

Modellierung eines Atemtherapiesystems – Vergleich von 2 Modellansätzen

M. Scheel^{1,2*}, O. Simanski²

¹ HOFFRICHTER GmbH, Schwerin, Germany

² Department of Electrical Engineering, University of Wismar, Wismar, Germany

* Corresponding author, email: Mathias.Scheel@stud.hs.-wismar.de

Abstract: Die CPAP-(Continuous Positive Airway Pressue) Therapie ist das Standardverfahren, um das obstruktive Schlafapnoesyndrom zu behandeln. Das Gerät generiert einen positiven Luftdruck, um die oberen Atemwege offen zu halten. Dieser Druck wird durch die Atmung des Patienten gestört. Einige Studien zeigen, dass viele CPAP-Geräte die vorgegebenen Solldrücke nicht einhalten können und damit für die Therapie ungeeignet sind. Um Druckschwankungen in der Maske zu reduzieren, können patienten-individuelle Regelungsansätze hilfreich sein. Das individuelle Modell des Patienten sollte unter anderem auch den Einfluss der Atmung auf die Druckänderungen in der Maske beschreiben können.

© 2020 Corresponding Author; licensee Infinite Science Publishing GmbH

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. Einleitung

Die kontinuierliche Überdrucktherapie (Continuous Positive Airway Pressure-CPAP) ist die Standardtherapie zur Behandlung des obstruktive Schlafapnoesyndrom (OSAS). Durch den Überdruck sollen die oberen Atemwege offen gehalten werden. Studien zeigen, dass viele CPAP-Geräte die vorgegebenen Solldrücke unter normativen Testbedingungen nach 14-5 04/2018 MDS-Hi nicht einhalten können [1]. Um Druckschwankungen durch die Atmung des Patienten in der Maske zu reduzieren, sollen Modelle zur Anwendung in patienten-individuellen Regelungskonzepten entwickelt werden [2]. Die Modelle sollen das dynamische Verhalten der Druckerzeugung des Gerätes und den Einfluss der Atmung des Patienten auf die Druckänderung in der Maske beschreiben können. Eine Beschreibung der Lunge bis zur letzten Alveole (Lungenbläschen) ist dafür nicht nötig. Es werden im Folgenden 2 Herangehensweisen vorgestellt.

II. Modellierung

II.1 Ansatz A

Ein Modell des pneumatischen Systems kann unter Zuhilfenahme der thermischen Gaszustandsgleichung hergeleitet werden.

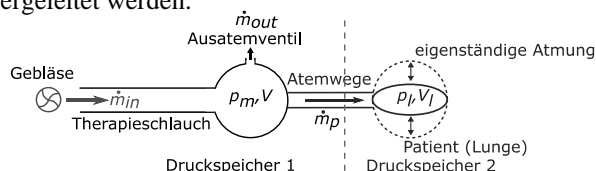


Figure 1: Schematische Darstellung des Atemtherapiesystems inklusive der Patientenlunge – modelliert als ein 2-Tanksystem.

Das Schlauchsystem mit der Maske und die Lunge des Patienten können vereinfacht als ein 2-Tanksystem

betrachtet werden (s. Bild 1). Ausgehend von der allgemeinen thermischen Gaszustandsgleichung [3]

$$p_m V = m R_s T, \quad (1)$$

worin der Maskendruck p_m , das Schlauchvolumen V , die Masse m im Schlauch, die Temperatur T im Schlauch und die spezifische Gaskonstante R_s beschrieben sind, ergibt die zeitliche Ableitung nach dem Druck p_m und der Masse m unter Berücksichtigung der Bilanzgleichung der Massenströme Systemmassenfluss \dot{m}_{in} , Leckagemassenfluss \dot{m}_{out} und Patientenmassenfluss \dot{m}_p :

$$\dot{p}_m = \frac{\dot{m} R_s T}{V} = k_p \dot{m} = k_p \dot{m}_{in} - k_p \dot{m}_{out} - k_p \dot{m}_p. \quad (2)$$

