

**8. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
20.-21. März 2009 in Berlin**



**„Regelung von rotierenden Blutpumpen zur
Linksherzunterstützung: Identifikation und Regelung des
Pulsatilitätsgradienten“**

Andreas Arndt, Johannes Donath, Kurt Graichen, Peter Nüsser, Johannes Müller
Berlin Heart GmbH, Berlin, Deutschland
E-Mail: arndt@berlinheart.de

Bernhard P. Lampe
Institut für Automatisierungstechnik, Fakultät für Informatik und Elektrotechnik, Universität
Rostock, Deutschland

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 274 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 8. Workshop, Tagungsband“
Editors: Thomas Schauer, Henning Schmidt, Marc Kraft
ISBN: 978-3-18-327417-8
Pages: 23-24

Regelung von rotierenden Blutpumpen zur Linksherzunterstützung: Identifikation und Regelung des Pulsatilitätsgradienten

Andreas Arndt¹, Johannes Donath¹, Kurt Graichen¹, Peter Nüsser¹, Johannes Müller¹, Bernhard P. Lampe²

¹Berlin Heart GmbH, Berlin, Deutschland

²Institut für Automatisierungstechnik, Fakultät für Informatik und Elektrotechnik, Universität Rostock, Deutschland

Kontakt: arndt@berlinheart.de

Einleitung

Es wird ein Verfahren zur Regelung implantierbarer rotierender Blutpumpen (RBP) zur Herzunterstützung vorgeschlagen, welches dem Nutzer erlaubt, zwischen zwei Therapieoptionen zu wählen. In der Betriebsart Full Assist (FA) wird eine maximale Entlastung des linken Ventrikels bei strikter Vermeidung des Ventrikelkollapses angestrebt. In der Betriebsart Partial Assist (PA) bei moderater Entlastung die Auswaschung des linken Ventrikels und das kontrollierte Öffnen der Aortenklappe priorisiert.

Methoden und Materialien

Der Einlass der RBP ist mit dem linken Ventrikel, der Auslass mit der Aorta verbunden. Der von der Pumpe gemessene Differenzdruck Δp entspricht bei Vernachlässigung des Druckabfalls der Kanülierung der Differenz zwischen Aortendruck p_{ao} und Ventrikeldruck p_v . Die durch die ventrikuläre Kontraktion verursachte Pulsation von Δp ist abhängig von zeitlich veränderlichen physiologischen Größen wie Kontraktilität und Aortendruck sowie von der Pumpendrehzahl n , die die Füllung des Ventrikels beeinflusst. Ein Pulsatilitätsindex $PI(k)$ wird als zeitdiskrete gleitende mittlere Betragsabweichung von $\Delta p(k)$ berechnet

$$PI(k) = \sum_{l=0}^L h(l) \left| \Delta p \left(k - l - \frac{L}{2} \right) - \overline{\Delta p}(k - l) \right|$$

mit

$$\overline{\Delta p}(k) = \sum_{l=0}^L h(l) \Delta p(k - l).$$

Darin ist $h(l)$ die Impulsantwort eines FIR-Tiefpassfilters.

Die Abhängigkeit zwischen PI und n ist nichtlinear. Wird n linear von 3000 min^{-1} ($t = 0$) bis 12000 min^{-1} ($t = 40 \text{ s}$) erhöht, ergibt sich der in Abb. 1 dargestellte Verlauf der Drücke p_{ao} , p_v und Δp sowie des Pulsatilitätsindex PI . Von $t = 0$ bis AP_{re} ist der diastolische Pumpenfluss retrograd. Die Aortenklappe öffnet in jeder Systole, p_v , Δp und PI ändern ihren Verlauf kaum. Ab AP_{ao} bleibt die Aortenklappe geschlossen, PI sowie die Amplitude von p_v und Δp nehmen mit steigender Drehzahl ab. Zum Zeitpunkt AP_k setzt der ventrikuläre Kollaps ein. Die negativen p_v führen zu einem erneuten Anstieg des PI . Eingezeichnet sind auch die beiden Arbeitspunkte PA und FA, die weitgehend unabhängig von den physiologischen Parametern sind.

