

## Anwendungen

Thomas Seel\*, Sarah Schneider, Klaus Affeld und Thomas Schauer

# Entwurf einer lernenden Kaskadenregelung für ein nichtinvasives kontinuierliches Blutdruckmesssystem

Design of a Learning Cascade Controller for a Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement System

**Zusammenfassung:** Im vorliegenden Beitrag entwerfen wir für ein neuartiges Blutdruckmesssystem eine kaskadierte Regelung aus zwei unterlagerten klassischen Rückführungen mit Vorfilter und einem iterativ lernenden Regler. Wir zeigen, dass die Bandbreite der klassischen Regelung durch das Messrauschen der Ultraschallsonde stark eingeschränkt ist und dass diese Einschränkung umgangen werden kann, wenn die repetitive Natur des Regelungsproblems ausgenutzt wird.

**Schlüsselwörter:** Kaskadenregelung, Systemidentifikation, Iterativ Lernende Regelung, Blutdruckmessung, Medizintechnik.

**Abstract:** For a novel blood pressure measurement system, we design a cascaded controller that consists of two classic feedback loops and an iterative learning algorithm. We show that the bandwidth of the feedback loops is limited by the measurement noise of the ultrasound sensor and that this restriction can be circumvented by exploiting the repetitive nature of the disturbance that is induced by the oscillating arterial pressure.

**Keywords:** Cascade control, system identification, iterative learning control, blood pressure measurement, biomedical engineering.

---

\*Korrespondenzautor: **Thomas Seel**, Fachgebiet Regelungssysteme, Technische Universität Berlin, Einsteinufer 17 EN11, D-10587 Berlin, E-Mail: seel@control.tu-berlin.de

**Thomas Schauer:** Fachgebiet Regelungssysteme, Technische Universität Berlin, Einsteinufer 17 EN11, D-10587 Berlin

**Sarah Schneider, Klaus Affeld:** Labor für Biofluidmechanik, Charité – Universitätsmedizin, Augustenburger Platz 1 (Forum 4), D-13353 Berlin

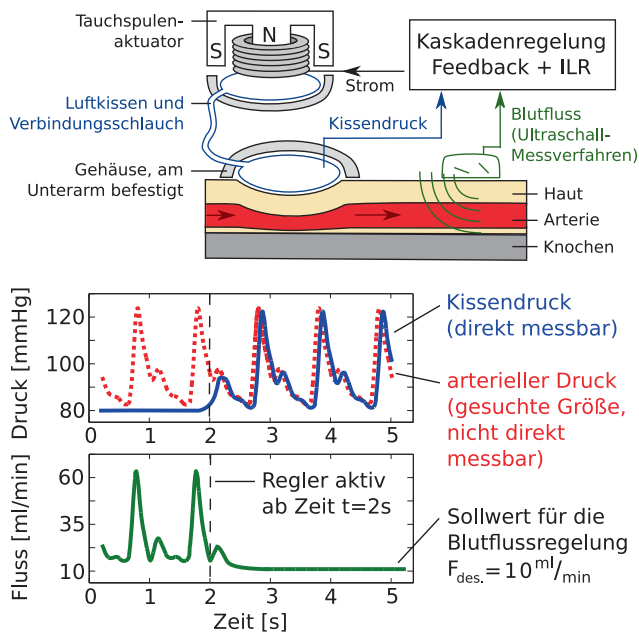
DOI 10.1515/auto-2014-1130

Eingang 8. Juli 2014; angenommen 14. Oktober 2014

## 1 Einleitung

Die Messung des arteriellen Blutdrucks ist essentiell für die Diagnose und Behandlung vieler Krankheiten, insbesondere der arteriellen Hypertonie [16]. Seit über einhundert Jahren ist die von Riva-Rocci und Korotkoff entwickelte Sphygmomanometrie, d.h. die indirekte Blutdruckmessung mittels aufblasbarer Manschette, als Standardmethode etabliert [8]. Sie kann jedoch nicht zur kontinuierlichen Messung eingesetzt werden und erlaubt nur die (wiederholte) Bestimmung des Maximums und des Minimums der Blutdruckkurve, d.h. des systolischen und des diastolischen Blutdrucks. Des Weiteren erfüllen viele der nach diesem Prinzip arbeitenden Geräte nicht die Standards der British Hypertension Society und der US Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) [11]. Diese und andere Einschränkungen der Sphygmomanometrie erlangen zunehmend Beachtung und führen zu einer intensiveren Suche nach Alternativen [13].

Die vor etwa zwanzig Jahren von Penaz [15] entwickelte Methode zur kontinuierlichen nichtinvasiven Blutdruckmessung stellt eine vielversprechende Alternative dar. Das Messprinzip vereint die plethysmographische Bestimmung des arteriellen Volumens mit der Regelung desselben durch kontinuierliche Anpassung des Drucks auf das Messvolumen. Dieser ursprüngliche Ansatz wurde kürzlich weiterentwickelt, indem statt des arteriellen Volumens der Blutfluss mittels Doppler-Ultraschallmessung bestimmt und geregelt wird, siehe [23]. In diesem Regelkreis ist die Stellgröße der Druck in einem kleinen Luftkissen, das am Unterarm in der Nähe des Handgelenks so angebracht ist, dass der Blutfluss durch die Radialarterie



**Abbildung 1:** Funktionsprinzip der nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessung. Über einen Tauchspulenaktuator und zwei miteinander verbundene Luftkissen wird Druck auf eine dicht unter der Haut verlaufende Arterie ausgeübt. Der dadurch verringerte Blutfluss wird mittels Doppler-Ultraschallsensor gemessen und durch Stellen des Spulenstroms geregelt. Gelingt es trotz pulsatischen Blutdrucks, den Fluss auf einem konstant kleinen Wert zu halten, so stimmt der direkt messbare Kissen-Druck mit dem gesuchten arteriellen Blutdruck nahezu überein.

reguliert werden kann. Abbildung 1 zeigt die Hauptkomponenten und beschreibt das Grundprinzip des Messsystems. In vorherigen Arbeiten wurde eine einfache kontinuierliche Rückführung eingesetzt, um den arteriellen Fluss zu regeln. Die Ultraschallmessung weist jedoch ein sehr ungünstiges Signal-Rausch-Verhältnis auf, wodurch es unweigerlich zu signifikanten Regelabweichungen kam.

