

Simulative Untersuchung der modellprädiktiven Regelung für Atemtherapiegeräte

Mathias Scheel, Hochschule Wismar, HOFFRICHTER GmbH

Mathias.Scheel@hs-wismar.de, scheel@hoffrichter.de

Andreas Berndt, HOFFRICHTER GmbH

Olaf Simanski, Hochschule Wismar

Olaf.Simanski@hs-wismar.de

Zusammenfassung

Die CPAP-Therapie ist der Goldstandard, um das obstruktive Schlafapnoesyndrom zu behandeln. Da viele Geräte die geforderten Solldrücke nicht einhalten können und der Erfolg der Therapie und das Atemgefühl darunter leiden, werden moderne Regelungskonzepte entwickelt, um die Druckregelung und damit die Druckstabilität in der Maske zu verbessern. Damit kann der Patientenkomfort und die Erfolgsaussichten der Therapie erhöht werden. In dieser Arbeit wird Anhand einer Simulation in MATLAB Simulink die Funktionsfähigkeit einer modellprädiktiven Regelung mit Berücksichtigung der Atemanstrengung, die über ein Störgrößenbeobachter geschätzt wird, präsentiert.

1 Einführung und Motivation

1.1 Medizinischer Hintergrund und Behandlungsmöglichkeit

Atemabhängige Schlafstörungen sind ein großes und zunehmendes Problem in unserer Wohlstandsgesellschaft und führen zu einem erheblichen Kostenfaktor in der Behandlung ihrer Komplikationen. Eine weit-verbreitete Schlafkrankheit ist durch einen Verschluss (Obstruktion) der oberen Atemwege charakterisiert, während die Atemmuskulatur im unteren Brustbereich weiterhin aktiv ist (s. Abbildung 2 links) [1]. Schätzungen gehen davon aus, dass weltweit ca. 100 Millionen Menschen unter dem obstruktiven Schlafapnoesyndrom (OSAS) leiden, von denen 80% noch nicht diagnostiziert wurden. Durch diese Atemaussetzer (Apnoe) sinkt der Sauerstoffgehalt im Blut und verursacht wiederholte Aufweckreaktionen, als eine automatische Alarmfunktion des menschlichen Körpers, um die Sauerstoffkonzentration durch teilweise sehr große Atemanstrengungen und Schnap-atmung wieder zu erhöhen. Die Abbildung 1 zeigt die Einstufung der verschiedenen Schlafphasen [2]. Die erste Schlafphase ist die REM-Schlafphase (rapid eye movement), in der Blutdruck, Herzfrequenz und Atemfrequenz erhöht sind. Charakteristisch für diese

Phase sind die schnellen Augenbewegungen. Die verschiedenen NREM-Schlafphasen (1-4) beschreiben den Übergang vom Einschlafvorgang bis hin zum Tiefschlaf. Dabei sind die Phasen 3 und 4 für einen erholsamen Schlaf essentiell, da hier die Gehirnaktivität abnimmt und die im Laufe des Tages gesammelten Informationen und Erfahrungen verarbeitet werden können. Durch das ständige Aufwachen können Apnoe-Patienten die Tiefschlafphasen (3,4) nicht erreichen und dadurch der Körper nicht regeneriert werden. Das führt nicht

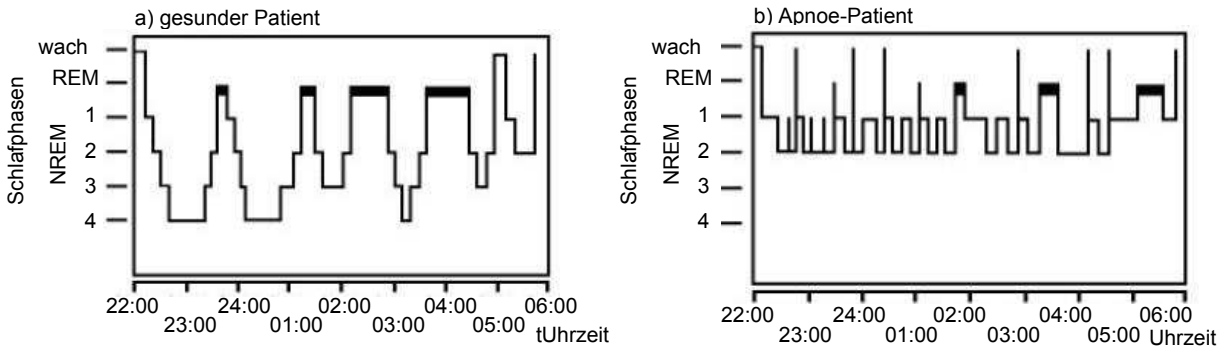


Abbildung 1: Schlafphasen eines gesunden Patienten (links) und eines Apnoe-Patienten (rechts)

nur kurzfristig zu Problemen wie z. B. Tagesmüdigkeit, Konzentrationsschwäche und Bluthochdruck, sondern kann auf lange Sicht die Lunge schädigen, Diabetes verursachen und vor allem auch das Risiko eines Schlaganfalls und eines Herzinfarkts erhöhen [3, 4]. Weiterhin verursacht diese Krankheit Arbeitsausfälle, senkt das Lebensgefühl und stellt eine große Gefahr im öffentlichen Straßenverkehr durch Sekundenschlaf am Steuer dar.

