

**Ein Beitrag zur patienten-individuellen  
Regelung in Atemtherapiegeräten zur  
Behandlung des obstruktiven  
Schlafapnoesyndroms**

**Dissertation**

zur Erlangung des Grades

Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

der Fakultät für Informatik und Elektrotechnik

der Universität Rostock

**vorgelegt von**

Mathias Scheel

aus Wismar

Rostock, 2021



Dieses Werk ist lizenziert unter einer  
Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz.

**Gutachter:**

Prof. Dr.-Ing. Torsten Jeinsch  
Institut für Automatisierungstechnik,  
Universität Rostock

Prof. Dr. Philipp Rostalski  
Institut für Medizinische Elektrotechnik,  
Universität zu Lübeck

Prof. Dr.-Ing. habil. Olaf Simanski  
Fakultät für Ingenieurwissenschaften,  
Hochschule Wismar

**Jahr der Einreichung:** 2020

**Jahr der Verteidigung:** 2021

## Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als Doktorand und später als Entwicklungsingenieur bei der HOFFRICHTER GmbH in Schwerin.

Ich möchte mich an dieser Stelle bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr.-Ing. Torsten Jeansch vom Institut für Automatisierungstechnik der Universität Rostock, für die Betreuung dieser Arbeit bedanken. Besonderen Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Olaf Simanski von der Forschungsgruppe *Computational Engineering and Automation* der Hochschule Wismar. Die zahlreichen Treffen und vielen wertvollen Ideen, Ratschläge aber auch Kritiken haben zum Gelingen der Arbeit beigetragen. Bei Herrn Prof. Dr. Philipp Rostalski von der Universität zu Lübeck bedanke ich mich für die Übernahme und Erstellung des Zweitgutachtens.

Ebenso Dank möchte ich Herrn Dr.-Ing. Wolfgang Drewelow vom Institut für Automatisierungstechnik der Universität Rostock aussprechen. In vielen Stunden konnten wir zusammen Probleme analysieren, Ideen entwickeln und Lösungsansätze finden, die den Erfolg dieser Arbeit vorangetrieben haben. Von der HOFFRICHTER GmbH sind Herr Andreas Berndt als Standort- und Entwicklungsleiter und sein Vorgänger hervorzuheben, die es mir ermöglicht haben, dieses anwendungsorientierte Thema im Bereich der Regelungstechnik zu bearbeiten.

Insbesondere danke ich meiner Familie, Mutter Ines, Vater Ronald und Schwester Annemarie und vor allem meiner Ehefrau Stefanie für das Motivieren, Antreiben und Unterstützen während der gesamten Bearbeitungszeit. Sie gaben mir in schwierigen Situationen Kraft und haben nicht aufgehört, an mich zu glauben.

Wismar, Mai 2020

Mathias Scheel



## Kurzfassung

Im Bereich der Schlafmedizin wird das obstruktive Schlafapnoesyndrom durch die sogenannte CPAP-(Continuous Positive Airway Pressure) Therapie behandelt. Eine obstruktive Apnoe ist durch einen Verschluss der oberen Atemwege über einen längeren Zeitraum gekennzeichnet. Atemtherapiegeräte erzeugen einen positiven Überdruck, um die oberen Atemwege pneumatisch zu schienen und so einen Verschluss (Obstruktion) zu verhindern. Der geregelte Druck in der Atemmaske wird durch die Atmung des Patienten gestört. Teilweise ist der Einfluss der Atmung so groß, dass viele CPAP-Geräte die geforderten Therapiedrücke nicht einhalten können und dadurch die interne Druckregelung erheblich gestört werden kann.

In der vorliegenden Arbeit werden patienten-individuelle Regelungsansätze zur Regelung des Therapiedruckes vorgestellt. Patienten-individuell bedeutet in dem Sinne, dass sich das Regelungskonzept sowohl an den Patienten als auch an dessen Atmung (Atemmuster) anpassen soll. Dafür wird ein Modell des Atemtherapiesystems und des Patienten hergeleitet. Durch Vorhandensein elektro-mechanischer und pneumatischer Bestandteile im Atemtherapiesystem werden kaskadierte Regelungsstrukturen verwendet. Da die Teilmodelle als lineares bzw. linearisiertes Modell vorliegen, können Verfahren aus der linearen Regelungstheorie angewandt werden.

Als Möglichkeit zur Umsetzung patienten-individueller Regelungskonzepte sind 2 Konzepte besonders interessant. Die modellprädiktive Regelung bewährt sich im Bereich der Raffinerie- und Chemieindustrie. Es können sowohl Stell- und Zustandsbeschränkungen, als auch zukünftige Sollwerte und Störgrößen berücksichtigt werden. Durch das hergeleitete Modell kann die Atemanstrengung als Störgröße geschätzt und anschließend direkt im Regelgesetz verwendet werden.

Durch die Periodizität der menschlichen Atmung wird auch die iterativ lernende Regelung als Regelungskonzept verfolgt. Anhand von Informationen, z. B. des Regelfehlers aus einem bereits abgeschlossenen Atemzyklus, kann Einfluss auf den zukünftigen Zyklus genommen werden. Da die Periodendauer von Atemzug zu Atemzug und auch über Nacht leicht variieren kann, wird das Standard-Lerngesetz angepasst. Vorteil dieser Methode ist, dass das Regelkonzept von Atemzyklus zu Atemzyklus lernt.

Beide Regelungskonzepte werden hinsichtlich Umsetzbarkeit auf einem vorhandenen Atemtherapiegerät untersucht. Es werden sowohl die entwickelten Regelungsverfahren als auch Ergebnisse aus der Simulation, der Erprobung an einem Hardwaresimulator und aus realen Messungen am Patienten in der Arbeit diskutiert.



## Abstract

The obstructive sleep apnoea syndrome is treated using the CPAP-(Continuous Positive Airway Pressure) therapy. An obstructive apnoea is characterized by a collapse of the upper respiratory tracts over a longer period of time. The breathing therapy device generates a positive airway pressure to splint the upper respiratory tracts and to prevent its collapse (obstruction). Many of the existing CPAP-devices cannot maintain the adjusted pressure setpoints, because the internal pressure control is disturbed by the breathing of the patient.

The intention of the thesis is to introduce patient-individual control concepts to maintain the therapy pressure. Patient-individual means, that the control concepts can adapt to the patient as well as to the breathing (breathing pattern). Therefore, a model of the breathing therapy system and the patient is derived. Due to the presence of electro-mechanic and pneumatic parts, a cascaded control environment is used. Since the partial models are available as linear or linearised models, methods from linear control theory can be used.

For implementation of patient-individual control concepts, two methods particularly stand out. The model predictive control proves itself in the field of refinery and chemical industry. Using a model predictive control approach control and state constraints and also future references and disturbances can be considered. The developed model is able to estimate the breathing effort as the disturbance, which is directly included in the control law. These advantages justify the use of this method.

Through the periodicity of human breathing the iterative learning control is also applicable as a control technique. Based on previous information of a completed breathing cycle, the execution of the present one can be influenced. Because the time period may change small from breath to breath or varies more during the night, the standard iterative learning control law is adapted. Advantage of the procedure is the ability to learn from breathing cycle to breathing cycle.

Both control concepts are developed on an existing breathing therapy device for feasibility. The developed control methods as well as the results from the simulation, the tests on a hardware simulator and patient measurements are discussed.



# Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

## Allgemein

$i_a$	[A]	Motorstrom
$\lambda$	–	Gewichtungsfaktor
$\dot{m}_{in}$	[g/s]	Systemmassenfluss
$\dot{m}_{out}$	[g/s]	Leckagemassenfluss
$\dot{m}_p$	[g/s]	Patientenmassenfluss
$n$	[U/min]	Motordrehzahl
$p$	[Pa, hPa]	Druck
$p_m$	[Pa, hPa]	geschätzter Druck in der Maske
$p_0$	[Pa, hPa]	Urdruck
$p_u$	[hPa, mbar]	Umgebungsdruck
$\Delta p$	[Pa, hPa]	Druckdifferenz
$R_s$	[J/kgK]	spezifische Gaskonstante
$R_{st}$	[Pa/ml/s]	allgemein: Strömungswiderstand
$\rho$	[g/cm <sup>3</sup> , kg/m <sup>3</sup> ]	Dichte
$\varrho$	–	Spektralradius
$\bar{\sigma}$	–	Singulärwert
$T_p$	[s]	Periodendauer Atemzyklus
$t_s$	[s]	Abtastzeit
$u_a$	[V]	Motorspannung
$V$	[ml, m <sup>3</sup> ]	Volumen, Volumen des Schlauch-Masken-Systems
$\dot{V}_p$	[ml/s]	Patientenfluss
$W, W_d$	[J]	Energie, Druckenergie
$\omega$	[1/s]	Winkelgeschwindigkeit
$\xi$	–	Formfaktor

## Lungenphysiologie

$C_1$	[ml/Pa]	Lungencompliance
$L_1$	[mbar/l/a]	Lungenträgheit
$p_{(a)}CO_2$	[mmHg]	(arterieller) Kohlenstoffdioxidpartialdruck

$p_{\text{alv}}$	[kPa, Pa]	Alveolardruck
$p_{(\text{a})\text{O}_2}$	[mmHg]	(arterieller) Sauerstoffpartialdruck
$p_{\text{aw}}$	[kPa, Pa]	Atemwegsdruck
$p_{\text{di}}$	[kPa, Pa]	Transdiaphragmaler Druck
$p_{\text{es}}$	[kPa, Pa]	ösophagealer Druck
$p_{\text{ga}}$	[kPa, Pa]	gastraler Druck
$p_{\text{l}}$	[Pa]	Lungendruck
$p_{\text{musk}}$	[Pa]	Atemanstrengung
$p_{\text{pl}}$	[kPa, Pa]	Intrapleuraldruck
$p_{\text{tp}}$	[kPa, Pa]	Transpulmonaler Druck
$R_{\text{l}}$	[Pa/ml/s]	Atemwegswiderstand
$V, V_{\text{AZV}}$	[ml]	Atemzugvolumen, Tidalvolumen
$V_{\text{C}_1}$	[ml]	Volumen durch Lungendehnbarkeit
$V_{\text{l}}$	[m <sup>3</sup> , ml]	Lungenvolumen
$V_{\text{musk}}$	[l]	Volumen durch Atemanstrengung
$\dot{V}_{\text{musk}}$	[l/s]	Volumenänderung durch Atemanstrengung
$W_{\text{iso}}$	[J]	isometrische Atemarbeit
$W_{\text{sys}}$	[J]	systembedingte Atemarbeit
$W_{\text{vol}}$	[J]	Volumenbewegende Atemarbeit

## Regelungstheorie

$\mathbf{A}_{(\text{I})}$	Zustandsraummodell Systemmatrix (erweitert I-Anteil)
$\boldsymbol{\alpha}$	Entwurfsmatrix I-Anteil bei MPR
$\mathbf{B}_{(\text{I})}$	Zustandsraummodell Eingangsvektor (erweitert I-Anteil)
$\mathbf{B}_{\text{d}(I)}$	Zustandsraummodell Störeingangsvektor (erweitert I-Anteil)
$\mathbf{C}_{(\text{I})}$	Zustandsraummodell Ausgangsmatrix (erweitert I-Anteil)
$d(k)$	Störgröße
$\mathbf{d}_j(k), \mathbf{d}_j(t)$	Störgrößenvektor im Iterationsschritt $j$ (diskret, kontinuierlich)
$\mathbf{E}$	Matrix mit Einheitsvektoren
$e(k), e(t)$	Fehler (diskret, kontinuierlich)
$\mathbf{e}_j(k), \mathbf{e}_j(t)$	Fehlervektor im Iterationsschritt $j$ (diskret, kontinuierlich)
$\mathbf{F}_{(\text{I,e})}, \mathbf{G}_{(\text{I,e})}, \mathbf{H}_{(\text{I,e})}, \mathbf{Z}_{(\text{I,e})}$	Entwurfsmatrizen für MPR (erweitert I-Anteil, für Störung)
$\mathbf{G}$	<i>lifted</i> Systemmatrix
$\Gamma$	Lernfaktor bei ILR
$\mathbf{I}$	Einheitsmatrix
$J$	Gütekriterium
$\mathbf{K}$	Kalmanverstärkung
$K_{\text{d}}$	D-Anteil (derivative) bei PD-ILR
$K_{\text{I}}$	I-Anteil (integral) Zustandsregelung
$K_{\text{p}}$	P-Anteil (proportional) bei PD-ILR

$\mathbf{K}_x$	Zustandsrückführungsmatrix der Zustandsregelung
$\mathbf{L}$	Lernmatrix bei ILR
$\mathbf{M}$	Ausblendmatrix bei ILR
$\mathbf{K}_R, \mathbf{K}_x, K_u, K_z$	Reglerparameter MPR
$n_c$	Stellhorizont
$n_p$	Prädiktionshorizont
$\mathbf{O}$	untere Dreiecksmatrix
$\hat{\mathbf{P}}, \tilde{\mathbf{P}}$	Kovarianzmatrix des Schätzfehlers
$\mathbf{Q}_{(I)}$	Gewichtungsmatrix bei MPR (erweitert I-Anteil) oder Kalman Filter, Filtermatrix bei ILR
$\mathbf{R}_{(I)}$	Gewichtungsmatrix bei MPR (erweitert I-Anteil) oder Kalman Filter
$\mathbf{S}$	Filtermatrix bei ILR
$u(k), u(t)$	Eingangsgröße (diskret, kontinuierlich)
$\mathbf{u}_{\text{opt}}(k)$	optimaler Stellgrößenvektor
$\Delta u(k)$	Stellgrößenänderung
$\mathbf{u}_j(k), \mathbf{u}_j(t)$	Eingangsgrößenvektor im Iterationsschritt $j$ (diskret, kontinuierlich)
$u_{\text{max}}$	maximale Stellgröße
$u_{\text{min}}$	minimale Stellgröße
$\bar{\mathbf{u}}_{\text{max}}$	maximaler Stellgrößenvektor
$\bar{\mathbf{u}}_{\text{min}}$	minimaler Stellgrößenvektor
$\Delta \bar{\mathbf{u}}_{\text{max}}$	maximaler Stellgrößenänderungsvektor
$\Delta \bar{\mathbf{u}}_{\text{min}}$	minimaler Stellgrößenänderungsvektor
$V_{\text{Reg}}$	Vorverstärkungsfaktor Zustandsregelung
$\mathbf{W}$	Rechenmatrix für MPR mit Beschränkungen
$\boldsymbol{\omega}$	Rechenmatrix für MPR mit Beschränkungen
$\mathbf{x}(k)$	Zustandsvektor
$x_d$	Zustand Störung
$x_e$	Zustand Regelfehler
$y(k), y(t)$	Ausgangsgröße (diskret, kontinuierlich)
$y_d$	Ausgangsgröße im Störfall
$\bar{\mathbf{y}}_{\text{max}}$	maximaler Ausgangsgrößenvektor
$\bar{\mathbf{y}}_{\text{min}}$	minimaler Ausgangsgrößenvektor
$y_R(k), y_R(t)$	Sollgröße/Referenzgröße (diskret, kontinuierlich)
$\mathbf{y}_{R_j}(k), \mathbf{y}_{R_j}(t)$	Sollgrößenvektor im Iterationsschritt $j$ (diskret, kontinuierlich)

## Abkürzungsverzeichnis

AASM	American Academy of Sleep Medicine
AHI	Apnoe-Hypopnoe-Index
ALOSI	Aktiver Lungen- und ObstruktionsSimulator

