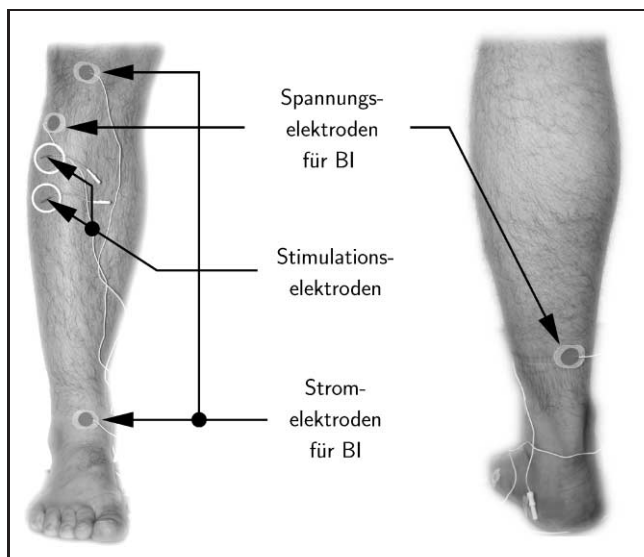


Bild 1: Elektroden für BI-Messung und Stimulation.

Zur Realisierung der Winkelmessung wird über zwei Stromelektroden ein Strom mit 50 kHz und 0,25 mA eingepreßt. Der Spannungsabfall wird über zwei weitere Elektroden erfasst (in Bild 1 als „Spannungselektroden“ bezeichnet). Die beschriebene Anordnung mit vier Elektroden wurde gewählt, um einen Spannungsabfall über der Haut-Elektroden-Impedanz und den damit verbundenen Messfehler zu vermeiden. Die zwei Stromelektroden wurden unterhalb des Kniegelenks und in Höhe des Sprunggelenks platziert. Die Elektroden zur Spannungsmessung wurden auf dem Muskelbauch des M. tibialis anterior (nahe des Muskelansatzes) und zwischen Wadenmuskulatur und Achillessehne auf der Rückseite des Beines befestigt.

Die schaltungstechnische Realisierung der BI-Messung vereinfacht sich, wenn nur der sich ändernde Betrag der BI bestimmt werden muss. Dessen Verlauf kann aus der Einhüllenden der gemessenen Spannung gewonnen werden. Störartefakte auf den Spannungselektroden, die durch Muskelaktionspotentiale und Kabelbewegungen verursacht werden können, lassen sich leicht mittels eines 25-kHz-Hochpassfilters entfernen, da die BI-Änderungen in der amplitudenmodulierten Spannung im Frequenzbereich um 50 kHz enthalten sind.

Die Struktur des BI-Messsystems ist in Bild 2 dargestellt. Um den Verstärker (Neurolog System, Digitimer, UK) vor den hohen Spannungen der Stimulationsimpulse zu schützen, wird dessen Eingang abgeschaltet, wenn Stimulationsimpulse wirksam sind. Der Ausgang der Stromquelle wird durch Z-Dioden geschützt, welche die hohen Spannungsabfälle an den Stromelektroden ableiten können.

2.4 Gangphasenerkennung

Die Messsohlen des Parotec-Systems bestehen aus jeweils 24 Sensoren, die den Druck unter der Fußsohle erfassen. Bei Unterschreiten von spezifischen mittleren Druckwerten in den Sensoren wird mit einer Frequenz von 50 Hz die Schwungphase detektiert.

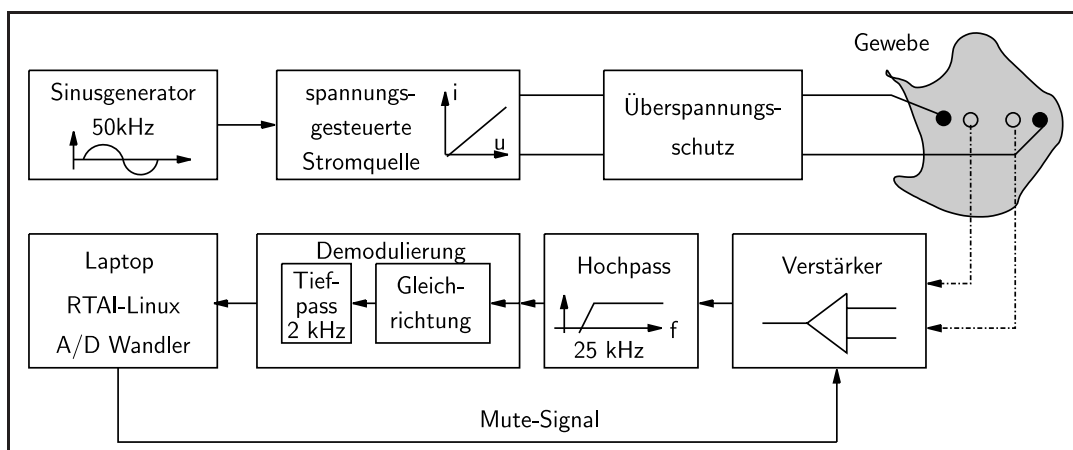


Bild 2: Blockdiagramm der BI-Messung.

