

**2. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
25. bis 26. Feb. 1999 in
Darmstadt**



„Artefakttolerante Regelungen in der Anästhesie“

C.W. Frei, E. Bullinger, A.H. Glattfelder
Institut für Automatik, ETH Zürich, Zürich, Schweiz
E-Mail:frei@aut.ee.ethz.ch, bullinger@aut.ee.ethz.ch, glatt@aut.ee.ethz.ch

T. Sieber, A.M. Zbinden
Institut für Anästhesiologie und Intensivmedizin, Universitätsspital, Bern, Schweiz

ISBN: 318318317x
Pages: 37-38

Artefakttolerante Regelungen für die Anästhesie

Christian W. Frei* Eric Bullinger* T. Sieber** A.H. Glattfelder* A.M. Zbinden**

* Institut für Automatik, ETH Zentrum, 8092 Zürich, Schweiz {frei,bullinger,glatt}@aut.ee.ethz.ch

** Institut für Anästhesiologie und Intensivmedizin, Universitätsspital, 3010 Bern, Schweiz,

1. Einleitung

Beim klinischen Einsatz von automatischen Reglern in der Anästhesie spielen Sicherheitsaspekte eine bedeutende Rolle, eine Teilproblematik davon stellen die Messartefakte dar (Reid and Kenny, 1987) (Fukui and Masuzawa, 1989). Solche Messartefakte können u.a. durch kaum zu unterbindende Routinemanipulationen wie Katheterspülung oder Patientenumlagerung verursacht werden und können im Regelbetrieb eine Gefahr für den Patienten darstellen.

Techniken zur Behandlung von Messartefakten sind in der Literatur beschrieben, nur ein Teil davon eignet sich allerdings für den on-line Einsatz. Diese Methoden (z.B. (Varanini *et al.*, 1993), (Sittig and Factor, 1990)) können als signalbasiert klassifiziert werden, da sie sich zur Erkennung der Artefakte auf ein einzelnes Signal abstützen. Wenn zur Regelung modellbasierte Algorithmen eingesetzt werden, kann die in den Modellen vorhandene Redundanz bei der Artefaktbehandlung ausgenutzt werden. Ein Weg, wie dies geschehen kann, zeigt diese Arbeit auf.

2. Methode

Man betrachte das steuer- und beobachtbare, stabile, lineare zeitinvariante System

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}(t) &= \mathbf{A}\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}\mathbf{u}(t) + \mathbf{v}(t) \\ \mathbf{y}(t) &= \mathbf{C}\mathbf{x}(t) + \mathbf{D}\mathbf{u}(t) + \mathbf{w}(t) + \delta(t)\end{aligned}\quad (1)$$

wobei $\mathbf{x}(t) \in \mathbb{R}^n$ den Zustand des Systems, $\mathbf{u} \in \mathbb{R}^m$ den Eingangsvektor, $\mathbf{y}(t) \in \mathbb{R}^p$ den Ausgangsvektor, $\mathbf{v}(t)$ und $\mathbf{w}(t)$ Prozess- respektive Messrauschvektoren sowie $\delta(t)$ die Artefakte bezeichnen, mit den Matrizen $\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C}$ und \mathbf{D} von entsprechenden Dimensionen. Solche Systeme sind eine Idealisierung, da die meisten natürlichen dynamischen Prozesse - insbesondere die physiologischen - nichtlinear sind. Auf der anderen Seite lassen sich die meisten nichtlinearen Systeme lokal gut durch lineare Systeme approximieren. Insbesondere lassen sich mit auf der Arbeitspunktlinearisierung basierenden linearen Reglern meist gute Ergebnisse erzielen (siehe z.B. (Derighetti *et al.*, 1999) für Beispiele aus der Anästhesie). Verschiedene Regelalgorithmen wie

zum Beispiel der beobachtergestützte Zustandsregler oder der modellprädiktive Regler benötigen einen Beobachter der Form

$$\begin{aligned}\dot{\hat{\mathbf{x}}}(t) &= \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{B}\mathbf{u}(t) + \mathbf{L}(\mathbf{y} - \hat{\mathbf{y}}) \\ \hat{\mathbf{y}}(t) &= \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{D}\mathbf{u}(t)\end{aligned}\quad (2)$$

