

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



„Verbesserung der Regelung von Auto-CPAP-Geräten“

Thomas Netzel
Institut für Automatisierungstechnik, Universität der Bundeswehr Hamburg, Hamburg,
Deutschland
E-Mail: Thomas.Netzel@unibw-hamburg.de

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 58-59

Verbesserung der Regelung von Auto-CPAP-Geräten

Thomas Netzel

Institut für Automatisierungstechnik
Universität der Bundeswehr Hamburg

Thomas.Netzel@unibw-hamburg.de

EINLEITUNG

Die obstruktive Schlafapnoe (OSA) ist eine schlafbedingte Atemwegsstörung, die durch den vollständigen Verschluss (Obstruktion) des Atemtrakts für mindestens 10 Sekunden bei gleichzeitiger Atemanstrengung gekennzeichnet ist [1]. Zu ihrer Behandlung hat sich die nasale Überdruckbeatmung (CPAP) durchgesetzt. Dabei werden die Rachenwände durch einen kontinuierlichen Überdruck vor dem Zusammenfallen bewahrt.

Zur Verbesserung des Behandlungskomforts wurden Geräte entwickelt, die den Beatmungsdruck abhängig vom Obstruktionsgrad einstellen. Dabei sind einerseits Geräte auf dem Markt, die aufgrund einer Durchflussmessung das Abflachen der Flusskontur als Maß des Obstruktionsgrades detektieren, andererseits gibt es Geräte, die den Atemwegswiderstand mit dem Verfahren der „forced oscillation technique“ (FOT) direkt bestimmen. Beide Methoden haben Vor- und Nachteile. Das erste Verfahren bietet zwar den empfindlichsten Parameter in bezug auf Flussveränderungen [2], es liefert aber grundsätzlich keine Aussage über den Atemwegswiderstand, da dieser auch bei abgeflachter Atmung gering sein kann [3]. Das zweite Verfahren kann zu Fehlregelungen führen, da mit dem Atemwegswiderstand auch alle respiratorischen Artefakte wie Husten, Räusern usw. erfasst werden [4].

In dieser Arbeit wird ausgehend von der Messung von Druck und Fluss unter CPAP und der Wahl eines geeigneten Parametersets ein wissenschaftlicher Regelalgorithmus vorgestellt, der die Vorteile beider Verfahren nutzt und eine OSA-Früherkennung ermöglicht.

MATERIALIEN UND METHODEN

Zur Analyse von Druck und Fluss an Patienten unter CPAP wurde ein Beatmungsassistent SOMNOsmart der Firma Weinmann mit einem Pneumotachographen zur Durchflussmessung am Geräteausgang ausgestattet. Die Messung des Maskendrucks erfolgte über den geräteinternen Drucksensor. Anhand von Rohdaten, die mit diesem Versuchsaufbau im Schlaflabor des AK St. Georg an Patienten unter CPAP aufgezeichnet wurden, erfolgte die Untersuchung von Druck- und Flussparametern.

Zur Bestimmung des Obstruktionsgrades wurde das im SOMNOsmart angewandte Verfahren der FOT genutzt. Dabei wird dem Beatmungsdruck eine Oszillation von 20 Hz überlagert. Aus der 20 Hz Bandpassfilterung des Druckrohsignals erhält man eine vom Atemwegswi-

derstand abhängige Größe, die als oszillatorisches Drucksignal (ODS) bezeichnet wird. Mit der Normierung auf einen individuellen Wert, der fortlaufend angepasst wird, steht der Parameter $F_1 = \text{ODS}/\text{ODS}_{\text{ind}}$ zur Bewertung des aktuellen Obstruktionsgrades zur Verfügung.

Um bei der Bestimmung von Flussparametern Verlustflüsse durch Leckagen auszuschließen, wurde vom Flussrohsignal dessen tiefpassgefilterter Wert subtrahiert. Ausgehend davon konnte gezeigt werden, dass sich der in einem Zeitfenster von $T_t = 10$ s mit einer Abtastfrequenz $f_A = 500$ Hz bestimmte gleitende Mittelwert des inspiratorischen Atemvolumens pro Zeiteinheit

$$\dot{V}_{10}(i) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{k=0}^{N-1} \dot{V}(i-k), \quad N = T_t \cdot f_A$$

qualitativ asynchron zur endexpiratorischen CO_2 -Konzentration (etCO_2) verändert (s. Abb. 1).