2.5 Systemmodellierung

Wir betrachten im Folgenden den Zusammenhang zwischen der Stimulationsintensität (modulierte Impulsbreite bei fester Amplitude und Frequenz) und dem Fußgelenkwinkel im j -ten Schritt. Dieser Zusammenhang kann durch eine asymptotisch stabile zeitdiskrete Übertragungsfunktion P zweiter Ordnung adäquat beschrieben werden:

$$y_j(k) = \underbrace{\frac{B(q^{-1})q^{-m}}{A(q^{-1})}}_{P(q)} u_j(k) + d_j(k). \quad (1)$$

q^{-1} steht für den „backward shift“ Operator (d.h. $q^{-1}u(k) = u(k-1)$); A und B sind reellwertige Polynome in q^{-1} , $A(q^{-1}) = 1 + a_1q^{-1} + a_2q^{-2}$, $B(q^{-1}) = b_0 + b_1q^{-1} + b_2q^{-2}$, $b_0 \neq 0$; q^{-m} repräsentiert eine Totzeit von m Abtastintervallen und d_j beschreibt eine Störung.

In Gl. (1) stellt j den Zyklusindex (Schrittindex) und k den Zeitindex (Abtastzeitpunkt während eines Schrittes) dar. Die Stellgröße $u_j(k)$ ist beschränkt mit $\underline{u} \leq u_j(k) \leq \bar{u}$. Die untere Schranke \underline{u} beschreibt die Impulsbreite, bei der die Rekrutierung motorischer Einheiten durch die elektrische Stimulation einsetzt. Der Wert \bar{u} ist die vom Patienten maximal tolerierte Stimulationsintensität. Die Annahme eines solch einfachen Modells ist gerechtfertigt, da das Fußgelenk in der Schwungphase nur eine Dorsalflexion erfährt und der Bewegungsumfang mit 20 Grad relativ klein ist.

2.6 Iterativ Lernende Regelung

Die Regelungsaufgabe besteht in der Realisierung eines gewünschten Winkelverlaufes für das Sprunggelenk durch elektrische Stimulation des Fußhebers (M. tibialis anterior). Bei der Bestimmung eines geeigneten Stimulationsprofils kann die Tatsache ausgenutzt werden, dass das Gehen eine zyklische Bewegung darstellt. Aufgrund der in der Einführung beschriebenen physiologischen Beschränkungen wählen wir folgenden Ansatz: Während eines Zyklus wird ein vorab bestimmter Stellgrößenverlauf auf das System aufgegeben. Vor dem nächsten Zyklus wird das Fehlersignal des gesamten vorherigen Zyklus ausgewertet. Auf der Grundlage des Fehlersignals erfolgt dann eine Aktualisierung des Stellgrößenprofils für den nächsten Zyklus.

Es sei an dieser Stelle nochmals explizit darauf hingewiesen, dass eine Rückführung (Korrektur) nur nach Zyklusende stattfindet, um das Stellsignal für den folgenden Zyklus zu berechnen. Während eines Zyklus ist der Regelkreis in dieser Anwendung nicht geschlossen, es liegt also eine Steuerung vor. Bei anderen Anwendungen kann auch während eines Zyklus eine Regelung vorhanden sein. In der englischsprachigen Terminologie werden beide Fälle nicht unterschieden, sondern unter dem Begriff „Iterative Learning Control (ILC)“ subsumiert. Wir behalten im Folgenden den im deutschsprachigen Raum üblichen Begriff „Iterativ lernende Regelung (ILR)“ bei, obwohl man in dem hier betrachteten Zusammenhang mit mindestens genauso großer Berechtigung von „Iterativ lernender Steuerung“ sprechen könnte.

Es existieren zahlreiche Ansätze für die Analyse und den Entwurf von ILR (siehe beispielweise die Übersichtsartikel [1;4] sowie die Monographien [2;10]). Die Verwendung einer ILR zur Anpassung der Elektrostimulation wurde für die Steuerung der oberen Extremitäten bereits in [6] beschrieben. Auch in dieser Zeitschrift erschienen mehrfach Beiträge zum Thema ILR. So behandelt [3] den Entwurf optimierend iterativ lernender Regelung; [13] und [14] behandelten den Entwurf von ILR mit und ohne unterlagerter Regelung mittels Polvorgabe im Zeit- und Frequenzbereich.