Unabhängig von der gewählten Reglerstruktur und dem Entwurfsverfahren ist die Bandbreite einer klassischen kontinuierlichen Rückführung durch starkes Messrauschen begrenzt – und somit auch die Genauigkeit des Messsystems. Diese Einschränkung kann jedoch umgangen werden, wenn das Systemverhalten periodisch ist und dieser Umstand – beispielsweise durch eine iterativ lernende Regelung (ILR) – ausgenutzt wird. Die ILR ist eine zyklisch lernende Vorsteuerung, bei der die Rückführung des Regelfehlers nicht im klassischen (kontinuierlichen) Sinn erfolgt, sondern jeweils zwischen zwei Zyklen komplette Signalverläufe ausgewertet und angepasst werden. Eine gute Einführung in die ILR findet sich z.B. in [3, 22], weiterführende Ergebnisse in [10, 12, 14, 18]. Im vorliegenden System kann die Zeit anhand des Herzschlages (Puls) in Zyklen eingeteilt werden. Von einem Zyklus zum nächs-

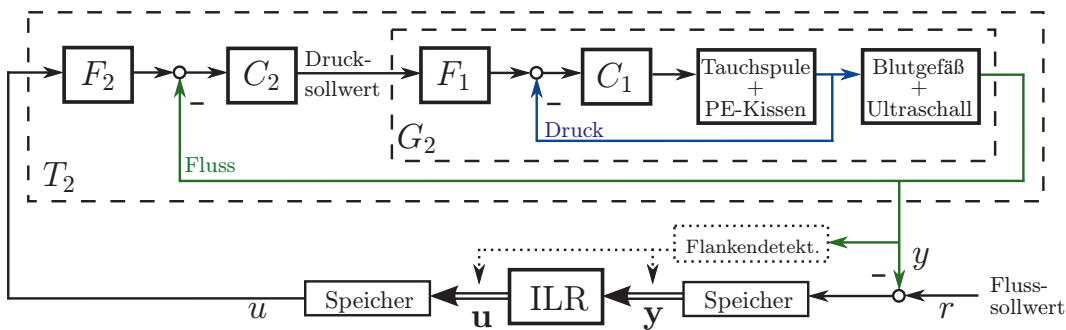
ten verändern sich die Parameter des Systems in der Regel nur wenig. Durch Auswertung der Druck- und Flussverläufe des jeweils letzten Zyklus kann somit bereits zu Beginn des nächsten Zyklus ein Vorsteuersignalverlauf bestimmt werden, der eine geringere Regelabweichung liefert. Die abschnittsweise Auswertung der Signalverläufe bietet außerdem den Vorteil, dass Tiefpassfilter ohne Phasenverzögerung auf das verrauschte Ultraschallsignal angewendet werden können und dass Verzögerungen in der Streckendynamik kompensiert werden können. Aus diesen Gründen ist bei Einsatz einer ILR für das vorliegende Anwendungssystem eine deutlich verbesserte Regelgüte zu erwarten.

Während iterativ lernende Regelungen hauptsächlich in der Robotik und der Fertigungsindustrie sowie in einigen verfahrenstechnischen Systemen verbreitet sind (siehe z.B. [1]), finden sie in den letzten Jahren zunehmend Anwendung in der Biomedizintechnik. ILR-Ansätze wurden beispielsweise erfolgreich zur Blutzuckerregelung [21], in der Bewegungsunterstützung durch Elektrostimulation [7, 17, 20] sowie in der robotischen Chirurgie und Rehabilitation [4, 5, 9] eingesetzt.

Im vorliegenden Beitrag untersuchen wir die Herausforderungen und Vorteile, welche die Anwendung von klassischen Reglern und von ILR-Methoden auf das betrachtete Regelungsproblem mit sich bringt. In Abschnitt 2 wird zunächst mit Hilfe experimentell identifizierter Modelle eine Kaskade aus zwei klassischen zeitdiskreten Reglern entworfen und die Begrenzungen der Regelgüte durch Messrauschen aufgezeigt, bevor die Reglerstruktur um eine ILR ergänzt wird. In Abschnitt 3 wird schließlich unter Einsatz des erweiterten Reglers das Messprinzip an einem künstlichen kardiovaskulären System mit Referenz-Blutdruckmessung nachgewiesen.

## 2 Reglersynthese

Für die Untersuchungen wurde der in [23] und in Abbildung 1 beschriebene Versuchsaufbau verwendet, der eine künstliche Arterie mit wahlweise konstantem oder physiologisch pulsierendem arteriellen Blutdruck zur Verfügung stellt. Letzteres wird mittels eines oszillierenden Kolbens erreicht, welcher über einen Linearmotor angetrieben wird. Messbare Größen für die Regelung sind der mittels Doppler-Ultraschallsonde erfasste arterielle Blutfluss und der Druck in den Luftkissen. Letzterer wird mit einer Abtastrate von 200 Hz erfasst. Das Flusssignal wird aus dem hochgradig verrauschten Ultraschallsignal gewonnen und weist trotz Tiefpassfilterung und Reduktion der Abtastrate auf 20 Hz ein Signal-Rausch-Verhältnis von



**Abbildung 2:** Blockdiagramm der Reglerstruktur. Die beiden messbaren Ausgangsgrößen der Strecke werden durch eine Kaskade zweier klassischer Regler in Zwei-Freiheitsgrade-Struktur geregelt: der Kissendruck in der inneren und der arterielle Blutfluss in der äußeren Schleife. Um diese Kaskade wird jeweils zwischen zwei Zyklen ein weiterer Regelkreis durch die ILR geschlossen, die während der Zyklen lediglich den Regelgrößenverlauf aufzeichnet und den zuletzt berechneten Stellgrößenverlauf als Führungsgröße an die unterlagerte klassische Flussregelung gibt.

unter 3 auf. Der Strom des Tauchspulenaktuators wird bei konstanter Spannung mittels Pulsbreitenmodulation eingestellt. Der Aussteuerungsgrad der Pulsbreitenmodulation dient als Stellgröße, welche mit einer Frequenz von 200 Hz angepasst werden kann. Je größer der resultierende Strom ist, desto mehr drückt der Aktuator auf das unter dem Spulenkern befindliche Polyurethan-Kissen. Über einen ca. 50 cm langen, dünnen Verbindungsschlauch wird der im Kissen entstehende Druck an ein zweites Druckkissen weitergeleitet. Dieses ist über der künstlichen Arterie fixiert und drückt über eine dazwischenliegende Gelatineschicht auf die Arterie. Folglich kommt es zu einer Reduzierung des Blutflusses.

Im Nachfolgenden wird eine Reglerstruktur entworfen, die den Blutfluss durch Manipulation des Aussteuerungsgrades des Tauchspulenaktuators auf einem vorgegebenen, konstant kleinen Wert hält. Die innerste Schleife der Kaskadenstruktur ist eine schnelle Regelung des Kissendrucks. Die Führungsgröße für diesen Regelkreis entspricht dem Ausgang einer überlagerten Blutflussregelung. Deren Führungsgröße wird wiederum periodisch über eine Iterativ Lernende Regelung (ILR) angepasst. Das Blockdiagramm der Reglerstruktur ist in Abbildung 1 wiedergegeben. In den nachfolgenden Abschnitten werden die einzelnen Elemente im Detail beschrieben.

