

**3. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
17.-18. September 2001 in
Bochum**



**„Leckagekompensation und Flowregelung bei der
Heimbeatmung“**

F. Dietz, H. Rake
Institut für Regelungstechnik, RWTH Aachen, Aachen, Deutschland
E-Mail: F.Dietz@irt.rwth-aachen.de

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 60-61

Leckagekompensation und Flowregelung bei der Heimbeatmung

F. Dietz, H. Rake

Institut für Regelungstechnik, RWTH Aachen

F.Dietz@irt.rwth-aachen.de

EINLEITUNG

Die Heimbeatmung als mobile Form der maschinellen Beatmung bietet Unterstützung für Patienten bei Erkrankungen der Atemmuskulatur, bei verschiedenen chronischen Ventilationsstörungen sowie zur Entwöhnung von der Intensivbeatmung [1]. Im Gegensatz zur klinischen Beatmung, die meist invasiv per Trachealkanüle oder endotrachealem Tubus erfolgt, sind bei der Heimbeatmung nur nichtinvasive Beatmungszugänge (i.d.R. Nasenmasken [2]) tolerierbar, da die Patienten bei Bewusstsein sind. Hinzu kommen die Forderungen nach größtmöglicher Bequemlichkeit, Mobilität, Unabhängigkeit von betreuendem ärztlichem Personal und Selbstkontrolle bei der Heimbeatmung. Möglich wird dies durch eine kleine und leichte Bauform des Gerätes und den Einsatz von anatomisch angepassten Beatmungsmasken (Abb. 1). Der Patient kann den Beatmungszugang selbständig zu frei gewählten Zeitpunkten an- und ablegen. Prinzipbedingt liegt oftmals trotz orthopädischer Bearbeitung der Atemmaske eine Leckage zwischen Maske und Gesicht vor, die sich z.B. aufgrund der Mimik des Patienten als zeitlich variabel darstellt. Genau dieser Umstand erfordert einen hohen Aufwand bei der Automatisierung und Regelung, um Unabhängigkeit, Sicherheit und hohe Beatmungsqualität zugleich sicher zu stellen.

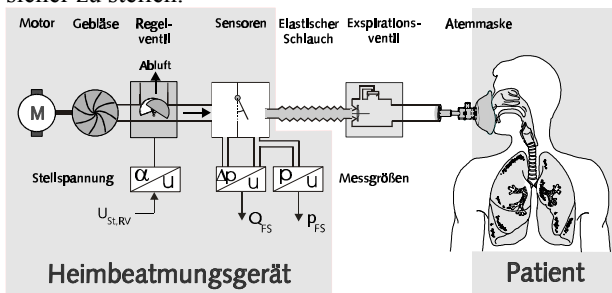


Abb. 1: Prinzipskizze eines Heimbeatmungsgerätes

In dem vorliegenden Beitrag werden Verfahren vorgestellt, die eine für die Heimbeatmung neuartige Beatmungsform [3] ermöglichen. Gegenüber der bisher eingesetzten druckkontrollierten Beatmung bietet die hier eingesetzte volumenkontrollierte Beatmung bei bestimmten Erkrankungen therapeutische Vorteile.

MODELLBILDUNG

Für eine umfassende computergestützte Analyse des Systems wurde ein detailliertes physikalisches Modell eines Beatmungsgerätes einschließlich der Patientenlunge und Maskenleckage (linear) unter MATLAB/SIMULINK aufgebaut. Eine Verifikation erfolgte mit Hilfe von Messdaten eines Geräte-Prototypen. Die Ord-

nung des Simulationsmodells ist aufgrund der kausalen physikalischen Modellierung und aufgrund von Maßnahmen gegen algebraische Schleifen hoch und benötigt für die numerische Simulation hohe Rechenleistungen, um in die Nähe einer Echtzeit-Simulation zu gelangen. Eine Nutzung des detaillierten Modells für eine Online-Berechnung auf einem Mikrocontroller bei der modellgestützten prädiktiven Regelung ist somit nicht möglich.

