

Zustandsbasierte Druckregelung für Beatmungs- und Atemtherapiegeräte

Mathias Scheel^{1,3}, Andreas Berndt¹, Thomas Schauer² und Olaf Simanski³

¹HOFFRICHTER GmbH Schwerin, Schwerin, Deutschland

²Fachgebiet Regelungssysteme, TU-Berlin, Berlin, Deutschland

³Automation and Mechatronics Group, Hochschule Wismar, Wismar, Deutschland

Kontakt: Mathias.Scheel@stud.hs-wismar.de

Einleitung

Die Hauptaufgabe des Beatmungsgerätes ist es, einen positiven Überdruck zu generieren. Die Überdruckbeatmung zählt zu den am häufigsten verwendeten Beatmungsformen. Für die Anwendung der künstlichen Überdruckbeatmung werden primär zwei Anwendungsfälle unterschieden. Im ersten Fall soll das Beatmungsgerät einen Patienten mit Umgebungsluft versorgen. Dazu wird z. B. im druckkontrollierten Beatmungsmodus (z. B. pressure controlled ventilation - PCV) zwei unterschiedliche Druckniveaus erzeugt. Je nach Krankheitsbild und Anwendungsfall übernimmt das Beatmungsgerät mehr oder weniger die Atemarbeit des Patienten bis hin zur vollständigen Atemunterstützung.

Im zweiten Fall wird das Beatmungsgerät dazu verwendet, das obstruktive Schlafapnoesyndrom (OSAS) zu behandeln [1]. Durch Atemstillstände (Apnoe) während des Schlafens kommt es aufgrund einer sinkenden Sauerstoffkonzentration im Blut vermehrt zu Aufweckreaktionen des Körpers. Die auftretenden Atemstillstände können durch einen konstanten positiven Überdruck (Continuous Positive Airway Pressure - CPAP) verhindert werden, in dem die oberen Atemwege pneumatisch geschient werden. Die Aufgabe des Gerätes besteht darin, den Maskendruck unabhängig von der Atmung möglichst konstant zu halten. So kann ein angenehmes Atemgefühl garantiert werden.

Der Inhalt dieses Artikel bezieht sich auf die Modellierung der pneumatischen Systems und den anschließenden zustandsbasierten Regelungsentwurf.

Methoden und Materialien

Modellierung

In diesem Abschnitt wird das zum Reglerentwurf verwendete Modell beschrieben. Eine erste Differentialgleichung kann auf Grundlage der thermischen Gaszustandsgleichung und eines Tankmodells mit den Größen Maskendruck p_{mask} , Volumen V , Temperatur T , Gaskonstante R_s , Massenzufluss \dot{m}_{in} , Leckagemassenfluss \dot{m}_{out} und Patientenmassenfluss \dot{m}_p hergeleitet werden [2]. Es ergibt sich eine nichtlineare Differentialgleichung erster Ordnung.

$$\dot{p}_{mask} = \frac{\dot{m}_{in} R_s T}{V} - \frac{\dot{m}_{out} R_s T}{V} - \frac{\dot{m}_p R_s T}{V} \quad (1)$$

Der Leckagemassenfluss kann als Funktion des Maskendruckes und der Dichte ρ abgebildet werden [3].

$$\dot{m}_{out} = \rho \left(-k_a \pm \sqrt{k_b + \frac{p_{mask}}{\rho} k_c} \right)$$

Die Koeffizienten k_a , k_b und k_c wurden durch Aufnahme der Druck-Fluss-Kennlinie und mit Hilfe des Least-Squares-Algorithmus im Vorfeld bestimmt. In einem weiteren Schritt wurde die Lunge des Patienten modelliert. Es gibt in der Literatur verschiedene Modellstrukturen und Modellkomplexitäten [4, 5]. Hier wird das einfache RC-Modell gewählt. Der Zusammenhang zwischen Maskendruck und Patient(en)massenfluss ergibt sich durch Serienschaltung eines Atemwegswiderstandes R und einer Lungencompliance C . Der Anteil der Atemmuskulatur p_{mus} ist die störende Wirkung auf das System. Die Differentialgleichung lautet:

$$\dot{m}_p = \frac{\rho}{R} (\dot{p}_{mask} - \dot{p}_{mus}) - \frac{1}{RC} \dot{m}_p \quad (2)$$

Werden beide Differentialgleichungen erster Ordnung (1,2) zusammengeführt, ergibt sich ein nichtlineares Zustandsraummodell zweiter Ordnung, welches im nächsten Schritt linearisiert wird. Die Zustände des System sind der Maskendruck und der Patientenmassenfluss.