Wir verwenden im Folgenden die Darstellung in [4], da die dort betrachtete Systemklasse (lineare zeitdiskrete Systeme mit Totzeit) sowie der dort gewählte Zugang über den Zeitbereich weitgehend den Gegebenheiten unserer Anwendung entsprechen. Auf den folgenden Seiten werden die wichtigsten Aspekte dieses Ansatzes zusammengefasst; anschließend wird die Anpassung an die betrachtete Anwendung diskutiert.

Zur Beschreibung der ILR-Grundlagen werden zunächst drei idealisierende Annahmen getroffen:

- Die Stellgröße sei unbeschränkt.
- Die Zyklusdauer sei konstant.
- Die Störung sei zyklusunabhängig ($d_j(k) = d(k)$).

Notwendige Änderungen des ILR-Algorithmus bei Nicht-Zutreffen dieser Annahmen werden in Abschnitt 2.6.3 diskutiert.

Ein Zyklus bestehe aus \bar{N} Abtastintervallen. Aufgrund der Totzeit von m Abtastintervallen wird sich das Stellsignal $u_j(k)$ nur für Indices $k \in \{0, \dots, \underbrace{\bar{N}-m-1}_N\}$ auf das Ausgangssignal y_j auswirken.

Umgekehrt wird $y_j(k)$ nur für Indices $k \in \{m, \dots, N+m-1\}$ von der Stellgröße u_j beeinflusst. Wir beschränken uns im Folgenden auf diesen Zeitbereich und betrachten Ausgangs-, Führungs- und Störsignal

$$y_j(k), r(k), d(k); \quad k \in \{m, m+1, \dots, N+m-1\}$$

sowie Stellsignal

$$u_j(k), \quad k \in \{0, 1, \dots, N-1\}.$$

Man beachte, dass sowohl Stör- als auch Führungssignal zyklusunabhängig sein sollen.

Die Anpassung des Stellgrößenprofils für den nächsten Zyklus erfolgt durch die Gleichung

$$u_{j+1}(k) = Q(q) [u_j(k) + L(q)e_j(k+m)], \quad (2)$$

wobei $e_j(k) = r(k) - y_j(k)$ das Fehlersignal darstellt.

Die Übertragungsfunktionen $Q(q)$ und $L(q)$ werden als Q -Filter bzw. Lernfilter bezeichnet. Man beachte, dass diese Übertragungsfunktionen nicht kausal zu sein brauchen, da Gl. (2) erst ausgewertet wird, wenn Zyklus j abgeschlossen ist, also Stellgrößen- und Fehlerprofil für diesen Zyklus vollständig vorliegen. Bild 3 stellt den ILR-Algorithmus graphisch dar.

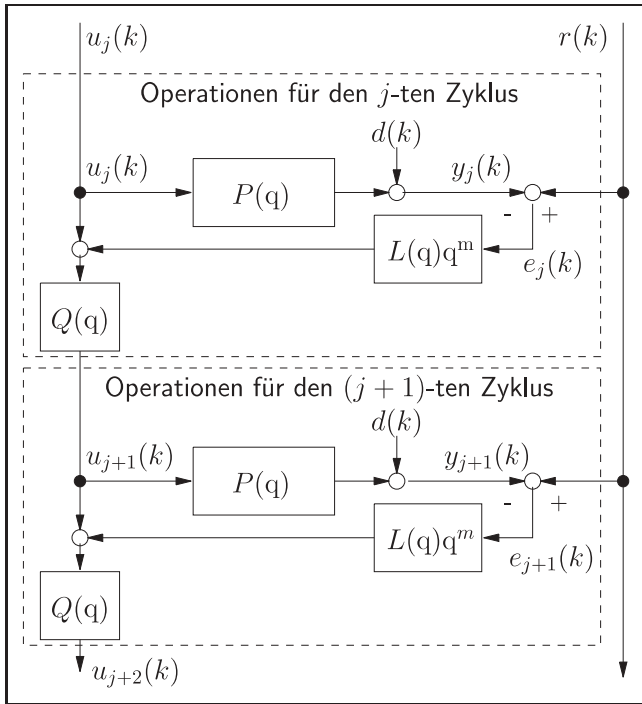


Bild 3: Iterativ Lernende Regelung (ILR).