## 2.1 Druck- und Flussregelung

Der Entwurf der zeitdiskreten Druckregelung erfolgt modellbasiert mittels Polvorgabe. Das dynamische Verhalten zwischen dem Ansteuerungsgrad des Tauchspulenaktuators und dem Kissendruck lässt sich durch ein einfaches Übertragungsfunktionsmodell beschreiben, dessen Parameter mittels experimenteller Systemidentifikation unter

Verwendung der Methode der kleinsten Fehlerquadrate bestimmt werden [2]. Hierfür wird die Spule mit einem Pseudo-Binär-Rausch-Signal (PRBS) angeregt und der sich einstellende Druck mit einer Abtastrate von 200 Hz erfasst. Während des Experiments wird ein konstanter arterieller Blutdruck am Versuchsstand eingestellt. Abbildung 3 zeigt, dass die Dynamik ausreichend gut durch eine Übertragungsfunktion erster Ordnung mit einer Totzeit von drei Abtastzeitschritten beschrieben werden kann. Das resultierende Modell

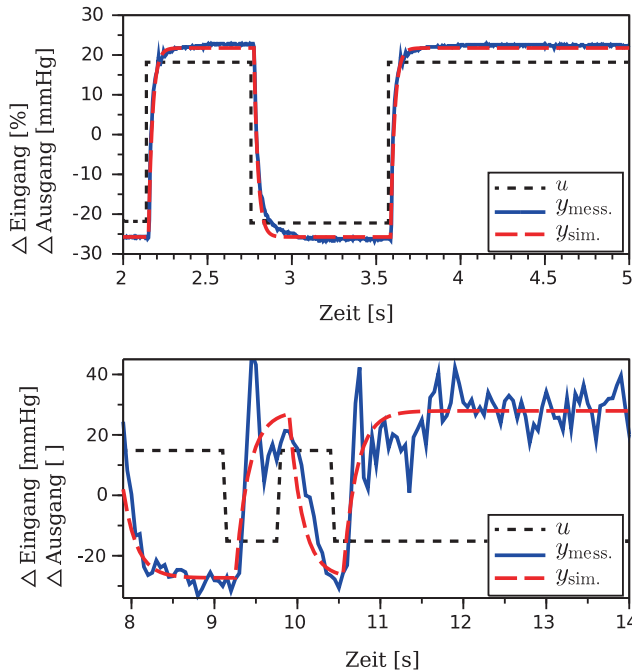
$$G_1(z) = \frac{22.59z^{-3}}{-0.8098z^{-1} + 1}. \quad (1)$$

wird genutzt, um den Vorfilter  $F_1(z)$  und die Reglertransferfunktion  $C_1(z)$  mittels Polvorgabe zu entwerfen. Wir wählen einen Regler mit integrierendem Verhalten und legen die dominierende Dynamik des geschlossenen Regelkreises auf eine Anstiegszeit von 0.05 s (entspricht zehn Abtastzeitschritten) und eine Dämpfung von 0.9 fest. Alle nicht zum dominierenden konjugiert komplexen Polpaar gehörenden Pole des geschlossenen Kreises werden bei  $z = 0$  platziert. Durch den Vorfilter werden eine statische Verstärkung von eins zwischen Soll- und Istdruck gewährleistet und drei Polstellen bei  $z = 0$  im Führungsverhalten des geschlossenen Kreises gekürzt. Vorfilter und Rückführung ergeben sich somit für die Druckregelung wie folgt:

$$F_1(z) = \frac{0.6831z}{-2.5384 + 3.2215z}, \quad (2)$$

$$C_1(z) = \frac{-0.0085z^2 + 0.011z^3}{-0.236 + 0.0081z - 0.7721z^2 + z^3}. \quad (3)$$

In ähnlicher Weise wird die Blutflussregelung entworfen. Erneut wird ein konstanter arterieller Blutdruck am Versuchsstand eingestellt. Ein PRBS wird als Führungsgröße auf die zuvor entworfene Druckregelung gegeben



**Abbildung 3:** Ergebnis der experimentellen Systemidentifikation für die unregelte Druckdynamik und die Flussdynamik mit unterlagerter Druckregelung. *Oben:* Die Abweichungen des Spulenaussteuerungsgrades und des Kissendrucks von ihren Arbeitspunkten sind entsprechend als Ein-/Ausgangsdaten gezeigt. *Unten:* Die Abweichungen des Solldrucks und des Blutflusses von ihren Arbeitspunkten sind entsprechend als Ein-/Ausgangsdaten gezeigt. Für beide Fälle gilt: eine Übertragungsfunktion erster Ordnung (vergleiche (1) und (4)) erfasst das beobachtete Systemverhalten ausreichend gut.

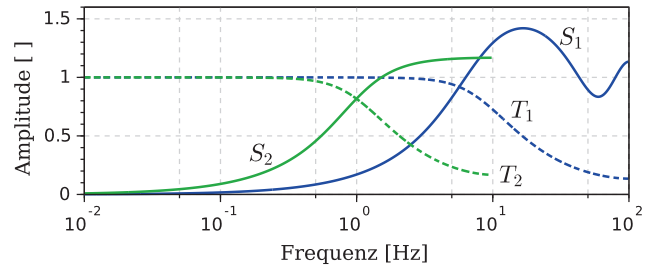
und der sich einstellende Blutfluss mittels Ultraschallsonde erfasst. Das resultierende Flusssignal wird tiefpassgefiltert und mit einer Abtastrate von 20 Hz aufgezeichnet. Aus den erhaltenen Ein-/Ausgangsdaten ergibt sich folgende Übertragungsfunktion erster Ordnung mit einer Totzeit von drei Abtastzeitschritten:

$$G_2(z) = \frac{-0.0488z^{-3}}{-0.7353z^{-1} + 1}. \quad (4)$$

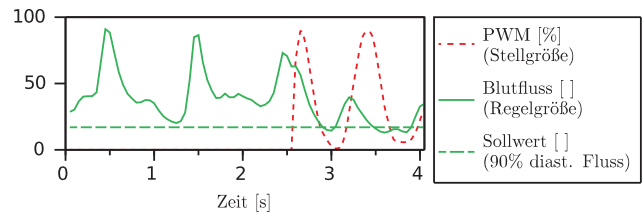
Abbildung 3 zeigt, dass mit diesem Modell die tatsächliche Flussdynamik (bis auf ausgeprägtes Messrauschen) ausreichend gut beschrieben werden kann. Der Entwurf von Regler und Vorfilter erfolgt analog zur Druckregelung, wobei die jetzt vorgegebene dominierende Dynamik des geschlossenen Regelkreises eine Anstiegszeit von 0.6 s und eine Dämpfung von 0.99 aufweist. Damit ergeben sich folgende Übertragungsfunktionen:

$$F_2(z) = \frac{-0.1391z}{0.3527 - 0.4918z}, \quad (5)$$

$$C_2(z) = \frac{2.1161z^2 - 2.9506z^3}{-0.1403 + 0.0048z - 0.8645z^2 + z^3}. \quad (6)$$



**Abbildung 4:** Amplitudengänge der Empfindlichkeitsfunktionen  $S_i$  und der komplementären Empfindlichkeitsfunktionen  $T_i$  des Druck- und Flussregelkreises. Die Druckregelung (innere Kaskadenschleife) weist eine deutlich höhere Bandbreite auf als die Flussregelung (äußere Kaskadenschleife).