APAP	Automatic Positive Airway Pressure
ARDS	Acute Respiratory Distress Syndrome
ASL	Active Servo Lung
ATC	Automatic Tubus Compensation
AZV	Atemzugvolumen, Tidalvolumen
BMI	Body-Mass-Index
bpm	breaths per minute
CHF	Congestive Heart Failure
CO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxid
CoM	Computer-on-Module
COPD	Chronic Obstructive Pulmonary Disease
CPAP	Continous Positive Airway Pressure
ERV	Expiratory Reserve Volume
EMK	elektromotorische Kraft
FDA	Food and Drug Administration
FOT	Forced Oscillation Technique
FRC	Functional Residual Capacity
GKV	Gesetzliche Krankenversicherungen
HFO	High-Frequency-Oscillation
IC	Inspiratory Capacity
ICSD	International Classification of Sleep Disorder
ILR	Iterative lernende Regelung
IRV	Inspiratory Reserve Volume
LQG	Linear Quadtratic Gaussian
MDS	Medizinischer Dienst des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen
MDS-Hi	bezeichnet eine Prüfmethode im GKV-Hilfsmittelverzeichnis
MPL	Maximum Path Length
(L)MPR	(Lineare) Modellprädiktive Regelung
OSAS	Obstruktives Schlafapnoesyndrom
PCV	Pressure Controlled Ventilation
PID-Regler	proportional-integral-derivativ Regler
PWM	Pulsweitenmodulation
(N)REM	(Non) Rapid Eye Movement
RV	Residual Volume
SBAS	Schlafbezogene Atmungsstörungen
SBHHS	Schlafbezogene Hypoventilations- und Hypoxämiestörungen
SISO	Single Input Single Output
TLC	Total Lung Capacity
VC	Vital Capacity
VCV	Volume Controlled Ventilation
VdK	ehemals Verband der Kriegsbeschädigten, Deutschlands größter Sozialverband
VT, TV	Tidalvolumen
ZSAS	Zentrales Schlafapnoesyndrom

# Inhaltsverzeichnis

Vorwort . . . . .	i
Kurzfassung . . . . .	iii
Abstract . . . . .	v
<b>Symbol- und Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>vii</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Medizinischer Hintergrund . . . . .	2
1.1.1 Krankheitsbild . . . . .	2
1.1.2 Sozioökonomische Bedeutung des Schlafapnoesyndroms . . . . .	5
1.1.3 Behandlungsmöglichkeiten . . . . .	6
1.2 Stand der Technik der CPAP-Therapie . . . . .	9
1.3 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit . . . . .	12
<b>2 Prozessbeschreibung</b>	<b>15</b>
2.1 Beschreibung des Atemtherapiesystems . . . . .	15
2.2 Maximaldruckerzeugung eines Radialventilators . . . . .	17
2.3 Physiologie der Atmung . . . . .	19
2.3.1 Volumen bei der Atmung . . . . .	22
2.3.2 Grundelemente der Patientenlunge . . . . .	23
<b>3 Modellierung der pneumatischen Systeme</b>	<b>25</b>
3.1 Modellierungsansatz A . . . . .	26
3.2 Modellierungsansatz B . . . . .	32
3.3 Modellvergleich . . . . .	34
3.4 Fazit . . . . .	36
<b>4 Grundlagen der modellprädiktiven Regelung</b>	<b>37</b>

4.1	Grundidee der modellprädiktiven Regelung . . . . .	37
4.2	Erweiterungen des modellprädiktiven Regelungsansatzes . . . . .	41
4.2.1	Einfluss von bekannten/messbaren Störgrößen . . . . .	41
4.2.2	Einfluss von unbekanntem Störgrößen . . . . .	41
4.2.3	Erweiterung um einen Integrator . . . . .	42
4.2.4	Begrenzung von Stell- und Zustandsgrößen . . . . .	45
<b>5</b>	<b>Grundlagen der iterativ lernenden Regelung</b>	<b>47</b>
5.1	Grundidee der iterativ lernenden Regelung . . . . .	47
5.2	Die <i>Lifted</i> -System-Darstellung der ILR . . . . .	49
5.3	Konvergenz . . . . .	50
5.4	Entwurfsverfahren . . . . .	51
5.4.1	Inversionsmethode . . . . .	51
5.4.2	PD-ILR Methode . . . . .	52
5.5	Erweiterung der ILR für Systeme mit variabler Zykluslänge . . . . .	52
5.6	Anordnung der ILR in geschlossenen Regelkreisen . . . . .	53
5.7	Weiterführende Literatur . . . . .	53
<b>6</b>	<b>Patienten-individuelles Regelungskonzept</b>	<b>55</b>
6.1	Vorstellung der unterlagerten Regelung . . . . .	56
6.1.1	Beschreibung des Strom-Regelungskonzeptes . . . . .	56
6.1.2	Beschreibung des Drehzahl-Regelungskonzeptes . . . . .	57
6.1.3	Beschreibung des Systemmassenfluss-Regelungskonzeptes . . . . .	58
6.2	Beschreibung des Druck-Regelungskonzeptes . . . . .	58
6.2.1	Linearisierung im Arbeitspunkt . . . . .	59
6.2.2	Bildung des Zustandsraummodells . . . . .	60
6.2.3	Analyse des Zustandsraummodells . . . . .	61
6.2.4	Identifizierung der Lungenparameter . . . . .	63
6.2.5	Rekonstruktion der Atemanstrengung . . . . .	66
6.2.6	Anforderungen an die Güte der Druckregelung . . . . .	71
6.3	Patienten-individuelle Regelungsstrategie I: Modellprädiktive Regelung, MPR	72
6.3.1	Wahl der Horizonte . . . . .	73
6.3.2	Wahl der Entwurfsmatrizen . . . . .	73
6.3.3	Entwurf der modellprädiktiven Reglerparameter . . . . .	74

---

6.4	Patienten-individuelle Regelungsstrategie II: Iterativ lernende Regelung, ILR	75
6.4.1	Entwurf des Reglers für stationäre Genauigkeit . . . . .	76
6.4.2	Entwurf der ILR . . . . .	78
6.4.3	Erweiterung der ILR durch Teilung des Atemzuges . . . . .	79
6.5	Simulative Untersuchung der patienten-individuellen Regelungskonzepte . .	81
6.5.1	Signalflussplan der Simulation . . . . .	81
6.5.2	Regelungsergebnisse . . . . .	84
6.5.2.1	Beschreibung der Testszenarien . . . . .	84
6.5.2.2	Ergebnisse der modellprädiktiven Regelung . . . . .	85
6.5.2.3	Ergebnisse der iterativ lernenden Regelung . . . . .	90
6.5.3	Vergleich der Regelungskonzepte anhand der Simulationsergebnisse	94
<b>7</b>	<b>Experimentelle Untersuchung der Regelungskonzepte</b>	<b>95</b>
7.1	Praktische Aspekte der Implementierung . . . . .	95
7.2	Praktische Untersuchung am Hardwaremodell . . . . .	96
7.2.1	ASL 5000 Breathing Simulator . . . . .	96
7.2.2	Aufbau der Testumgebung . . . . .	99
7.2.3	Regelungsergebnisse . . . . .	102
7.2.3.1	Ergebnisse zur Überprüfung der Anforderungen . . . . .	102
7.2.3.2	Ergebnisse bei sinusförmiger Atmung . . . . .	103
7.2.3.3	Ergebnisse bei natürlicher Atmung . . . . .	105
7.2.3.4	Einfluss der Parameterschätzung auf die Druckabweichung	107
7.2.3.5	Ergebnisse im Vergleich zu existierenden Geräten . . . . .	109
7.3	Praktische Untersuchung am Patienten . . . . .	110
7.3.1	Aufbau der Testumgebung . . . . .	110
7.3.2	Regelungsergebnisse . . . . .	111
7.4	Vergleich der Regelungskonzepte anhand der Messergebnisse . . . . .	115
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>117</b>
<b>A</b>	<b>Parameter und Kenngrößen</b>	<b>121</b>
A.1	Motorparameter . . . . .	121
A.2	Ventilatorparameter . . . . .	122
<b>B</b>	<b>Messergebnisse ASL 5000 Breathing Simulator</b>	<b>123</b>

---

B.1	Testaufbau . . . . .	123
B.2	Ergebnisse bei sinusförmiger Atmung mit MPR-Ansatz . . . . .	124
B.3	Ergebnisse bei sinusförmiger Atmung mit ILR-Ansatz . . . . .	124
B.4	Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit MPR-Ansatz . . . . .	125
B.5	Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit ILR-Ansatz . . . . .	126
<b>C</b>	<b>Matlabcode der patientenindividuellen Regelungen</b>	<b>127</b>
C.1	Codebeispiel der modellprädiktiven Regelung in Matlab . . . . .	127
C.2	Codebeispiel der iterativ lernenden Regelung in Matlab . . . . .	130
<b>D</b>	<b>Linearisierung der Zustandsgleichungen</b>	<b>135</b>
	<b>Bilderverzeichnis</b>	<b>142</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>143</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>153</b>
	<b>Publikationsliste</b>	<b>155</b>

# Kapitel 1

## Einleitung

Die Automatisierungs- und Regelungstechnik in der Medizin bietet heute vielfältige Möglichkeiten, eine optimale, individualisierte Therapie für den Patienten zu realisieren und die Arbeit des Fachpersonals zu erleichtern. Medizinische Regelungssysteme bieten hier wesentliche Vorteile, wie:

- kontinuierliche Überwachung des Patienten,
- automatische, zeitnahe und individuelle Anpassung der Parameter, z. B. Beatmungsparameter des Beatmungsgerätes, bei Änderungen des Patientenzustandes,
- Entlastung des Personals,
- Fehlervermeidung und damit verbunden Verbesserung der Patientensicherheit sowie
- mögliche Kostenreduktionen durch kürzere Liegezeiten auf z. B. der Intensivstation.

Darüber hinaus ergibt sich eine Standardisierung der Therapie mit verringerter intra- und interindividueller Variabilität. Da derartige Regelungssysteme im Gegensatz zum Menschen kontinuierlich arbeiten, wird unter allen Bedingungen eine gleichbleibende Ausführung sich wiederholender Aufgaben ermöglicht, was letztlich ebenfalls zur Verbesserung der Patientensicherheit beiträgt.

Bereits seit den 50er Jahren werden Regler in Medizingeräten eingesetzt. So hat ein Temperaturregler im Beatmungsgerät Baby-Pulmotor Oxitherm „8970“ die Lufttemperatur zwischen 25 °C und 40 °C geregelt [1]. Obwohl große Fortschritte für modellbasierte Regler bzw. patienten-individuelle Regler seit einigen Jahrzehnten gemacht werden, gelten die technischen Regelkreise als Stand der Technik und werden immer noch, wie seit den 50er Jahren, in aktiven Medizinprodukten eingesetzt. Die technischen Regelkreise umfassen die Gruppe von Regelungssystemen, bei denen eine technische bzw. physikalische Größe, z. B. Druck oder Fluss, geregelt wird und der Patient als Störübertragungsfunktion auf die Regelgröße wirkt. Die Anwendungsbereiche medizintechnischer Regelungssysteme umfassen fast alle Bereiche der Gesundheitsversorgung. Sie liegen in praktisch allen medizinischen Fachdisziplinen und reichen von Prävention über ambulante, prähospitale, stationäre Versorgung bis zu Rehabilitation und chronischer Heimtherapie.

Beatmungs- und Atemtherapiegeräte gehören zu den am häufigsten eingesetzten Medizinern zur Organunterstützung. Sie werden in unterschiedlichsten Ausführungen in der Notfallversorgung, im Operationssaal, auf der Intensivstation, aber auch in der chronischen Heimtherapie eingesetzt.

Die künstliche Beatmung ist eine Form der positiven Überdruckbeatmung, bei der mittels eines Beatmungsgerätes sauerstoffhaltige Luft in den Patienten gedrückt wird, um ein angemessenes Niveau des arteriellen Sauerstoffpartialdruckes ( $p_a\text{O}_2$ ) und des arteriellen Kohlenstoffdioxidpartialdruckes ( $p_a\text{CO}_2$ ) aufrecht zu halten [2]. Zugleich kann die Spontanatmung unterstützt oder sogar komplett vom Beatmungsgerät übernommen werden. Indikationen für eine künstliche Beatmung sind Narkose, Atem-/HerzKreislaufstillstand, schwerwiegende chronische Erkrankungen (z. B. Atemnotsyndrom des Erwachsenen (ARDS - Acute Respiratory Distress Syndrome)), schwere Traumata (Verletzungen) oder Intoxikationen (Vergiftungen) [2, 3]. Die Grundidee der künstlichen Beatmung besteht in der Erzeugung unterschiedlicher positiver Druckniveaus für die Einatemphase (Inspiration), um die Luft in die Lunge hineinzupressen und einem geringeren Druck für die Ausatemphase (Expiration), um die verbrauchte Luft abzulassen [4, 5]. Diese Konstellation nennt sich druckkontrollierte Beatmung (engl. PCV - Pressure Controlled Ventilation). Daneben gibt es zahlreiche Erweiterungen, um z. B. auch bei einem Spontanatemversuch eine Inspirationsphase auszulösen. Bei der volumenkontrollierten Beatmung (engl. VCV - Volume Controlled Ventilation) wird über eine positive Druckzugabe versucht, ein bestimmtes Tidalvolumen (Atemzugvolumen) zu applizieren [4].

Daneben gibt es Atemtherapiegeräte, die zur Behandlung von chronisch obstruktiven Lungenerkrankung (engl. COPD - chronic obstructive pulmonary disease), Asthma oder bei obstruktiven schlafbezogenen Atmungsstörungen verwendet werden [6, 7]. Je nach Schweregrad der Erkrankung werden sogenannte CPAP (Continuous Positive Airway Pressure)-Geräte, die einen kontinuierlichen positiven Überdruck erzeugen oder Bilevel-Geräte, die genau wie Beatmungsgeräte im druckkontrollierten Modus zwei unterschiedliche Druckniveaus generieren, eingesetzt. Erweiterungen, wie z. B. APAP (Automatic Positive Airway Pressure)-Geräte nehmen anhand des aktuellen Patientenzustandes die Druckeinstellungen selbstständig vor.

Die obstruktiven schlafbezogenen Atmungsstörungen und deren Behandlung ist Inhalt der hier vorliegenden Arbeit. Weitere medizinische Hintergründe werden in den nächsten Abschnitten behandelt.

## 1.1 Medizinischer Hintergrund

### 1.1.1 Krankheitsbild

Schlafbezogene Atmungsstörungen (SBAS) sind Störungen der Atmung, die während der Nacht auftreten und somit die Erholungsfunktion des Schlafs beeinträchtigen. Durch die steigende Prävalenz innerhalb der Bevölkerung werden erhebliche Kosten durch die Behandlung ihrer Komplikationen verursacht. Die "International Classification of Sleep

Disorders, 3. Version“ (ICSD-3) listet das obstruktive Schlafapnoesyndrom (OSAS), das zentrale Schlafapnoesyndrom (ZSAS) und schlafbezogene Hypoventilations- und Hypoxämiestörungen (SBHHS) als schlafbezogene Atmungsstörungen auf [8]. Hypoventilations- und Hypoxämiestörungen sind durch lang anhaltende Zeiträume mit arterieller Sauerstoffsättigung charakterisiert, ohne dass die Beteiligung von Apnoen und Hypopnoen nachweisbar ist [9]. Der Begriff Apnoe kommt aus dem Griechischen und bedeutet, dass die Atmung zum Erliegen kommt und kein Austausch sauerstoffhaltiger Luft zwischen Lunge und Umgebung stattfindet – man spricht auch von einem Atemstillstand. Eine Hypopnoe bezeichnet eine Reduzierung des Atemflusses auf mindestens 70 % des Ausgangswertes [10]. Sowohl Apnoe als auch Hypopnoe haben eine Dauer von mindestens zehn Sekunden [11]. Die zentrale Schlafapnoe hingegen ist durch einen Atemstillstand beschrieben, wobei auch keine Atemanstrengungen von Thorax und Zwerchfell stattfinden. Demgegenüber beschreibt das obstruktive Schlafapnoesyndrom einen wiederholten Verschluss (Obstruktion) der oberen Atemwege durch den Verlust des Muskeltonus im Bereich des Pharynx (Rachen), während die Atemaktivität von Thorax und Zwerchfell weiterhin aktiv ist [12, 8] (s. Bild 1.1 [13]). Durch die Obstruktion der Atemwege kann keine sauerstoffhaltige Luft in die Lunge gelangen. Die Prävalenz des OSAS beträgt bei Erwachsenen mittleren Alters von 30-60 Jahren bei Frauen ca. 2 % und bei Männern ca. 4 % [12, 9]. Durch die nächtlichen

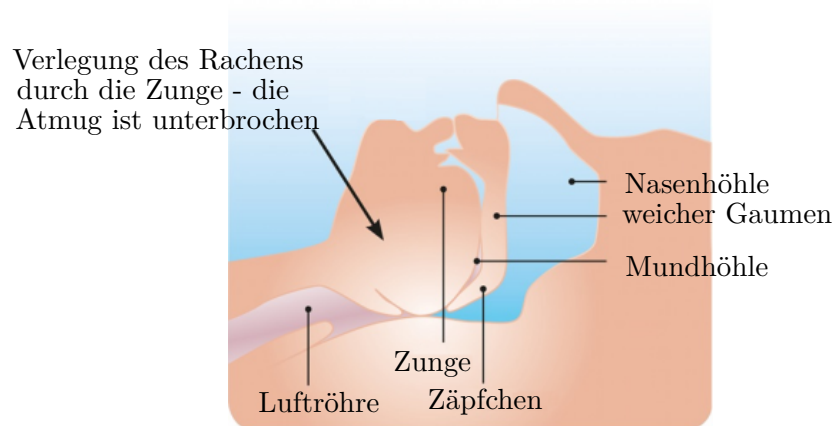


Bild 1.1: Obstruktion der oberen Atemwege

Atenaussetzer sinkt der Sauerstoffgehalt und steigt der  $\text{CO}_2$ -Gehalt im Blut und verursacht wiederholte Aufweckreaktionen (Arousals) als eine automatische Alarmfunktion des Körpers. Die Folge ist, dass Patienten häufiger mit Atemnot erwachen, um den Mangel an Sauerstoff und den Überschuss an  $\text{CO}_2$  zu regulieren. Die Erholungsfunktion des Schlafes ist somit durch die Unterbrechung der Schlafstruktur erheblich gestört. Die American Academy of Sleep Medicine (AASM) veröffentlichte im Jahr 2007 Kriterien, nach denen der Schlaf in fünf verschiedene Schlafstadien inklusive des Wachzustandes unterteilt werden kann [14].