In der Atemtherapie wird das obstruktive Schlafapnoesyndrom behandelt. Die wichtigste und gängigste Methode ist die Überdruckbeatmung während des Schlafs [5]. Dabei wird dem Patienten kontinuierlich einen erhöhten positiven Druck (CPAP - Continuous Positive Airway Pressure) entgegengebracht (s. Abbildung 2). Dieser Druck in den obern

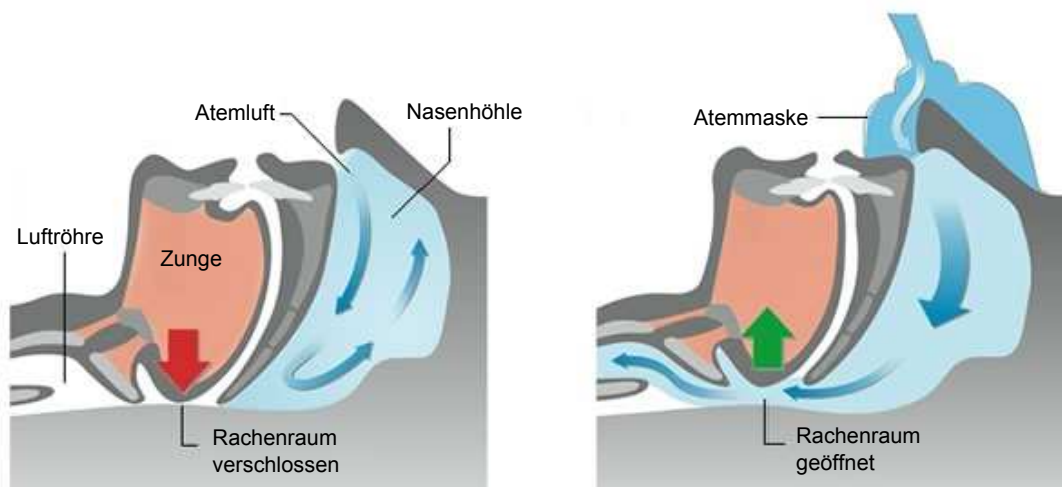


Abbildung 2: Funktionsweise des kontinuierlichen Überdruckes - links: Atemwege sind verschlossen - rechts: Atemwege werden durch den Überdruck pneumatisch geschient

ren Atemwegen soll einen Verschluss des Rachens als häufigsten Auslöser der Atemunterbrechung verhindern. Die Anwendungsdauer dieser Therapie ist in der Regel lebenslang.

1.2 Prozessbeschreibung

Im folgenden Abschnitt soll das Atemtherapiesystem näher vorgestellt werden. Die Hauptkomponente des CPAP-Gerätes ist der Radialventilator (Gebläse). Durch Drehbewegung des Motors, werden die Luftmoleküle durch das Gebläserad beschleunigt, wodurch eine Druckerhöhung entsteht. Ein Therapieschlauch und eine Maske verbinden das Gerät mit dem Patienten. Durch die Druckdifferenz zwischen Gebläse und Patient entsteht ein Systemmassenfluss. Dadurch bildet sich ein Überdruck in Maske aus, der dem Patienten entgegengebracht wird. An der Maske befindet sich ein Ausatemventil, um die Ausatmung zu erleichtern und um die CO₂-Abatmung zu gewährleisten. Wäre das Ventil nicht vorhanden, würde die verbrauchte Luft im Therapieschlauch hin- und herpendeln und im nächsten Atemzug erneut eingeatmet werden.

Ein Leistungsmerkmal der CPAP-Geräte ist die Einhaltung des Maskendruckes in vordefinierten Grenzen. Diese Grenzen sind im GKV-Hilsmittelverzeichnis nach der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi definiert. Die Druckdifferenz zwischen Inspirations- und Expirationsphase muss bei einem eingestellten Therapiedruck von < 10 hPa den Wert $\leq 0,5$ hPa erfüllen und bei einem eingestellten Therapiedruck von ≥ 10 hPa den Wert ≤ 1 hPa erfüllen.

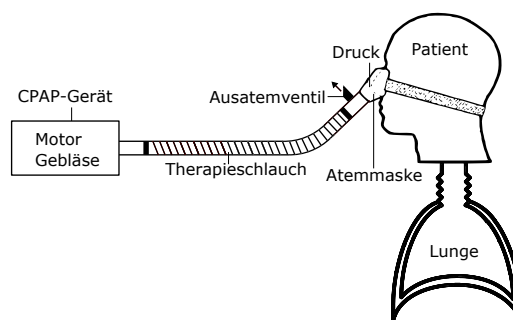


Abbildung 3: Schematische Darstellung des Atemtherapiesystems

2 Idee des modellbasierten Regelungskonzeptes

In dieser Arbeit wird ein modellbasiertes Regelungskonzept auf Basis des Gesamtmodells des Atemtherapiesystems verfolgt. Die Aufteilung des Gesamtsystems kann in einen elektro-mechanischen Teil und einen pneumatischen Teil vorgenommen werden, um die Dynamik des Gleichstrommotors von der Dynamik des pneumatischen Systems zu entkoppeln [6]. Die Anwendung der Regelungsstruktur lässt sich damit begründen, dass der Teilprozess des Motors aus der Fachliteratur allseits bekannt ist.