Linearisierung

Für einen zukünftigen Reglerentwurf wurde das Modell nach der Methode der Arbeitspunktlinearisierung linearisiert.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{K_{pneu} k_c}{2 \sqrt{k_b + \frac{p_{mask}|AP}{\rho} k_c}} & -K_{pneu} \\ -\frac{\rho}{R} \frac{K_{pneu} k_c}{2 \sqrt{k_b + \frac{p_{mask}|AP}{\rho} k_c}} & -\frac{\rho}{R} K_{pneu} - \frac{1}{RC} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_{pneu} \\ \frac{\rho}{R} K_{pneu} \end{bmatrix} u + \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{\rho}{R} \end{bmatrix} x_z$$

$$y = \begin{bmatrix} p_{mask} \\ \dot{m}_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}$$

mit $K_{pneu} = \frac{R_s T}{V}$, $x_1 = p_{mask}$, $x_2 = \dot{m}_p$, $u = \dot{m}_{in}$, $x_z = \dot{p}_{mus}$.

Reglerentwurf

Das linearisierte Modell wurde für den Entwurf eines Zustandsreglers verwendet. Die Struktur der modellbasierten Regelung ist im Bild 1 dargestellt. Neben dem Zustandsregler, gibt es eine modellgestützte Steuerung, um das Führungsverhalten zu verbessern, und einen PI-Regler, um bleibende Druckabweichung durch Modellungenauigkeiten und Modellfehler oder andere Störungen zu verhindern.

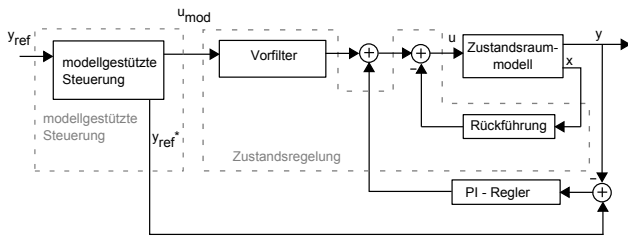


Abb. 1: Struktur der verwendeten Zustandsregelung mit PI-Regler und modellgestützter Steuerung - y_{ref} - Führungsgröße, y_{ref}^* - modellierte Ausgangsgröße, u_{mod} - modellierte Stellgröße, u - Stellgröße, y - Regelgröße, x - Zustandsgrößen

Ergebnisse

Die Regelqualität der entwickelten Zustandsregelung wurde am *ASL 5000 Lung Simulator* für verschiedene Anwendungsfälle getestet. Im ersten Test wird ein druckkontrollierter Beatmungsmodus (PCV) eingestellt. Im Bild 2 ist der Soll- (-) und Istdruck (- -) und der Patientenfluss dargestellt. Die Regelung zeigt ein sehr gutes Führungsverhalten.

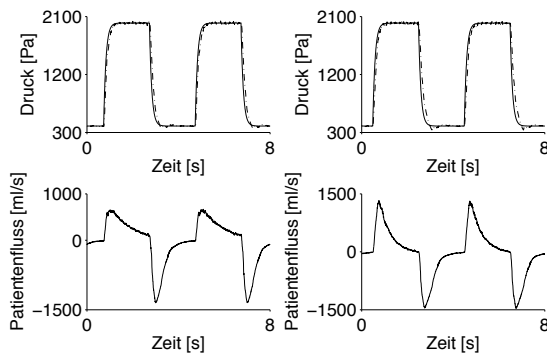


Abb. 2: Regelergebnisse für $R = 20 \text{ cmH}_2\text{O/l/s}$ und $C = 50 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ (links) - für $R = 10 \text{ cmH}_2\text{O/l/s}$ und $C = 50 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ (rechts)

Im zweiten Testfall wird das Beatmungsgerät im CPAP-Modus betrieben. Bei Normatmung wird der Druck in der Maske durch einen sinusförmigen Atemverlauf mit einem Tidalvolumen von 500 ml gestört (s. Bild 3). Die maximale Atemfrequenz beträgt dabei 18 Hz. Dieses Atemmuster kann beim *ASL 5000 Lung Simulator* eingestellt werden. Unter Normatmung darf die Grenze von 50 Pa bei Therapiedrücken $< 10 \text{ hPa}$ und 100 Pa bei Therapiedrücken $\geq 10 \text{ hPa}$ nicht überschritten werden (DIN EN ISO 17510-1). Die maximale Regelabweichung im gezeigten Ausschnitt beträgt 28 Pa bei 4 hPa und 55 Pa bei 10 hPa.