**Schlafstadium REM** Der REM-Schlaf (Rapid Eye Movement) ist die Phase, in der am häufigsten geträumt wird. Charakterisiert wird diese Phase durch die schnellen Augenbe-

wegungen, die mit einem erhöhten Blutdruck und mit unregelmäßiger Herzfrequenz und Atmung in Verbindung stehen.

**Schlafstadium NREM** Das Schlafstadium NREM (Non Rapid Eye Movement) unterteilt sich in drei Phasen, wobei die schnellen Augenbewegungen ausbleiben, Traumerlebnisse nur selten vorhanden sind und die Gehirnaktivität abnimmt. Die NREM 1 beschreibt den Übergang zwischen Wachen und Schlafen, das Stadium NREM 2 den stabilen Schlaf und die Stadien NREM 3 und NREM 4, die meistens zusammengefasst werden, den Tiefschlaf. Die Tiefschlafphasen sind für einen erholsamen Schlaf besonders wichtig, da die Leistungsfähigkeit gestärkt und das Immunsystem regeneriert wird.

Die Anteile der Schlafstadien variieren mit Alter und Geschlecht. Aus Tabelle 1.1 geht hervor, dass mit steigendem Alter der Anteil der Tiefschlafphasen NREM 3 und NREM 4 deutlich zurückgeht und zugleich der Anteil des Wachzustandes und der Schlafstadien NREM 1 und NREM 2 zunimmt [15]. In Tabelle 1.2 ist der prozentuale Anteil der Schlafstadien für verschiedene Altersgruppen nach Geschlecht dargestellt [16]. Die Anteile für wach, REM und NREM 1 sind über das Alter und das Geschlecht ähnlich. Unterschiede gibt es beim Geschlecht in den Stadien NREM 2 und NREM 3-4. Während in der NREM 3-4 Phase der Anteil mit dem Alter bei männlichen Probanden sinkt, so steigt er bei weiblichen Probanden.

Tabelle 1.1: Beispielhafte Zusammensetzung des Schlafes verschiedener Altersgruppen und von OSAS-Patienten (Angabe in %)

	Alter 20	Alter 60	OSAS
wach	1	8	10
REM	28	23	10
NREM 1	5	10	25
NREM 2	45	57	55
NREM 3-4	21	2	0

Tabelle 1.2: Beispielhafte Zusammensetzung des Schlafes verschiedener Altersgruppen, Einteilung nach Geschlecht: m – männlich, w – weiblich (Angabe in %)

Alter	bis 54		55 bis 61		62 bis 70		ab 71	
	m	w	m	w	m	w	m	w
wach	2,1	1,8	1,9	1,6	2,6	1,7	2,6	2,0
REM	19,5	20,9	19,1	20,2	18,4	19,3	17,8	18,8
NREM 1	5,8	4,6	6,3	5,0	7,1	5,0	7,6	4,9
NREM 2	61,4	58,5	64,5	56,2	65,2	57,3	66,5	57,1
NREM 3-4	11,2	14,2	8,2	17,0	6,7	16,7	5,5	17,2

Patienten, die unter dem obstruktiven Schlafapnoesyndrom leiden, erreichen durch das ständige Aufwachen die Tiefschlafphasen gar nicht erst. Für gewöhnlich setzt sich der menschliche Schlaf aus drei bis fünf Zyklen mit NREM-Phasen zusammen, die durch drei bis fünf Zyklen mit REM-Phasen unterbrochen werden. Die zeitliche Abfolge der REM und NREM Schlafstadien ergibt das Schlafprofil, das sogenannte Hypnogramm [14]. Der NREM-Schlaf überwiegt in der ersten Hälfte der Nacht, wobei der REM-Schlaf die zweite Hälfte dominiert. Die erste Tiefschlafphase startet unmittelbar nach der Einschlafphase. Die Dauer nimmt mit Voranschreiten des Schlafprozesses ab. Das Schlafprofil eines gesunden und eines OSAS-Patient ist beispielhaft in Bild 1.2 dargestellt [17]. Die nächtli-

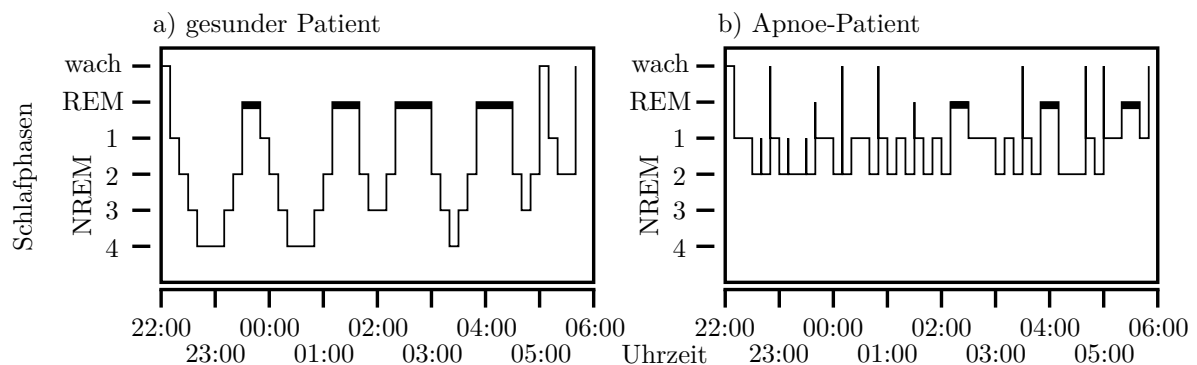


Bild 1.2: Schlafprofil eines gesunden Patienten (links) und eines Apnoe-Patienten (rechts)

chen Atemaussetzer führen nicht 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 [18, 19, 20]. Durch Schlafmangel kann das OSAS Arbeitsunfälle hervorrufen, die Lebensqualität senken und eine große Gefahr im öffentlichen Straßenverkehr durch Sekundenschlaf am Steuer darstellen. Zur Beurteilung des Schweregrads des Schlafapnoesyndroms wird der Apnoe-Hypopnoe-Index (AHI) herangezogen, der die durchschnittliche Anzahl von Apnoen und Hypopnoen pro Stunde beschreibt [15]. Ein AHI kleiner 5/h gilt als normal, da auch gesunden Menschen nächtliche Atemaussetzer haben. Ein AHI von 5 – 15/h gilt als mildes, von 15 – 30/h als mittelschweres und größer 30/h als schweres Schlafapnoesyndrom.

### 1.1.2 Sozioökonomische Bedeutung des Schlafapnoesyndroms

In den Vereinigten Staaten von Amerika belaufen sich die Mehrkosten durch Nichtbehandlung eines OSAS auf 3,4 Mrd. US-Dollar pro Jahr [21]. Durch eine Behandlung des OSAS kann z.B. das Unfallrisiko gesenkt werden. Sassani et al. zeigen, dass in den USA im Jahr 2000 800.000 Fahrer in von OSAS assoziierte Unfälle verwickelt sind [22]. Dies führt zu einem Unfallschaden von 15,9 Mrd. US-Dollar und kostet 1400 Menschen das Leben. Die Behandlung aller Fahrer mit einem OSAS würde nur 3,18 Mrd. US-Dollar kosten und 980 Menschen das Leben retten.

Rejon-Parrilla et al. bestätigen für 2014 eine ähnliche positive Kostenentwicklung durch eine Behandlung [23]. Im Verlauf von 14 Jahren spart die Behandlung 1328,95 € (973 Pfund) pro Patienten. Zurückzuführen ist die Ersparnis auf eine Minimierung des Schlaganfallrisikos (49%), Herzerkrankungen (46%) und des Risiko für Arbeitsunfälle um 31%. Nach einer Untersuchung aus Österreich [24] entstehen durch die Behandlung von Schlafapnoe sowie durch die assoziierten Erkrankungen dem Gesundheitssystem Kosten in Höhe von 154 Mio. € pro Jahr. Gleichzeitig entstehen der österreichischen Volkswirtschaft 1,3 Mrd. € an indirekten Kosten pro Jahr durch Produktivitätsausfälle, Arbeits- und Verkehrsunfälle. Im Rahmen der Krankheitskostenrechnung des Statistischen Bundesamts der Bundesrepublik liegen für das Jahr 2002 die Schätzung der direkten Kosten in Deutschland für die Behandlung von „Schlafstörungen“ in der Höhe von 700 Mio. € [25]. Die indirekten Kosten werden für Deutschland auf mehrere Milliarden Euro geschätzt. Nach einer Untersuchung des Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin belaufen sich im Jahr 1998 die Kosten arbeitsbedingter Erkrankungen in Deutschland auf ca. 28 Mrd. € [26]. Einer Studie aus Australien zur Folge sind ca. 9,1% der Kosten (2,55 Mrd. €) auf OSAS bedingte Ausfälle zurückzuführen [27]. Zusätzlich wird durch eine Behandlung des OSAS das Lebensgefühl und die Lebenserwartung verbessert. Laut dem „Consulting Report for the British Lung Foundation“ kann mit einer Behandlung die Überlebensrate der Patienten um 25% gesteigert werden [23]. Die aufgeführten Untersuchungen bestätigen, dass jede positive Änderung sowohl in der Diagnostik als auch in der Therapie des OSAS eine erhebliche sozioökonomische Bedeutung haben.

### 1.1.3 Behandlungsmöglichkeiten

Im folgenden Abschnitt werden einige Behandlungsmöglichkeiten vorgestellt. Dazu zählen die Ernährungsumstellung und körperliche Fitness, die Muskelstimulation, die Protrusionsschiene, die operativen Eingriffe und die Überdrucktherapie.

**Ernährungsumstellung und körperliche Fitness** Die körperliche Verfassung spielt bei OSAS-Patienten eine wichtige Rolle und kann den Schweregrad des Schlafapnoesyndroms beeinflussen. Laut [28] haben 60–90% der OSAS-Patienten einen Body Mass Index (BMI) größer 28. Fettanlagerungen im Pharynx, im Thorax und im Abdomen zählen zu den Hauptursachen des obstruktiven Schlafapnoesyndroms. Eine Gewichtsreduktion kann dazu beitragen, dass der AHI auf kurze Sicht gesenkt wird, da der Bereich der oberen Atemwege erweitert wird. In [7] können nur 10% der Patienten das reduzierte Gewicht über einen Zeitraum von 5 Jahren beibehalten. Eine weitere Ursache der obstruktiven Schlafapnoe bedingt der abendliche Alkoholenuss und die Einnahme schlaffördernder Medikamente [14]. Durch die relaxierende und sedierende Wirkung dieser Stoffe können vor allem die obstruktiven schlafbezogenen Atmungsstörungen (Schnarchen, OSAS) verschlimmert werden.

**Muskelstimulation** Die Muskelstimulation wird seit den letzten Jahren entwickelt, um eine Obstruktion der oberen Atemwege zu verhindern [14]. Es wird die These aufgestellt, dass eine Stärkung der Muskulatur in den oberen Atemwegen zur Behandlung des OSAS genutzt werden kann, da dann ein Kollabieren der Atemwege verhindert wird. Bei OSAS-Patienten wird gezeigt, dass sie sogar im Wachzustand einen höheren Muskeltonus im Bereich der Mundbodenmuskulatur aufweisen. Der Zungenmuskelschrittmacher basiert auf der Stimulation des Zungenschlundnervs (Nervus hypoglossus) und soll verhindern, dass die Zunge in der Einatemphase zurückfällt und den Rachenraum verschließt [6, 29]. Über einen Sensor wird die Einatmung registriert und ein Stimulationsimpuls an den Zungenschlundnerv abgegeben. Nach den ersten Machbarkeitsstudien aus dem Jahr 2001 wird das Verfahren 2014 von der amerikanischen Gesundheitsbehörde FDA (Food and Drug Administration) zugelassen [30].

**Protrusionsschiene** Die Protrusionsschiene, zumeist Unterkiefer-Protrusionsschiene genannt, zählt zu den intraoralen Applikatoren, die dazu verwendet werden, die oberen Atemwege mechanisch zu schienen [14]. Diese speziellen Zahnschienen werden in Schweden und den USA seit über 20 Jahren eingesetzt [31]. Die Protrusionsschiene wird in den Mund gelegt und haftet an den Zähnen von Ober- und Unterkiefer. Die Vorverlagerung des Unterkiefers, das sogenannte Progenieren, von ca. 2 – 9 mm sorgt dafür, dass die oberen Atemwege im Pharynx mechanisch erweitert werden [32]. Die Erfolgsaussichten der Therapie liegen bei ca. 50 % [32] bis 65 % [14] und werden jüngst sogar bei mittelschwerem und sogar schwerem OSAS versuchsweise eingesetzt. Entscheidend für den Therapieerfolg ist die Auswahl der Patienten entsprechend den anatomischen Voraussetzungen (ausreichender Unterkiefervorschub, Zahnstatus, Übergewicht) [14].

**Operative Eingriffe** Das Interesse der Patienten an operativen Eingriffen ist durch die eingeschränkte Akzeptanz der konservativen Behandlungsmöglichkeiten (Protrusionsschiene, Überdrucktherapie) gestärkt. Die Chirurgie der Nase ist ein Routineeingriff und ist bei ca. 20 % der OSAS-Patienten erfolgreich. Damit kann das obstruktive Schnarchen um ca. 40 % gesenkt werden [14]. Die Weichgaumenchirurgie ist der Hauptansatzpunkt bei der Behandlung schlafbezogener Atmungsstörungen. Zum einen ist die Vibration des Weichgaumens Ursache für die Geräuschenstehung beim primären Schnarchen und zum anderen ist die Obstruktion im Bereich des Weichgaumens eine häufige Beobachtung [14]. Bei mittlerem oder schwerem obstruktiven Schlafapnoesyndrom ist eine Obstruktion im Bereich des Weichgaumens häufig mit einer Verlegung der Atemwege im Bereich des Zungengrundes verknüpft. Ähnlich der Protrusionsschiene, die eine Vorverlagerung des Unterkiefers bewirkt, kann auch in der Kieferchirurgie ein operativer Eingriff die Vorverlagerung bewirken [14]. Die Kieferchirurgie ist jedoch mit einem hoch invasiven Eingriff verbunden, weswegen die Akzeptanz gering ist. Trotz alledem können Erfolgschancen von bis zu 90 % erwartet werden, weshalb dieses Verfahren auch zu den effektivsten Verfahren bei der Behandlung des obstruktiven Schlafapnoesyndroms zählt.

**Überdrucktherapie** Die kontinuierliche Überdrucktherapie ist die Standardtherapie zur Behandlung des OSAS und wird als bevorzugte Behandlung gewählt. Unter den Medizinern zählt sie als „Goldstandard“. Hierbei wird das obstruktive Schlafapnoesyndrom durch einen kontinuierlichen positiven Überdruck (Continuous Positive Airway Pressure - CPAP) behandelt [33]. Der Überdruck wird dem Patienten durch ein Atemtherapiegerät entgegengebracht. Der Druck in den oberen Atemwegen, welcher im Bereich von 4-20 hPa über Atmosphärendruck liegt, soll einen Verschluss des Rachens als häufigsten Auslöser der Atemunterbrechung verhindern. Die Anwendungsdauer dieser Therapie ist in der Regel lebenslang. Die Funktion des positiven Überdruckes ist in Bild 1.3 dargestellt [34]. Im nächsten Abschnitt wird der aktuelle Stand der Technik der CPAP-Therapie beschrieben.