um eine Schätzung des Zustandes ($\hat{\mathbf{x}} \in \mathbb{R}^n$) des Systems (1) zu generieren. Dieser geschätzte Zustand wird dann zur Berechnung des Stellsignals verwendet. Die Ausgangsrückführmatrix \mathbf{L} wird dabei unter Berücksichtigung der Eigenschaften von Prozess- und Messrauschen berechnet (vergl. Kalmanfilterentwurf). Artefakte $\delta(t)$ beeinflussen das System und den Beobachter in gleicher Weise. Im Unterschied zu den Rauschprozessen, die in der Regel als weiss und mittelwertfrei modelliert werden, sind die Artefakte nicht mittelwertfrei und führen daher zu einer beträchtlichen Diskrepanz zwischen den Beobachterzuständen und den Systemzuständen. Diese Diskrepanz kann als "controller windup" aufgefasst werden, welche zu einer Performancereduktion der Regelung führt (vergleiche Abbildung 1). Eine Abhilfe für dieses Problem muss also dafür sorgen, dass die Artefakte $\delta(t)$ den Beobachter (2) nicht kontaminieren.

Das Signal $\mathbf{e}_y(t) = \mathbf{y}(t) - \hat{\mathbf{y}}(t)$ stellt unter gewissen Voraussetzungen für $\mathbf{v}(t)$ und $\mathbf{w}(t)$ einen stochastischen mittelwertfreien Prozess dar, in dem sich die Artefakte im Prinzip durch einen einfachen Hypothesentest detektieren lassen. Im Falle eines Artefakts würde dann durch Setzen von $\mathbf{L} = 0$ verhindert, dass der Artefakt die Beobachtergleichung (2) kontaminiert.

Allgemeiner können die einzelnen Komponenten von $\mathbf{e}_y(t)$ nichtlinear gewichtet werden. Die Beobachtergleichung wird somit

$$\begin{aligned}\dot{\hat{\mathbf{x}}}(t) &= \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{B}\mathbf{u}(t) + \mathbf{L}\psi(\mathbf{e}_y(t))\mathbf{e}_y(t) \\ \hat{\mathbf{y}}(t) &= \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{D}\mathbf{u}(t)\end{aligned}\quad (3)$$

wobei $\psi(\mathbf{e}_y(t)) = \text{diag}(\psi_1(e_{y_1}(t)), \dots, \psi_p(e_{y_p}(t)))$ mit (typischerweise) unimodalen Funktionen $\psi_i(e_{y_i}(t))$ mit $\psi_i(0) = 1$ und $\psi_i(\pm\infty) = 0$.

Für das so modifizierte System muss die Stabilität neu beurteilt werden. Dazu können die in

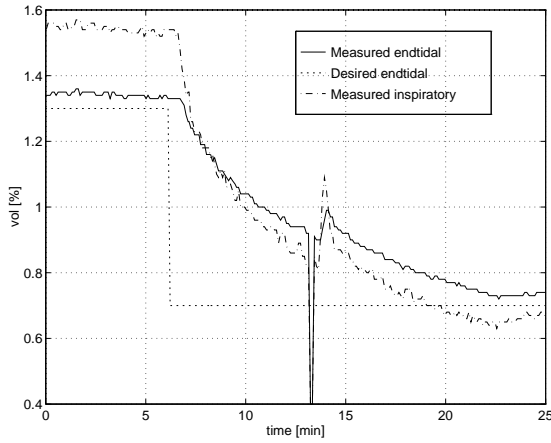


Abbildung 1. Beispiel für die Auswirkung eines unbehandelten Kalibrierartefaktes in einer Regelung der endtidalen Anästhesiegaskonzentration.

(Derighetti *et al.*, 1999) eingesetzte beobachtergestützte Zustandsregelungen in die Form

$$\begin{aligned} \dot{z}(t) &= \tilde{\mathbf{A}}z(t) + \tilde{\mathbf{B}}\tilde{u}(t) \\ \mathbf{e}_y(t) &= \tilde{\mathbf{C}}z(t) \\ \tilde{u}(t) &= -\psi(\mathbf{e}_y(t))\mathbf{e}_y(t) \end{aligned} \quad (4)$$

gebracht werden, für welche eine breite Palette von Werkzeugen für die Stabilitätsanalyse zur Verfügung steht. Für die in (Derighetti *et al.*, 1999) eingesetzten Regelungen liefert schon das Mehrgrößenkreiskriterium (Haddad and Bernstein, 1993) eine positive Aussage. Dieses Kriterium verlangt, dass