Eine Reduktion auf eine Systemordnung zwei stellt sich aber als praktikabel und ausreichend präzise heraus. Dazu wird das Ein-/Ausgangsverhalten zwischen der Stellspannung $U_{St,RV}$ zur Steuerung des Drehventils und dem Volumenstrom Q_{Lunge} in die Lunge betrachtet:

$$\frac{Q_{Lunge}(s)}{U_{St,RV}(s)} = \frac{K_{QS} \cdot s}{(1 + sT_{Q1}) \cdot (1 + sT_{Q2})} \quad (1.1)$$

Die drei Parameter K_{QS} , T_{Q1} und T_{Q2} des DT_2 -Gliedes sind dabei nichtlinear von der Eingangsgröße $U_{St,RV}$ abhängig, andere Abhängigkeiten sind vernachlässigbar. Mit Hilfe des nichtlinearen Modells wurden die Sprungantworten für verschiedene Spannungen $U_{St,RV}$ bei konstanter Gebläsedrehzahl ermittelt. Die drei Parameter können dann durch ein Least-Squares-Verfahren [4] für verschiedene Kombinationen von Resistance (pneumatischer Lungenwiderstand), Compliance (Nachgiebigkeit der Lunge) und Maskenleckage ermittelt werden [6].

Für eine Online-Identifikation der Parameter Compliance C , Resistance R und Maskenleckage $R_{Leckage}$ ist ein weiteres reduziertes Modell nötig. Dazu wird lediglich das Ein-/Ausgangsverhalten von Volumenstrom in die Beatmungsmaske Q_M zu relativem Maskendruck p_M betrachtet und die Vereinfachung getroffen, dass die beiden Messgrößen Q_{FS} und p_{FS} den nicht gemessenen Größen Q_M und p_M entsprechen. Eine vorhandene Dehnbarkeit des Beatmungsschlauches wird also vernachlässigt. Bei Annahme linearen Lungenverhaltens ergibt sich folgende Übertragungsfunktion 1. Ordnung:

$$\frac{p_M(s)}{Q_M(s)} = \frac{R_{Leckage} \cdot (1 + sRC)}{1 + s(R + R_{Leckage}) \cdot C} \quad (1.2)$$

Die über eine parametrische Identifikation zu gewinnenden Parameter R , C und $R_{Leckage}$ werden zur Bestimmung der nichtlinearen Parameter K_{QS} , T_{Q1} und T_{Q2} aus (1.1) verwendet. Aus einer Schar von Kurven für feste Wertetupel von K_{QS} , T_{Q1} und T_{Q2} werden durch Interpolation Kurven für die identifizierten Werte K_{QS} , T_{Q1} und T_{Q2} gewonnen. Diese dienen dann zur lokalen Linearisierung bei der prädiktiven Regelung in Abhängigkeit von der aktuellen Stellgröße $U_{St,RV}$. Eine Identi-

fikation der Parameter aus (1.2) ermöglicht also eine fortwährende Anpassung des Modells für eine modellgestützte prädiktive Regelung.

PARAMETRISCHE IDENTIFIKATION

Die Übertragungsfunktion nach (1.2) ermöglicht eine parametrische Identifikation der drei unbekannt Parameter R , C und R_{Leckage} mittels der gemessenen Werte für Q_M und p_M . Nach der Zeitdiskretisierung von (1.2) erhält man eine zeitdiskrete Übertragungsfunktion für die Eingangs- ($Q_{M,k}$) und Ausgangswertefolge ($p_{M,k}$) für eine Abtastzeit T und für diskrete Zeitpunkte $k \cdot T$:

$$\frac{p_{M,k}}{Q_{M,k}} = \frac{b_0 + b_1 \cdot z^{-1}}{1 + a_1 \cdot z^{-1}} \quad (2.1)$$

Bei der Berücksichtigung von mehr als drei Zeitpunkten können Störeinflüsse verringert werden. Man erhält so ein überbestimmtes, und damit inkonsistentes Gleichungssystem, welches zu einem Ausgleichsproblem führt. Nach der Überführung in ein konsistentes Gleichungssystem durch eine Minimierung der Fehlerquadrate kann die Lösung des Systems mit Hilfe der orthogonalen Givens-Transformation erfolgen. Diese bietet sich insbesondere für eine rekursive Implementierung auf einem Mikrocontroller an, um den Speicherbedarf gering zu halten und die Rechenzeit über die einzelnen Abtastschritte zu verteilen. In jedem Zeitschritt wird das Gleichungssystem mit einer neuen Zeile von Messwerten ergänzt und über das Least-Squares-Verfahren in ein konsistentes Gleichungssystem mit nunmehr wieder nur 3 Zeilen überführt. Ein solches Vorgehen ist bereits in Kompaktreglern, welche ebenfalls nur begrenzte Rechen- und Speicherkapazitäten aufweisen, erfolgreich erprobt worden [5]. Mit diesem Verfahren ist eine robuste Identifikation linearer Koeffizienten mit einem Fehler von wenigen Prozent möglich [6].