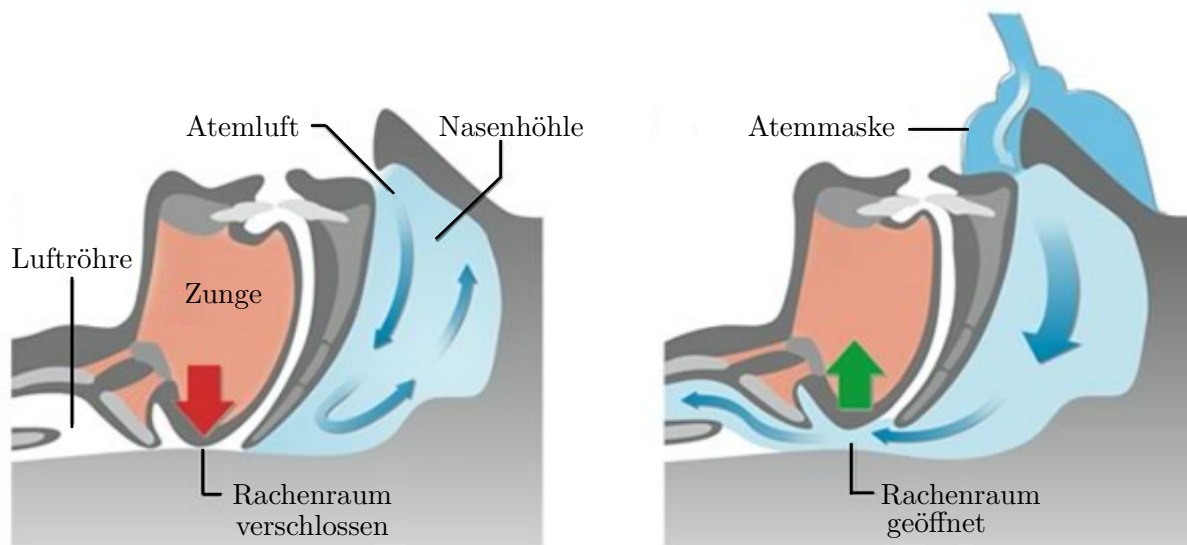


Bild 1.3: Funktionsweise des kontinuierlichen Überdruckes - links: Atemwege sind verschlossen - rechts: Atemwege werden durch den Überdruck pneumatisch gesiebt

## 1.2 Stand der Technik der CPAP-Therapie

Für die Bereitstellung bzw. Erzeugung des benötigten Überdruckes kommen zwei unterschiedliche Verfahren zur Anwendung. Das von Boussignac im Jahre 1989 vorgestellte Verfahren kommt ohne elektrische Energie aus, benötigt dafür aber komprimierte Luft oder komprimierten Sauerstoff in Form einer Hochdruckflasche oder eines Hochdruckanschlusses [35]. Über einen Zylinder, welcher mit der Atemmaske verbunden ist, wird das komprimierte Gas durch mehrere Verengungen beschleunigt und erzeugt Turbulenzen. Diese Turbulenzen erzeugen einen steuerbaren Druck, den CPAP-Druck, der durch die Durchflussrate geregelt werden kann. Anwendung findet dieses Verfahren vor allem in der Notfallmedizin zur Behandlung der kongestiven Herzinsuffizienz (CHF - congestive heart failure) oder der chronischen obstruktiven Lungenerkrankung (COPD - chronic obstructive pulmonary disease) [36]. Für die Anwendung im Heimbereich zur Behandlung des OSAS ist dieses Verfahren jedoch aufgrund der benötigten Hochdruckquelle ungeeignet.

Das zweite Verfahren wird aus Gründen der Mobilität und des Einsatzgebietes im Heimbereich bevorzugt verwendet. Diese Geräte haben ein eingebautes Gebläse, welches den Überdruck eigenständig erzeugen kann. Das Gebläse kann über den Motor gesteuert und der erzeugte Druck damit geregelt werden. Die Grundidee der CPAP-Geräte, die erstmals im Jahre 1981 von Sullivan eingeführt wird, besteht darin, einen kontinuierlichen positiven Überdruck zu erzeugen [33]. In [33] wird gezeigt, dass dieser Überdruck, verabreicht über eine Nasenmaske, eine Obstruktion im Bereich des Pharynx verhindern kann. Im heutigen Sprachgebrauch spricht man auch von einer „pneumatischen Schienung“ der oberen Atemwege [37]. Obwohl sehr hohe Erfolgsraten von über 95 % verbucht werden, ist die Akzeptanz der CPAP-Therapie eingeschränkt. Nur ca. 50 % der Patienten nutzen das Atemtherapiegerät dauerhaft [38]. Unter anderem beklagen sich die Patienten über die Geräusentwicklung des CPAP-Gerätes und über zu hoch eingestellte Therapiedrucke.

Im Regelfall wird der Therapiedruck so vorgegeben, dass eine Obstruktion der Atemwege in allen Schlafpositionen und Schlafstadien verhindert werden soll. Dadurch kann aber der eingestellte Therapiedruck zeitweise höher als der tatsächlich benötigte Druck sein. Ein zu hoher Therapiedruck verursacht vermehrt Nebenwirkungen. Ein Leistungsmerkmal der Atemtherapiegeräte ist es, den vorgegebenen Solldruck in bestimmten Grenzen zu halten. Durch die Ein- und Ausatmung des Patienten wird dieser Druck in der Maske gestört. Laut [39] und [40] halten nur wenige Geräte die eingestellten Therapiedrucke ein – bei vielen ist die Regelung des Maskendruckes unzureichend und für die OSAS-Therapie aufgrund zu großer Druckschwankungen ungeeignet. Die Folge ist, dass vom Fachpersonal zu hohe Therapiedrucke eingestellt werden, um eine sichere Öffnung des Pharynx zu garantieren. Dies führt zu einer deutlich höheren Ausatemarbeit und damit zu einem unangenehmen Atemgefühl für den Patienten - manche setzen sogar die Maske während der Schlafens wieder ab. Auf der anderen Seite kann der Druck in der Maske während der Einatemphase zu weit absinken, sodass ein Kollaps der oberen Atemwege nicht mehr verhindert werden kann. Zu große Druckschwankungen in der Maske mindern den Patientenkomfort, was die Akzeptanz der CPAP-Therapie deutlich einschränkt.

Anhand eines standardisierten Testablaufs werden in [39] CPAP-Geräte führender Hersteller untersucht und verglichen. In [41] wird die Druckstabilität von CPAP-Geräten nach DIN EN ISO 17510-1:2009-07 untersucht. Gemäß der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi im Hilfsmittelverzeichnis der gesetzlichen Krankenversicherungen (GKV) darf die Druckdifferenz bei einem Therapiedruck im Bereich von 4 hPa bis 10 hPa nicht größer als 0,5 hPa sein – bei Therapiedrücken ab 10 hPa wird die Grenze auf 1,0 hPa festgelegt. Der VdK-Fachverband Schlafapnoe fordert sogar eine Druckstabilität von maximal 0,6 hPa über alle Therapiedrücke [42]. Die Tabelle 1.3 fasst die Anforderungen an die Druckstabilität noch einmal zusammen. Die Atmung des Patienten wird durch den *Aktiven Lungen- und*

Tabelle 1.3: Anforderungen an die dynamische Druckstabilität bei verschiedenen Therapiedrücken

Therapiedruck in hPa	Dynamische Druckstabilität nach MDS in hPa	Dynamische Druckstabilität nach VdK in hPa
$< 10$	$\leq 0,5$	$\leq 0,6$
$\geq 10$	$\leq 1,0$	$\leq 0,6$

*ObstruktionsSimulator ALOSI* mit einer Frequenz von 20 Atemzügen pro Minute (bpm – breaths per minute), einem Atemzugvolumen von 500 ml und einem I/E-Verhältnis von 1 (Verhältnis von Inspirationsdauer zu Expirationsdauer) nachgebildet [39]. Es werden keine aktiven Ausatemhilfen und kein Atemluftbefeuchter verwendet und die Geräte werden auf einen Therapiedruck von 4 hPa eingestellt. Für verschiedene Geräte ergibt sich die in der Tabelle 1.4 gezeigte Druckstabilität. Die dynamische Druckstabilität gibt die Druckabweichung in der Maske an. Dabei werden pro Atemzug die Differenz aus positiver Druckabweichung und negativer Druckabweichung zum mittleren gemessenen Therapiedruck bestimmt. Im weiteren Verlauf meinen die Begriffe Druckabweichung, Druckdifferenz, Druckstabilität oder Kurzzeitgenauigkeit die Regelabweichung in der Maske, die mit  $\Delta p_m$  in [hPa] oder [Pa] angegeben wird, wobei 1 hPa = 100 Pa beträgt.

Eine Weiterentwicklung der CPAP-Geräte sind die APAP-Geräte (Automatic Positive Airway pressure), die den Therapiedruck automatisch an den niedrigsten Druck anpassen, um eine Obstruktion zu verhindern. Dabei zeigt sich in [39] auch, dass die Geräte den Therapiedruck bei auftretenden Obstruktionen der Atemwege nicht ausreichend erhöhen, sodass der Patient keine ausreichende Versorgung mit sauerstoffhaltiger Atemluft erhält. Weiterhin erfolgen Druckveränderungen teilweise unabhängig vom Obstruktionsgrad oder erst nach dem Ende von Obstruktionen. In weiteren klinischen Studien wird zusätzlich gezeigt, dass bisherige APAP-Systeme im Vergleich zu Standard-CPAP-Systemen sowohl zu einer geringeren Sauerstoffsättigung führen, also auch eine erhöhte Anzahl von Hypopnoe-Ereignissen zulassen [43]. Von der American Academy of Sleep Medicine wird empfohlen, APAP-Systeme nicht bei kongestiver Herzinsuffizienz, Atemwegserkrankungen, Patienten mit nächtlicher Sauerstoffentsättigung oder bei Patienten mit einer Ronchopathie einzusetzen [44].

Tabelle 1.4: Dynamische Druckstabilität verschiedener CPAP-Geräte

Hersteller	Gerät	Dynamische Druckstabilität $\Delta p_m$ in hPa
Weinmann	SOMNOcomfort	0,43
RESMED	minni MAX nCPAP	0,50
HEINEN + LÖWENSTEIN	Somnia	0,54
HEINEN + LÖWENSTEIN	Somnia 2	0,54
FLO	xPAP	0,57
Weinmann	SOMNOcomfort 2	0,57
RESPIRONICS	Somnia 2	0,67
RESPIRONICS	REMstar Pro M-Serie	0,74
RESMED	AutoSet	0,75
RESMED	S8 Elite	0,86
Fischer&Paykel	SleepStyle 200	0,90

Als möglicher Anhaltspunkt die Druckregelung der CPAP-Geräte zu verbessern, um den Patienten ein angenehmes Atemgefühl zu garantieren, ist die Entwicklung und Umsetzung einer patienten-individuellen Regelung. Die Umsetzung der Druckregelung kann hardwarebasiert, d. h. durch eine elektronische Schaltung, oder softwarebasiert, d. h. mit Hilfe von Algorithmen (Rechenvorschrift), erfolgen. Die hardwarebasierten Regler werden häufig im industriellen Umfeld eingesetzt. Solche Regler erfüllen unter Normbedingungen zwar die Regelgüte, passen sich aber aufgrund fest verbauter Bauteile nicht an. Die in der Entwicklungsphase des Reglers einmal eingestellte Dynamik kann somit nicht auf die Bedürfnisse des Patienten und auf die große Patientenvariabilität reagieren, weshalb unter Normalbedingungen, im Schlaflabor und bei der nächtlichen Therapie zu Hause mit deutlich größeren Abweichungen zu rechnen ist. Ein weiterer Nachteil ist, dass ein Stelleingriff erst bei einer gemessenen Regelabweichung erfolgt.

Mit steigender Rechenleistung heutiger Mikrocontroller nehmen die softwarebasierten Regler immer mehr den Platz der hardwarebasierten Regler ein – so auch bei elektrischen Medizinprodukten. In einem Projekt der Technischen Universität München wird ein modellbasiertes Regelungskonzept entwickelt [45]. Es wird zunächst ein Modell hergeleitet, was den Zusammenhang zwischen Druck und Motorspannung beschreibt. Anhand dieser Ein-/Ausgangsbeziehung wird dann eine modellgestützte Steuerung entworfen, die bei Vorgabe eines Solldruckes eine Motorspannung errechnet, um das System in diesen Arbeitspunkt zu führen. Dies ermöglicht eine schnelle Reaktion auf Sollwertänderungen. Um den Regelfehler durch die Atmung des Patienten und durch Approximationsfehler zu verringern, wird weiterhin ein Proportional-Integral-Regler (PI-Regler) für verschiedene Arbeitspunkte entworfen. In einem Test wird die Funktionalität der Druckregelung gezeigt. Bei realer Atmung eines Probanden ergibt sich bei einem Therapiedruck von 8 hPa eine Regelabweichung von ca.  $\pm 1$  hPa. Bei einem zweiten Probanden mit deutlich größerer Atemanstrengung erhöht sich die Druckabweichung in der Maske auf  $\pm 2$  hPa. Die hohen Abweichungen sind damit zu begründen, dass bei diesem Regelungskonzept nicht auf die Bedürfnisse des Patienten eingegangen wird. Jegliche Beziehungen zwischen der Druckerzeugung des Gerätes und der Atmung des Patienten werden nicht berücksichtigt.

Den Nutzen patienten-individueller und modellbasierter Regelungskonzepte zeigen mehrere wissenschaftliche Arbeiten [46, 47, 48, 49]. In der künstlichen Beatmung, die zur Versorgung eines Patienten bei unzureichender oder nicht vorhandener Spontanatmung dient, wird die Lunge des Patienten durch ein mathematisches Modell nachgebildet. Ein Modell bietet nicht nur den Ausgangspunkt für einen modellbasierten Regelungsentwurf, sondern bietet auch die Möglichkeit den zukünftigen Verlauf der Ausgangsgröße vorherzusagen, zu präzisieren.

In [46] wird das Modell dazu verwendet, den maximalen Druck vorherzusagen, um eine Schädigung der Lunge zu verhindern. Ein softwarebasierter Patientensimulator, der die physiologischen Vorgänge des Patienten abbildet, wird in [47] vorgestellt. Neben der Atemmechanik wird dazu auch der Gasaustausch und die Hämodynamik modelliert sowie die Interaktion zwischen den Modellen berücksichtigt. Anhand der entwickelten Simulationsumgebung kann eine künstliche Beatmung mit verschiedenen Krankheitsbildern und Beatmungsparametern simuliert werden. Damit soll es möglich sein, Regelungskonzepte für die mechanische Beatmung zu entwickeln und zu validieren. In [48] wird für die volumenkontrollierte Beatmung ein Patientenmodell inklusive möglicher Leckagen geschätzt und als Basis für den Entwurf verschiedener Regelstrategien verwendet. Aufgrund der nichtlinearen Verhältnisse und der großen Variabilität an Lungenparametern wird ein Multi-Modell-Ansatz verfolgt und die Regelergebnisse eines robusten PI-Reglers, eines gesteuert-adaptiven Reglers und eines modellgestützten prädiktiven Reglers verglichen. Für ein HFO (High-Frequency-Oscillation) Beatmungsgerät wird in [49] ein LQG (Linear Quadratic Gaussian) Zustandsregler entworfen, um auf spontane Atemversuche des Patienten zu reagieren. Dadurch sollen die Abweichungen des mittleren Atemwegsdruckes durch die Spontanatmung schnellstmöglich kompensiert werden. Der Patient wird in Analogie zu einem elektrischen Ersatzschaltbild als Widerstands-Kapazität-Netzwerk modelliert. Auf dieses Modell wird in Kapitel 3.2 genauer eingegangen.

Die HOFFRICHTER GmbH verfügt über eigene Patente zur Steuerung und Regelung von CPAP-Geräten mit geräteinterner Sensorik. Die Patente beschreiben zum einen Vorrichtungen und Funktionalitäten zur Erzeugung eines positiven Atemwegsdruckes, der dem Patienten über Atemschlauch und Atemmaske entgegengebracht wird. Zum anderen wird das Verfahren zur Kompensation von Druckverlusten an externen Zubehörgeräten (Schlauch, Anfeuchter) beschrieben, ohne dass dazu der Druck in der Patientenanschlussstelle (Maske) gemessen wird. Ein Verfahren zur druckschlauchlosen Messung wird in den gängigen CPAP-Geräten heutzutage eingesetzt.