**Abbildung 5:** Klassische Kaskadenregelung (ohne ILR, aktiv ab 2.5 s) des Blutflusses bei physiologisch pulsierendem Blutdruck. Die Bandbreite des Regelkreises ist begrenzt. Die periodischen Ausschläge können nur etwas gedämpft werden.

Die Empfindlichkeitsfunktionen  $S_i$  und komplementären Empfindlichkeitsfunktionen  $T_i$  der beiden Regelkreise ( $i \in \{1, 2\}$ ) sind in Abbildung 4 wiedergegeben. Der innere Druckregelkreis ist signifikant schneller als der äußere Flussregelkreis. Obwohl das Flusssignal tiefpassgefiltert wurde, enthält es noch starke Rauschkomponenten mit Frequenzen von 5 Hz bis 10 Hz, wie in Abbildung 3 zu erkennen ist. Eine Erhöhung der Bandbreite der Flussregelung (durch Vorgabe einer schnelleren Anstiegszeit) führt unweigerlich zu einer ungewollten Verstärkung dieses Rauschens. In einer Reihe weiterer Experimente wurden sowohl die Tiefpassfilterung des Flusssignals als auch die vorgegebene Anstiegszeit variiert. Dabei ließ sich jedoch keine signifikante Verbesserung der Regelgüte erzielen.

Im Ergebnis ist festzuhalten, dass die eingeführte klassische Kaskadenregelung von Fluss und Druck nicht schnell genug ist, um bei physiologisch pulsierendem Blutdruck einen konstanten Fluss zu realisieren, siehe Abbildung 5. Die periodischen Ausschläge im Flusssignal können durch diese Regelung nur leicht abgeschwächt werden. Dieser Effekt wurde bereits in früheren Arbeiten [19, 23] beobachtet. Eine Umsetzung des Messprinzips ist daher mit instantaner Rückführung, d.h. mit klassischen zeitbasierten Reglern, nicht praktikabel. Im Fol-

genden wird die Reglerstruktur um eine iterativ lernende Regelung ergänzt, die es bei Systemen mit repetitivem Verhalten ermöglicht, die beschriebenen klassischen Beschränkungen der Regelgüte zu umgehen.

## 2.2 Iterativ Lernende Regelung

Wie im letzten Abschnitt gezeigt wurde, erreichen wir mit einem klassischen Regler bei physiologisch pulsierendem Blutdruck zwar ein gedämpftes, aber dennoch oszillierendes Flusssignal (siehe Abbildung 5). Um diese sich wiederholenden Abweichungen vom Sollwert zu eliminieren, wird eine iterativ lernende Regelung entworfen. Dazu definieren wir jeweils zwei aufeinander folgende Pulse als einen ILR-Zyklus. Das Grundprinzip der ILR ist es, in jedem dieser Zyklen einen Stellgrößenverlauf (Feedforward) auf das System zu geben, welcher zwischen den Zyklen basierend auf Messergebnissen des vorangegangenen Zyklus aktualisiert wird.

Wir entwerfen die ILR im so genannten *lifted system framework* (oder *supervector framework*) der repetitiven, zeitdiskreten Systeme, siehe [1, 3]. Bei einer Pulsrate von  $f_p$  und einer Abtastrate von  $f_s = 20$  Hz ist die sogenannte Zyklusdauer gegeben durch  $n = \lceil 2f_s/f_p \rceil$  Abtastungen. In jedem Zyklus  $j \in \mathbb{N}^+$  werden die  $n$  Abtastwerte des gemessenen Blutflusses  $y(t)$  aufgezeichnet und in den folgenden Regelgrößenverlaufsvektor geschrieben:

$$\mathbf{y}_j = [y_j(1/f_s), \dots, y_j(n/f_s)]^T, \quad \mathbf{y}_j \in \mathbb{R}^n. \quad (7)$$

Die Stellgröße der ILR sei mit  $u(t)$  bezeichnet und wird dem unterlagerten klassischen Flussregler als Führungsgröße vorgegeben, siehe Abbildung 2. Die  $n$  Abtastwerte, welche die ILR von Zyklus zu Zyklus modifiziert, werden in den folgenden Stellgrößenverlaufsvektor geschrieben

$$\mathbf{u}_j = [u_j(1/f_s - d), \dots, u_j(n/f_s - d)]^T, \quad \mathbf{u}_j \in \mathbb{R}^n, \quad (8)$$

wobei  $d$  ein Reglerparameter ist, welcher so gewählt wird, dass  $\mathbf{u}_j$  der Stellgrößenabschnitt mit dem größten Einfluss auf  $\mathbf{y}_j$  ist. Somit können Totzeit und Verzögerung in der Systemdynamik kompensiert werden. Außerdem wird ein (in jedem Zyklus gleicher) Sollwertverlaufsvektor  $\mathbf{r} \in \mathbb{R}^n$  definiert. Während des ersten Zyklus wird der Stellgrößenverlauf  $\mathbf{u}_1 = \mathbf{r}$  gewählt. Am Ende jedes Zyklus wird die gemessene Abweichung  $\mathbf{e}_j$  zwischen dem Fluss  $\mathbf{y}_j$  und seinem Sollwert  $\mathbf{r}$  für die Aktualisierung des Eingangs  $\mathbf{u}_{j+1}$  genutzt. Dazu wird folgendes Lerngesetz angewendet:

$$\mathbf{u}_1 = \mathbf{r}, \quad \mathbf{u}_{j+1} = \mathbf{Q}(\mathbf{u}_j + \mathbf{L}(\mathbf{r} - \mathbf{y}_j)), \quad j = 1, 2, \dots, \quad (9)$$

wobei  $\mathbf{L} \in \mathbb{R}^{n \times n}$  die Lernfaktormatrix der ILR ist und  $\mathbf{Q} \in \mathbb{R}^{n \times n}$  die Systemmatrix eines Tiefpassfilters im *lifted system framework* darstellt. Die Einträge der symmetrischen Töplitzmatrix  $\mathbf{Q}$  wählen wir gleich den Markov-Parametern eines verzögerungsfreien Butterworth-Filters zweiter Ordnung mit Grenzfrequenz  $f_Q$  [6]. Die Tiefpassfilterung wird eingeführt, da sie den Lernprozess auf tiefe Frequenzen beschränkt und somit die Robustheit gegenüber Modellunsicherheiten im oberen Frequenzbereich verbessert, wenn auch im Allgemeinen auf Kosten einer bleibenden Regelabweichung. Für die Lernfaktormatrix wählen wir den verbreiteten Ansatz  $\mathbf{L} = \mathbf{I}\lambda$ , wobei  $\lambda \in \mathbb{R}^+$  ein skalarer Lernfaktor ist, der im Allgemeinen erhöht werden kann, um schnellere Konvergenz – aber auch Überschwingen und Instabilität – zu erhalten.