Um ILR im Zeitbereich zu analysieren, erweist es sich als günstig, die Übertragungsfunktion $P(q)$ zunächst als Laurent-Reihe zu schreiben:

$$P(q) = p_m q^{-m} + p_{m+1} q^{-m-1} + p_{m+2} q^{-m-2} + \dots$$

Die Koeffizienten $p_i, i = m, m + 1, \dots$ nennt man Markovparameter. Die Sequenz p_m, p_{m+1}, \dots ist die Impulsfolge, d. h. die Antwort des ungestörten Systems (1) auf den Stellgrößenverlauf $u_j(0) = 1, u_j(1) = 0, \dots, u_j(N - 1) = 0$. Das System (1) kann dann für den Zyklus j wie folgt in Vektorform dargestellt werden:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} y_j(m) \\ y_j(m+1) \\ \vdots \\ y_j(N+m-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{y}_j} = \underbrace{\begin{bmatrix} p_m & 0 & \dots & 0 \\ p_{m+1} & p_m & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ p_{m+N-1} & p_{m+N-2} & \dots & p_m \end{bmatrix}}_{\mathbf{P}}$$

$$\times \underbrace{\begin{bmatrix} u_j(0) \\ u_j(1) \\ \vdots \\ u_j(N-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{u}_j} + \underbrace{\begin{bmatrix} d'(m) \\ d'(m+1) \\ \vdots \\ d'(N+m-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{d}'}. \quad (3)$$

Der Term $\mathbf{P}\mathbf{u}_j$ beschreibt die erzwungene Systemantwort als Folge des zu bestimmenden Stellgrößenverlaufs. Den vom Anfangszustand (in allen Zyklen konstant) abhängigen homogenen Anteil sowie die Antwort auf die Störung d

fasst man im vom Index j unabhängigen Term \mathbf{d}' zusammen. Für den Regelfehler folgt in Vektorschreibweise:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} e_j(m) \\ e_j(m+1) \\ \vdots \\ e_j(N+m-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{e}_j} = \underbrace{\begin{bmatrix} r(m) \\ r(m+1) \\ \vdots \\ r(N+m-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{r}} - \mathbf{y}_j. \quad (4)$$

Die Aktualisierung des Stellgrößenprofils (Gl. (2)) kann ebenfalls in Vektorform angegeben werden, indem man zunächst die Übertragungsfunktionen $Q(q)$ und $L(q)$ durch deren Impulsfolgen q_i bzw. l_i beschreibt:

$$Q(q) = \dots + q_{-2} q^2 + q_{-1} q^1 + q_0 + q_1 q^{-1} + q_2 q^{-2} + \dots$$

$$L(q) = \dots + l_{-2} q^2 + l_{-1} q^1 + l_0 + l_1 q^{-1} + l_2 q^{-2} + \dots$$

Man erhält für Gl. (2) folglich die Vektordarstellung

$$\underbrace{\begin{bmatrix} u_{j+1}(0) \\ u_{j+1}(1) \\ \vdots \\ u_{j+1}(N-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{u}_{j+1}} = \underbrace{\begin{bmatrix} q_0 & q_{-1} & \dots & q_{-(N-1)} \\ q_1 & q_0 & \dots & q_{-(N-2)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ q_{N-1} & q_{N-2} & \dots & q_0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{Q}} \underbrace{\begin{bmatrix} u_j(0) \\ u_j(1) \\ \vdots \\ u_j(N-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{u}_j} + \underbrace{\begin{bmatrix} l_0 & l_{-1} & \dots & l_{-(N-1)} \\ l_1 & l_0 & \dots & l_{-(N-2)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{N-1} & l_{N-2} & \dots & l_0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{L}} \underbrace{\begin{bmatrix} e_j(m) \\ e_j(m+1) \\ \vdots \\ e_j(N+m-1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{e}_j}. \quad (5)$$

Die Matrizen \mathbf{P}, \mathbf{Q} und \mathbf{L} sind Toeplitzmatrizen.

2.6.1 Stabilität der ILR

Ein iterativ lernendes Regelungssystem wird asymptotisch stabil genannt [4], wenn ein $u_{max} \in \mathbb{R}^+$ existiert, sodass

$$|u_j(k)| \leq u_{max} \quad \text{für alle } k = \{0, \dots, N-1\} \text{ und } j = \{0, 1, \dots\}$$

und für alle $k \in \{0, \dots, N-1\}$ der Grenzwert $u_\infty(k) = \lim_{j \rightarrow \infty} u_j(k)$ existiert.

Einsetzen der Fehlergleichung (4) und der Systemgleichung (1) in Gl. (5) liefert eine Differenzgleichung für das Stellgrößenprofil:

$$\mathbf{u}_{j+1} = \mathbf{Q}(\mathbf{I} - \mathbf{L}\mathbf{P})\mathbf{u}_j + \mathbf{Q}\mathbf{L}(\mathbf{r} - \mathbf{d}'). \quad (6)$$

Die ILR ist deshalb offenbar genau dann asymptotisch stabil [12], wenn

$$\rho(Q(I - LP)) < 1.$$

ρ steht hierbei für den Spektralradius, also den Betrag des betragsmäßig größten Eigenwerts.