### 1.3 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Druckregelung patienten-individuell zu gestalten, d. h. auf die Bedürfnisse des Patienten zu reagieren, um damit die Druckabweichungen in der Maske zu reduzieren. Als ein möglicher Ansatz zur Verbesserung der Druckregelung wird ein modellbasiertes Regelungskonzept entwickelt, wobei das Modell die Wechselwirkungen zwischen der gerätespezifischen Druckerzeugung, den patientenspezifischen Lungeneigenschaften und der Atemanstrengung beschreibt. Anhand des Modells wird dann

ein Regelungskonzept erarbeitet, welches die Atemanstrengungen des Patienten berücksichtigen kann. Ein weiterer Ansatz für die Umsetzung einer patienten-individuellen Regelung bietet die iterativ lernende Regelung. Diese kann für zyklisch wiederholende Prozesse verwendet werden und minimiert durch wiederholtes Lernen die Regelabweichung zwischen Soll- und Istgröße. Durch die Verbesserung der Druckregelung im Atemtherapiegerät soll zudem der Patientenkomfort gesteigert werden, um die Akzeptanz der CPAP-Therapie zu erhöhen. Da nun mehr Patienten ihr Gerät dauerhaft nutzen werden, können Risiken von Folgeerkrankungen reduziert und deren entstehende Behandlungskosten für das Gesundheitssystem gesenkt werden.

Im folgenden Kapitel werden der schematische Aufbau des Atemtherapiesystem dargestellt und die wesentlichen Bestandteile näher erläutert. Zudem wird auf die Physiologie der Atmung eingegangen, um die Wechselwirkungen zwischen dem Gerät und den Patienten aufzuzeigen. In Kapitel 3 werden das pneumatischen Teilsystem Schlauch und Maske und das Teilsystem Patient modelliert. Sie bilden die Ausgangsgröße für das benötigte Modell, welches die Wechselwirkungen zwischen Druckerzeugung und Patientenatmung beschreibt. Grundlegende Modellgleichungen werden dazu der Literatur entnommen und ein eigener Ansatz für die Gesamtprozessbeschreibung verfolgt. Kapitel 4 und 5 behandeln einige Grundlagen der modellprädiktiven und der iterativ lernenden Regelung. Neben den grundlegenden Regelungsgesetzen werden einige Modifikationen und Erweiterungen aus der Literatur aufgezeigt. Auf Basis der verschiedenen Bestandteile und des hergeleiteten Modells werden in Kapitel 6 mögliche Ansätze für die patienten-individuellen Regelungsansätze entwickelt. Es werden zudem die verwendete kaskadierte Regelungsumgebung erläutert und die entwickelten Regelungskonzepte in MATLAB Simulink erprobt. Dafür werden alle Bestandteile und Komponenten, die auch im realen Gerät zu finden sind, durch mathematische Gleichungen beschrieben. Die prototypische Umsetzung wird in Kapitel 7 vorgestellt und am Hardwaresimulator und an freiwilligen Probanden getestet. Dabei wird auf die verwendete Hardware eingegangen. Eine Zusammenfassung und ein Ausblick schließen die Arbeit ab.



# Kapitel 2

## Prozessbeschreibung

### 2.1 Beschreibung des Atemtherapiesystems

In diesem Kapitel werden die Funktionsweise sowie die Systemkomponenten des in Kapitel 7 verwendeten Atemtherapiegerätes der HOFFRICHTER GmbH vorgestellt und erklärt. Eine erste Unterteilung des Atemtherapiesystems lässt sich in einen elektro-mechanischen Teil und einen pneumatischen Teil vornehmen. Der elektro-mechanische Teil, das Herzstück dieses CPAP-Gerätes, besteht aus einem Gleichstrommotor mit Gebläseaufsatz. Die Ansteuerung erfolgt über eine Transistorbrückenschaltung, die über pulsweitenmodulierte Signale gesteuert wird. Auf der Welle des Motors befindet sich ein Radialventilator, der durch die Drehbewegung des Motors einen Überdruck erzeugt. Er ist zugleich die Verbindung zwischen den Teilsystemen. Motor und Radialventilator werden zusammen als Gebläse bezeichnet. Durch die Druckdifferenz zwischen Gebläse und dem Rest des Systems (Schlauch, Patient oder auch Atmosphäre) entsteht ein Ausgleichsvolumenstrom bzw. Ausgleichsmassenstrom, im Folgenden Systemmassenfluss  $\dot{m}_{in}$  bezeichnet.

Der Therapieschlauch und die Atemmaske verbinden das Gerät mit dem Patienten. Der funktionelle Aufbau ist im folgenden Schema dargestellt.

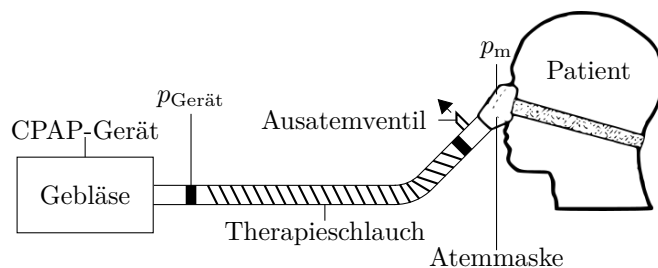


Bild 2.1: Schematische Darstellung des Atemtherapiesystems

An der Maske befindet sich ein Ausatemventil, das den Leckagemassenfluss  $\dot{m}_{out}$  erzeugt, um die Expiration des Patienten zu erleichtern. Das Ausatemventil bietet weiterhin den Vorteil, dass verbrauchte, ausgeatmete Luft nicht in das Gerät zurückfließt und

in der nächsten Inspiration wieder eingeatmet wird, sondern der Umgebungsluft direkt zugeführt wird. Die Komponenten Schlauch, Ausatemventil, Maske und Patient bilden den pneumatischen Teil des Gesamtsystem. Die Hauptaufgabe des Atemtherapiegerätes besteht darin, den mit dem Gebläse erzeugten Druck dem Patienten entgegenzubringen, um die oberen Atemwege pneumatisch zu schienen. Die Messung des Druckes erfolgt hier direkt am Gerät  $p_{\text{Gerät}}$  und nicht am Patienten. Aufgrund von Verlusten bei durchströmten Leitungen, muss der Verlustdruck zwischen Patient und Gebläse kompensiert werden, damit der gewünschte Therapiedruck in der Maske herrscht. Ein Vorteil dieser Methode ist, dass keine Verbindungsschläuche (Druckmessschläuche) abknicken oder durch Absonderungen von Schleim und Feuchtigkeit (Kontaminierung) verstopfen können. Das vermindert den Reinigungsaufwand und ist damit in der Heimanwendung geeignet. Wird der Druck nicht ordnungsgemäß gemessen, kann die Überdrucktherapie versagen und eine Obstruktion nicht verhindert werden. Daher ist es üblich, den Druck am/im Gerät zu messen und den Maskendruck  $p_m$  zu schätzen.

Der physikalische Vorgang der Druckerzeugung lässt sich anhand der in Bild 2.2 dargestellten Wirkungskette grafisch beschreiben. Innerhalb dieser Wirkungskette sind die

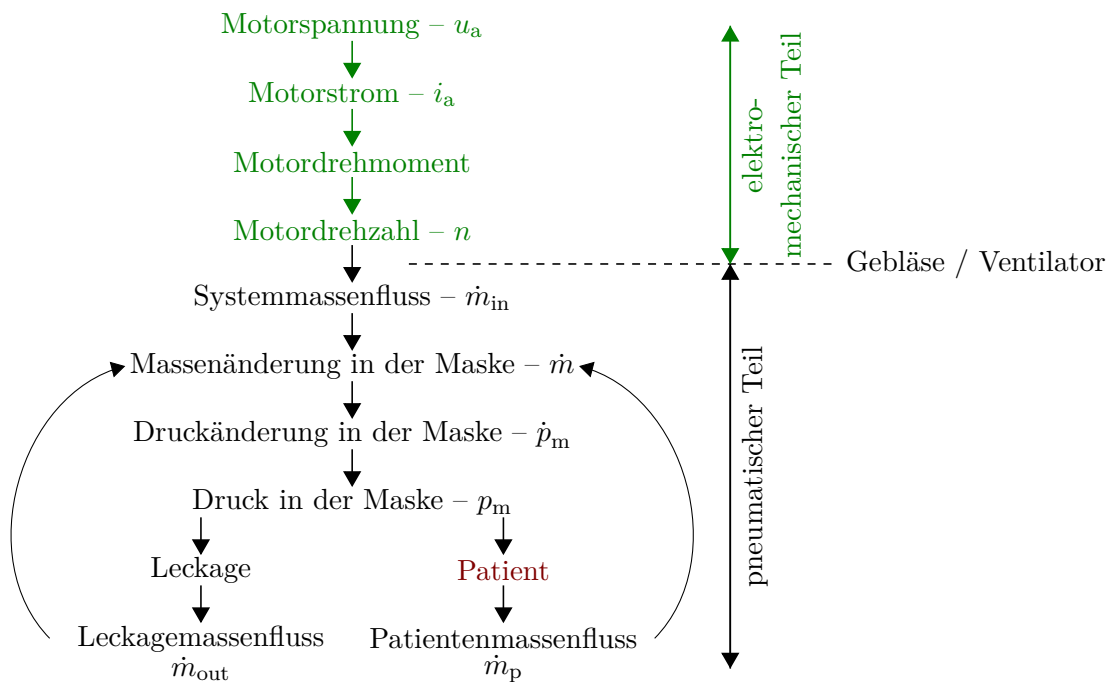


Bild 2.2: Wirkungskette der Druckerzeugung im Atemtherapiesystem und Einfluss des Patienten auf den Maskendruck

Teilsysteme Elektromechanik und Pneumatik und die vier Zustandsgrößen Strom  $i_a$ , Drehzahl  $n$ , Systemmassenfluss  $\dot{m}_{\text{in}}$  und Maskendruck  $p_m$  wiederzufinden. Als Farbkodierung, die im weiteren Verlauf der Arbeit immer wieder zu finden ist, wird folgendes festgelegt: die Elektromechanik und das Gebläse sind mit grün, das Schlauchsystem und die Pneumatik mit schwarz und der Patient rot dargestellt.

Der Patient bzw. die Atmung des Patienten wird als störende Größe in diesem System aufgefasst. In der Inspirationsphase herrscht zwischen Atmosphäre und Lunge eine positive Druckdifferenz. Dadurch wird Luft in die Lunge gesaugt. Bei der Expiration ist das genau umgekehrt. Dieser Luftstrom, im folgenden Patientenmassenfluss  $\dot{m}_p$  genannt, stört den Druck in der Maske. Während der Inspiration sinkt der Druck in der Maske – während der Expiration steigt er. Da eine zu große Druckabweichung in der Maske als störend und unangenehm empfunden wird und den Erfolg der Therapie lindern kann, darf die Druckdifferenz (vgl. Abschnitt 1.2) bestimmte Grenzen nicht überschreiten.

## 2.2 Maximaldruckerzeugung eines Radialventilators

Strömungsmaschinen zählen zu den Fluidenergiemaschinen, die durch Aufbringen von kinetischer Energie Gase und Flüssigkeiten (Fluide) nach den Gesetzen der Strömungslehre in Bewegung versetzen [50]. Ventilatoren, oder auch Gebläse, werden zur Förderung von Luft und zur Druckerhöhung in der Atemtherapie eingesetzt.

Die für diese Arbeit wichtigste Gruppe der Ventilatoren sind die Radialventilatoren. Bei Radialventilatoren durchströmt die Luft das Laufrad zunächst axial und im allgemeinen drallfrei, d. h. die Geschwindigkeitskomponente in Umfangsrichtung ist null. Im Nachhinein wird der Luftstrom durch einen Druckstutzen in die radiale Richtung umgelenkt. Durch die unterschiedlichen Ein- und Austrittsdurchmesser des Ventilatorrades erfahren die Luftmoleküle durch die Zentrifugalkraft eine Beschleunigung, die zu einem zusätzlichen Anteil im Druck führen. Diese Bauart wird vor allem da eingesetzt, wo hohe Drücke und niedrige Volumenströme gebraucht werden. In Bild 2.3 sind der Aufbau und die charakteristische Kennlinie (Druck-Fluss-Kennlinie) eines Radialventilators dargestellt.

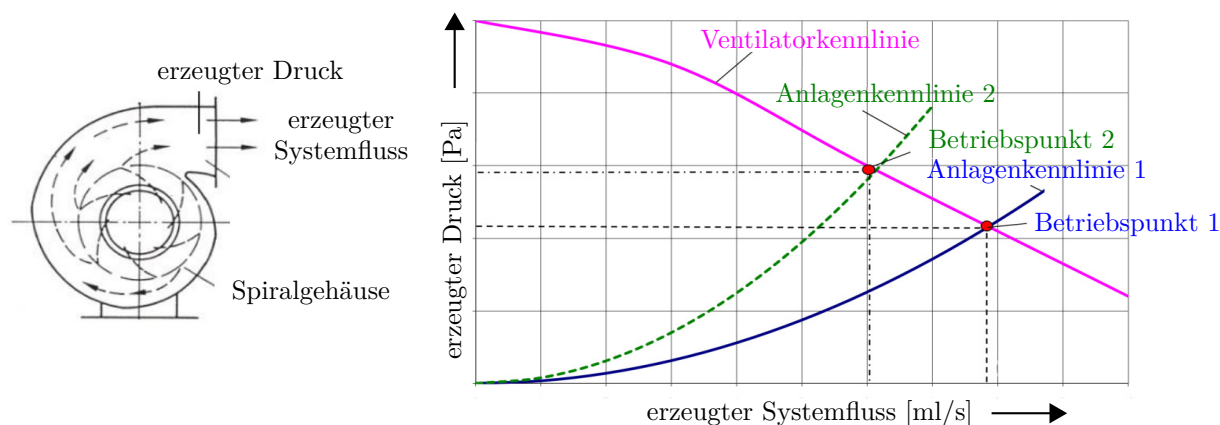


Bild 2.3: Schematischer Aufbau (links) und Anlagenkennlinie (rechts) eines Radialventilators, - Druck-Fluss-Verlauf bei maximaler Drehzahl und unterschiedlichen Luftauslässen, - - Verlauf bei konstantem Luftauslass 1 bei unterschiedlichen Drehzahlen, - Verlauf bei konstantem Luftauslass 2 und unterschiedlichen Drehzahlen (variiert nach [50])

Die Anlagenkennlinie eines Ventilators stellt die Abhängigkeit des Druckes vom Volumenstrom dar. Der Druck, den das Gebläse bei einem Volumenstrom von 0 ml/s maximal erzeugen kann, wird auch Maximaldruck  $p_0$  genannt und ist nur von der Geometrie des Ventilators und der Motordrehzahl abhängig. Ausgehend von der Zentrifugalkraft kann die Kraft  $F$  eines auf dem Radius  $r$  mit der Bahngeschwindigkeit  $v$  bewegenden Luftteilchens der Masse  $m$  berechnet werden [51].

$$F = \frac{mv^2}{r} \quad (2.1)$$

Mit dem Weg-Zeit-Gesetz  $v = s/t$  und der Einbringung des Umfanges  $U$  der Kreisbahn und der Drehfrequenz  $f$  des Ventilators

$$v = \frac{s}{t} = Uf = 2\pi r f \quad (2.2)$$

ergibt sich die Kraft zu

$$F = 4mr\pi^2 f^2. \quad (2.3)$$

Die Arbeit  $W$  ist das Wegintegral über die Kraft und da die Luftteilchen vom Eintrittsradius  $r_1$  zum Austrittsradius  $r_2$  aufgrund der Drehbewegung des Ventilators beschleunigt werden, kann diese berechnet werden [52].

$$W = \int F ds = 4m\pi^2 f^2 \int_{r_1}^{r_2} r dr = 4m\pi^2 f^2 \left( \frac{1}{2} r_2^2 - \frac{1}{2} r_1^2 \right) = 2m\pi^2 f^2 (r_2^2 - r_1^2) \quad (2.4)$$

In der Strömungslehre ergibt sich die Druckenergie aus dem Produkt von Druck und Volumen.

$$W_d = pV \rightarrow p = \frac{W_d}{V} \quad (2.5)$$

Da durch den Druckstutzen die kinetische Energie in Druckenergie umgewandelt wird, kann die Gleichung (2.4) in die Gleichung (2.5) eingesetzt werden und liefert unter Berücksichtigung der Luftdichte  $\rho = \frac{m}{V}$

$$p = 2\rho\pi^2 f^2 (r_2^2 - r_1^2). \quad (2.6)$$

Die hier aufgezeigte Herleitung hat die Annahmen, dass die Strömung reibungsfrei und die Schaufelanzahl unendlich ist. Unter Berücksichtigung von Verlusten ist der Maximaldruck auch von der Bauform des Gehäuses, der Schaufelanzahl und der Schaufelstellung abhängig. Diese Größen werden in einem Formfaktor  $\xi$  zusammengefasst. Da der Formfaktor  $\xi$ , der Eintritts- und Austrittsradius und die Kreiszahl  $\pi$  Konstanten sind, sind diese zu einer Ventilatorkonstanten  $K_{Ventilator}$  zusammengefasst. Somit ergibt sich der Maximaldruck zu:

$$p_0 = 2\rho(r_2^2 - r_1^2)\xi\pi^2 f^2 = \rho K_{Ventilator} f^2. \quad (2.7)$$

Durch Aufnahme der Druckkurve in Abhängigkeit der Drehfrequenz bei einer bestimmten Luftdichte  $\rho$  kann die Ventilatorkonstante  $K_{Ventilator}$  ermittelt werden. Ein Leistungsmerkmal der Radialventilatoren ist die Anlagenkennlinie, welche die Druckerzeugung in Abhängigkeit des geförderten Systemflusses für verschiedene Arbeitspunkte darstellt. Diese ist in Bild 2.3 rechts dargestellt.

