

Druckregelung eines druckschlauchlosen Atemtherapiegerätes

Mathias Scheel, HOFFRICHTER GmbH
scheel@hoffrichter.de

Olaf Simanski, Hochschule Wismar
Olaf.Simanski@hs-wismar.de

Andreas Berndt, HOFFRICHTER GmbH
berndt@hoffrichter.de

Zusammenfassung

Im Bereich der Schlafmedizin kann es zu Atemaussetzern kommen, wenn die oberen Atemwege kollabieren. Die Behandlung dieser Schlafkrankheit erfolgt mit der sogenannten CPAP-Therapie (Continuous Positive Airway Pressure). Klassischer Weise wird dafür ein konstanter positiver Druck dem Patienten entgegengebracht, um die oberen Atemwege pneumatisch zu schienen. Ein Leistungsmerkmal der Atemtherapiegeräte ist es, den vom Arzt ermittelten Druck einzuhalten, unabhängig von der Atmung des Patienten. So kann eine angenehme Atmung garantiert werden.

1 Einleitung

In der Atemtherapie wird das obstruktive Schlafapnoesyndrom (OSAS) behandelt, welches durch den Verschluss der oberen Atemwege, während die Muskulatur im unteren Brustbereich weiterhin aktiv bleibt, charakterisiert wird [1]. Durch die Atempausen sinkt der Sauerstoffgehalt im Blut so weit ab, bis es zu einer Alarmfunktion des Körpers kommt und der Betroffene aufwacht [2]. Abbildung 1 zeigt die Einstufung der verschiedenen

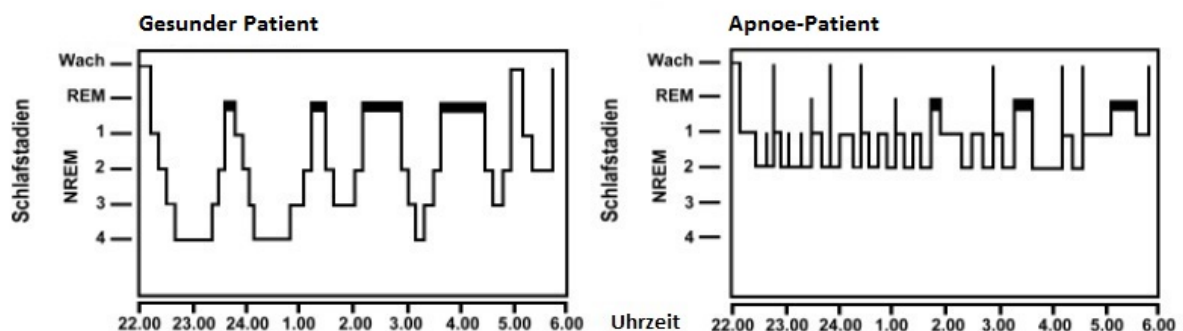


Abbildung 1: Schlafphasen. a) gesunder Patient b) Apnoe-Patient

Schlafphasen [3][4]. Die REM-Schlafphase (rapid eye movement) ist die erste Schlafphase der Nacht und dauert nur wenige Minuten. Blutdruck, Herzfrequenz und Atemfrequenz sind in dieser Phase erhöht. Charakteristisch für die REM-Schlafphasen sind die schnellen Augenbewegungen. Bei der NREM-Schlafphase (Non Rapid Eye Movement) nimmt die Gehirnaktivität ab. Die verschiedenen NREM-Schlafphasen beschreiben den Übergang vom Einschlafvorgang bis hin zum Tiefschlaf. Für einen erholsamen Schlaf sind besonders die 3. und 4. Schlafphase entscheidend. Es ist zu sehen, dass Apnoe-Patienten wesentlich häufiger aufwachen und die Tiefschlafphasen nicht erreichen. Symptome einer Schlafapnoe können Tagesmüdigkeit, Konzentrationsschwächen und Bluthochdruck sein, die zu einem erhöhten Herzinfarkt- und Schlaganfallrisiko führen können.