Die Regelgüte der ILR wird anhand des Grenzwertes des Regelfehlers für $j \rightarrow \infty$ beurteilt. Für eine asymptotisch stabile Regelung erhält man:

$$e_\infty = \lim_{j \rightarrow \infty} e_j = r - P u_\infty - d'.$$

Aus Gl. (6) erhält man den Grenzwert des Stellgrößenprofils als

$$u_\infty = [I - Q(I - LP)]^{-1} QL(r - d')$$

und damit das Fehlerprofil

$$e_\infty = [I - P[I - Q(I - LP)]^{-1} QL](r - d'). \quad (7)$$

Unter der Voraussetzung asymptotischer Stabilität kann man aufgrund der Invertierbarkeit von P leicht zeigen, dass $e_\infty = \mathbf{0}$ für alle r, d' genau dann, wenn $Q = I$, d. h. $Q(q) = 1$. Bei nichttrivialem Q -Filter wird sich deswegen immer ein nicht verschwindendes Fehlerprofil einstellen.

2.6.2 Lernverhalten

Eine weitere für die Praxis wichtige Forderung ist die monotone Konvergenz des Lernvorgangs, d. h.

$$\|e_\infty - e_{j+1}\|_2 \leq \gamma \|e_\infty - e_j\|_2$$

für $j \in \{1, 2, \dots\}$ und $0 \leq \gamma < 1$. $\|\dots\|_2$ ist die Euklidische Vektornorm. Aus (3), (5) und (7) erhält man

$$(e_\infty - e_{j+1}) = PQ(I - LP)P^{-1}(e_\infty - e_j) \quad (8)$$

und deshalb

$$\|e_\infty - e_{j+1}\|_2 \leq \bar{\sigma}[PQ(I - LP)P^{-1}] \|e_\infty - e_j\|_2.$$

Monotone Konvergenz ist deshalb gewährleistet, wenn der maximale Singulärwert

$$\bar{\sigma}[PQ(I - LP)P^{-1}] < 1.$$

2.6.3 Implementierung

Beim Fallfußstimulator beginnt die Stimulation mit dem Ablösen des Fußes ($k = 0$) und endet mit dem Fersenkontakt. Abweichend von den idealisierenden Annahmen der vorangehenden Abschnitte, ist die Dauer der Schwungphase in verschiedenen Schritten im Allgemeinen nicht konstant. Die Anzahl N_j der Abtastschritte in Zyklus j wird deshalb als stochastische Größe mit Mittelwert N und einer im Vergleich zum Mittelwert kleinen Standardabweichung angenommen.

Als Referenzsignal wird die in Bild 4 gezeigte Sigmoidfunktion verwendet, da sie den Fußwinkel beim natürlichen Gang vom Ablösen der Zehen bis zum Aufsetzen der Ferse gut abbildet.

Weicht die tatsächliche Dauer N_j der Schwungphase vom Mittelwert N ab, so kann man zwei Fälle unterscheiden:

Fall 1 ($N_j < N$): Bei kürzerer Schwungphase erfolgt ein Update der Stellgrößen $u_{j+1}(k)$ nur im Bereich $k \in \{0, \dots, N_j - 1\}$.

Fall 2 ($N_j > N$): Bei längerer Schwungphase wird $u_j(k) = u_j(N - 1)$ für $k \in \{N, \dots, N_j - 1\}$ gesetzt. Ferner erfolgt ein Update der Stellgrößen $u_{j+1}(k)$ im Bereich $k \in \{0, \dots, N - 1\}$.

Die realisierbare Stellgröße ist beim Fallfußstimulator natürlich beschränkt, sodass über eine Sättigungsfunktion eine Stellgrößenbeschränkung in den ILR-Algorithmus integriert wird:

$$u_{j+1}(k) = \text{sat}(Q(q)[u_j(k) + L(q)e_j(k + m)]),$$

wobei

$$\text{sat}(u) = \begin{cases} \underline{u}, & \text{wenn } u < \underline{u} \\ \bar{u}, & \text{wenn } u > \bar{u} \\ u, & \text{sonst.} \end{cases}$$

Allgemeine Aussagen bezüglich Stabilität und monotoner Konvergenz lassen sich bei variabler Zyklusdauer und Stellgrößenbeschränkung derzeit noch nicht treffen. Dessen ungeachtet sind die in Abschnitt 2.6.1–2.6.2 zusammengefassten Ergebnisse auch für die praktische Anwendung wichtig, da sie wertvolle Hinweise für die Auslegung von Q - und Lernfilter geben. Die Erarbeitung theoretischer Aussagen ist Gegenstand aktueller Forschung. Für den konkreten Anwendungsfall konnte in experimentellen Untersuchungen und Simulationen auch dann keine Instabilität beobachtet werden, wenn die Stellgrößenbeschränkung wirksam wurde.