## 2.3 Physiologie der Atmung

Die Atmung ist eine teils autonom regulierte, teils willkürlich beeinflusste Körperfunktion und beschreibt die Gesamtheit der an der Sauerstoffaufnahme und für den oxidativen Abbau von Nährstoffen beteiligten Vorgängen [53]. Sie umfasst folgende Teilprozesse:

- äußere Atmung – Gasaustausch zwischen der umgebenden Atmosphäre und dem Blut,
- innere Atmung – Gasaustausch zwischen dem Blut und den Zellen,
- Zellatmung – Vorgänge der biologischen Oxidation in den Zellen.

In höher entwickelten Spezies, deren Zellen nicht direkt mit dem äußeren Milieu verbunden sind, haben sich Transport- und Umwandlungssysteme für den Gasaustausch entwickelt. Die äußere und innere Atmung stellen keine Transportsysteme dar, sondern Diffusionsprozesse. Die Diffusion eines Gases erfolgt durch das Partialdruckgefälle von Orten höheren zu solchen niederen Druckes. Die Atemanstrengungen des Patienten führen zu periodischen Volumenänderungen in der Lunge. Der Vorgang der Inspiration (Luft wird eingeatmet) und Expiration (Luft wird ausgeatmet) wird Ventilation genannt.

Anhand verschiedener Drücke und Druckdifferenzen in der Lunge, kann der Ablauf eines Atemvorganges beschrieben werden. In Bild 2.4 sind einige wichtige Drücke dargestellt.

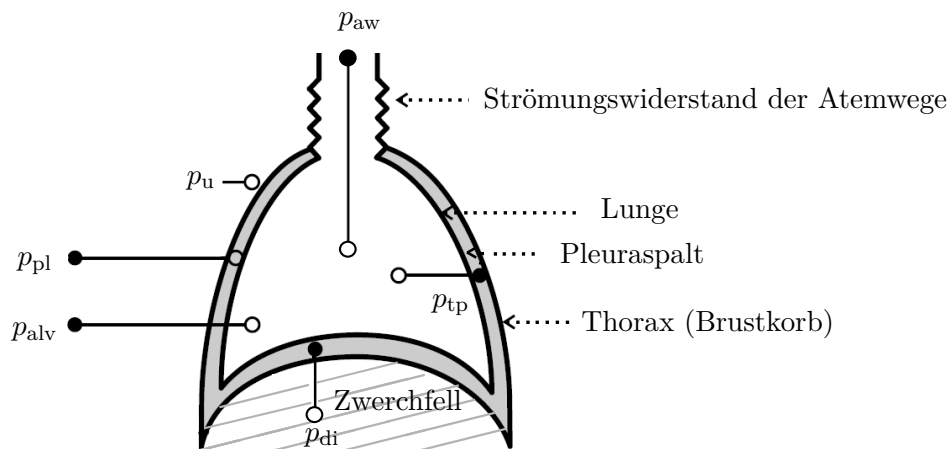


Bild 2.4: Kennzeichnung der wichtigsten Drücke in der Lunge, die am Vorgang der Atmung beteiligt sind

Der Atmosphärendruck  $p_u$  gilt als Referenzdruck. Der intrapulmonale Druck oder auch Alveolardruck  $p_{alv}$  ist die Druckdifferenz zwischen dem Lungengewebe und der Umgebung. Bei offenen Atemwegen und wenn keine Luft mehr hinein- oder herausströmt ist dieser Null. Der intrapleurale Druck  $p_{pl}$  ist der Druck im Pleuraspalt. Üblicherweise wird auch dieser als Differenzdruck zum Atmosphärendruck angegeben. Die Differenz von intrapulmonalem und intrapleuralem Druck ist der transpulmonale Druck  $p_{tp}$ , der als Maß für

die Atemanstrengung des Patienten verwendet werden kann [54]. Als Ersatzgröße zum transpulmonalem Druck wird der transdiaphragmale Druck  $p_{di}$  verwendet, der mit einer doppelten Drucksonde bestimmt werden kann. Der Druck über den Atemwegen  $p_{aw}$  ist ein Druckverlust aufgrund des Widerstandes bei durchströmten Leitungen.

Zu den Atemwegen gehören Mundhöhle, Pharynx (Rachen), sowie Kehlkopf und Trachea (Luftröhre), Bronchien und Bronchioli. Letztere verzweigen sich in der Lunge mit immer kleiner werdenden Durchmessern [55]. Durch die Aufteilung in 23 Verzweigungen (Generationen) entsteht der sog. Bronchialbaum, der sich bis zu den Alveolen (Lungenbläschen) fortsetzt. Die für den Gasaustausch vorhandene Oberfläche der Lunge beträgt bei einem Erwachsenen ca.  $80 - 120 \text{ m}^2$  [56]. Eine besondere Funktion übernehmen die oberen Atemwege. Vor allem die Nase ist für die Befeuchtung, Erwärmung und Reinigung der Luft zuständig. Beim Eintritt der Luft in die Luftröhre beträgt die Feuchtigkeit bereits fast 100 % und die Temperatur  $37^\circ \text{ C}$ .

Die Atmung unterscheidet sich in zwei Formen – Zwerchfellatmung (Bauchatmung) und Thorakalatmung (Brustatmung). In Ruheatmung wird fast ausschließlich über das Zwerchfell geatmet, wohingegen bei forcierter Atmung auch die Brustatmung hinzugezogen wird. Durch die Kontraktion des Zwerchfells wird das Volumen in der Thoraxhöhle vergrößert. Dadurch werden die Lungenflügel nach unten gezogen und somit das Volumen in der Lunge vergrößert. Zum Ende der Inspiration erschlaffen die Muskeln und die elastischen Rückstellkräfte des Gewebes und des Thorax reichen aus, um in die Ausgangslage zurückzukehren. In Bild 2.5 ist der Verlauf von Atemvolumen, intrapleuralem und intrapulmonalem Druck während der Ruheatmung dargestellt.

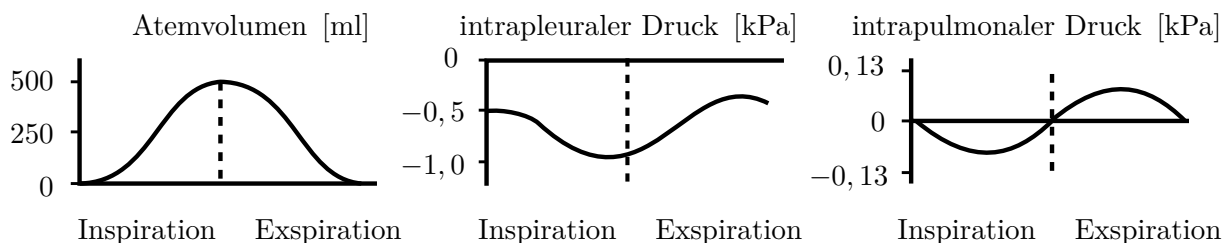


Bild 2.5: Verlauf von Atemvolumen, intrapleuralem und intrapulmonalem Druck bei Ruheatmung [55]

Aus diesen Verläufen lässt sich ein vereinfachtes Modell des Atemvorganges ableiten. Der Vorgang einer Inspiration und Expiration ist in Bild 2.6 dargestellt. Das Atemzugvolumen, d. h. das eingeatmete Volumen pro Atemzug, beträgt im Durchschnitt ca. 500 ml [57]. Während der Inspiration sinkt der intrapleurale und der intrapulmonale Druck. Die negative Druckdifferenz im Vergleich zur Umgebung sorgt dafür, dass Luft in die Lunge gesaugt wird (vgl. Bild 2.6 a.). Zum Ende der Inspiration hat der intrapleurale Druck sein Minimum erreicht und bleibt bei Ruheatmung immer negativ. Die Lunge hat nun ihr maximales Volumen erreicht und die elastischen Rückstellkräfte durch Gewebe und Thorax sind am größten (vgl. Bild 2.6 b.). In der Expiration ist der intrapulmonale Druck positiv. Durch diese Druckerhöhung wird Luft aus der Lunge gepresst (vgl. Bild 2.6 c.). Das System befindet sich in Atemruhelage, wenn alle Drücke ausgeglichen sind und kein Luftstrom

mehr in oder aus der Lunge fließt (vgl. Bild 2.6 d.). Bei forcierter Atmung kann der intrapulmonale Druck Werte von  $-12 \text{ kPa}$  bis  $15 \text{ kPa}$  annehmen. Dadurch kann sich das Atemzugvolumen um ein Vielfaches erhöhen.

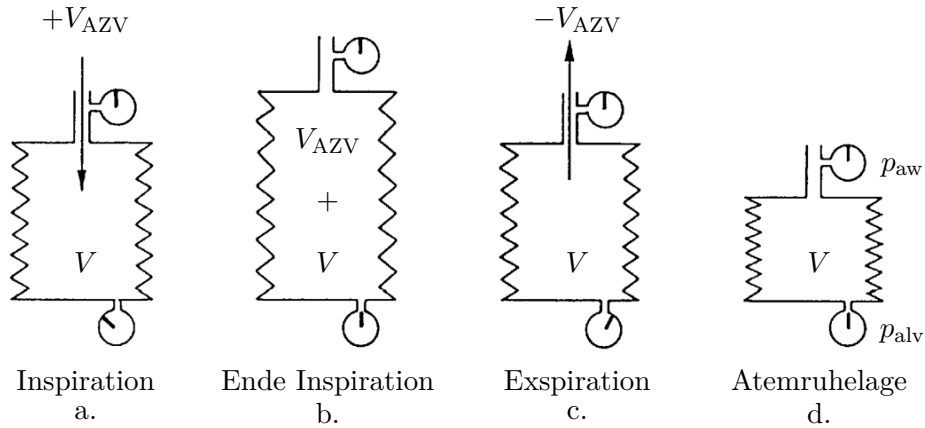


Bild 2.6: Ablauf eines Atemzyklus:  $V_{AZV}$  – Atemzugvolumen :  $V$  – Volumen der Lunge :  $p_{aw}$  – Atemwegsdruck :  $p_{alv}$  – Alveolardruck

Der Regelkreis der Atmung ist in Bild 2.7 dargestellt. Das Atemzentrum ist für die Steuerung des Atemablaufs zuständig. Über die Stellgrößen Atemfrequenz und Atemzugvolumen wird die Atemmuskulatur angetrieben, welche die Ventilation in der Lunge und die wiederum die Diffusion vorantreibt. Der Sauerstoffpartialdruck  $pO_2$ , der Kohlenstoffdioxidpartialdruck  $pCO_2$  und der pH-Wert werden über Chemorezeptoren gemessen und mit den Sollwerten verglichen. Über das Atemzentrum wird der Regelkreis geschlossen.

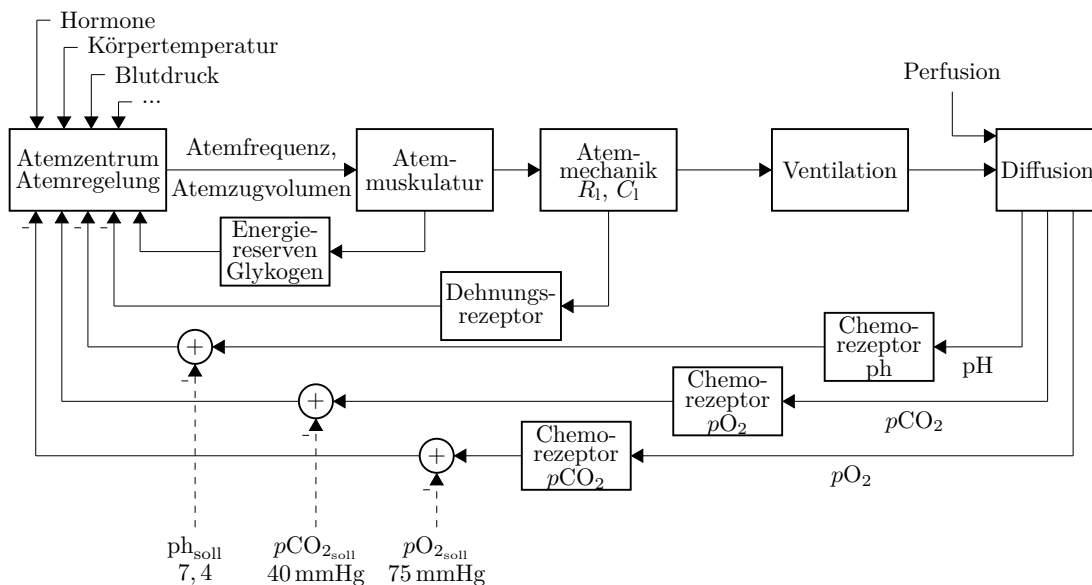


Bild 2.7: Regelkreis der Atmung [56]

### 2.3.1 Volumen bei der Atmung

Bei der Lungenfunktionsüberprüfung, z. B. bei der Spirometrie, werden verschiedene Volumen der Lunge bestimmt und in einem Spirogramm (s. Bild 2.8) dargestellt [58]. Diese sollen im Folgenden vorgestellt werden.

Totalkapazität:	das maximale Volumen der Lunge (TLC)
Atemzugvolumen:	das pro Atemzug eingeatmete Volumen (AZV oder VT)
inspiratorisches Reservevolumen:	Volumen, welches nach normaler Einatmung noch zusätzlich eingeatmet werden kann (IRV)
exspiratorisches Reservevolumen:	Volumen, welches nach normaler Ausatmung noch zusätzlich ausgeatmet werden kann (ERV)
Vitalkapazität:	Summe aus Atemzugvolumen, inspiratorisches und exspiratorisches Reservevolumen (VC)
inspiratorische Kapazität:	Volumen, welches aus der Atemruhelage heraus noch maximal eingeatmet werden kann (IC = VT+IRV)
Residualvolumen:	Volumen, welches nach maximaler Ausatmung noch immer in der Lunge verbleibt: Differenz aus Totalkapazität und Vitalkapazität (RV)
funktionelle Residualkapazität:	Volumen, welches nach normaler Ausatmung noch in der Lunge verbleibt (FRC)

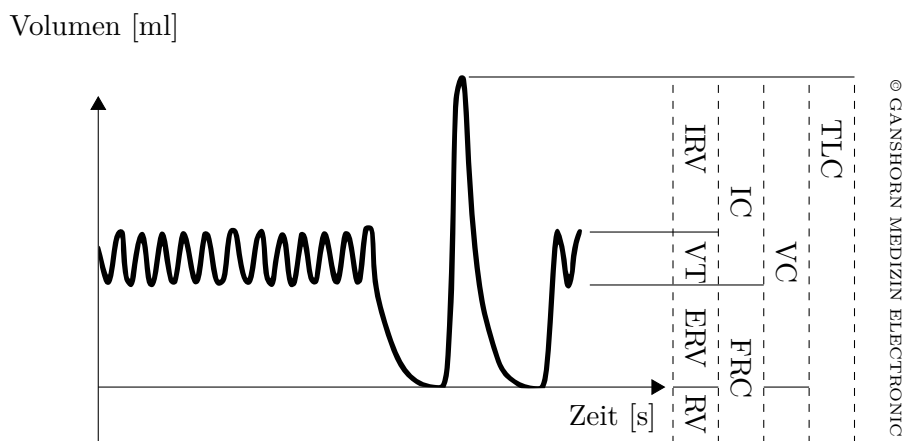


Bild 2.8: Spirogramm [58]

### 2.3.2 Grundelemente der Patientenzunge

Der folgende Abschnitt soll die Grundelemente einer Patientenzunge beschreiben, die aus der Atemphysiologie bekannt sind.