Um dem entgegenzuwirken, kann das OSAS mit einem CPAP (Continuous Positive Airway Pressure)-Atemtherapiegerät behandelt werden. Der Patient ist über eine Maske mit dem Atemtherapiegerät verbunden, welches nun einen erhöhten Luftdruck bereitstellt. Dadurch werden die oberen Atemwege pneumatisch gesichert und eine resultierende Apnoe verhindert. Auf dem Weltmarkt haben sich verschiedene Atemtherapiegeräte etabliert.

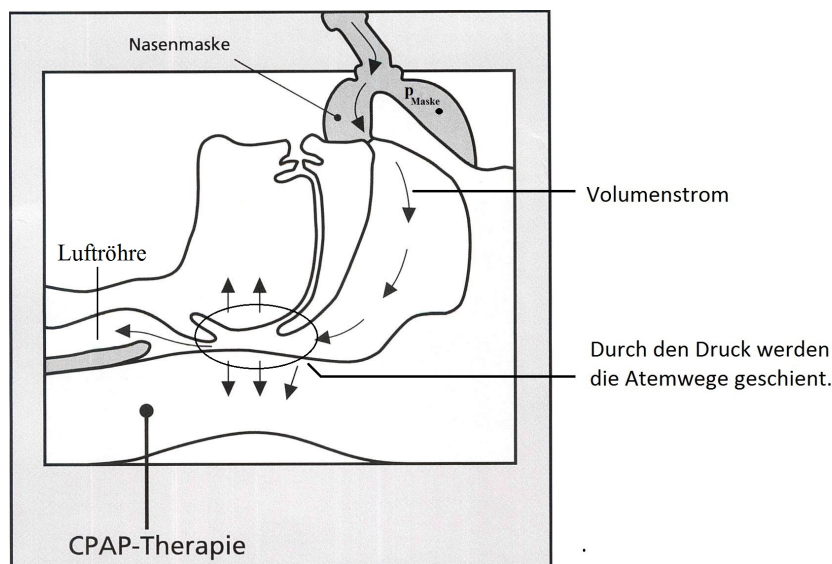


Abbildung 2: Wirkung der CPAP-Therapie [5]

Im klinischen Bereich sind Firmen wie Drägerwerk AG & Co. KGaA vertreten. Firmen wie HOFFRICHTER GmbH, ResMed und Respiromics haben sich auf den Bereich der häuslichen Pflege spezialisiert.

Der Hauptinhalt dieses Artikels beschreibt eine erste Umsetzung einer Druckregelung. In nächsten Abschnitt wird der Prozess des Atemtherapiegerätes beschrieben und erklärt. Anhand der Prozessbeschreibung kann ein bekanntes Modell des elektromechanischen Teils aufgestellt werden. Eine erste Umsetzung der Regelung beschreibt Abschnitt 3. Auf der Grundlage des entwickelten Systems kann der Regelkreis einem Normtest unterzogen werden, um erste Aussagen über die Regelgenauigkeit zu treffen. Anschließend wurde der Regler an einem Patienten erprobt. Zum Schluss werden weitere Ideen und Untersuchungen vorgeschlagen.

2 Prozessbeschreibung

Die folgende Abbildung zeigt die Anwendung eines CPAP-Gerätes. Die Hauptkomponente