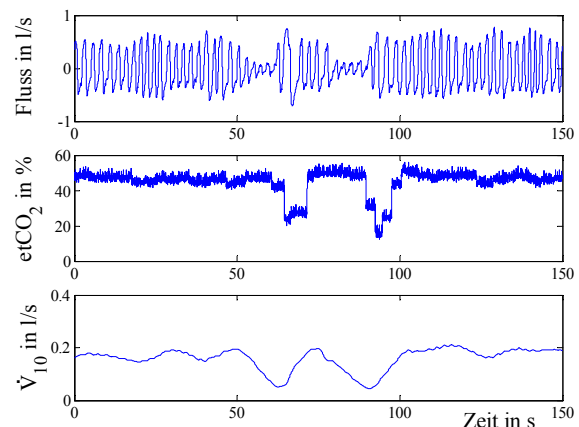


Abbildung 1: Atemfluss, etCO_2 und \dot{V}_{10} .

Mit der Normierung auf den gleitenden Mittelwert des inspirierten Atemvolumens pro Zeiteinheit der letzten 2 Minuten $\dot{V}_{120}(i)$ steht der Parameter $F_2 = \dot{V}_{10} / \dot{V}_{120}$ zur Verfügung, der den aktuellen inspiratorischen Flussbedarf beschreibt.

Mit Hilfe des Parametersets $\underline{F}^T = [F_1 \ F_2]$ wurde eine Fuzzy-Regelung unter Matlab/Simulink entworfen, deren Ausgangsgröße die Druckänderungsgeschwindigkeit \dot{p} ist, die durch zeitliche Integration den eingestellten Beatmungsdruck mit Hilfe des Gebläses realisiert. Die Regelkreisstruktur ist in Abbildung 2 dargestellt.

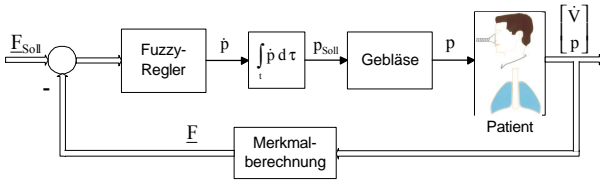


Abbildung 2: Fuzzy-Regelung der CPAP-Beatmung.

Die Regelbasis wurde so gewählt, dass bei zu geringen Flüssen ($F_2 < 1$) die Druckänderungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Obstruktionsgrad vergrößert wird. Für $F_2 \approx 1$ bleibt der Beatmungsdruck konstant und für $F_2 > 1$ wird er unabhängig vom Obstruktionsgrad verringert. Als untere und obere Grenzen des CPAP-Beatmungsdrucks wurden 4 mbar und 15 mbar vorgegeben. Unter Umgehung der internen Regelung des Beatmungsassistenten wurde dessen Gebläseregelung direkt mit Hilfe einer A/D-D/A-Karte DS1103 der Firma dSPACE angesprochen, so dass der entworfene Regelalgorithmus mit Hilfe des Versuchsaufbaus im Schlaflabor auf seine Anwendbarkeit überprüft werden konnte.

ERGEBNISSE

Ausgehend von der unteren Druckgrenze zu Beginn der Therapie erhöhte sich der Beatmungsdruck bei obstruktiven Atemphasen aufgrund des eingeschränkten Flusses. Erst bei Erreichen einer ausreichenden Luftversorgung wurde der Druck konstant gehalten. Druckabsenkungen erfolgten nach dem Ende obstruktiver Ereignisse, das durch eine Erhöhung des inspiratorischen Flusses gekennzeichnet ist. Aufgrund der gewählten Regelbasis wurden auch zentrale Ereignisse durch eine Druckerhöhung therapiert. Das Wiedereinsetzen der Atmung führte zur Druckabsenkung. Ein typischer zeitlicher Verlauf des Parametersets \underline{F} und des eingestellten Beatmungsdrucks p ist in Abbildung 3 dargestellt.