$$\mathbf{I} + \mathbf{K}\tilde{\mathbf{C}}(s\mathbf{I} - \tilde{\mathbf{A}})^{-1}\tilde{\mathbf{B}} \quad \text{streng positiv reell} \quad (5)$$

ist, wobei \mathbf{K} durch

$$[\psi(\mathbf{e}_y(t))\mathbf{e}_y(t)]^T [\psi(\mathbf{e}_y(t))\mathbf{e}_y(t) - \mathbf{K}\mathbf{e}_y(t)] \leq 0$$

den Sektor der Nichtlinearität beschreibt.

3. Resultate

Die Methode wurde in einer klinischen Studie zur Evaluation einer modellbasierten endtidalen Regelung erfolgreich eingesetzt. Abbildung 2 zeigt das Verhalten der Regelung in einem zur Abbildung 1 analogen Manöver.

Die beschriebene Methode ist prinzipiell bei allen beobachterbasierten Regelungen anwendbar. Für die allgemeine Anwendung seien jedoch die folgenden Hinweise gegeben. Für instabile Strecken wird die Bedingung $\psi_i(\pm\infty) = 0$ durch $\psi_i(\pm\infty) = k_{i,0}$ ersetzt werden müssen, dadurch ändern sich auch die Bedingung (5). Es ist im allgemeinen weiter nicht zu erwarten, dass das Kreiskriterium zur Stabilitätsbeurteilung ausreicht. Für diese Fälle existieren Methoden, die auf einer weniger groben Charakterisierung der Nichtlinearität beru-

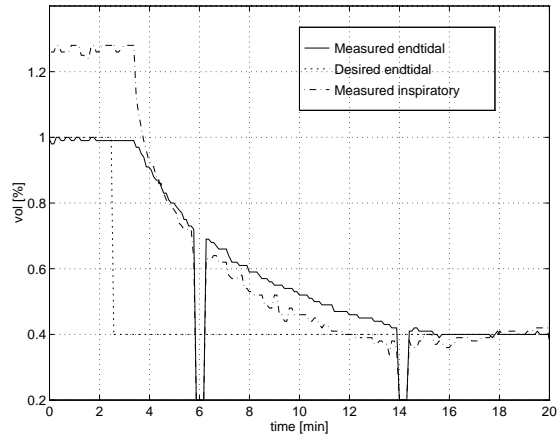


Abbildung 2. Beispiel für eine erfolgreiche Unterdrückung des Kalibrierartefaktes bei einer endtidalen Regelung.

hen, z.B. Popovkriterium (Haddad and Bernstein, 1993) oder die Methode der Integral Quadratic Constraints (Megretski and Rantzer, 1997).

4. Literatur

- Derighetti, M., C.W. Frei, A.H. Glattfelder and A.M. Zbinden (1999). Regelung in der Anästhesie. *Automatisierungstechnik*.
- Fukui, Y. and T. Masuzawa (1989). Knowledge-based approaches to intelligent alarms. *Journal of Clinical Monitoring* **5**(10), 211–216.
- Haddad, W.M. and D.S. Bernstein (1993). Explicit construction of quadratic Lyapunov functions for the small gain, positivity, circle, and Popov theorems and their application to robust stability. I. Cont.-time theory. *Int. J. of Robust and Nonlinear Control* **3**(4), 313–339.
- Megretski, A. and A. Rantzer (1997). System analysis via integral quadratic constraints. *IEEE Transaction on Automatic Control* **42**(6), 819–830.
- Reid, J.A. and G.N.C. Kenny (1987). Evaluation of closed-loop control of arterial pressure after cardiopulmonary bypass. *British Journal of Anaesthesia* **59**, 247–255.
- Sittig, D.F. and M. Factor (1990). Physiologic trend detection and artifact rejection: a parallel implementation of a multi-state kalman filtering algorithm. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **31**, 1–10.
- Varanini, M., A. Taddei, R. Balocchi, M. Maccarata, F. Conforti, M. Emdin, C. Carpeggiani and C. Machesi (1993). Adaptive modelling of biological time series for artifact detection. *Proc. Computers in Cardiology* pp. 695–698.