Für die formale Analyse des Lernverhaltens wird ein Modell der Regelstrecke benötigt. Aus (4), (5) und (6) berechnen wir die folgende Übertragungsfunktion des geschlossenen Regelkreises (vgl. Abbildung 2):

$$T_2(z) = \frac{F_2(z) C_2(z) G_2(z)}{1 + C_2(z) G_2(z)} = \frac{0.0407}{0.6405z - 1.5998z^2 + z^3} \quad (10)$$

Durch Bestimmung der ersten  $n$  Markov-Parameter  $p_i$  der Übertragungsfunktion  $T_2(z)$  (z.B. aus deren Impulsantwort) ergibt sich folgende Systemmatrix im *lifted system framework*:

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} p_1 & 0 & \cdots & 0 \\ p_2 & p_1 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ p_n & p_{n-1} & \cdots & p_1 \end{pmatrix}, \quad \begin{matrix} p_1 = 0.0407, \\ p_2 = 0.0651, \\ p_3 = 0.0781, \\ \vdots \end{matrix} \quad (11)$$

Ein Standard-Ergebnis der ILR-Theorie (siehe z.B. [3, 10]) lautet, dass Stabilität der Lerndynamik anhand des folgenden Kriteriums überprüft werden kann:

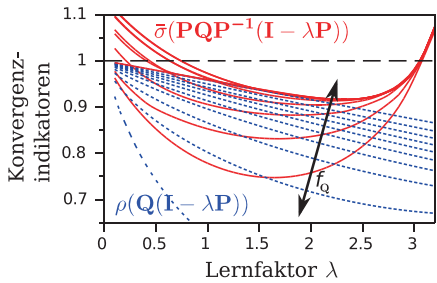
$$\lim_{j \rightarrow \infty} \mathbf{e}_j =: \mathbf{e}_\infty \forall \mathbf{u}_0 \Leftrightarrow \rho(\mathbf{Q}(\mathbf{I} - \lambda \mathbf{P})) < 1 \quad (12)$$

$$\mathbf{e}_\infty = \mathbf{0} \forall \mathbf{r} \Leftrightarrow \mathbf{Q} = \mathbf{I} \quad (13)$$

wobei  $\rho$  den Spektralradius bezeichnet. Analog dazu kann die monotone Konvergenz der euklidischen Fehlernorm über folgende Bedingung (siehe z.B. [3]) eingeschätzt werden:

$$\bar{\sigma}(\mathbf{PQP}^{-1}(\mathbf{I} - \lambda \mathbf{P})) \leq 1 \Rightarrow \|\mathbf{e}_{j+1} - \mathbf{e}_\infty\|_2 \leq \|\mathbf{e}_j - \mathbf{e}_\infty\|_2 \forall j, \quad (14)$$

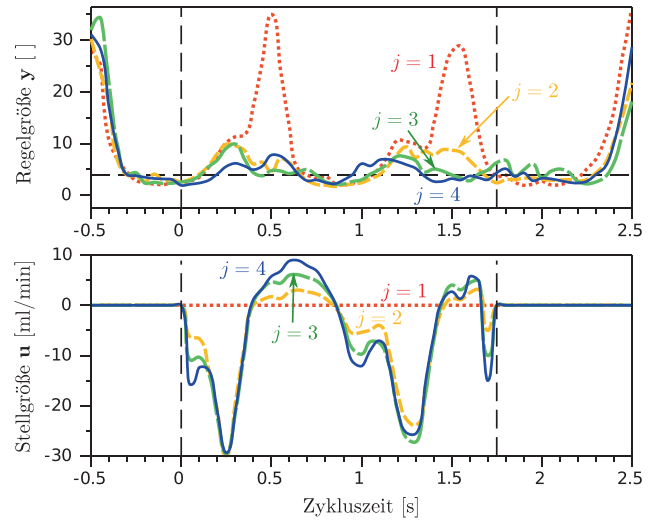
worin  $\bar{\sigma}$  den größten Singulärwert – d.h. die induzierte Matrixnorm der euklidischen Vektornorm – bezeichnet. Um geeignete ILR-Parameter zu ermitteln, berechnen wir die Konvergenzindikatoren  $\rho(\mathbf{Q}(\mathbf{I} - \lambda \mathbf{P}))$  und



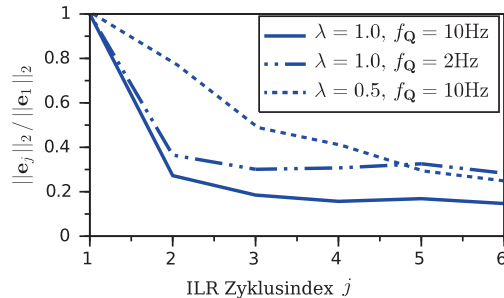
**Abbildung 6:** Spektralradius (blau) und größter Singulärwert (rot) der Fehlerdynamikmatrix in Abhängigkeit des Lernfaktors. Beide Verläufe sind für diverse Werte der Q-Filter-Grenzfrequenz angegeben: von der Nyquistfrequenz (10 Hz, oberste Kurve) bis zu  $f_Q = 1$  Hz (unterste Kurve). Wie durch die gestrichelte Linie angedeutet wird, können asymptotische Stabilität und monotone Konvergenz für  $\lambda < 3$  erreicht werden, während kleinere Werte für  $f_Q$  die Konvergenz zu verbessern scheinen.

$\bar{\sigma}(\mathbf{PQP}^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{LP}))$  für eine Vielzahl von Lernfaktoren  $\lambda$  und Q-Filter-Grenzfrequenzen, siehe Abbildung 6. Kleine Knickfrequenzen  $f_Q$  ergeben eine schnellere Lerndynamik als große. Allerdings verschwindet die bleibende Regelabweichung  $\mathbf{e}_\infty$  in (13) nur für  $f_Q = 10$  Hz (entspricht  $\mathbf{Q} = \mathbf{I}$ ) und wächst im Allgemeinen mit kleiner werdender Grenzfrequenz. Aus Abbildung 6 ergibt sich weiterhin, dass die schnellste Konvergenz für Lernfaktoren von etwa  $\lambda \approx 1.5$  zu erwarten ist, wohingegen Werte unter  $\lambda \approx 0.5$  und über  $\lambda \approx 3$  zu (zumind. vorübergehend) anwachsenden Fehlern führen können. Beide Kriterien sind jedoch in gewissem Maße konservativ und erlauben keine Abschätzung der bleibenden Regelabweichung. Daher dienen die in Abbildung 6 dargestellten Resultate primär als Startwerte für eine experimentelle Analyse des Konvergenzverhaltens.