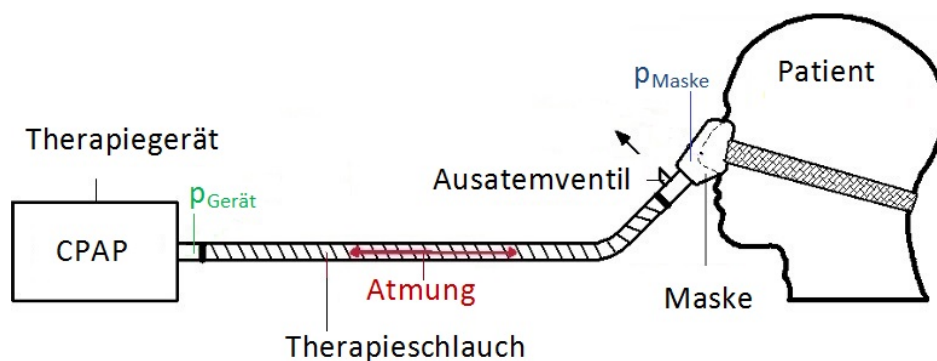


Abbildung 3: Schematische Darstellung des Atemtherapieprozesses

des CPAP-Gerätes ist der Radialventilator. Der Therapieschlauch und die Maske verbinden das Gerät mit dem Patienten. Ein Ausatemventil befindet sich an der Maske, um die Ausatmung zu erleichtern.

Die Grundidee des Gerätes liegt in der Erzeugung eines Therapiedruckes p_{Maske} , um die oberen Atemwege pneumatisch zu schienen. Der Therapiedruck kann über den messbaren Gerätedruck und der wiederum durch die Motorspannung des Radialventilators eingestellt werden.

Ein Leistungsmerkmal der Atemtherapiegeräte liegt in der Einhaltung des Maskendruckes in vordefinierten Grenzen. Dieser Standard ist in der Norm DIN EN ISO 17510-1 festgehalten. Die maximal zulässige Druckabweichung in der Maske beträgt für Therapiedrücke von 4 bis 10 hPa 0.5 hPa - oberhalb von 10 hPa darf die Abweichung 1 hPa betragen. Die Steuergröße ist die Motorspannung U_a des Radialventilators. Die verfügbaren Messgrößen sind der Motorstrom i_a , die Motordrehzahl n und der Druck am Geräteausgang $p_{Gerät}$.

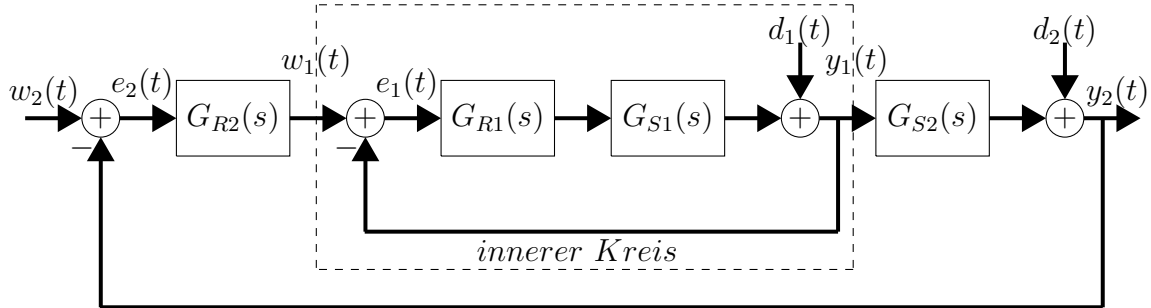
3 Entwurf des Regelkreises

Durch die Expiration und Inspiration des Patienten in einem Atemzyklus, entsteht ein Druckunterschied zwischen Lungendruck und Maskendruck, der als Ausgleichsvorgang einen zusätzlichen Volumenstrom hervorruft. Dieser Volumenstrom wirkt als Störung auf den Druck in der Maske. Bei einem unregulierten System erhöht sich bei der Expiration der Druck in der Maske, bei der Inspiration sinkt er.

Der Atemtherapieprozess kann in zwei Teilregelkreise unterteilt werden. Die elektromechanische Dynamik des Gleichstrommotors kann von der Fluidodynamik des Ventilators entkoppelt und beide Teilsysteme für sich untersucht werden. Die Regelungsstruktur findet häufig Anwendung in der Antriebstechnik als Kaskadenregelung. Sie ist ein gängiges Verfahren zur Regelung von Systemen, in denen Teilsystem bekannt (elektromechanischer Teil) und Teilsysteme (fluidodynamischer Teil) unbekannt sind [6].