Die allgemeine Regelungsstruktur ist im Bild 4 dargestellt. Es wurde sich für eine vier-stufige Kaskadenregelung entschieden, da die Idee in der Regelung des Systemmassenflusses \dot{m}_{in} besteht, da dieser die Eingangsgröße des pneumatischen Modells beschreibt und als Stellgröße für die Druckregelung verwendet wird. Die pneumatische Regelung und die unterlagerte Motorregelung sind über die Drehzahl n_{MR} miteinander verknüpft. Die Motorspannung u_a ist die eigentliche Stellgröße des Systems. Der Fokus dieses Artikels

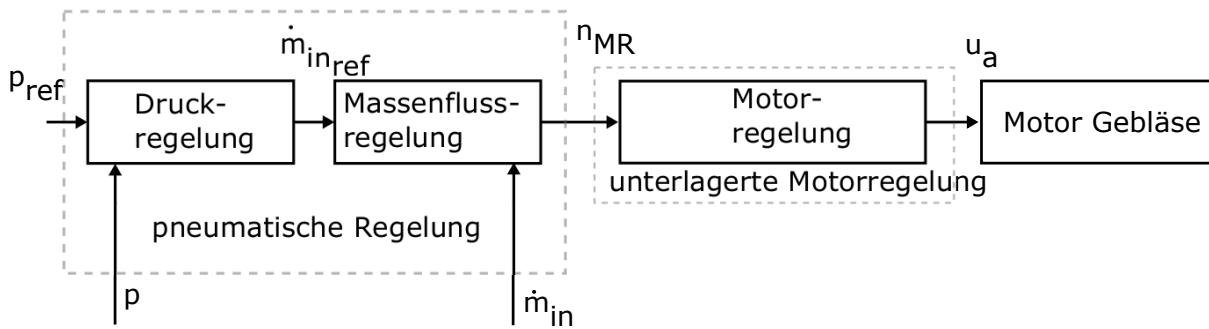


Abbildung 4: Übersicht der kaskadierten Regelung

bezieht sich auf den Entwurf der Druckregelung. In verschiedenen Arbeiten wurden bereits die unterschiedlichsten Regelansätze entwickelt und getestet. Hier wird ein weiteres Konzept, die modellprädiktive Regelung, verfolgt. Der Vorteil dieses Regelungskonzeptes besteht in der Berücksichtigung von Störgrößen. Die Störgröße ist, wie im Folgenden vorgestellt werden wird, die Atemanstrengungen/Atemmuskulatur des Patienten bzw. die Ableitung dieser Größen. Daher wird auch ein Störgrößenbeobachter für das hergeleitete Modell entworfen.

In den folgenden Teilabschnitten werden nun die vorhandenen Teilsystem, der Störgrößenbeobachter und die modellprädiktive Regelung behandelt.

2.1 Modellierung des Atemtherapiegerätes

2.1.1 Teilsystem: Motor

Das Modell eines bürstenlosen Gleichstrommotors ist mehrfach in der Literatur beschrieben. Deshalb wird auf diese Modellierung verzichtet und das Modell der Fachliteratur entnommen.

2.1.2 Teilsystem: Schlauchsystem

Ein Modell des Schlauch-Maskensystems kann auf Basis der thermischen Gaszustandsgleichung hergeleitet werden [7]. Wird das Schlauch-Maskensystem als einfaches Tankmodell betrachtet, mit Masseneinfluss und Massenausfluss, kann die thermische Gaszustandsgleichung als Modellbeschreibung verwendet werden.

Für ein geschlossenes System lautet die Gleichung für ein ideales Gas

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

worin p der Druck, V das Schlauchvolumen, m die Masse, T die Temperatur und R_s die spezifische Gaskonstante beschreibt. Unter der Annahme, dass Temperaturänderungen aufgrund der Pa-

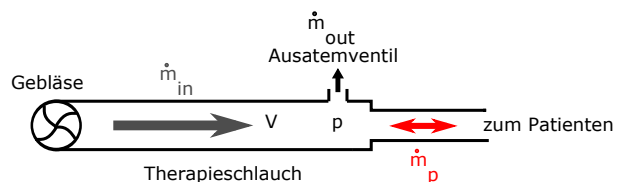


Abbildung 5: Vereinfachte Darstellung des Atemtherapiegerätes als Tanksystem

tientenatmung vernachlässigt werden können, kann durch partielles Ableiten der veränderlichen Systemgrößen (Masse, Druck) nach der Zeit, eine Differentialgleichung des Systems gefunden werden. Diese beschreibt den zeitlichen Druckverlauf in Abhängigkeit der Massenströme. Die spezifische Gaskonstante, das Schlauchvolumen und die Temperatur werden als konstant angenommen. Die Massenänderung innerhalb des Schlauch-Maskensystems kann mit der Bilanzgleichung $\dot{m} = \dot{m}_{in} - \dot{m}_{out} - \dot{m}_p$ als Differenz aus Systemmassenfluss \dot{m}_{in} , Leckagemassenfluss \dot{m}_{out} und Patientenmassenfluss \dot{m}_p beschrieben werden. Es ergibt sich dann eine vollständige Beschreibung des Druckverlaufes zu:

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

Der Massenfluss durch das Ausatemventil (Leckagemassenfluss) kann über die in der Atemmechanik übliche Gleichung von ROHRER [8] berechnet werden. Der Druckabfall zwischen Maske p und Umgebungsdruck $p_u = 0$ ergibt in Abhängigkeit des Leckagemassenflusses \dot{m}_{out} eine quadratische Gleichung, aus der der Leckagemassenfluss durch Lösung dieser quadratischen Gleichung bestimmt werden kann.

$$\begin{aligned} \Delta p = p - p_u &= a \dot{m}_{out}^2 + b \dot{m}_{out}. \\ \dot{m}_{out} &= -\frac{b}{2a} \pm \sqrt{\frac{b^2}{4a^2} + \frac{p}{a}} = -k_1 \pm \sqrt{k_2 + p k_3} \end{aligned} \quad (3)$$

2.1.3 Teilsystem: Patientenlunge

Der Patient als zweites pneumatisches System des Atemtherapiesystems soll nun im Weiteren modelliert werden. Als ein einfacher Modellansatz können die oberen Atemwege und die Lunge als Reihenschaltung von Widerstand R und Kapazität C modelliert werden [9]. Die Kapazität der Lunge beschreibt hier die Lungendehnbarkeit (Compliance), d. h. das Maß der Ausdehnungsfähigkeit aufgrund des in der Lunge herrschenden Druckes. Der Atemantrieb, der in den meisten Fällen durch die Zwerchfellbewegung erzeugt wird, kann als weitere Druckquelle p_{musk} gesehen werden. Diese befindet sich in Reihe zum Atemwegswiderstand und zur Lungendehnbarkeit, wie im Bild 6 dargestellt. Durch weitere Umformungen kann aus Abbildung 6 eine zweite Differentialgleichung hergeleitet werden:

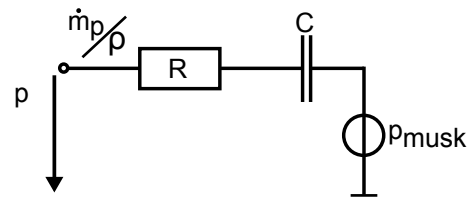


Abbildung 6: Aufbau und Bestandteile des Patientenmodells

$$\begin{aligned} p &= R \frac{\dot{m}_p}{\rho} + \frac{1}{C} \int \frac{\dot{m}_p}{\rho} dt + p_{musk} \\ \ddot{m}_p &= \frac{\rho}{R} (\dot{p} - \dot{p}_{musk}) - \frac{1}{R C} \dot{m}_p \end{aligned} \quad (4)$$

2.1.4 Zusammenführung der Modelle

Für die weitere Betrachtung wird das Modell, bestehend aus den Gleichungen (2) und (4), linearisiert. Da der Leckagemassenfluss bei guter Druckstabilität, was das Ziel dieser Arbeit ist, sich in Abhängigkeit des Druckes nur leicht ändert, reicht es aus, die Berechnung des Leckagemassenflusses auf eine lineare Funktion, ausgelegt für den jeweiligen Arbeitspunkt, zurückzuführen. Die Arbeitspunktlinearisierung des Leckagemassenflusses ergibt:

$$\frac{\partial \dot{m}_{out}}{\partial p} = -\frac{k_3}{2 \sqrt{k_2 + p|_{AP}} k_3} p = -k_o p \quad (5)$$

Die Linearisierung hat den Vorteil, dass nun beide Differentialgleichungen in ein lineares Zustandsraummodell überführt werden können und damit ein modellbasierter Regler mit der linearen Regelungstheorie entworfen werden kann.

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \dot{p} \\ \ddot{m}_p \end{bmatrix}}_x = \underbrace{\begin{bmatrix} -k_p & k_o & & -k_p \\ -\frac{\rho}{R} k_p & k_o & & -\frac{1}{R} C - \frac{\rho}{R} k_p \end{bmatrix}}_A \underbrace{\begin{bmatrix} p \\ \dot{m}_p \end{bmatrix}}_x + \underbrace{\begin{bmatrix} k_p \\ \frac{\rho}{R} k_p \end{bmatrix}}_B \underbrace{\dot{m}_{in}}_u + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{\rho}{R} \end{bmatrix}}_E \underbrace{\dot{p}_{musk}}_z$$

$$\underbrace{p}_y = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix}}_C \underbrace{\begin{bmatrix} p \\ \dot{m}_p \end{bmatrix}}_x \quad (6)$$