Dazu wird das künstliche kardiovaskuläre System so eingestellt, dass ein physiologisch pulsierender Blutdruck mit einer Pulsrate von 60 Schlägen pro Minute vorliegt. Eine Reihe von Experimenten wird durchgeführt, bei denen die beschriebene Reglerstruktur mit verschiedenen ILR-Parameterwerten wiederholt aktiviert und deaktiviert wird. Abbildung 7 zeigt die Entwicklung von Eingangs- und Ausgangsgrößenverläufen für günstige Reglerparameterwerte und Abbildung 8 zeigt die Entwicklung der Fehlernorm für zwei weitere Einstellungen. In Übereinstimmung mit den in Abschnitt 2.2 getroffenen theoretischen Vorhersagen liefern kleine Werte von  $\lambda$  langsame Konvergenz und kleine Werte von  $f_Q$  eine große bleibende Regelabweichung. Für größere Lernfaktoren und Grenzfrequenzen wird der Fehler deutlich schneller reduziert, aber ab etwa  $\lambda \approx 2$  tritt in einigen Experimenten starkes Überschwingen und Divergenz auf. Für Reglerparameterwerte nahe denen in Abbildung 7 ergibt sich in nahezu allen Experimenten eine deutlich schnellere Fehlerreduktion als



**Abbildung 7:** Iterativ lernende Regelung ( $d = 5$ ,  $f_Q = 10$  Hz,  $\lambda = 1$ ) des Blutflusses durch eine künstliche Arterie. *Oben:* Innerhalb eines Lernschrittes wird der Fluss auf einen konstant kleinen Referenzwert von 4.0 (horizontale gestrichelte Linie) reduziert. Vertikale gestrichelte Linien deuten Beginn und Ende der ILR-Zyklen an. *Unten:* Die ILR passt den Stellgrößenverlauf, der als Führungsgröße an die unterlagerte klassische Flussregelung gegeben wird, von Zyklus zu Zyklus auf Basis des gemessenen Regelfehlerverlaufs an, vgl. (9). Die mit Abstand größte Fehlerreduktion wird bereits im ersten Lernschritt erreicht.



**Abbildung 8:** Konvergenzverhalten für verschiedene ILR-Parameter. Für  $\lambda = 0.5$  sinkt der Fehler nur langsam. Bei Einsatz eines Q-Filters mit  $f_Q = 2$  Hz ist die bleibende Regelabweichung relativ groß. Für  $\lambda = 1$  und  $\mathbf{Q} = \mathbf{I}$  wird die euklidische Norm des Regelfehlers hingegen schnell und nachhaltig auf etwa 15% ihres Anfangswertes reduziert.

durch die konservative Abschätzung in Abbildung 8 vorhergesagt.

In Abschnitt 3 untersuchen wir, ob die entworfene iterativ lernende Regelung des Blutflusses auf einen konstant kleinen Wert auch zu einer präzisen Messung des Blutdruckverlaufes führt. Zuvor wenden wir uns jedoch kurz dem Aspekt der begrenzten Wiederholbarkeit in diesem Anwendungssystem zu.

## 2.3 Streckenvariabilität und Pulsratenerkennung

In den vorangegangenen Abschnitten sind wir stets davon ausgegangen, dass sich Streckenparameter und Störgrößenverläufe nicht signifikant ändern. Zwischen Systemidentifikation und Reglervalidierung lagen jeweils nur kurze Zeiträume. Bei wiederholter Durchführung von Experimenten ist jedoch festzustellen, dass die Platzierung der Ultraschallsonde über der künstlichen Arterie, die Dicke und Festigkeit der dazwischenliegenden Gelatineschicht sowie die Konzentration der Markerpartikel im Fluid einen deutlichen Einfluss auf die Signalqualität und die Streckendynamik der Flussregelung haben. Da diese Parameter nur schwerlich konstant gehalten werden können und auch in der praktischen Anwendung variieren, ist der in Abschnitt 2.1 durchgeführte, stark modellbasierte Entwurf nur begrenzt sinnvoll. Je nach Größe der Parameteränderungen kommt es am Versuchsstand entweder zu einer gegenüber Abbildung 5 deutlich erhöhten Regelabweichung oder sogar zu Divergenz und Stellgrößenättigung. In Abschnitt 2.2 wurde gezeigt, dass ohnehin die größte Reduktion der Regelabweichung von der ILR bewerkstelligt wird. Daher ist es sinnvoll, für die Überprüfung des Messprinzips in Abschnitt 3 einen deutlich langsameren – und somit robusteren – unterlagerten Flussregler einzusetzen. Für die ILR hingegen zeigt sich in weiteren Experimenten, dass aufgrund ihrer günstigen Eigenschaften bezüglich Robustheit (siehe z.B. [3]) keine Modifikationen notwendig sind.

Darüber hinaus wurde bisher davon ausgegangen, dass die Aktivierung der ILR mit den Pulsen des Blutkreislaufs synchronisiert ist. Die Pulsrate des Herzens schwankt jedoch im Allgemeinen. Ein weiteres Problem besteht darin, dass aus medizinischer Sicht eine kontinuierliche Verringerung des Blutflusses durch die Arterie unerwünscht ist. Um sowohl die Synchronisierung der ILR-Zyklen als auch die hinreichende Durchblutung sicherzustellen, wird folgende Strategie angewendet: Während der Regler inaktiv ist, werden fallende Flanken im Flusssignal erkannt, aus deren Abstand die Pulsfrequenz ermittelt wird. Nach der dritten Flanke werden die unterlagerten klassischen Regler aktiviert und nach Verstreichen einer festen Wartezeit, die dem Einschwingen der unterlagerten Regler dient, beginnt jeweils ein ILR-Zyklus. Während eines Zyklus gibt die ILR den gespeicherten Stellgrößenverlauf als Referenzsignal auf die unterlagerte klassische Flussregelung (vgl. Abbildung 2). Weitere  $d$  Abtastwerte später beginnt die ILR mit der Aufzeichnung des Ausgangsgrößenverlaufs. Sobald der Zyklus die Dauer von zwei Pulsen erreicht hat, werden alle Regler deaktiviert.