2.6.4 Wahl von $L(q)$ und $Q(q)$

Als Lernfilter $L(q)$ wurde eine Konstante l_0 gewählt, damit ergibt sich $L = l_0 I$. Leistungsfähigere Lernfilter sind möglich, aber nur sinnvoll, wenn das verwendete Modell (1) die Wirklichkeit sehr gut beschreibt. Der Q -Filter soll verhindern, dass hochfrequente Störungen oder Messrauschen das Stellgrößenprofil stark beeinflussen können. Als Q -Filter wurde für diese Anwendung ein nichtkausaler Tiefpassfilter $Q(q) = Q_1(q)Q_1(q^{-1})$ ohne Phasendrehung gewählt. Der Filter $Q_1(q)$ ist hierbei ein IIR-Filter (Butterworth) zweiter Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 15 Hz. Bei gegebenem Q -Filter wird der Parameter l_0 so gewählt, dass asymptotische Stabilität und monotone Konvergenz bei unbeschränkter Stellgröße garantiert werden. Als Faustregel lässt sich anführen, dass größere Werte von l_0 schnelleres Lernen bewirken.

3 Ergebnisse

3.1 Testprozedur

Zum Test des Regelungskonzeptes wurden zunächst Untersuchungen mit einem neurologisch gesunden Probanden durchgeführt. Folgende Testprozedur wurde angewandt:

1. Kalibrierung der BI-Messung anhand von drei statischen Vergleichsmessungen,
2. Bestimmung der maximal tolerierten Stimulationsintensität \bar{u} und der Schwellenspannung \underline{u} ,
3. Experimentelle Identifikation der Übertragungsfunktion $P(q)$,
4. Wahl von $L(q) = l_0$ unter Beachtung der Stabilitäts- und Konvergenzbedingungen,
5. Test der ILR beim Gehen auf der Stelle.

Während des ILR-Tests wurde der Proband aufgefordert, seinen Fußheber zu entspannen und gleichmäßig zu gehen. Das Referenzsignal war vom Probanden nicht einsehbar.

3.2 Regelungsversuch

Die ermittelte Übertragungsfunktion des Systems ist

$$P(q) = \frac{0,006634 q^{-2}}{1 - 0,8097002 q^{-1} - 0,0777289 q^{-2}}$$

Mit dem Filter

$$Q_1(q) = \frac{0,391336 + 0,782672 q^{-1} + 0,391336 q^{-2}}{1 + 0,369527 q^{-1} + 0,195816 q^{-2}}$$

und der Wahl $l_0 = 8$ ergeben sich $\rho(Q(I - LP)) = 0,944966$ und $\bar{\sigma}[PQ(I - LP)P^{-1}] = 0,982281$. Die Stellgrößenbeschränkungen sind $\underline{u} = 50 \mu\text{s}$ und $\bar{u} = 500 \mu\text{s}$.

Das Ergebnis eines ILR-Tests ist in Bild 4 dargestellt. Im oberen Teil der Abbildung sind das Referenzsignal $r(k)$ (unterbrochen gezeichnet) sowie die mit BI gemessenen Winkelverläufe $y_j(k)$ in der Schwungphase für jeden zweiten der ersten 10 Zyklen (Schritte) der ILR abgebildet. Die Schwungphase ist dabei auf die mittlere Dauer N normiert. Man kann erkennen, dass die zeitliche Dauer der individuellen Schritte variiert. Die mittels BI gemessenen Winkelverläufe sind als durchgezogene Linien dargestellt, während die optische Vergleichsmessung für den dritten Schritt beispielhaft als Strich-Punkt-Linie gezeigt wird.

Der mittlere Teil des Bildes zeigt die entsprechenden Stellgrößenverläufe $u_j(k)$. Für die Schritte 4–7 wird zeitweise die obere Schranke \bar{u} als Stellgrößenbeschränkung wirksam.

Im unteren Teil des Bildes ist der Verlauf des auf die mittlere Schrittdauer normierten Fehlers $\|e_j/\sqrt{N_j}\|_2$ über dem Zyklusindex wiedergegeben. Schon ab Schritt 4 ist der Fehler auf ein für die Anwendung akzeptables Maß reduziert. Die unterbrochen gezeichnete Linie stellt den Betrag der Abweichung zwischen dem mit der Kamera bestimmten und dem mittels BI gemessenen Winkelverlauf während der