**Atemwegswiderstand  $R_1$**  Der Atemwegswiderstand lässt sich durch das Gesetz von *Hagen-Poiseuille*, welches den Druckabfall längs einer Rohrleitung aufgrund von Strömungen beschreibt, definieren [59]. Der Druckabfall ist abhängig von den Gaseigenschaften (Viskosität), der Länge und vom Durchmesser der Rohrleitung. Bei bekannter Stromstärke (Stromstärke gleich Fließgeschwindigkeit) ist das Verhältnis von Druckabfall (Differenzdruck aus Anfangsdruck und Enddruck der Rohrleitung) und Stromstärke ein Maß für den Strömungswiderstand (vgl. Widerstandsgleichung Elektrotechnik) und hat die Einheit Pa/ml/s [55]. Der Gesamtströmungswiderstand von hintereinander geschalteten Strömungswiderständen (Trachea - Bronchien - Bronchiolen) addiert sich. Bei parallel geschalteten Strömungswiderständen (verschiedene Äste des Bronchialbaumes) addieren sich die Reziprokwerte der Einzelwiderstände zu einem Reziprokwert des Gesamtströmungswiderstandes. Der bronchiale Strömungswiderstand eines gesunden Erwachsenen beträgt ca. 1 bis 2 mbar/l/s. Zu einer Erhöhung des Atemwegswiderstandes kommt es z. B. durch Verengung der Stimmritze, Verlegung der Trachea, Schleimhautschwellungen oder Kontraktionen der glatten Muskulatur der Bronchioli (Asthma bronchiale, chronische Bronchitis, Inhalation von Allergenen).

**Lungenträgheit - Lungeninertance  $L_1$**  Die Inertance ist das Maß, wenn es sich um die trägheitsbedingten Widerstände der Atemluft und der Gewebe von Thorax und Lunge handelt [60]. Sie ist beschrieben als Quotient aus erforderlicher Druckdifferenz und Volumenbeschleunigung bzw. Ableitung des Flusses. In Verbindung mit der CPAP-Therapie spielt die Inertance eine untergeordnete Rolle, da nur zu Beginn von Ein- und Ausatmung größere Veränderungen des Flusses entstehen. Bei gesunden, normalgewichtigen Patienten liegt die Inertance bei ca. 0,01 mbar/l/s<sup>2</sup> und kann in der Regel bei der Modellierung der Lunge vernachlässigt werden. Mit zunehmender Atemfrequenz und pathologischen Veränderungen der Lunge, vor allem im Krankheitsfall, kann die Inertance deutlich erhöht sein.

**Lungendehnbarkeit - Lungencompliance  $C_1$**  Ein Maß für die Volumendehnbarkeit eines elastischen Systems wie die Lunge ist die Compliance [61]. Sie ist das Verhältnis von Volumenänderung pro Druckänderung. Die Compliance lässt sich sowohl für die Lunge als auch für den Thorax ermitteln. Beim gesunden Erwachsenen sind Thorax- und Lungencompliance etwa gleich groß. Sie betragen jeweils rund 0,21/mbar, woraus sich eine Gesamtcompliance von 0,11/mbar ( $\approx 1$  ml/Pa) für das Gesamtsystem ergibt [59]. Im Lauf des Lebens erhöht sich die Steifigkeit des Thorax, wodurch die Thoraxcompliance abnimmt. Die Lungencompliance hingegen nimmt zu, da die Lunge durch das ständige Ausdehnen und wieder Zusammenziehen nicht in den Ausgangszustand gelangt. Bei einer akuten respiratorischen Insuffizienz (postoperativ, Lungenödem, Pneumonie) oder beim

progressiven Lungenversagen (Schocklunge) nimmt die Compliance ab. In der Regel ist die Lungencompliance nicht über den gesamten Arbeitsbereich linear.

Die Beziehung von Druck und Volumen ist im  $p$ - $V$ -Diagramm in Bild 2.9 dargestellt. Der Verlauf ähnelt einer  $S$ -Kurve. Im mittleren Bereich der Kurve – das ist auch der Bereich, in dem bei Ruheatmung geatmet wird – ist die Lungencompliance annähernd linear. Nach oben und nach unten hin nimmt die Compliance aufgrund der physiologischen Eigenschaft der Lunge ab.

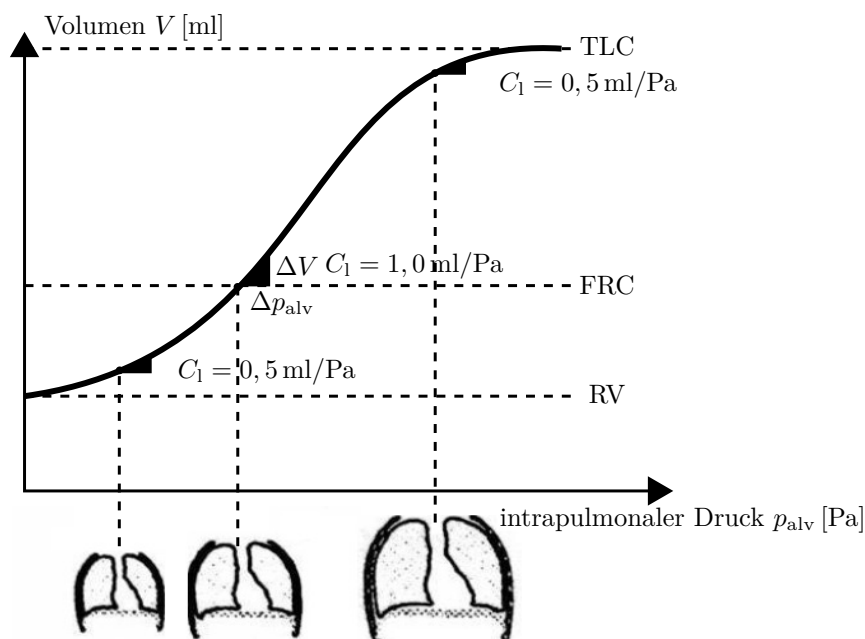


Bild 2.9:  $p$ - $V$ -Diagramm: Verhältnis von Volumenänderung  $\Delta V$  pro Druckänderung  $\Delta p_{alv}$  ergibt die Lungencompliance  $C_l$  (variiert nach [62])

**Atemarbeit/Atemmuskulatur** Die Atemmuskulatur ist der Antrieb für den Ablauf der Ventilation. In Ruheatmung ist die Inspiration ein aktiver Vorgang (intrapleuraler Druck  $p_{pl} < 0$ ) und die Expiration rein passiv (vgl. Bild 2.5). Der Energieverbrauch bei ruhiger Atmung ist im Vergleich zum Energiebedarf des Körpers sehr gering. Krankheitsbedingt, z. B. bei Astma und COPD oder bei körperlicher Anstrengung erhöht sich der Energieverbrauch, da dann auch die Expiration aktiv ausgeführt wird (intrapleuraler Druck  $p_{pl} > 0$ ) [55]. Die bei der Spontanatmung aufgebrauchte Arbeit  $W$  besteht aus drei additiven Anteilen [56]. Die volumenbewegende Atemarbeit  $W_{vol}$  überwindet resistive und elastische Kräfte. Die isometrische Atemarbeit  $W_{iso}$  sorgt bei obstruktiven Lungenerkrankungen die nach oben verschobene Lage des Atemvolumens zu halten. Die systembedingte Atemarbeit  $W_{sys}$  überwindet therapiebedingte Widerstände, wie z. B. eines Ausatemventils oder eines Endotrachealtubuses, wie es bei der invasiven Beatmung verwendet wird.

# Kapitel 3

## Modellierung der pneumatischen Systeme

Mathematische Modelle sind hilfreich, um das Systemverständnis zu vertiefen und bilden die Grundlage für einen modellbasierten Regler. Sie werden für Computersimulationen in der Entwicklung technischer Geräte verwendet. Auch im Bereich der künstlichen Beatmung als ein großes Themengebiet der Medizintechnik werden immer mehr patienten-individuelle Modelle entwickelt und generiert. Dies hat zum einen den Vorteil, dass für den Patienten individuelle und angepasste Therapiemaßnahmen durchgeführt werden können. So kann jeder Patient möglichst mit der für ihn optimalen Therapie behandelt werden. Zum anderen können über diese Modelle Grenzen bestimmt werden, die nicht zu einer Gefährdung des Patienten, beispielsweise durch einen zu hohen inspiratorischen positiven Atemwegsdruckes, führen. Weiterhin werden auch Kosten bei der Prototypentwicklung eingespart. Das vorgestellte System des Atemtherapiesystems wird modelliert, um es für Computersimulationen und anschließend für die patienten-individuelle Regelungskonzepte zu verwenden. Der Aufbau des Atemtherapiesystems ist bereits in Kapitel 2.1 Bild 2.1 vorgestellt und soll nun in ein mathematisches Modell überführt werden. Es wird dahin erweitert, dass die Teilsysteme farblich gekennzeichnet sind und die Patientenlunge dargestellt ist (s. Bild 3.1).

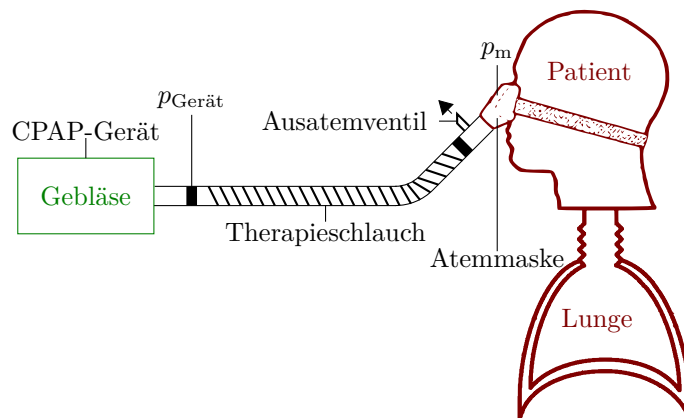


Bild 3.1: Aufbau des Gesamtsystems inklusive Patientenlunge mit Farbkodierung

Der pneumatische Teil wird zudem in das Teilsystem Schlauch und Maske und das Teilsystem Patient und Lunge untergliedert. Die Komponenten werden nun untersucht und eine mathematische Beschreibungsform hergeleitet. Das Modell eines bürstenlosen Gleichstrommotors ist bereits in der einschlägigen Fachliteratur beschrieben [63, 64]. Deshalb wird auf diese Modellierung verzichtet und das Modell der Fachliteratur entnommen. Hauptaugenmerk dieser Arbeit soll auf der Modellierung und Regelung des pneumatischen Systems liegen. Dafür wird ein Modell für das Schlauchsystem und für den Patienten entwickelt. Grundlegend soll es eine Beschreibungsform geben, welche die Beziehung zwischen einer Eingangsgröße (Steuergröße), einer Ausgangsgröße (Maskendruck), und der Atemanstrengung des Patienten als Störgröße in das System beschreibt (s. Bild 3.2). Wie im weiteren Verlauf der Arbeit gezeigt wird, ist die Eingangsgröße der Systemmassenfluss  $\dot{m}_{in}$ , die Ausgangsgröße der Maskendruck  $p_m$  und die Störgröße die Volumenänderung  $\dot{V}_{musk}$  bzw. der Druck  $p_{musk}$  in der Patientenlunge.

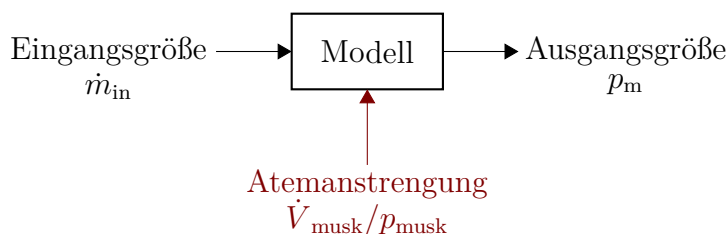


Bild 3.2: Grundlegende Modellbeschreibung

Für die Herleitung des pneumatischen Modells werden zwei unterschiedliche Herangehensweisen vorgestellt. Das Teilsystem bestehend aus Schlauch und Maske kann durch einen Druckspeicher abgebildet werden. Das Teilsystem Patientenlunge kann im Ansatz A durch einen weiteren Druckspeicher und im Ansatz B durch ein aus der Medizin bekanntes Modell als Kombination von Widerstand und Lungencompliance angesehen werden. Wie in den nachfolgenden Abschnitten gezeigt wird, kann die Atemanstrengung des Patienten zum einen durch eine Volumenstromquelle nachgebildet werden. Die Volumenstromquelle beschreibt in diesem Fall die Volumenänderung in der Lunge, welche durch die Auf- und Abwärtsbewegung des Zwerchfells hervorgerufen wird. Zum anderen kann die Atemanstrengung als Druckquelle nachgebildet werden. Der im Pleuraspalt herrschende Druck wird durch die Auf- und Abwärtsbewegung des Zwerchfells verändert. Die so entstehende Druckdifferenz zwischen Lunge und Pleuraspalt ist ein Maß für die Atemanstrengung. Zunächst soll der Modellierungsansatz mit zwei Druckspeichern beschrieben werden.

### 3.1 Modellierungsansatz A

Ein Modell des pneumatischen Systems kann auf Basis der thermischen Gaszustandsgleichung hergeleitet werden [65]. Wird das pneumatische System als einfaches Tankmodell mit zwei Druckspeichern betrachtet, kann die thermische Gaszustandsgleichung als Modellbeschreibung verwendet werden.