Das Volumen V_l ergibt sich aus 3 Teilvolumina:

$$V_l = V_{l_0} + (p_l - p_u) C_l + V_{musk}. \quad (3)$$

V_{musk} ist das Volumen durch die Bewegung des Zwerchfells (Atmung) [4]. Das Volumen am Ende einer normalen Expiration ist das expiratorische Reservevolumen V_{l_0} . Durch die Dehnbarkeit der Lunge, welche mit Compliance C_l beschrieben ist, ergibt sich ein Volumen aus dem Produkt von Compliance C_l und der Druckdifferenz aus Lungendruck p_l und Umgebungsdruck p_u . Ausgehend von der thermischen Gaszustandsgleichung und unter Berücksichtigung der veränderlichen Größen: Lungendruck p_l , Masse m und Lungenvolumen V_l , ergibt sich für den zweiten Druckspeicher zunächst:

$$\dot{p}_l = \frac{R_s T_l \dot{m}_p}{V_l} - \frac{1}{V_l} p_l \dot{V}_l. \quad (4)$$

T_l beschreibt die Temperatur in der Lunge. Wird der Patientenmassenfluss durch das Hagen-Poiseuille-Gesetz, als Differenzdruck bezogen auf den Atemwegswiderstand R_l und der Dichte ρ , ausgedrückt,

$$\dot{m}_p = \frac{\rho}{R_l} (p_m - p_l), \tag{5}$$

ergibt Gleichung (4) mit Gleichung (3):

$$\dot{p}_l = \frac{R_s T_l \rho}{R_l V_l + R_l C_l p_l} (p_m - p_l) - \frac{1}{V_l + C_l p_l} p_l \dot{V}_{musk}. \tag{6}$$

Gleichung (2) kann ebenfalls durch einsetzen von Gleichung (5) umgeformt werden. Es folgt:

$$\dot{p}_m = k_p \dot{m}_{in} - k_p \dot{m}_{out} - \frac{k_p \rho}{R_l} (p_m - p_l). \tag{7}$$

II.II Ansatz B

Ein anderer Modellansatz ist aus der Medizintechnik bekannt und beschreibt den Zusammenhang zwischen Maskendruck p_m und Patienten(-massen)fluss $\dot{V}_p = \dot{m}_p / \rho$ in Abhängigkeit eines Atemwegswiderstandes R_l und der Compliance C_l [5]. Die eigenständige Atmung wird hier als Druckquelle p_{musk} nachgebildet (s. Bild 2) [6].

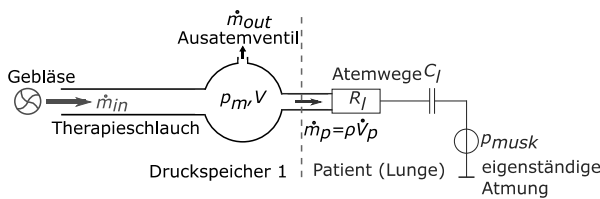


Figure 2: Schematische Darstellung des Atemtherapieystems inklusive der Patientenlunge – modelliert $R_l C_l$ -Patientenmodell

Für den Patiententeil ergibt sich die folgende Gleichung:

$$p_m = R_l \dot{V}_p + \frac{1}{C_l} V_p dt + p_{musk} \rightarrow \dot{V}_p = \frac{p_m - p_{musk} - \frac{1}{C_l} V_p}{R_l} \tag{8}$$

Die mathematische Beschreibung für die Druckänderung im Schlauchsystem entspricht der Gleichung (2).

III. Modellvergleich

Das Führungs- und das Störverhalten wurden simulativ verglichen. Die Parameter wurden mit aus der Literatur bekannten Werten initialisiert. In Bild 3 sind die Antworten auf einen Eingangssprung des System-massenfluss von $m_{in} = 1 \text{ g/s} = 833,3 \text{ ml/s}$ bei $t = 1 \text{ s}$ zusehen. Der Maskendruck p_m wurde als Differenzdruck zum Umgebungsdruck p_u dargestellt. Das Volumen bezeichnet das Atemzugvolumen.