3.1 Entwurf einer Kaskadenregelung

Im Folgenden wird eine allgemeine Grundstruktur der Kaskadenregelung aufgezeigt. Sie hat gegenüber einschleifigen Regelkreisen die Vorteile, dass für die Teilregelkreise unterschiedliche Dynamiken festgelegt werden können. Weiterhin können die Teilsysteme separat entworfen und getestet werden, wie im vorliegenden Fall ausgeführt.



$w(t)$: Führungsgröße $e_i(t)$: Regelabweichung $d_i(t)$: Störgröße $y_i(t)$: Regelgröße
 $G_{Ri}(t)$: Teilregler $G_{Si}(t)$: Teilsystem

Abbildung 4: Struktur einer 2-stufigen Kaskade

3.1.1 Regelungsentwurf für den elektromechanischen Teilregelkreis

Auf der Basis eines Motormodells wird ein modellbasiertes Regelungsentwurfsverfahren verwendet. Das Motormodell kann als Zustandsraummodell zweiter Ordnung (1) aus den Kirchhoffschen Regeln und dem elektrischen Ersatzschaltbild hergeleitet werden.

$$\begin{bmatrix} \dot{i}_a \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{R_a}{L_a} & -\frac{K_e}{L_a} \\ \frac{K_m}{J_m} & -\frac{K_r}{J_m} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ \omega \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{L_a} \\ 0 \end{bmatrix} U_a \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} i_a \\ n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{30}{\pi} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ \omega \end{bmatrix}$$

Die Parameter für den elektrischen Kreis sind der Ankerwiderstand R_a und die Ankerinduktivität L_a . Die Rückführung vom mechanischen zum elektrischen Teil wird durch die elektromotorische Kraft K_e beschrieben. Die Parameter für den mechanischen Teil sind das Trägheitsmoment J_m und die Reibungskonstante K_r . Die Motorkonstante K_m koppelt den Strom auf das Antriebsmoment.

Für den nicht frei-drehenden Motor, wie es im CPAP-Gerät der Fall ist, wird das Motormodell erweitert. Aus der Literatur [7] ist bekannt, dass sich das Lastmoment M_L eines Radialventilators wie folgt beschreiben lässt:

$$M_L = \rho \omega \dot{V} K_L \quad (2)$$

Die Größen in der Gleichung sind die Luftdichte ρ , die Winkelgeschwindigkeit ω , der Volumenstrom \dot{V} und eine gebläseabhängige Konstante K_L . Das Zustandsraummodell

kann nun um das Lastmoment als 2. Eingang erweitert werden. Mit $M_L^* = \dot{V}$ folgt:

$$\begin{bmatrix} \dot{i}_a \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{R_a}{L_a} & -\frac{K_e}{L_a} \\ \frac{K_m}{J_m} & -\frac{K_r}{J_m} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ \omega \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{L_a} \\ 0 \end{bmatrix} U_a + \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{K_L \rho \omega}{J_m} \end{bmatrix} M_L^* \quad (3)$$

Die Parameter wurden experimentell ermittelt. Die Modellqualität ist in Abbildung 5 zu sehen.