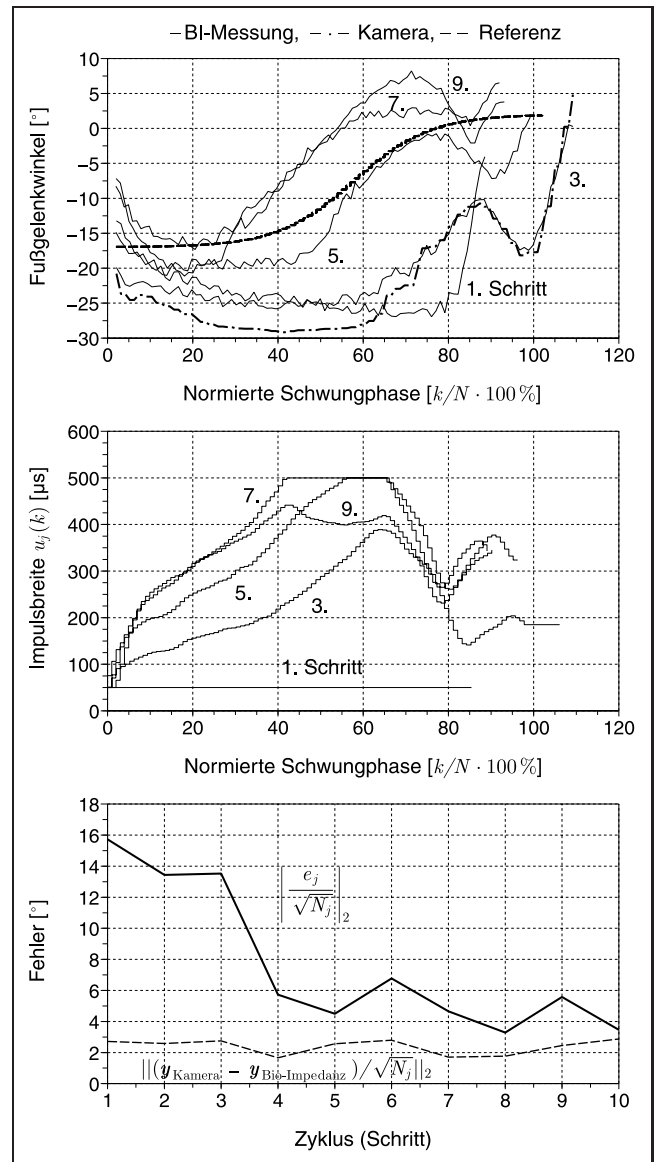


Bild 4: Ergebnis der Iterativ Lernenden Regelung (ILR).

Schwungphase dar. Während der Standphase liefert die BI-Messung ebenfalls ein gutes Ergebnis. Die gemittelte Abweichung zwischen beiden Messungen während Schwung- und Standphase über alle 10 Schritte beträgt $2,989^\circ$.

4 Diskussion und Zusammenfassung

Die hier vorgestellten ersten Ergebnisse deuten an, dass sich die Bio-Impedanz als Messgröße zur Erfassung des Sprunggelenkwinkels bei Fallfußstimulatoren eignet. Die Bio-Impedanz wurde für den ILR-Test über einen Zeitraum von 3 h hinweg verwendet, ohne dass Komplikationen auftraten. Mittels ILR kann ein gewünschter Winkelverlauf innerhalb weniger Schritte mit genügender Genauigkeit realisiert werden. Theoretisch fundierte Aussagen zur ILR bei variabler Zykluszeit und Stellgrößenbeschränkung sind Gegenstand momentaner Untersuchungen.

Eine Validierung der erzielten Ergebnisse bei Schlaganfallpatienten steht noch aus. Ein Nachteil der momentanen

Implementierung ist die hohe Anzahl von Hautelektroden. Ein elastischer Strumpf mit integrierten Elektroden und Drucksensoren ist in Entwicklung. Eine solche technische Realisierung wird die Anwendbarkeit der vorgestellten Ansätze wesentlich erleichtern.

