

Verbesserung der Regelung von Auto-nCPAP-Geräten

T. Netzel

Institut für Automatisierungstechnik
Universität der Bundeswehr Hamburg
Holstenhofweg 85, 22043 Hamburg
Tel.: +49/40 6541 3424
Fax: +49/40 6541 3633
Email: Thomas.Netzel@unibw-hamburg.de

Schlüsselwörter: Obstruktive Schlafapnoe, Auto-nCPAP

Die obstruktive Schlafapnoe (OSA) ist eine schlafbedingte Atemwegserkrankung, die durch das Erschlaffen der Zungengrund- und Mundbodenmuskulatur während des Schlafs entsteht und zum vollständigen Kollaps der oberen Atemwege führt. Treten die so verursachten Atemaussetzer für mindestens 10 Sekunden auf und führen sie zum Absinken der arteriellen Blutsauerstoffsättigung um mindestens 4 Prozent, so spricht man von einer OSA [1].

Die Erkrankung führt zur Fragmentierung der Schlafstruktur, einer erheblichen Belastung des Herz- Kreislaufsystems und einer Sauerstoffunterversorgung des Gehirns. Die Folgen reichen von Tagesmüdigkeit über Bluthochdruck, einer erhöhten Herzinfarktneigung bis hin zu hypoxiebedingten Schädigungen des zentralen Nervensystems.

Als Standardmethode zur Behandlung der OSA setzte sich die nasale Überdruckbeatmung bei konstantem Druck (nCPAP) durch. Zur Verbesserung des Behandlungskomforts wurden Geräte entwickelt, die den Beatmungsdruck abhängig vom Obstruktionsgrad automatisch einstellen. Die dazu notwendige Erkennung von Obstruktionen erfolgt herstellerabhängig auf verschiedene Weisen, wobei Fehlregelungen auftreten können [2]. Diese führen dazu, dass der Beatmungsdruck falsch eingestellt wird. Ist er zu hoch, führt das zu einer Verringerung des Behandlungskomforts, ist er zu niedrig, so ist der Erfolg der Behandlung gefährdet.

Deshalb ist es notwendig, ein auf der Druck- und Durchflussmessung basierendes, weitgehend artefaktunempfindliches Parameterset zu finden, das es gestattet, die obstruktive Schlafapnoe eindeutig und frühzeitig zu erkennen und sie dann durch eine geeignete Regelung auch in Extremfällen bei einem möglichst geringen Beatmungsdruck zu verhindern.

Dazu wurden in Kooperation mit dem Schlaflabor des AK St. Georg in Hamburg und der Firma Weinmann polysomnographische Messungen an Patienten unter nCPAP mit einem SOMNOsmart[®] durchgeführt, wobei zusätzlich der Maskendruck und der Fluss am Geräteausgang des SOMNOsmart[®] sowie der CO₂-Partialdruck in der Maske mit Hilfe eines Industrie-PC aufgezeichnet wurden.

Zur Bestimmung des Obstruktionsgrads wurde das im SOMNOsmart[®] angewandte Verfahren der *forced oscillation technique* (FOT) direkt übernommen und ein normierter Obstruktionsparameter (F_1) definiert, der eine Aussage über den aktuellen Obstruktionsgrad in Bezug auf vorherige Obstruktionsgrade liefert. Bei bekannter Schlauch-Masken-Kombination ist auch die direkte Bestimmung des Betrags der oszillatorischen Atemwegsimpedanz bzw. Admittanz möglich.

Zur Beschreibung des Inspirationsflussbedarfs wurde ein Parameter gefunden, der mit dem endexpiratorischen CO₂-Partialdruck $p_{et}CO_2$ korreliert (F_2) und damit eine Aussage über Über- oder Unterversorgung des Körpers mit Atemluft beschreibt [3].

Aufgrund der hohen Komplexität der mathematischen Modellierung des Übertragungsverhaltens des menschlichen Atemtrakts unter nCPAP wurde dessen Identifikation durchgeführt. Als Eingangssignal wurden Solldrucksprünge, als Ausgangssignal wurde der tiefpassgefilterte Betrag der oszillatorischen Atemwegsadmittanz $|L|$ gewählt. Da der inspiratorische Fluss maßgeblich von der Atemanregung abhängt, die nicht vom Beatmungsassistenten gemessen wird, ist eine Identifikation der Flussübertragungsfunktion unter nCPAP nicht möglich.

Die Identifikation erfolgte mit der rekursiven Methode der kleinsten Quadrate mit konstantem Gedächtnisfaktor. Die Modellordnung wurde durch Verlustfunktionstest bestimmt. Dabei zeigte sich, dass das Übertragungsverhalten mit einem Modell 1. Ordnung ausreichend beschrieben wird.

Da sich die Kollapsibilität der Atemwege zeitlich ändert, wurde für die Regelung von $|L|$ ein robuster PI-Regler gewählt. Aufgrund seiner Artefaktempfindlichkeit wurde zusätzlich ein Fuzzy-Regler eingesetzt, der F_1 und F_2 als Eingangsgrößen und die zeitliche Ableitung des Solldrucks als Ausgangsgröße nutzt. Die Umschaltung zum Fuzzy-Regler erfolgt, wenn das inspirierte Atemminutenvolumen außerhalb dynamischer Toleranzgrenzen liegt oder wenn Atemwegsimpedanzartefakte detektiert werden. Treten gleichzeitig Atemfrequenzartefakte auf, so bleibt der Beatmungsdruck konstant.

Bei der Untersuchung der Regelung im Schlaflabor an OSA-Patienten zeigte sich, dass der PI-Regler den Beatmungssolldruck so einstellt, dass entstehende Obstruktionen frühzeitig therapiert werden. Aufgrund der Variabilität des Atemwegsquerschnitts innerhalb jedes Atemzugs variiert auch der Beatmungssolldruck, was einen wünschenswerten Effekt darstellt, der aber durch die Dynamik des Stellglieds begrenzt ist.

Der Fuzzy-Regler stellt bei geringerer Dynamik den Beatmungsdruck so ein, dass bei Erreichen einer ausreichenden Luftversorgung der Druck konstant gehalten wird. Aufgrund der gewählten Regelbasis werden auch zentrale Ereignisse durch eine Druckerhöhung therapiert. Das Wiedereinsetzen der Atmung führt zur Druckabsenkung. Es zeigt sich, dass Atemwegsimpedanzartefakte wie Husten und Räuspern eine Absenkung des Beatmungsdrucks folgt. Trotz teilweise geringem Beatmungsdruck und auftretender Artefakte ist kein obstruktionsbedingter Abfall der arteriellen Blutsauerstoffsättigung zu beobachten.

Literatur

- [1] Schulz, H.: Kompendium Schlafmedizin für Ausbildung, Klinik und Praxis. Landsberg: ECOMED 1997.
- [2] Farré, R.; Montserrat, J. M.; Rigau, J.; Trepac, X.; Pinto, P.; Navajas, D.: Response of Automatic Continuous Positive Airway Pressure Devices to Different Sleep Breathing Patterns. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, Bd. 166, 2002, S. 469-473.
- [3] Netzel, T.: Design of a new controller to treat the obstructive sleep apnoea. Proceedings of SPIE, Smart Nondestructive Evaluation for Health Monitoring of Structural and Biological Systems VII, Bd. 4702, San Diego, USA, 2002.