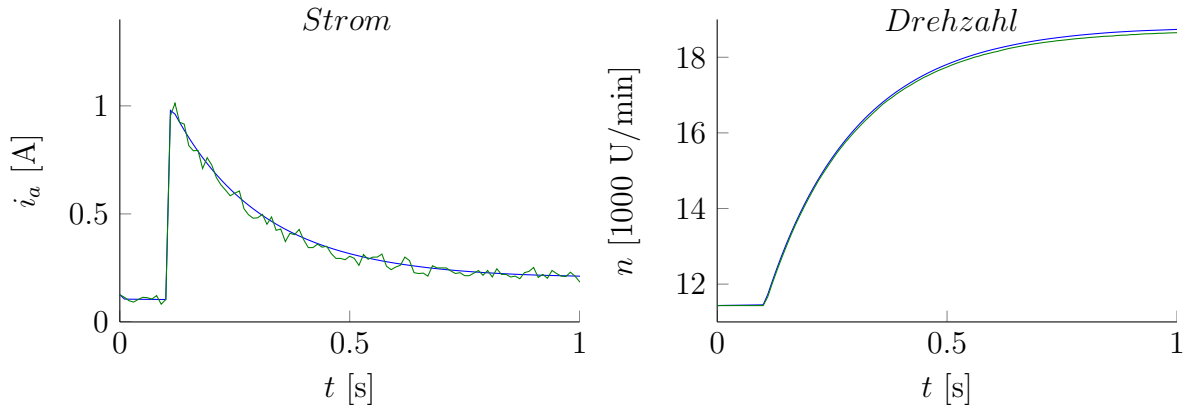


Abbildung 5: Validierung des erweiterten Motormodells blau: Modell, grün: realer Prozess

3.1.2 Entwurf einer Vorsteuerung

Die meisten Standardregler besitzen nur einen Freiheitsgrad und können in der Regel entweder ein gutes Führungs- oder ein gutes Störverhalten aufweisen. Ein zusätzlicher Freiheitsgrad kann z.B. durch eine Vorsteuerung geschaffen werden. Der Regler braucht dann nur noch auf Störungen zu reagieren. Aus der Literatur ist bekannt, dass der Urdruck eines Ventilators von der quadratischen Drehgeschwindigkeit abhängig ist.

$$p_0 = f(n_0^2) \quad (4)$$

Davon ausgegangen, dass man bei einem vorgegebenen Druck eine bestimmte Drehfrequenz benötigt, kann die Gleichung nach der Drehgeschwindigkeit n_0 umgestellt werden. Der Urdruck, der mit dem Ventilator erzeugt werden muss, setzt sich aus dem Therapiedruck p_{Maske} , dem Verlustdruck $p_{V Schlauch}$ über dem Schlauch und dem Verlustdruck $p_{V intern}$ im Inneren des Gerätes baufornbedingt zusammen. Im Bild 6 sind die erforderlichen Drücke eingezeichnet.

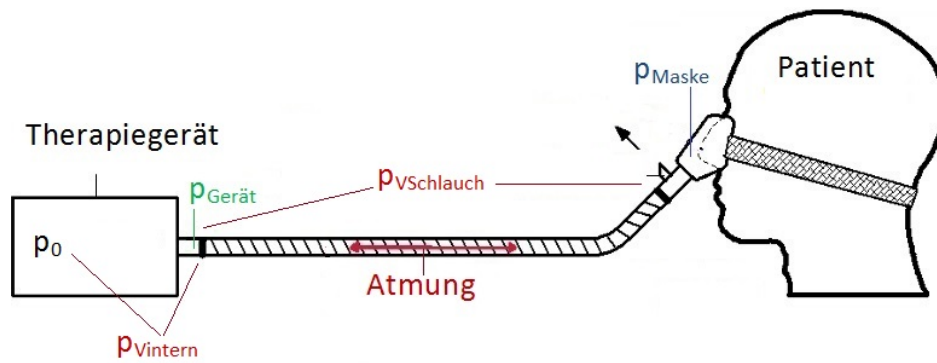


Abbildung 6: Entwurf der Vorsteuerung

In einer Gleichung zusammengefasst liefert:

$$p_0 = p_{Maske} + p_{V Schlauch} + p_{V intern} \quad (5)$$

Nach Einsetzen und Auflösen der Gleichungen (4) und (5) ergibt sich:

$$n_{vor} = f(\sqrt{(p_{Maske} + p_{V Schlauch} + p_{V intern})}) \quad (6)$$

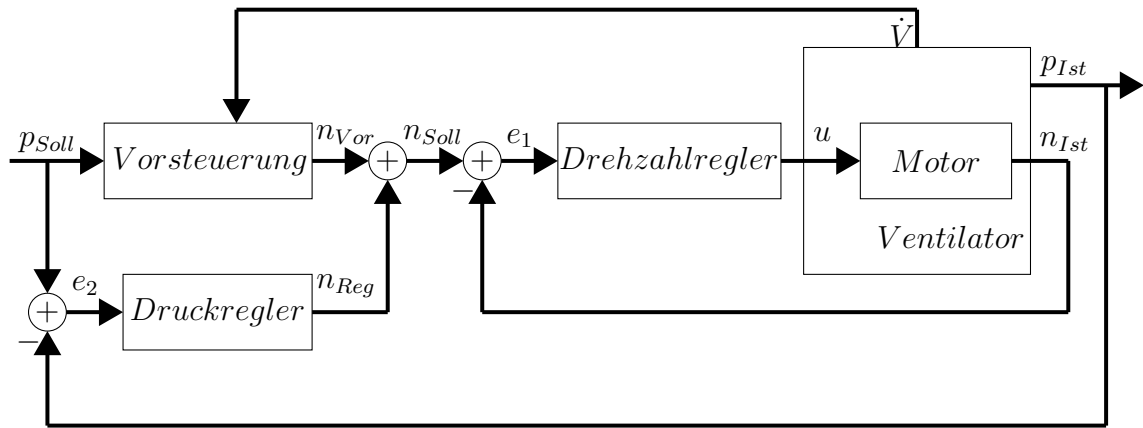
3.1.3 Regelungsentwurf des pneumatischen Teils

Der Regler für den äußeren Teil der Kaskade wurde Anhand von Sprungantworten des pneumatischen Systems parametrisiert. Da dieser Prozess jedoch stark nichtlinear ist, mussten die Reglerparameter von Hand weiter optimiert werden, um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu bekommen.

Vorangegangene Untersuchungen der Vorsteuerung und des Drehzahlreglers zeigten, dass der Druck in der Maske den Therapiedruckvorgaben sehr gut folgte, wenn der Prozess durch die Atmung nicht gestört wird. Durch den zusätzlichen Freiheitsgrad kann der Druckregler auf gutes Störverhalten ausgelegt werden.

3.2 Zusammenfassung der Regelungsstruktur

Im folgendem Bild ist die Struktur des gesamten Regelungskonzeptes schematisch dargestellt.



p_{Soll} : Solldruck n_{Vor} : Drehzahl Vorsteuerung e_1 : Drehzahldifferenz
 n_{Soll} : Solldrehzahl n_{Reg} : Drehzahl Regler e_2 : Druckdifferenz
 u : Stellsignal p_{Ist} : Istdruck n_{Ist} : Istdrehzahl
 \dot{V} : Volumenstrom

Abbildung 7: Struktur des gesamten Regelungsprozesses

Im Weiteren Verlauf wurde das Regelungskonzept unterschiedlichen Tests unterzogen.

4 Ergebnisse

Die entworfene Reglerstruktur wird auf ihre Funktionsfähigkeit überprüft. Als Testszenarien stehen die Untersuchung an der Sinuspumpe und die Untersuchung direkt am Patienten zur Verfügung.

4.1 Normativer Test an einer Sinuspumpe

Der erste Funktionsnachweis ist ein normativer Test. Dazu wird das Atemtherapiegerät über einen Schlauch mit einer Sinuspumpe verbunden. Der Kolben in der Pumpe, der sich nach einer Sinusfunktion mit vorgegebener Amplitude und Frequenz bewegt, erzeugt durch die ständige Volumenänderung unterschiedliche Druckniveaus, die als Ausgleichsvorgang einen zusätzlichen Volumenstrom hervorrufen. Damit ändert sich der Druck in der Maske. Der Regler soll nun den Druck am Pumpenausgang (später ist das der Druck in der Maske) auf den eingestellten Therapiedruck halten. Der Regler wurde bei den Therapiedrücken 4, 6, 8, 12 und 16 hPa getestet. Die Frequenz und die Amplitude der Sinuspumpe werden so eingestellt, dass sich eine Atemfrequenz von 20 Atemzüge pro Minute¹ und ein Hubvolumen der Pumpe von 500 ml einstellt. Bei einer durchschnittlichen Atemfrequenz eines Erwachsenen von 12 bis 18 bpm, stellt die Atemfrequenz von 20 bpm den schnellsten und damit stärksten Störeinfluss dar. In Bild 8 sind die quantitativen Druckverläufe für verschiedene Therapiedrücke dargestellt. Der Regler zeigte für Therapiedrücke oberhalb 10 hPa bessere Ergebnisse. Die genauere Regelgenauigkeit lässt sich