Der Gradient des Pulsatilitätsindex

$$GPI(k) = \frac{dPI(k)}{dn(k)}$$

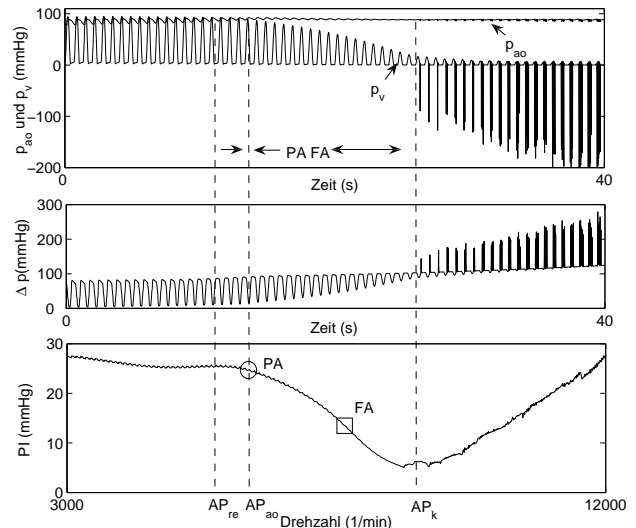


Abb. 1: Zeitverläufe des Ventrikeldruckes p_v , des Aortendruckes p_{ao} und des Differenzdruckes der Pumpe Δp sowie des Pulsatilitätsindex PI bei linear steigender Drehzahl.

liefert eine Information über den Arbeitspunkt zum Zeitpunkt k . Wird die Abhängigkeit $PI(n)$ am Arbeitspunkt als linear und zeitinvariant angesehen, kann $GPI(k)$ fortlaufend durch ein RLS-Verfahren ermittelt werden. Dazu wird ein ARX-Modell geschätzt:

$$PI(k) + a_1 PI(k-1) + \dots + a_m PI(k-m) = b_1 n(k-d) + \dots + b_m n(k-d-m+1) + e(k)$$

mit dem Gleichungsfehler e . GPI wird als Verstärkung der Strecke berechnet:

$$GPI(k) = \frac{\sum_{l=1}^m b_l}{1 + \sum_{l=1}^m a_l}.$$

Um eine fortdauernde Anregung der Strecke zu gewährleisten, wurde dem stationären Drehzahlensignal ein diskretes Rausch-Binärsignal überlagert. Das RLS-Verfahren wurde durch geeignete Wahl des Vergessensfaktors und Beeinflussung der Kovarianzmatrix für die Schätzung zeitlich langsam oder (selten) sprunghaft veränderlicher Parameter ausgelegt.

Es wurde ein kaskadierter Regelkreis entworfen, dessen äußerer Kreis GPI in Abhängigkeit vom gewählten Therapieziel entweder auf einen festen Sollwert (Modus PA)

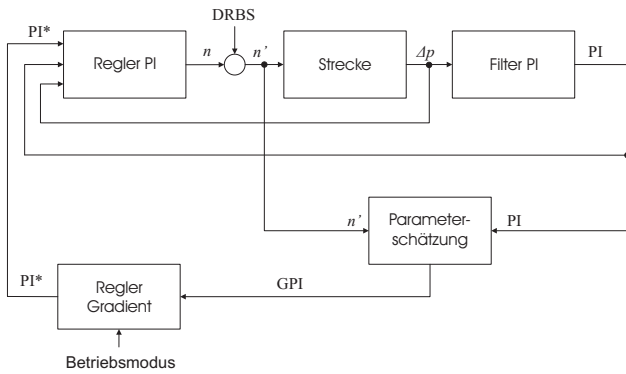


Abb. 2: Schematische Darstellung des Regelkreises zur Regelung des Arbeitspunktes.

oder auf seinen Extremwert (Modus FA) regelt. Der innere Kreis regelt PI auf den Sollwert PI^* , der vom äußeren Kreis vorgegeben wird. Der Regelkreis ist in Abb. 2 dargestellt.

Im Modus FA wird GPI auf den Extremwert geregelt, d.h. $dGPI/dn = 0$. Dieser Punkt entspricht dem Wendepunkt des PI (vgl. Punkt FA in Abb. 1). Für die Extremwertregelung (ESC) des GPI muss die Regelstrecke um den stationären Arbeitspunkt herum angesteuert werden [1]. Im Gegensatz zu einem bereits vorgestellten Verfahren [2] konnte auf die Einspeisung eines zusätzlichen Stimulationssignals verzichtet werden. Stattdessen wird das DRBS der Parameterschätzung zur Demodulation genutzt.

Als Regler des PI im inneren Regelkreis wurde ein robuster IMC-Regler eingesetzt [3]. Robuste Stabilität und Regelgüte wurde für den Bereich zunehmender Schwankungen der Streckenparameter garantiert. Die Unsicherheiten wurden mit Hilfe eines dynamischen Simulationsmodells mit konzentrierten Parametern des unterstützten Kreislaufes ermittelt [2].