2.2 Beobachter zur Schätzung nichtmessbarer Größen

Da die Atemanstrengungen des Patienten nicht bekannt sind und auch nur mit großem Aufwand gemessen werden können, soll die Atemanstrengungen p_{musk} bzw. die Ableitung davon über das Zustandsraummodell geschätzt werden. Um periodische und sinusförmige Atemanstrengungen bzw. die Ableitung der Atemanstrengung schätzen zu können, wird das Zustandsraummodell um zwei Zustände erweitert, die ein Schwingungsglied darstellen. Die Annahme einer sinusförmigen Atmung wurde gemacht, da in der Testprozedur DIN EN ISO 17510-1 die Druckregelung durch ein sinusförmigen Patienten(-massen)fluss gestört wird. Der Beobachter schätzt die Störgröße \hat{z} zu $\dot{p}_{musk} = x_4$. Der Wert $1/T_p$ repräsentiert die Atemfrequenz. Ein Störgrößenbeobachter mit der Rückführung L kann in MATLAB nach Luenberger entworfen werden. Die Beobachterpole wurden so gelegt, dass die Dynamik schneller ist als die der modellprädiktiven Regelung.

$$\begin{aligned}
\begin{bmatrix} \dot{p} \\ \ddot{m}_p \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & 0 & 0 \\ a_{21} & a_{22} & 0 & -\frac{\rho}{R} \\ 0 & 0 & 0 & -\frac{1}{T_p^2} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p \\ \dot{m}_p \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \dot{m}_{in} \\
\dot{p}_{musk} = \hat{z} = \hat{x}_4 &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p \\ \dot{m}_p \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix}^T \\
\hat{y} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p \\ \dot{m}_p \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix}^T
\end{aligned} \tag{7}$$

2.3 Grundlagen der modellprädiktiven Regelung

Die modellprädiktiven Regelungen (MPR) gehören zu den erweiterten Regelungsstrategien und werden sehr häufig in der Raffinerie- und Chemieindustrie eingesetzt [10]. Sie sind nichtlineare Regelungskonzepte, können aber auch für lineare Regelstrecken angewandt werden. Der Hintergrund der MPR sind mathematische Modelle. Im Bereich der Regelungstheorie besitzen Modelle zwei Hauptaufgaben. Zum einen können sie zu einem tieferen Verständnis des realen Prozesses und der Vorgänge innerhalb dieses Prozesses beitragen und für einen Regelungsentwurf verwendet werden. Zum anderen erlauben Modelle einen Blick in zukünftiges Verhalten. Die Notation der folgenden Rechnung wurde aus [10] entnommen. Basierend auf einem diskreten linearen Zustandsraummodell der Form

$$\begin{aligned}
x(k+1) &= Ax(k) + Bu(k) + Ez(k) \\
y(k) &= Cx(k) \\
u(k) &= u(k-1) + \Delta u(k),
\end{aligned} \tag{8}$$

kann das zukünftige Systemverhalten $y(k+i)$ mit Einfluss der Atemanstrengung des Patienten $Ez(k)$ über den Stellhorizont n_c berechnet werden. Zunächst wird davon ausgegangen, dass die Störgröße $z(k)$ über den Prädiktionshorizont konstant bleibt.

$$\begin{aligned}
y(k+1) &= CAx(k) + CBu(k-1) + CB\Delta u(k) + CEz(k) \\
y(k+2) &= CA^2x(k) + C(A+I)Bu(k-1) + C(A+I)B\Delta u(k) \\
&\quad + CB\Delta u(k+1) + C(A+I)Ez(k) \\
&\quad \vdots \\
y(k+i)|_{i \leq n_c} &= CA^i x(k) + \{C(A^{i-1} + \dots + A + I)B\}u(k-1) \\
&\quad + \sum_{j=1}^i \{C(A^{i-j} + \dots + A + I)B\}\Delta u(k+j-1) \\
&\quad + \{C(A^{i-1} + \dots + A + I)E\}z(k)
\end{aligned} \tag{9}$$

Für den Laufindex $i > n_c$ bleibt die Stellgröße konstant, d.h. $\Delta u(k + i - 1) = 0$. Die Berechnungsvorschrift bis hin zum Prädiktionshorizont n_p lautet:

$$\begin{aligned} y(k + n_p) &= CA^{n_p}x(k) + \{C(A^{n_p-1} + \dots + A + I)B\}u(k - 1) \\ &+ \sum_{j=1}^{n_c} \{C(A^{n_p-j} + \dots + A + I)B\}\Delta u(k + j - 1) \\ &+ \{C(A^{n_p-1} + \dots + A + I)E\}z(k). \end{aligned} \quad (10)$$

In Matrixschreibweise ergibt Gleichung (10)

$$Y(k + 1) = Fx(k) + Gu(k - 1) + H\Delta U(k) + Zz(k) \quad (11)$$

Der Ausgangsvektor $Y(k + 1)$ mit der Dimension $r \ n_p \times 1$ und der Stellgrößenänderungsvektor $\Delta U(k) \in \mathbb{R}^{mn_c \times 1}$ werden definiert als,

$$Y(k + 1) = \begin{bmatrix} y(k + 1) \\ y(k + 2) \\ \vdots \\ y(k + n_p) \end{bmatrix} \quad \Delta U(k) = \begin{bmatrix} \Delta u(k) \\ \Delta u(k + 1) \\ \vdots \\ \Delta u(k + n_c - 1) \end{bmatrix}.$$