¹Atemzüge pro Minute = breaths per minute = bpm

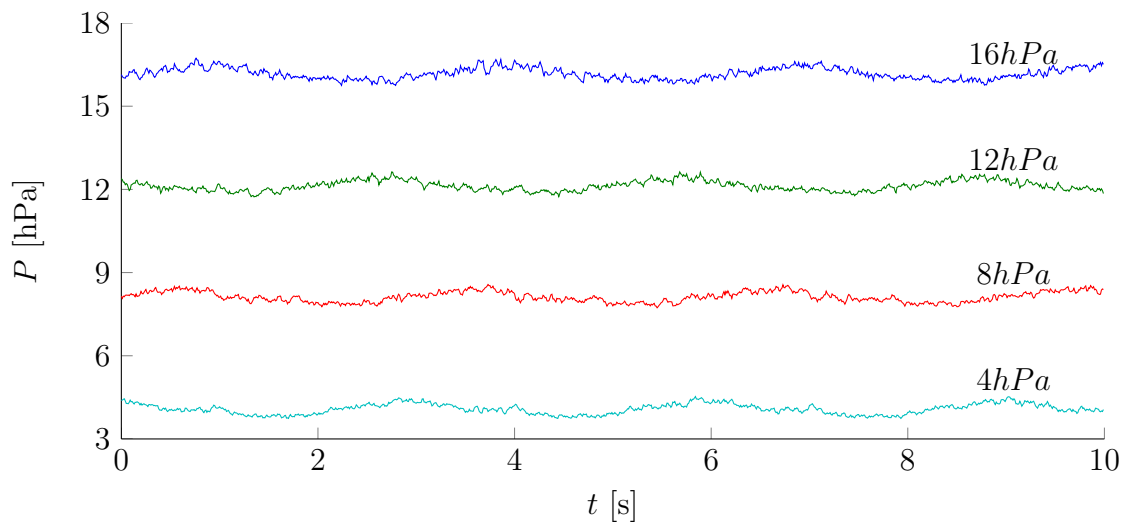


Abbildung 8: Druckverläufe für verschiedene Therapiedrücke

mit der besseren Dynamik des Motors im größeren Drehzahlbereich erklären, da dort aufgrund der quadratischen Abhängigkeit des Druckes von der Drehzahl nur noch kleinere Drehzahländerungen gefordert werden.

4.2 Patiententest im Schlaflabor

Der Regler erzielte im normativen Test sehr gute Ergebnisse und konnte am Patienten erprobt werden. Dabei stand der Patient unter ständiger Überwachung des Fachpersonals des Schlaflabors. Um alle physiologischen Körperfunktionen zu erfassen und für weitere Zwecke auswerten zu können, wurde ebenfalls eine Polysomnographie durchgeführt. Im folgendem Bild ist der Verlauf des Maskendruckes dargestellt. Die magentafarbene Kurve zeigt einen möglichen quantitativen Verlauf ohne Regelung des Maskendruckes. Die ent-