Ergebnisse

An dem dynamischen Simulationsmodell wurde die Reaktion des Regelkreises auf Änderungen des pulmonal-venösen Druckes, der ventrikulären Kontraktilität und des Aortendruckes untersucht.

Im Modus FA wurde bei maximaler Entlastung des linken Ventrikels ein kleiner Wert für PI eingestellt, ohne einen Kollaps des linken Ventrikels herbeizuführen (Abb. 3). Im Modus PA wurde die Pumpe bei hohem PI in der Grenzregion zwischen öffnender und permanent geschlossener Aortenklappe betrieben, sofern die Kontraktilität des linken Ventrikels dies zulässt.

Während die Regelung des GPI den Arbeitspunkt an langsam veränderliche physiologische Variablen anpasst, reagiert die Regelung des PI auf schnelle Änderungen vor allem des venösen Zuflusses.

Diskussion

In Abhängigkeit von der gewählten Therapieoption wird ein definierter Arbeitspunkt eingestellt, der auch bei Ände-

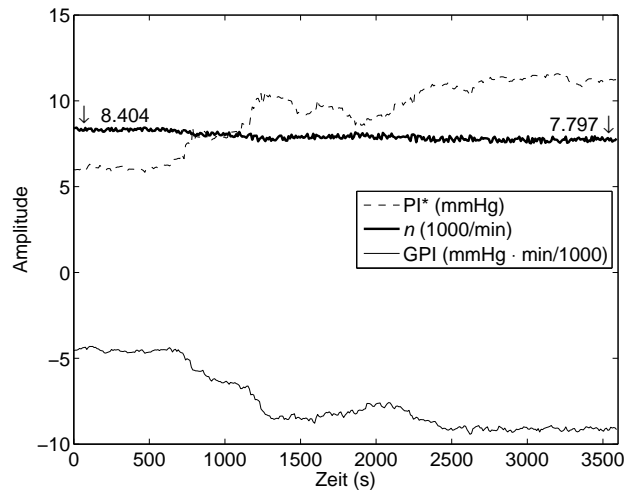


Abb. 3: Extremwertregelung im Modus FA: Reaktion auf das Einschalten des Reglers zum Zeitpunkt 0. PI^* - Sollwert des Pulsatilitätsindex (Stellgröße des ESC), n - Drehzahl, GPI - Istwert des Gradienten des Pulsatilitätsindex (Regelgröße des ESC).

rung physiologischer Variablen gehalten wird. Im Modus FA wird die Pumpe nicht in der Nähe des Ventrikelkollapses betrieben, wie es Gwak et al. vorschlugen [4]. Es wurde gezeigt, dass zur Identifikation und Extremwertregelung dasselbe Stimulationssignal nutzbar ist.

Ein anderes bekanntes Verfahren regelt PI auf einen Sollwert, der in Abhängigkeit von der Herzfrequenz und der Gefahr des Ventrikelkollapses korrigiert wird [5]. Eine definierte Öffnung der Aortenklappe, wie es das hier vorgestellte Verfahren im Modus PA vorsieht, kann dort jedoch nicht garantiert werden.

Schlussfolgerungen

Die kaskadierte Regelung des GPI und des PI ist in der Lage, das der gewählten Therapieoption entsprechende Regelungsziel zu erreichen. Dabei sind keine weiteren Einstellungen des Arztes notwendig.

Literatur

- [1] ARIYUR, K.B. ; KRSTIC, M.: *Real-time optimization by extremum-seeking control*. Hoboken, New Jersey : Wiley Interscience, 2003
- [2] ARNDT, A. ; NUSSER, P. ; GRAICHEN, K. ; MUELLER, J. ; LAMPE, B.P.: Physiological control of a rotary blood pump with selectable therapeutic options: control of pulsatility gradient. In: *Artif Organs* 32 (2008), S. 761–71
- [3] MORARI, M. ; ZAFIRIOU, E.: *Robust process control*. Englewood Cliffs, New Jersey : Prentice Hall, 1989
- [4] GWAK KW: Application of extremum seeking control to turbodynamic blood pumps. In: *ASAIO J* 53 (2007), S. 403–9
- [5] VOLLKRON M ; H, Schima ; L, Huber ; R, Benkowski ; G, Morello ; G, Wieselthaler: Development of a reliable automatic speed control system for rotary blood pumps. In: *J Heart Lung Transplant* 24 (2005), S. 1878–85