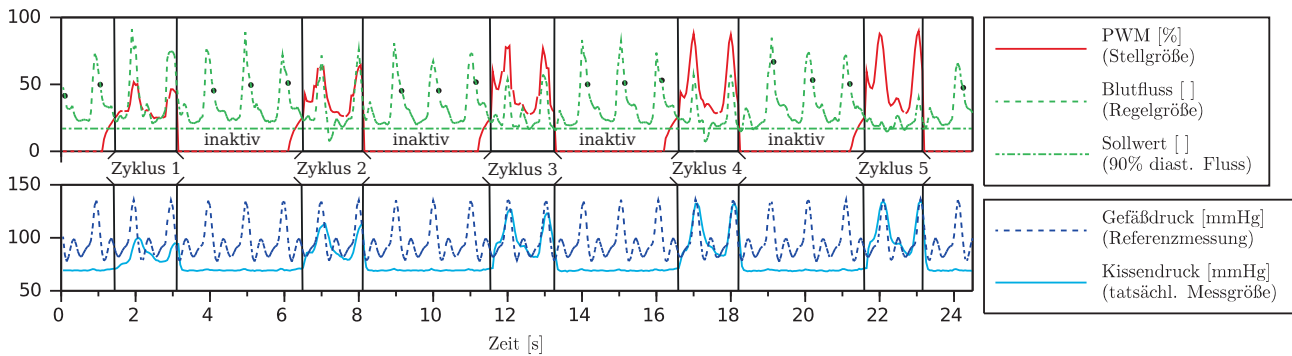
Nach drei Pulsen mit freier Durchblutung der Arterie beginnt der nächste ILR-Zyklus, d.h. die Regler werden erneut für eine Dauer von zwei Pulsen aktiviert. Im folgenden Abschnitt werden diese Strategie sowie das grundlegende Messprinzip experimentell evaluiert.

## 3 Experimentelle Überprüfung des Messprinzips

In den vorangegangenen Abschnitten haben wir uns eingehend mit dem Lösen der Regelungsaufgabe beschäftigt. Nun erfolgt der experimentelle Nachweis, dass durch präzise Regelung des arteriellen Blutflusses auf einen kleinen konstanten Wert der Blutdruckverlauf bestimmt werden kann. Das künstliche kardiovaskuläre System wird dazu weiterhin so eingestellt, dass ein physiologisch pulsierender Blutdruck mit einer Pulsrate von etwa 60 Schlägen pro Minute vorliegt. Zusätzlich wird ein weiterer Sensor eingesetzt, der den Druck in der künstlichen Arterie wenige Zentimeter vor dem Luftkissen erfasst und somit eine Referenzmessung für das zu evaluierende System zur Verfügung stellt. Mehrere Experimente werden durchgeführt, bei denen jeweils die in Abschnitt 2 beschriebene Regelung wiederholt aktiviert und deaktiviert wird. Variiert werden der künstlich erzeugte Blutdruck, die Positionierung der Ultraschallsonde, die Gelatineschicht zwischen Luftkissen und künstlicher Arterie sowie die Konzentration der Partikel im Fluid. Es ist festzustellen, dass jeder dieser Parameter einen (wenn auch teils geringen) Einfluss auf die Regelgüte hat. In allen Fällen liefert die ILR jedoch nach wenigen Lernschritten deutlich geringere Abweichungen als die klassische Regelung in Abschnitt 2.1. Abbildung 9 zeigt fünf Zyklen bei einem Blutdruck von 80 mmHg zu 135 mmHg. Innerhalb von zwei bis drei Lernschritten werden die sich wiederholenden Anteile der Regelabweichung eliminiert und der Kissendruck nähert sich dem Referenzmesssignal bis auf marginale Abweichungen an. Somit steht als Messergebnis neben der Pulsfrequenz auch eine präzise Näherung des arteriellen Blutdruckverlaufs zur Verfügung.

## 4 Zusammenfassung

Betrachtet wurde eine neue Blutdruckmesstechnik, die auf der Regelung des arteriellen Blutflusses basiert. Für das zugrundeliegende Regelungsproblem haben wir eine klassische Kaskadenregelung aus zwei zeitdiskreten Rückführungen mit Vorsteuerung entworfen. Es wurde ge-



**Abbildung 9:** Blutdruckmessung durch lernende Kaskadenregelung des Blutflusses einer künstlichen Arterie. Im ersten Zyklus ist nur die (langsam und robust eingestellte) unterlagerte Kaskadenregelung aktiv. Von Zyklus zu Zyklus wird deren Führungsgrößenverlauf jedoch durch die ILR so angepasst, dass die Regelabweichung sehr klein wird. Dem Messprinzip entsprechend bildet auch der Kissendruck den Gefäßdruck immer besser ab, der somit indirekt gemessen wird. Die Abweichung des jeweils maximalen Kissendrucks vom systolischen Gefäßdruck sinkt beispielsweise vom ersten zum fünften Zyklus wie folgt: 36,3; 22,1; 9,3; 3,9; 2,1 mmHg.

zeigt, dass die erreichbare Regelgüte durch das Messrauschen der ultraschallbasierten Flussmessung stark eingeschränkt ist. Um dieses Problem zu umgehen, haben wir die Kaskade um eine iterativ lernende Regelung erweitert, welche die repetitive Natur der Regelungsaufgabe ausnutzt. Dass dadurch deutlich kleinere Regelabweichungen erreicht werden, wurde an einem künstlichen kardiovaskulären System mit physiologisch pulsierendem Blutdruck demonstriert. Schließlich wurde an selbigem nachgewiesen, dass mit Hilfe der verbesserten Regelung in weniger als 20 Sekunden eine präzise Bestimmung der Pulsfrequenz und des arteriellen Blutdruckverlaufes erreicht wird, ohne die Durchblutung der Arterie einzuschränken.

Für den Einsatz am Menschen ist abzuwägen, wie viel Durchblutungsunterbrechung tolerierbar ist und wie kurzfristig die Blutdruckänderungen sind, die erfasst werden sollen. In Abhängigkeit dieser Faktoren ist die Länge der ILR-Zyklen und der dazwischenliegenden Pausen zu wählen. Abschließend ist anzumerken, dass durch eine technische Weiterentwicklung der Doppler-Ultraschallsonde ein größeres Signal-Rausch-Verhältnis und somit eine noch bessere Regelgüte erreicht werden könnte. Im Hinblick auf eine mögliche Produktentwicklung sind weitere konstruktive, wirtschaftliche und medizinische Aspekte zu bedenken, die über den Fokus des vorliegenden Beitrags hinausgehen.

**Danksagung:** Die Autoren danken Ralph Stephan herzlich für seinen wertvollen Beitrag zum Projekt und insbesondere für die Programmierung des Mikrocontrollers und Entwicklung einer Benutzerschnittstelle zur Regelung und Datenaufzeichnung. Darüber hinaus sind wir Peter Scharf-Schwerdt für seine fachkundige Unterstützung im Umgang

mit der Elektronik und bei der Versuchsdurchführung zu Dank verpflichtet.