Diskussion und Schlussfolgerungen

Die entwickelte zustandsbasierte Regelung zeigte in der Praxis gute Ergebnisse. Anhand eines Modells 2. Ordnung wurde nicht nur eine Simulation in Matlab Simulink er-

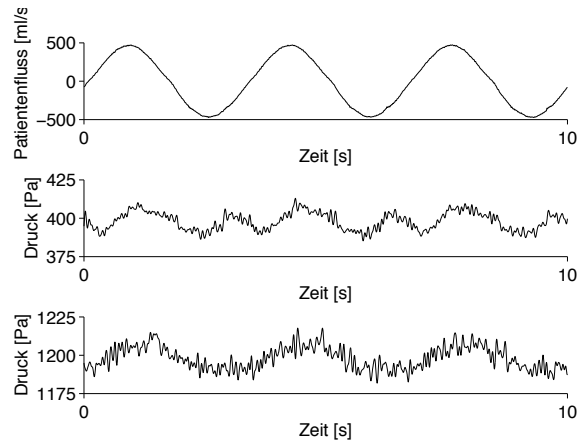


Abb. 3: Regelergebnisse : oben - Patientenfluss : mittig - zustandsbasierte Regelung bei 4 hPa Therapiedruck : unten - zustandsbasierte Regelung bei 12 hPa Therapiedruck

stellt, sondern auch ein Reglerentwurf am linearisierten Modell durchgeführt. Durch vorherige Simulationen konnte der Regler den dynamischen Anforderungen des Prozesses angepasst und optimiert werden. Dadurch hat sich der gesamte Entwicklungsaufwand deutlich reduziert.

Weitere Untersuchungen und Erweiterung sind geplant. So könnten im CPAP-Modus die Zeitpunkte und Störwirkungen der Inspiration und Expiration präzisiert werden. Dadurch soll es möglich werden, den Druck im Gerät so vorzusteuern, dass die Regelabweichungen des kommenden Atemzyklus minimiert werden. Für die druckkontrollierte Beatmung wurde ein erster Ansatz der iterativ lernenden Regelung (ILC) im PCV-Modus für komatöse Patienten angewandt [6]. Damit war es möglich, dass Führungsverhalten von Zyklus zu Zyklus zu verbessern und auch auf ändernde Patienteneigenschaften zu reagieren.

Literatur

- [1] SCHEEL, M. ; BERNDT, A. ; KÖLLN, R. ; SIEVERT, A. ; SIMANSKI, O.: Model-based Control Approach for CPAP-Device. In: *Walter de Gruyter* 59 (2014), Nr. S1
- [2] TRUCKENBRODT, E.: *Fluidmechanik - Grundlagen und elementare Strömungsvorgänge dichtebeständiger Fluide*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008
- [3] BRUNNER, A. ; BERGMANN, G.: *Handbuch der Inneren Medizin, Band 4, Teil 1, Erkrankungen der Atmungsorgane*. Springer Berlin/Göttingen/Heidelberg, 1956
- [4] NGO, C. ; MISGELD, B. ; VOLLMER, T. ; WINTER, S. ; LEONHARDT, S.: Linear affine lung mechanics model with emphasis on pleural dynamics. In: *Walter de Gruyter* (2014)
- [5] SCHEEL, M. ; BERNDT, A. ; SIMANSKI, O.: Modellierung und Parametrierung des respiratorischen Systems eines Patienten in der Atemtherapie. In: *Workshop der ASIM/GI-Fachgruppen* (2015)
- [6] SCHEEL, M. ; BERNDT, A. ; SIMANSKI, O.: Iterative Learning Control: An Example for Mechanical Ventilated Patients. In: *9th IFAC Symposium on Biological and Medical Systems* (2015)