Für die Matrizen $F \in \mathbb{R}^{rn_p \times n}$, $G \in \mathbb{R}^{rn_p \times m}$ und $H \in \mathbb{R}^{rn_p \times mn_c}$ gilt,

$$\begin{aligned} F &= \begin{bmatrix} CA \\ CA^2 \\ \vdots \\ CA^{n_p} \end{bmatrix} \quad G = \begin{bmatrix} CB \\ C(A + I)B \\ \vdots \\ C(A^{n_p-1} + \dots + I)B \end{bmatrix} \quad Z = \begin{bmatrix} CE \\ C(A + I)E \\ \vdots \\ C(A^{n_p-1} + \dots + I)E \end{bmatrix} \\ H &= \begin{bmatrix} CB & 0 & \dots & 0 \\ C(A + I)B & CB & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C(A^{n_c-1} + \dots + I)B & C(A^{n_c-2} + \dots + I)B & \dots & CB \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C(A^{n_p-1} + \dots + I)B & C(A^{n_p-2} + \dots + I)B & \dots & C(A^{n_p-n_c} + \dots + I)B \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Für den Entwurf des Stellgrößenänderungsvektor wird das konvexe Gütemaß der Form

$$\begin{aligned} J(\Delta U(k)) &= [Y(k + 1) - Y_R(k + 1)]^T Q_J [Y(k + 1) - Y_R(k + 1)] \\ &+ \Delta U^T(k) R_J \Delta U(k) \end{aligned} \quad (12)$$

minimiert, d.h. die Ableitung von Gleichung (12) zu Null gesetzt. Die Gewichtungsmatrizen $R_J \in \mathbb{R}^{mn_c \times mn_c}$ und $Q_J \in \mathbb{R}^{rn_p \times rn_cp}$ sind positiv definite Matrizen. $Y_R(k + 1)$ beinhaltet den Verlauf der Referenzgröße bis zum Prädiktionshorizont n_p . Die Minimierung des quadratischen Gütefunktional (12) liefert einen optimalen Stellgrößenänderungsvektor

tor $\Delta U(k)$, von dem nur das erste Element $\Delta u(k)$ als Stellgrößenänderung auf das System gegeben wird.

2.4 Erweiterung um einen Integrator

Unbekannte Störgrößen führen zu bleibenden Regelabweichungen, die nach [11] und [12] durch die Einführung eines I-Anteils im Regler verhindert werden können. Der Integrator im Regler hat weiterhin den Vorteil, dass Regelfehler durch Modellungenauigkeiten, Modellvereinfachungen und Fehler in der Schätzung/Messung der Störgröße $z(k)$ minimiert werden. Mit dem zeitdiskreten Integrator der Form

$$x_e(k+1) = x_e(k) + e(k) = x_e(k) + y_R(k) - y(k) = x_e(k) + y_R(k) - Cx(k) \quad (13)$$

wird ein allgemeines Zustandsraummodell erweitert. Es ergibt sich die diskrete Beschreibungsform:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} x(k+1) \\ x_e(k+1) \end{bmatrix}}_{x(k+1)} = \underbrace{\begin{bmatrix} A & 0 \\ -C & 1 \end{bmatrix}}_{A_I} \underbrace{\begin{bmatrix} x(k) \\ x_e(k) \end{bmatrix}}_{x(k)} + \underbrace{\begin{bmatrix} B \\ 0 \end{bmatrix}}_{B_I} u(k) + \underbrace{\begin{bmatrix} E \\ 0 \end{bmatrix}}_{E_I} z(k) + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}}_{B_y} y_R(k) \quad (14)$$

$$y(k) = \underbrace{\begin{bmatrix} C & 0 \end{bmatrix}}_{C_I} \begin{bmatrix} x(k) \\ x_e(k) \end{bmatrix} \quad e(k) = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 1 \end{bmatrix}}_{C_e} \begin{bmatrix} x(k) \\ x_e(k) \end{bmatrix} = x_e(k)$$

2.5 Herleitung des Regelgesetzes

Das Gütefunktion aus Gleichung(12) wird nun um einen zusätzlichen Term, der den quadrierten aufsummierten Regelfehler $E(k)$ gewichtet, erweitert.

$$J(\Delta U(k)) = \underbrace{[Y(k+1) - Y_R(k+1)]^T Q_I [Y(k+1) - Y_R(k+1)]}_{J_1} + \underbrace{\Delta U^T(k) R_I \Delta U(k)}_{J_2} + \underbrace{E(k)^T \alpha E(k)}_{J_3} \quad (15)$$

Das Gütefunktional (15) kann minimiert werden, wenn alle drei Terme $J = J_1 + J_2 + J_3$ abgeleitet und null gesetzt werden. Mit

$$\begin{aligned} Y(k+1) &= F_I x(k) + G_I u(k-1) + H_I \Delta U(k) + Z_I z(k) \\ E(k) &= F_e x(k) + G_e u(k-1) + H_e \Delta U(k) + Z_e z(k) \end{aligned} \quad (16)$$

ergeben sich die Ableitungen der Terme. Die Bildung der Matrizen F_I, G_I, H_I, Z_I erfolgt wie in den Gleichungen beschrieben, nur das jetzt die erweiterten Matrizen A_I, B_I, C_I, E_I verwendet werden. Die Matrizen F_e, G_e, H_e, Z_e werden durch Verwendung der erweiterten Matrix C_e gebildet. Werden alle abgeleiteten Terme nun wieder zusammengesetzt, kann