## Literatur

1. H.S. Ahn, Y.Q. Chen, and K.L. Moore. "Iterative learning control: brief survey and categorization 1998–2004", *IEEE Transactions on SMC, Part C: Applications and Reviews*, 37(6):1099–1121, 2007.
2. K.J. Astrom, B. Wittenmark. "Computer Controlled Systems – Theory and Design", 1984.
3. D.A. Bristow, M. Tharayil, A.G. Alleyne. "A Survey of Iterative Learning Control", *IEEE Control Systems Magazine*, 26(3):69–114, 2006.
4. B. Cagneau, N. Zemiti, D. Bellot, G. Morel. "Physiological motion compensation in robotized surgery using force feedback control", *2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1881–1886, 2007.
5. A. Duschau-Wicke, A. Morger, H. Vallery, R. Riener. "Adaptive Patient Support for Rehabilitation Robots", *at - Automatisierungstechnik*, 58(5):260–268, 2010.
6. H. Elci, R.W. Longman, M.Q. Phan, J.N. Juang, and R. Ugoletti. "Simple Learning Control Made Practical by Zero-Phase Filtering: Applications to Robotics", *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, 49(6):753–767, 2002.
7. C.T. Freeman, A.-M. Hughes, J.H. Burrige, P.H. Chappell, P.L. Lewin, E. Rogers. "Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation", *Control Engineering Practice*, 17(3):368–381, 2009.
8. W. Lewis. "The evolution of clinical sphygmomanometry", *Bulletin of the New York Academy of Medicine*, 17(11):871–881, 1941.
9. J. Liu, Y. Wang, H. Tong, R.P.S. Han. "Iterative Learning Control Based on Radial Basis Function Network for Exoskeleton Arm", *Advanced Materials Research*, Vols.415-417:116–22, 2012.
10. M. Norrlöf and S. Gunnarsson. "Time and frequency domain convergence properties in iterative learning control", *International Journal of Control*, 75(14):1114–1126, 2002.



11. E. O'Brien. "Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension", *British Medical Journal*, 322(7285):531–536, 2001.
12. D.H. Owens and J. Hätönen. "Iterative learning control - An optimization paradigm", *Annual Reviews in Control*, 29:57–70, 2005.
13. G. Parati, G. Bilo, G. Mancia. "Blood pressure measurement in research and in clinical practice: recent evidence", *Current Opinion in Nephrology and Hypertension*, 13(3):343–357, 2004.
14. W. Paszke, E. Rogers, K. Gałkowski, Z. Cai, "Robust finite frequency range iterative learning control design and experimental verification", *Control Engineering Practice*, 21(10), Pages 1310 – 1320, 2013.
15. J. Penaz. "Method and apparatus for automatic non-invasive blood pressure measurement", European Patent No. EP 0284095, 1993.
16. F. Rabbia, S. Del Colle, E. Testa, D. Naso, F. Veglio. "Accuracy of the blood pressure measurement", *Minerva cardioangiologica*, 54(4):399-416, 2006.
17. T. Seel, M. Valtin, T. Schauer. "Design and Control of an Adaptive Peroneal Stimulator with Inertial Sensor-based Gait Phase Detection", *18th International FES Society Conference*, 2013.
18. T. Seel, T. Schauer, J. Raisch. "Iterative Learning Control for Variable Pass Length Systems", *Proc. of the IFAC World Congress*, pp. 4880-4885, 2011. <http://dx.doi.org/10.3182/20110828-6-IT-1002.02180>
19. T. Seel, S. Weber, K. Affeld, T. Schauer. "Iterative Learning Cascade Control of Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement", *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 2207–2212, 2013.
20. A. Soska, C.T. Freeman, E. Rogers. "ILC for FES-based Stroke Rehabilitation of Hand and Wrist", *IEEE Multi-Conference on System and Control*, 1267–1272, 2012.
21. Y. Wang, E. Dassau, and F.J. Doyle III. "Closed-loop control of artificial pancreatic beta-cell in Type 1 diabetes mellitus using model predictive iterative learning control", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(2):211–19, 2010.
22. Y. Wang, F. Gao, and F.J. Doyle III. "Survey on iterative learning control, repetitive control, and run-to-run control", *Journal of Process Control*, 19:1589–1600, 2009.
23. S. Weber, D. Strommenger, U. Kertzschner, K. Affeld. "Continuous blood pressure measurement with ultrasound", *Biomedizinische Technik*, 57(1):407–410, 2012.

## Autoreninformationen

### Dipl.-Ing. Thomas Seel

Fachgebiet Regelungssysteme, Technische Universität Berlin,  
Einsteinufer 17 EN11, D-10587 Berlin  
[seel@control.tu-berlin.de](mailto:seel@control.tu-berlin.de)

Dipl.-Ing. Thomas Seel hat Systemtechnik und technische Kybernetik an der OVGU Magdeburg und der UCSB studiert und ist seit 2010 am Fachgebiet Regelungssysteme der TU Berlin. Hauptarbeitsgebiete: Theorie und Anwendung von ILR in der Biomedizintechnik und Inertialsensor-basierte Bewegungsanalyse.

### Dr.-Ing. Sarah Schneider

Labor für Biofluidmechanik, Charité – Universitätsmedizin Berlin,  
Augustenburger Platz 1 (Forum 4), D-13353 Berlin  
[sarah.schneider@charite.de](mailto:sarah.schneider@charite.de)

Dr.-Ing. Sarah Schneider ist wissenschaftliche Mitarbeiterin am Labor für Biofluidmechanik an der Charité – Universitätsmedizin Berlin. Sie hat an der Technischen Universität Berlin zum Thema „Entwicklung einer Methode für die belastungsarme nichtinvasive Langzeitmessung des Blutdrucks“ promoviert.

### Prof. Dr.-Ing. Klaus Affeld

Labor für Biofluidmechanik, Charité – Universitätsmedizin Berlin,  
Augustenburger Platz 1 (Forum 4), D-13353 Berlin  
[klaus.affeld@charite.de](mailto:klaus.affeld@charite.de)

Prof. Dr.-Ing. Klaus Affeld ist Leiter des Labors für Biofluidmechanik an der Charité – Universitätsmedizin Berlin.

### Dr. Thomas Schauer

Fachgebiet Regelungssysteme, Technische Universität Berlin,  
Einsteinufer 17 EN11, D-10587 Berlin  
[schauer@control.tu-berlin.de](mailto:schauer@control.tu-berlin.de)

Dr. Thomas Schauer ist wissenschaftlicher Mitarbeiter und Leiter der Arbeitsgruppe Technische Assistenzsysteme in der Medizin am Fachgebiet Regelungssysteme an der TU Berlin.