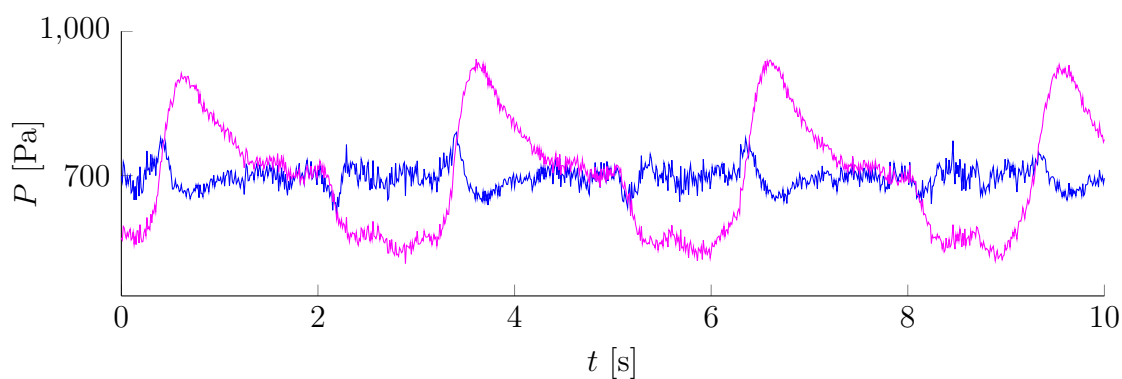


Abbildung 9: Druckverlauf Maske

worfene Regelung des Druckes zeigt (blaue Kurve), dass die Abweichungen in der Maske minimiert wurden. Ein möglichst konstanter Maskendruck erhöht den Therapiekomfort und gewährleistet so ein angenehmes Atemgefühl. Weiterhin ist zu erkennen, dass die Abweichungen am realen Patienten höher sind. Die Atmung hat nicht die Form einer gleichmäßigen Sinusschwingung und die Änderungen der Druckniveaus wirken sich mehr auf den Druck in der Maske aus.

5 Schlussfolgerung und Fazit

Ein erster Entwurf einer Regelung für ein Atemtherapiegerät wurde in diesem Artikel aufgezeigt. Auf Basis einer kaskadierten Regelungsstruktur und einer Vorsteuerung konnten erste gute Regelergebnisse erzielt werden. Für die innere Kaskade wurde ein modellbasierter Regler entworfen - der Regler für den äußeren Teil wurde Anhand von Sprungantworten und experimentell am Prozess parametrisiert. Weitere Untersuchungen sind notwendig, um beispielsweise einen modellbasierten Regler durch Modellierung des pneumatischen Systems für den äußeren Teil der Kaskade zu entwerfen. Damit könnte eine bessere Regelgüte erreicht werden.

Literatur

- [1] Groontoonk, Sandra: *Beeinflussung des CPAP-Druckes bei obstruktivem Schlaf-Apnoe-Syndrom durch Gabe von Theophyllin*, Medizinische Fakultät der Ruhr-Universität Bochum, Dissertation 2003.
- [2] Hübers, Dr. Ulrich: *Schlaf, Schlafapnoe und Schnarchen*, <http://www.schlafapnoekieferorthopaedie.de/>, 2013.
- [3] Tillack, Anna: *Rätsel REM-Schlaf*, <http://www.br.de/radio/bayern2/sendungen/iq-wissenschaft-und-forschung/mensch/rem-schlaftraeume100.html>, 2013.
- [4] Nagel, Dr. rer. nat. Geraldine: *Schlafphasen*, <http://www.onmeda.de/schlafen/schlafphasen.html>, 2013.
- [5] Honeger, Dr.med. Urs: *Die nasale CPAP-Therapie*, <http://www.druhonegger.ch/mobile/mcpap.html>, 2013.
- [6] Schröder, Dierk: *Elektrische Antriebe - Regelung von Antriebssystemen*, Band 10, Springer-Verlag, Berlin, 2009.
- [7] Bommers, Leonard; Fricke, Jürgen; Grundmann, Reiner: *Ventilatoren*, 2.Auflage, Vulkan-Verlag GmbH, 2003.
- [8] Scheel, Mathias: *Umsetzung einer Druckregelung eines druckschlauchlosen Atemtherapiegerätes*, Master-Thesis Hochschule Wismar, Fachbereich Elektrotechnik und Informatik, 2013.
- [9] Scheel, Mathias: *Model-based Control Approach for a CPAP-device*, akzeptiert: Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik , 2014.