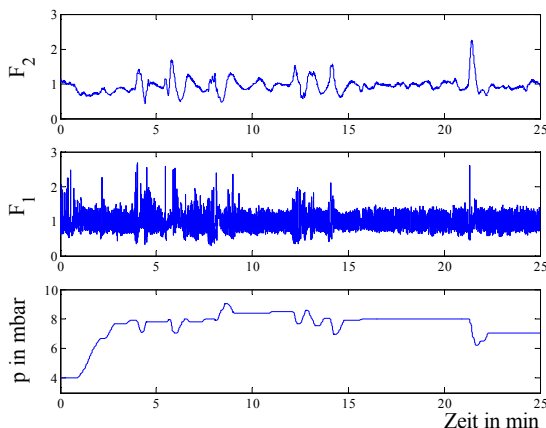


Abbildung 3: Parameterset \underline{F} und Beatmungsdruck p .

Es zeigte sich, dass respiratorischen Artefakten wie Husten und Räuspern eine Absenkung des Beatmungsdrucks folgte. Bei Schnarchereignissen wurde der Beatmungsdruck nur erhöht, wenn eine Einschränkung des Atemflusses auftrat. Während längerer Zeiträume blieb der Beatmungsdruck auf einem konstanten Niveau. Bei Wachphasen wurde er oft auf den Mindestdruck von 4 mbar abgesenkt. Zu keinem Zeitpunkt der Behandlung wurde ein obstruktionsbedingter Abfall der Sauerstoffkonzentration im Blut beobachtet.

DISKUSSION

Mit dem gewählten Parameterset und der entworfenen Fuzzy-Regelung wurden obstruktive und zentrale Ereignisse erkannt und durch eine Druckerhöhung therapiert. Druckabsenkungen wurden zum frühestmöglichen Zeitpunkt nach obstruktiven bzw. zentralen Ereignissen eingeleitet. Insbesondere Druckabsenkungen bei Wachphasen und Artefakten, die durch einen größeren Atemfluss gekennzeichnet sind, ermöglichen dem Patienten ein angenehmeres Wiedereinschlafen.

Weil Schnarchgeräusche nicht parametrisiert wurden, führte ihr Auftreten nur bei Flusseinschränkungen zu Druckerhöhungen. Da trotz teilweise geringem Beatmungsdruck kein obstruktionsbedingter Abfall der Sauerstoffkonzentration im Blut zu beobachten war, ist davon auszugehen, dass der Druckbedarf zur Behandlung der OSA ausreichend war.

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Das Parameterset \underline{F} ist zur Regelung von Auto-CPAP-Geräten geeignet. Insbesondere durch F_2 konnte der individuelle inspiratorische Flussbedarf unabhängig von der Kontur des Atemflusses bestimmt werden. In Kombination mit dem Obstruktionsparameter F_1 wurden Druckerhöhungen eingeleitet, bevor der Patient erhöhte Atemanstrengungen aufgrund von Obstruktionen aufbrachte. Eine Früherkennung und -therapie obstruktiver Ereignisse ist damit möglich.

LITERATURHINWEISE

- [1] H. Schulz, *Kompendium Schlafmedizin für Ausbildung, Klinik und Praxis*, ECOMED, Landsberg 1997.
- [2] S. Reisch, J. Daniuk, H. Steltner, K.-H. Rühle, J. Timmer, J. Guttman, „Detection of Sleep Apnoea with Forced Oscillation Technique Compared to Three Standard Polysomnographic Signals“, *Respiration* Vol. 67, pp 518-525, 2000.
- [3] J. Hosselet, R. Norman I. Ayappa, D. Rapoport, „Detection of Flow Limitation with a Nasal Cannula/Pressure Transducer System“, *Am. J. Resp. Crit. Care Med.* Vol 157 pp 1461-1467, 1998.
- [4] K.-H. Rühle, *Oszillatorische Impedanz bei schlafbezogenen Atemregulationsstörungen*, Thieme, Stuttgart 1996.