FLOWREGELUNG

Die Heimbeatmung soll für alle Altersgruppen mit Ausnahme von Säuglingen einsatzfähig sein. Diese Forderung führt zu einer großen Streuung der Lungen- und Beatmungsparameter, da sich die Parameter Resistance, Compliance, Atemfrequenz und Tidalvolumen (effektives Atemvolumen) um mehr als eine Größenordnung verändern. Bei dem zum Einsatz kommenden Gebläse handelt es sich um eine Druckquelle. Eine Regelung des Druckes fällt daher leicht. Eine Flowregelung mit Hilfe einer einfachen PI-Regelung hat gezeigt, dass eine hochwertige Regelung nur für jeweils einen kleinen Teil der Patientenmenge möglich ist. Eine qualitativ hochwertige volumenkontrollierte Beatmung für die praktische Anwendung setzt eine Kompensation der Maskenleckage voraus. Durch die parametrische Identifikation, die in jeder Inspirationsphase erneut durchgeführt wird, liegen immer aktuelle Daten zu Lungenparametern und Leckage vor. Diese Daten ermöglichen den Einsatz einer modellgestützten prädiktiven Regelung. Die Kenntnis über die Lungenparameter gestattet eine optimierte Regelung für alle Patienten. Dazu wurde das bestehende Modell zweiter Ordnung in den diskreten Zustandsraum

derart überführt, dass eine nichtlineare Zustandsbeschreibung in Regelungsnormalform vorliegt. Die Parameter einer lokalen Linearisierung werden zu jedem Zeitschritt an den neuen Arbeitspunkt angepasst. Dazu werden die aus der Offline-Identifikation gewonnen Parameter herangezogen und für den aktuellen Arbeitspunkt durch Interpolation präzisiert. Daraufhin wird ein quadratisches Gütefunktional zur Minimierung der Regelabweichung eingesetzt. Die Lösung des Minimierungsproblems ist analytisch möglich, da ganz bewusst keine Nichtlinearitäten zur Berechnung der prädizierten Werte herangezogen werden, um den Rechenaufwand gering zu halten.

Die Simulationsergebnisse zeigen zwei deutliche Vorteile der modellgestützten prädiktiven Regelung mit lokaler Linearisierung, vorangehender Identifikation und Beobachter: Es findet eine automatische Anpassung an die Lungenparameter des Patienten statt, so dass kein Kompromiss bei der Auslegung der Regelung getroffen werden muss. Eine eventuell vorhandene Leckage wird bis an die Grenzen der Gebläseleistung kompensiert, eine Änderung der Leckage wird bereits im nächsten Atemzyklus berücksichtigt.

ZUSAMMENFASSUNG

Die vorgestellten Ergebnisse stammen aus laufenden Arbeiten zur kontrollierten Heimbeatmung und zeigen die Machbarkeit einer zuverlässigen Flowregelung bei zeitvarianter Maskenleckage. Die detaillierte Modellbildung des Beatmungsgerätes hat viele physikalische Zusammenhänge und daraus entstehende Probleme, wie z.B. die Dehnbarkeit des Beatmungsschlauches aufgeklärt. Entscheidende Vorteile bei den vorgestellten Verfahren sind die Verwendbarkeit vorhandener Gerätekonstruktionen. Hierzu zählen die gerätenahe Anordnung der Sensoren sowie die Beatmungsmasken. In einer Zusammenarbeit mit der Dräger Medizintechnik GmbH sollen die nichtlinearen Einflüsse der Maskenleckage untersucht werden. Zusätzlich muss noch die Robustheit des Verfahrens sorgfältig überprüft werden.

LITERATURHINWEISE

- [1] P. Hien, *Praktische Pneumologie*, Springer-Verlag, Berlin, 2000.
- [2] E. Paditz [Hrsg.]: *Nasale Maskenbeatmung im Kindes- und Erwachsenenalter*, Springer-Verlag, Berlin, 1997
- [3] W. Oczenski, *Atmen – Atemhilfen: Atemphysiologie und Beatmungstechnik*, Blackwell Wissenschafts-Verlag, 3. unveränderte Auflage, Berlin, 1996
- [4] K. F. Gauß, *Theory of Motion of the Heavenly Bodies Moving about the Sun in Conic Sections*, Dover Publications, New York, 1809, Reprint 1963
- [5] J. R. Hücker, *Selbsteinstellende und prädiktive Kompaktregler*, VDI Verlag, Düsseldorf, 2000
- [6] F. Dietz, H. Rake, „Leckagekompensation und Flowregelung bei der Heimbeatmung“ in *VDI-Berichte 1608*, Düsseldorf, 2001, S. 159-166