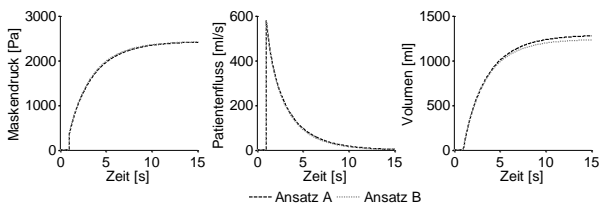


Figure 3: Systemantworten der Modelle auf einen Eingangssprung

Die Unterschiede im Verlauf des Maskendruckes und des Patienten(massen-)flusses sind gering. Ein geringer Fehler von 45 ml existiert lediglich in den verschiedenen Volumenendwerten von 1276 ml und 1231 ml. Bei der Analyse des Störverhaltens wurde die eigenständige Atmung V_{musk} bzw. p_{musk} so gewählt, dass die Atemzug-

volumen gleich sind. Bild 4 zeigt die Systemantworten bei gegebenem Verlauf der Störgrößen.

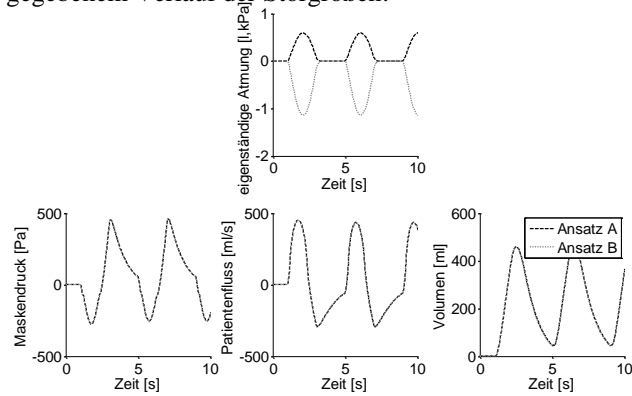


Figure 4: Systemantworten der Modelle auf ein Störsignal

Die Unterschiede bestehen nur in den Vorzeichen und den Amplituden der Störgrößen. Die Verläufe des Maskendruckes, des Patientenflusses und des Volumens sind für den hier gezeigten Fall identisch.

IV. Ergebnisse und Schlussfolgerung

Beide Herangehensweisen besitzen, bei einem sich identisch ergebenden Atemzugvolumen, näherungsweise das gleiche Führungs- und auch das gleiche Störverhalten. Lediglich die Ursache der eigenständigen Atmung ist verschieden. Die Modelle könnten dementsprechend äquivalent benutzt werden. Sie beschreiben den Zusammenhang zwischen der geräteseitigen Druckerzeugung und dem Einfluss der Atmung des Patienten und könnten in einem individuellen Regelungskonzept verwendet werden. Der Vorteil des Ansatzes B ist, dass die eigenständige Atmung p_{musk} invasiv mittels einer Drucksonde gemessen werden kann. Weitere Untersuchungen sind notwendig, um zu ermitteln, in wie weit in der Realität die Parameter der Lunge bestimmt und die eigenständige Atmung geschätzt werden können.

ERKLÄRUNG DES AUTORS

Research funding: The author state no funding involved. Conflict of interest: Authors state no conflict of interest. Informed consent: Informed consent has been obtained from all individuals included in this study. Ethical approval: The research related to human use complies with all the relevant national regulations, institutional policies and was performed in accordance with the tenets of the Helsinki Declaration, and has been approved by the authors' institutional review board or equivalent committee.

REFERENZEN

- [1] T. Netzel, *Bewertung und Vergleich von CPAP und APAP-Geräten: Der TÜV für Schlafapnoepatienten*. Schlafmagazin, Nr. 1, 2010.
- [2] M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski, *Application of Iterative Learning Control for Repetitive Processes in Breathing Therapy*. Current Directions in Biomedical Engineering, 2018; 4(1):21-24, De Gruyter DOI: <https://doi.org/10.1515/cdbme-2018-0006>
- [3] E. Truckenbrodt, *Fluidmechanik - Grundlagen und elementare Strömungsvorgänge dichtebeständiger Fluide*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [4] M. Gekle, *Physiologie*. Georg Thieme Verlag KG, 2010.
- [5] B. Diong, H. Nazeran, P. Nava, M. Goldman, *Modeling Human Respiratory Impedance - Comparing the Best Method with the Least Estimation Errors*. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, 2007.
- [6] C. Ngo, A. Kube, K. Krüger T. Vollmer S. Winter S. Leonhardt, B. Misgeld, *Identification of respiratory parameters in frequency and time domain with Forced Oscillation Technique*. 9. IFAC Symposium on Biological and Medical Systems, 2015.