Literatur

- [1] AHN, H.-S.; CHEN, Y.; MOORE, K.L.: Iterative Learning Control: Brief Survey and Categorization. In: *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics* 37 (2007), Nr. 6, S. 1099–1121.
- [2] AHN, H.-S.; MOORE, K.L.; CHEN, Y.: *Iterative Learning Control: Robustness and Monotonic Convergence for Interval Systems*. Communications and Control Engineering. London: Springer-Verlag, 2007.
- [3] ANDRES, D.; HENGGEN, H.; PANDIT, M.: Optimierend iterativ lernende Regelungen. In: *at – Automatisierungstechnik* 50 (2002), Nr. 3, S. 112–118.
- [4] BRISTOW, D.A.; THARAYIL, M.; ALLEYNE, A.G.: A Survey of Iterative Learning Control. In: *IEEE Control Systems Magazine* 26 (2006), Nr. 4, S. 96–114.
- [5] BUCHER, R.; BALEMI, S.: Rapid controller prototyping with Matlab/Simulink and Linux. In: *Control Engineering Practice* 14 (2006), Nr. 2, S. 185–192.
- [6] DOU, H.; TAN, K.; LEE, T.; ZHOU, Z.: Iterative learning feedback control of human limbs via functional electrical stimulation. In: *Control Engineering Practice* 7 (1999), Nr. 3, S. 315–325.
- [7] GRIMNES, S.; MARTINSEN, O.: *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. London: Academic Press, 2000.
- [8] LIBERSON, W.; HOLMQUEST, H.; SCOT, D.; DOW, M.: Functional Electrotherapy: Stimulation of the Peroneal Nerve Synchronized with the Swing Phase of the Gait of Hemiplegic Patients. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 21 (1961), S. 101–105.
- [9] LUCAS, B.D.; KANADE, T.: An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision. In: *Proceedings of Imaging Understanding Workshop*, 1981, S. 121–130.
- [10] MOORE, K.L.: *Iterative Learning Control for Deterministic Systems*. Advances in Industrial Control. London: Springer-Verlag, 1993.
- [11] NEGÅRD, N.-O.; SCHAUER, T.; RAISCH, J.; SCHUMACHER, S.; HÖMBERG, V.: Control of FES-assisted gait training after stroke using inertial sensors. In: *Proc. of the 11th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFEES 2006)*. Zao, Japan, September 2006, S. 74–76.
- [12] NORRLÖF, M.; GUNNARSSON, S.: Time and frequency domain convergence properties in iterative learning control. In: *International Journal of Control* 75 (2002), Nr. 14, S. 1114–1126.
- [13] ROCKEL, H.; KONIGORSKI, U.: Iterativ Lernende Regelungen, Teil I: Ein parametrischer Rahmen. In: *at – Automatisierungstechnik* 55 (2007), Nr. 3, S. 119–126.
- [14] ROCKEL, H.; KONIGORSKI, U.: Iterativ Lernende Regelungen (II): Robuste Regelung von Schwingungsprüfständen im Frequenzbereich. In: *at – Automatisierungstechnik* 55 (2007), Nr. 4, S. 180–189.
- [15] RÖHRIG, C.; HESS, D.: Vergleich aktueller Linux-Echtzeit-Erweiterungen. In: *atp – Automatisierungstechnische Praxis* 50 (2008), Nr. 1, S. 21–24.
- [16] SONG, C.G.; KIM, S.C.; NAM, K.C.; KIM, D.W.: Optimum electrode configuration for detection of leg movement using bio-impedance. In: *Physiological Measurement* 26 (2006), S. 59–68.
- [17] VELTINK, P.; SLYCKE, P.; HEMSSEMS, J.; BUSCHMAN, R.; BULTSTRA, G.; HERMENS, H.: Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator. In: *Medical engineering & physics* 25 (2003), Nr. 1, S. 21–28.
- [18] WINTER, D.A.: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New Jersey: Wiley, 2005.

Manuskripteingang: 7. Februar 2008.

Dipl.-Ing. Holger Nahrstaedt ist als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Technischen Universität Berlin im Fachgebiet Regelungssysteme tätig. Hauptarbeitsgebiete: Medizinische Sensorik und Echtzeitregelsysteme.

Adresse: Technische Universität Berlin, Fakultät IV – Elektrotechnik und Informatik, Fachgebiet Regelungssysteme, Sekr. EN11, Einsteinufer 17, 10587 Berlin, E-Mail: nahrstaedt@control.tu-berlin.de

Dr. Thomas Schauer ist wissenschaftlicher Mitarbeiter und Leiter der Arbeitsgruppe Technische Assistenzsysteme in der Medizin am Fachgebiet Regelungssysteme an der Technischen Universität Berlin. Hauptarbeitsgebiete: Mess- und Automatisierungstechnik in der Medizin, Neurologische Rehabilitation.

Adresse: Technische Universität Berlin, Fakultät IV – Elektrotechnik und Informatik, Fachgebiet Regelungssysteme, Sekr. EN11, Einsteinufer 17, 10587 Berlin, E-Mail: schauer@control.tu-berlin.de

Prof. Dr. med. Stefan Hesse ist Leiter des Ganglabors der Abteilung Neurologische Rehabilitation an der Charité Universitätsmedizin Berlin. Hauptarbeitsgebiete: Motorische Neuro-Rehabilitation nach Schlaganfall, Elektromechanische Gangtrainer und Reha-Robotik.

Adresse: Charité Universitätsmedizin Berlin, Klinik Berlin, Abteilung Neurologische Rehabilitation Kladower Damm 223, 14089 Berlin, E-Mail: bhesse@zedat.fu-berlin.de

Prof. Dr.-Ing. Jörg Raisch leitet das Fachgebiet Regelungssysteme an der Fakultät für Elektrotechnik und Informatik der TU Berlin. Er ist externes wissenschaftliches Mitglied des Max-Planck-Instituts für Dynamik komplexer technischer Systeme in Magdeburg und leitet dort die Fachgruppe System- und Regelungstheorie.

Adresse: Technische Universität Berlin, Fakultät IV – Elektrotechnik und Informatik, Fachgebiet Regelungssysteme, Sekr. EN11, Einsteinufer 17, 10587 Berlin, E-Mail: raisch@control.tu-berlin.de