das Minimum zu

$$0 \stackrel{!}{=} -2H_I^T Y_R(k+1) + 2H_I^T F_I x(k) + 2H_I^T H_I \Delta u + 2H_I^T G_I u(k-1) + 2R_I \Delta U(k) \\ + 2\alpha H_e^T F_e x(k) + 2\alpha H_e^T G_e u(k-1) + 2\alpha H_e^T H_e \Delta U(k) + 2\alpha H_e^T Z_e z(k) \quad (17)$$

berechnet werden. Die Auflösung der Gleichung nach dem Stellgrößenänderungsvektor $\Delta U(k)$ ergibt:

$$\Delta U(k) = (H_I^T Q_I H_I + R_I + H_e^T \alpha H_e)^{-1} \\ [H_I^T Q_I (Y_R(k+1) - F_I x(k) - G_I u(k-1) - Z_I z(k)) \\ - \alpha H_e^T (F_e x(k) + G_e u(k-1) + Z_e z(k))] \quad (18)$$

Die Koeffizienten K^* , K_x , K_u , K_z im Regelgesetz

$$\Delta u(k) = [1, 0, \dots, 0] \Delta U(k) = K^* Y_R(k+1) - K_x x(k) - K_u u(k-1) - K_z z(k) \quad (19)$$

können durch Koeffizientenvergleich mit Gleichung (18) bestimmt werden. Sie ergeben sich zu:

$$K' = [1, 0, \dots, 0] (H_I^T Q_I H_I + R_I + H_e^T \alpha H_e)^{-1} \quad (20)$$

$$K^* = K' H_I^T Q_I \quad (21)$$

$$K_x = K' (H_I^T Q_I F_I + \alpha H_e^T F_e) \quad (22)$$

$$K_u = K' (H_I^T Q_I G_I + \alpha H_e^T G_e) \quad (23)$$

$$K_z = K' (H_I^T Q_I Z_I + \alpha H_e^T Z_e) \quad (24)$$

3 Simulation und Ergebnisse

Eine Simulation wurde in der Simulationsumgebung *MATLAB Simulink* umgesetzt. Dazu wurden alle Teilsysteme implementiert, parametrisiert und die Regelung und der Beobachter entworfen. Die Abtastzeit der hier vorgestellten Regelung beläuft sich auf 5 ms. Die Atemanstrengungen des Patienten können nach belieben eingestellt werden (Atemzugvolumen, Frequenz, usw.). Für diese Untersuchung wurden die Atemanstrengung zum einen so eingestellt, dass sich ein sinusförmiger Patientenfluss einstellt. Zum anderen wurde eine natürliche Atmung imitiert. Die Konfiguration wurde so vorgenommen, dass der Patient ein Atemzugvolumen vom 500 ml besitzt. In der Simulation wurde die modellprädiktive Regelung für verschiedene Patientenmodelle (*R-C*-Kombination) und mit verschiedenen Gewichtungen (α , R_I) entworfen. Die Dynamik der unterlagerten Regelung wurde so gewählt, dass das Rauschen der Stellgröße (Motorspannung) nicht mehr als 2% vom gesamten Stellbereich beträgt. Beispiele für den Verlauf der Atemanstrengung, des zugehörigen Patientenflusses und der Maskendruck sind im folgenden Bild dargestellt. Im unteren Teil des Bildes, in dem die Druckverläufe dargestellt sind, beschreibt die blaue Kurve den Verlauf ohne Berücksichtigung der Atemanstrengung - bei der schwarzen Kurve

wurde die geschätzte Atemanstrengung berücksichtigt.

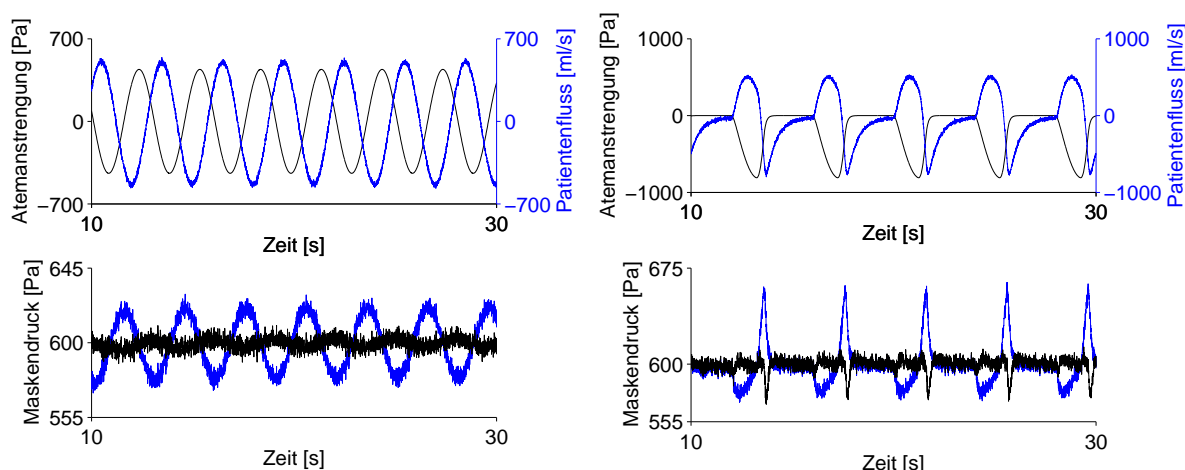


Abbildung 7: Beispielhafter Verlauf der Atemanstrengung und des Patientenfluss: links - sinusförmige Atmung : rechts - natürliche Atmung

Weitere Ergebnisse sind in der Tabelle 1 für verschiedene Patientenmodelle und Gewichtungen dargestellt.

Tabelle 1: Druckabweichung Δp - Atmung A: sinusförmige Atmung - Atmung B/C: natürliche Atmung

R	C	Atmung	Δp [hPa]							
			$\alpha = 7,$ $R_I = 2 \times 10^6$		$\alpha = 70,$ $R_I = 2 \times 10^6$		$\alpha = 70,$ $R_I = 7 \times 10^5$		$\alpha = 7,$ $R_I = 7 \times 10^5$	
			ohne \hat{z}	mit \hat{z}	ohne \hat{z}	mit \hat{z}	ohne \hat{z}	mit \hat{z}	ohne \hat{z}	mit \hat{z}
6	80	A	0,58	0,22	0,42	0,20	0,34	0,19	0,48	0,21
		B	0,93	0,42	0,74	0,44	0,63	0,39	0,78	0,38
		C	0,67	0,30	0,46	0,27	0,38	0,26	0,55	0,27
25	25	A	0,73	0,33	0,50	0,32	0,40	0,37	0,54	0,45
		B	1,14	0,48	0,96	0,53	0,74	0,65	0,84	0,66
		C	0,79	0,39	0,56	0,41	0,50	0,47	0,55	0,45
21	53	A	0,66	0,30	0,47	0,30	0,39	0,35	0,53	0,39
		B	0,93	0,40	0,76	0,43	0,62	0,50	0,73	0,53
		C	0,67	0,34	0,47	0,35	0,44	0,40	0,51	0,38
15	40	A	0,70	0,27	0,48	0,26	0,38	0,31	0,52	0,32
		B	1,10	0,47	0,90	0,48	0,72	0,48	0,84	0,47
		C	0,78	0,36	0,53	0,36	0,47	0,39	0,57	0,37

4 Diskussion

Die vorgestellte Regelungsstrategie eröffnet eine weitere Möglichkeit eine Druckregelung für ein Atemtherapiegerät umzusetzen. Auch ohne Berücksichtigung der Atemanstrengung des Patient konnte eine akzeptable Druckstabilität entwickelt werden. Wird zusätzlich die Atemanstrengung berücksichtigt, konnten die Druckabweichungen in der Maske weiter

signifikant reduziert werden. Im Falle der sinusförmigen Atmung wurde dann die Normanforderung erfüllt. In weiteren Schritten soll das modellprädiktive Regelungskonzept in die Praxis umgesetzt werden. Aufgrund von Modellvereinfachungen und Schätzfehlern wird vermutlich die Verbesserung der Druckstabilität geringer ausfallen, als in der Simulation.

Literatur

- [1] Groontoonk, S.: *Beeinflussung des CPAP-Druckes bei obstruktivem Schlaf-Apnoe-Syndrom durch Gabe von Theophyllin*, Dissertation, Hohe Medizinische Fakultät der Ruhr - Universität Bochum, 2003.
- [2] Lang, F., Lang, P.: *Basiswissen Physiologie*, Springer-Lehrbuch, Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- [3] Staehle, C.: *Einfluss der obstruktiven Schlafapnoe und ihrer Therapie auf die Endothelfunktion*, Dissertation, Medizinischen Klinik I des Marienhospitals Herne Universitätsklinik der Ruhr- Universität Bochum, 2013.
- [4] Peter, J. H., Koehler, U., Grote, L. und Podszus, T.: *Manifestations and consequences of obstructive sleep apnoea*, European Respiratory Journal, 1995.
- [5] Sullivan, C. E., Issa, F. G., Berthon-Jones, M. und Eves, L. : *Reversal of obstructive sleep apnoea by continuous positive airway pressure applied through the nares.*, The Lancet, 1981.
- [6] Schröder, D.: *Elektrische Antriebe - Regelung von Antriebssystemen*, Springer - Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [7] Truckenbrodt, E.: *Fluidmechanik - Grundlagen und elementare Strömungsvorgänge dichtebeständiger Fluide*, Springer - Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [8] Brunner, A. und Bergmann, G.: *Handbuch der Inneren Medizin, Band 4, Teil 1, Erkrankungen der Atmungsorgane*, Springer Berlin/Göttingen/Heidelberg, 1956.
- [9] Ngo, C., Misgeld, B., Vollmer, T., Winter, S. und Leonhardt, S.: *Linear affine lung mechanics model with emphasis on pleural dynamics*, Walter de Gruyter, 2014.
- [10] Adamy, J.: *Nichtlineare Regelungen*, Springer - Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [11] Rau, M.: *Nichtlineare modellbasierte prädiktive Regelung auf Basis lernfähiger Zustandsraummodelle*, Dissertation, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, Technische Universität München, 2003.
- [12] Papageorgiou, M.: *Statische, Dynamische, Stochastische Verfahren für die Anwendung*, Oldenbourg Verlag, München 1996.