Für ein geschlossenes System lautet die Zustandsgleichung für ein ideales Gas

$$pV = mR_sT, \quad (3.1)$$

worin  $p$  der Druck,  $V$  das Volumen,  $m$  die Masse,  $T$  die Temperatur und  $R_s$  die spezifische Gaskonstante beschreibt. Gleichung (3.1) kann unter folgenden Annahmen genutzt werden [66, 67]. Die Druckdifferenz zur Umgebung ist gering, d.h. der Realgasfaktor ist  $\approx 1$ . Damit kann von einem idealen Verhalten ausgegangen werden. Der maximale Fehler, der sich aufgrund der Druckerhöhung von maximal 20 hPa bei einem technischen Normaldruck nach ISO 6358 oder DIN 1343 aus dem Jahr 1940 von 1013 mbar ergeben kann, beträgt etwa 2,0%. Unter bestimmten Temperatur- und Druckbedingungen können Gase verflüssigt werden, sodass die ideale Gaszustandsgleichung ihre Gültigkeit verlieren würde. Stickstoff als Hauptbestandteil der Luft müsste bei einem Normaldruck von 1013 mbar auf eine Temperatur unter  $-195,8^\circ\text{C}$  (Siedetemperatur) sinken, um verflüssigt zu werden [68]. Der Anwendungsbereich der Therapie ist im Bereich von  $0^\circ\text{C}$ – $40^\circ\text{C}$  und ist somit deutlich vom absoluten Nullpunkt ( $0\text{K} = -273,15^\circ\text{C}$ ) und von der Siedetemperatur entfernt. Eine schematische Darstellung des Gesamtsystems inklusive der Patientenlunge ist in Bild 3.3 dargestellt. Der Schlauch zusammen mit der Maske und der Patient (Lunge) werden als

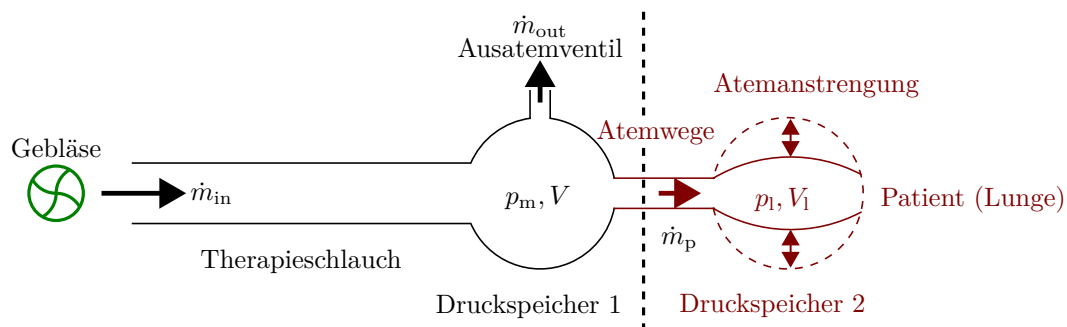


Bild 3.3: Schematische Darstellung des Gesamtsystems inklusive der Patientenlunge

zwei Druckspeicher betrachtet. Wird die allgemeine Gaszustandsgleichung (3.1) auf den ersten Druckspeicher angewandt, ergibt sich folgende Gleichung:

$$p_m V = m R_s T. \quad (3.2)$$

Der Druck in der Maske ist mit  $p_m$  gekennzeichnet. Die spezifische Gaskonstante, das Schlauchvolumen  $V$  und die Temperatur werden als gleichbleibend angenommen. Weiterhin soll die Bedingung eines inkompressiblen Gases gelten. Inkompressibilität heißt, dass sich das Volumen des Gases bei konstanter Temperatur unter Druckeinwirkungen nicht ändert ( $\frac{\partial V}{\partial p} = 0$ ). Die Vereinfachung eines inkompressiblen Gases wird getroffen, da die Druckänderungen (Differenzdruck im Bereich von 4 – 20 hPa zum Umgebungsdruck auf Meereshöhe  $p_u = 1013\text{ hPa}$ ) gering sind. Dadurch gilt die Dichte  $\rho$  als konstant. Kurzzeitige Temperaturerhöhungen aufgrund der Patientenatmung sind innerhalb eines Atemzuges durch Vermischung mit kalter, vom Gebläse geförderter Luft so gering, dass sie vernachlässigt werden (isothermer Prozess). Unter diesen Annahmen kann durch partielles Ableiten der veränderlichen Systemgrößen nach der Zeit eine Differentialgleichung des Teilsystems hergeleitet werden. Diese beschreibt den zeitlichen Druckverlauf in Abhängigkeit der Massenströme.

Für den ersten Druckspeicher, in dem der Maskendruck  $p_m$  und die Masse  $m$  veränderlich sind, gilt:

$$\dot{p}_m = \frac{R_s T}{V} \dot{m} = k_{\text{pneu}} \dot{m}. \quad (3.3)$$

Die Massenänderung innerhalb des pneumatischen Systems kann mit der Bilanzgleichung aus dem Knotenpunktsatz (s. Bild 3.3) aus Systemmassenfluss  $\dot{m}_{\text{in}}$ , Leckagemassenfluss (Massenfluss durch das Ausatemventil)  $\dot{m}_{\text{out}}$  und Patientenmassenfluss  $\dot{m}_p$  beschrieben werden.

$$\dot{m} = \dot{m}_{\text{in}} - \dot{m}_{\text{out}} - \dot{m}_p \quad (3.4)$$

Damit ergibt sich eine Beschreibung des Druckverlaufes zu:

$$\dot{p}_m = k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{out}} - k_{\text{pneu}} \dot{m}_p. \quad (3.5)$$

Der Leckagemassenfluss kann vereinfacht über das Ausflussgesetz von Torricelli berechnet werden. Eine in der Praxis bessere Näherung, um den gesamten Arbeitsbereich von 4 hPa bis 20 hPa abzudecken, ist die in der Atemmechanik bekannte Gleichung von *Rohrer* [69]. Sie wird z. B. in der künstlichen Beatmung eingesetzt, um den Druckabfall über einen Endotrachealtubus zu bestimmen. In der Literatur ist diese Methode unter dem Begriff ATC (Automatic Tubus Compensation – automatische Tubuskompensation) zu finden [62]. Da sie sowohl laminare, als auch turbulenzbedingte Strömungswiderstände berücksichtigt, kann sie zur Berechnung des Leckagemassenflusses herangezogen werden. Sie lautet:

$$p_{\text{alv}} = k_1 V + k_2 V^2. \quad (3.6)$$

Darin enthalten sind der Alveolardruck  $p_{\text{alv}}$ , die Volumengeschwindigkeit  $V$  und die Widerstandskoeffizienten  $k_1$  und  $k_2$ . Wird die Gleichung von *Rohrer* auf das vorgestellte System angewandt, ergibt sich der Druckabfall zwischen Maske  $p_m$  und Umgebungsdruck  $p_u$  in Abhängigkeit des Leckagemassenflusses  $\dot{m}_{\text{out}}$  zu:

$$\Delta p_{m,u} = p_m - p_u = a \dot{m}_{\text{out}}^2 + b \dot{m}_{\text{out}}. \quad (3.7)$$

Die Widerstandskoeffizienten werden mit  $a$  und  $b$  bezeichnet. Die Lösung der quadratischen Gleichung liefert den Leckagemassenfluss als Funktion der Druckdifferenz.

$$\dot{m}_{\text{out}} = -\frac{b}{2a} \pm \sqrt{\frac{b^2}{4a^2} + \frac{\Delta p_{m,u}}{a}} = -k_1 + \sqrt{k_2 + \Delta p_{m,u} k_3} = -k_1 + \sqrt{k_2 + (p_m - p_u) k_3}. \quad (3.8)$$

Es wird bei der Lösung der quadratischen Gleichung nur die Addition durchgeführt, da es weder eine negative Druckdifferenz noch einen negativen Leckagemassenfluss bei diesem Anwendungsfall gibt. Damit ergibt sich aus Gleichung (3.5) durch Einsetzen der Gleichung (3.8) eine nichtlineare Differentialgleichung erster Ordnung zu:

$$\dot{p}_m = k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}} \underbrace{(-k_1 + \sqrt{k_2 + (p_m - p_u) k_3})}_{\dot{m}_{\text{out}}} - k_{\text{pneu}} \dot{m}_p. \quad (3.9)$$

Die Lunge des Patienten ist der zweite Druckspeicher. Im Gegensatz zu der obigen Annahme, in der das Volumen des Schlauches und der Maske konstant ist, ist das Volumen  $V_l$  in

der Lunge nicht konstant. Durch die Bewegung des Zwerchfells, welche als Atemantrieb zur Ventilation dient, vergrößert oder verkleinert sich das Volumen. Bei Bewegung des Zwerchfells nach unten entsteht im Pleuraspalt ein negativer Druckgradient. Da der Pleuraspalt die Lunge umgibt und mit ihr verbunden ist, kann dieser Kraft entgegengewirkt werden, indem sich die Lunge aufbläht und sich somit das Volumen vergrößert [55]. Die Vergrößerung des Volumens in der Lunge führt dann zu einer Verringerung des Druckes in der Lunge, wodurch Luft von außen eingesaugt wird. Das entspricht der Inspiration. Bei der Expiration wird das Volumen in der Lunge verkleinert, wodurch sich der Druck erhöht. Aufgrund der positiven Druckdifferenz zwischen Lunge und Umgebung wird dann die Luft aus der Lunge gepresst. In Bild 3.3 ist dies durch den gestrichelten Kreis mit den Doppelpfeilen als Bewegung dargestellt. Ein zusätzliches Volumen entsteht auch aufgrund der Lungencompliance bzw. Lungendehnbarkeit  $C_1$ . Der Massenstrom durch die oberen Atemwege in die Lunge des Patienten ist durch  $\dot{m}_p$  beschrieben. Ausgehend von der thermischen Gaszustandsgleichung (3.1) ergibt sich durch partielles Ableiten nach dem Druck  $p$ , dem Volumen  $V$  und der Masse  $m$  bezogen auf die Lunge eine differentielle Beschreibungsform für die Druckänderung. Der Index  $_1$  bezieht sich dabei auf die Lunge. Die Massenänderung in der Lunge wird durch den Patientenmassenstrom  $\dot{m}_p$  hervorgerufen. Die Gleichung lautet:

$$\begin{aligned} \dot{p}_1 V_1 + \dot{V}_1 p_1 &= R_s T_1 \dot{m} \\ \dot{p}_1 &= \frac{R_s T_1 \dot{m}_p}{V_1} - \frac{1}{V_1} p_1 \dot{V}_1. \end{aligned} \quad (3.10)$$

Der Druck  $p_1$  innerhalb der Lunge ist der intrapulmonale Druck oder Alveolardruck  $p_{alv}$  und kann nur mit zusätzlichen apparativem Aufwand gemessen werden. Eine Möglichkeit zur Schätzung wird in späteren Kapiteln vorgestellt. Das in der Lunge befindliche Volumen  $V_1$  setzt sich aus verschiedenen Komponenten zusammen. Zunächst enthält die Lunge bei normaler Ruheatmung am Ende der Expiration eine funktionelle Residualkapazität  $V_{l_0}$  von ca. 2,8 – 3,2 l [4]. Prinzipiell kann am Ende der normalen Expiration noch das expiratorische Reservevolumen von ca. 1,0 l ausgeatmet werden. Das in der Lunge dann noch verbleibende Volumen nennt sich Residualvolumen und beträgt durchschnittlich ca. 1,2 – 2,2 l. Die Angaben der Volumen sind abhängig vom Geschlecht, vom Alter und vom Gesundheitsstatus. Durch die dehnbare Eigenschaft der Lunge ergibt sich weiterhin ein Volumenanteil durch den in der Lunge zusätzlich eingebrachten Differenzdruck zum Umgebungsdruck. Die Berechnungsvorschrift für das zusätzliche Volumen  $V_{C_1}$  lautet wie folgt:

$$V_{C_1} = (p_1 - p_u) C_1 \quad (3.11)$$

Wird nun Luft durch einen positiven Überdruck in die Lunge gepresst, wie es zum Beispiel bei der künstlichen Beatmung der Fall ist, werden die Gefäße erweitert und das Volumen in der Lunge vergrößert sich. Bei Patienten, bei denen die Spontanatmungsaktivität noch vorhanden ist, vergrößert und verkleinert sich das Volumen der Lunge durch die Auf- und Abwärtsbewegung des Zwerchfells. Die Volumenzu- und -abnahme wird durch die Atemarbeit des Patienten hervorgerufen und soll im Folgenden durch  $V_{musk}$  gekennzeichnet werden. Das Volumen  $V_1$  ergibt sich nun zu:

$$\begin{aligned} V_1 &= V_{l_0} + V_{C_1} + V_{musk} \\ &= V_{l_0} + (p_1 - p_u) C_1 + V_{musk}, \end{aligned} \quad (3.12)$$

und damit die zeitliche Volumenänderung zu:

$$\dot{V}_1 = \dot{p}_1 C_1 + \dot{V}_{\text{musk}}. \tag{3.13}$$

Die Interaktionen zwischen beiden Druck-Differentialgleichungen (3.9) und (3.10) sind in einem Blockschaltbild in Bild 3.4 veranschaulicht. Die Zustände dieses Modells sind der Maskendruck  $p_m$  und der Lungendruck  $p_l$ , die als absolute Drücke betrachtet werden. In der Literatur werden diese Drücke häufig als Differenzdrücke zum Umgebungsdruck  $p_u$  angegeben. Die Luft durch die oberen Atemwege kann allerdings nicht ungehindert in die

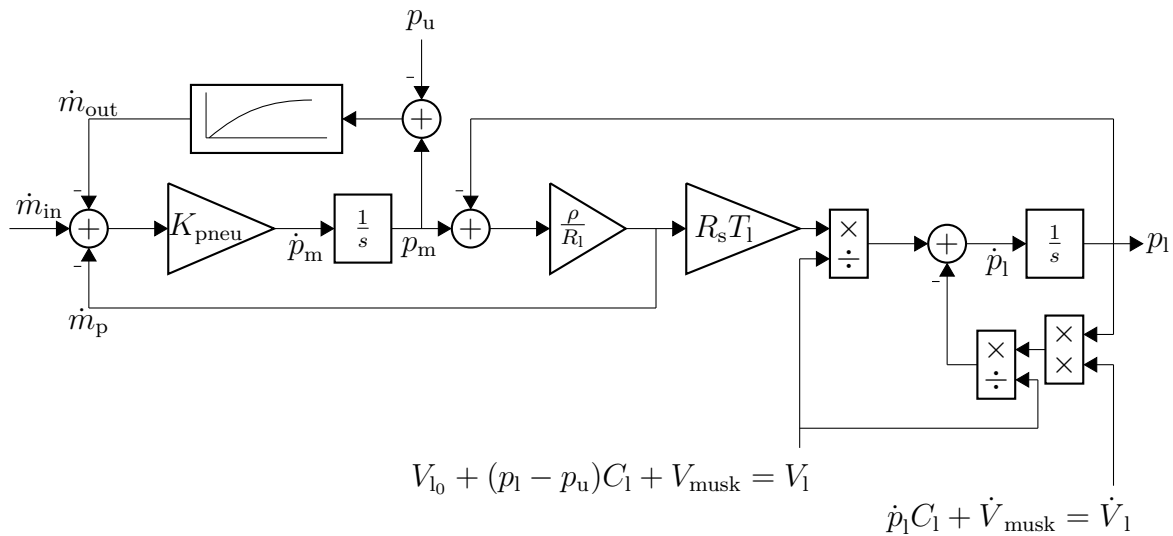


Bild 3.4: Blockschaltbild des Modells mit Schlauchsystem und Patient als Druckspeicher

Lunge strömen. Verengungen in der Luftröhre und der Weg von der Mundhöhle bis zur Lunge bilden einen Strömungswiderstand aus. Das *Hagen-Poiseuille-Gesetz* definiert den Druckabfall längs einer Rohrleitung aufgrund von Strömungen.

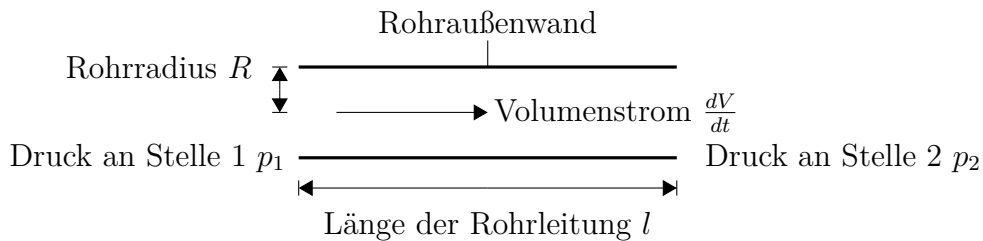


Bild 3.5: Hagen-Poiseuille-Gesetze entlang einer Rohrleitung (editiert nach [52])

Das Verhältnis von Druckabfall  $\Delta p_{1,2}$  (Differenzdruck aus Druck an Stelle  $p_1$  und Druck an Stelle  $p_2$  der Rohrleitung) und Volumenstrom  $dV/dt$  ist ein Maß für den Strömungswiderstand  $R_{st}$  und hat die Einheit Pa/ml/s [52]. Die Eigenschaften der Leitung und des strömenden Mediums sind durch den Rohrradius  $R$ , die Länge der Rohrleitung  $l$  und die

Viskosität  $\eta$  gegeben. Die allgemeine Gleichung des *Hagen-Poiseuille-Gesetzes* lautet:

$$\frac{dV}{dt} = \frac{\pi R^4 (p_1 - p_2)}{8\eta l}. \quad (3.14)$$

Für die Anwendung des Gesetzes nach Gleichung (3.14) auf den hier vorgestellten Anwendungsfall wird folgendes vereinbart: Der Widerstand in den oberen Atemwegen wird durch  $R_1$ , und der Fluss in den Patienten durch den Patientenfluss  $\dot{V}_p$  gekennzeichnet. Mit Berücksichtigung der Dichte ergibt sich der Patientenmassenfluss zu  $\dot{m}_p = \dot{V}_p \rho$ . Aus der Richtungsabhängigkeit des eingezeichneten Patientenmassenflusses (vgl. Bild 3.3), folgt das spezifische *Hagen-Poiseuille-Gesetz* zwischen Maske und Patient (Lunge) zu:

$$\dot{m}_p = \frac{\rho}{R_1} \Delta p_{m,l} = \frac{\rho}{R_1} (p_m - p_l), \quad (3.15)$$

wobei  $p_m$  der Druck in der Maske ist. Wird der Patientenmassenfluss durch das spezifische *Hagen-Poiseuille-Gesetz* und das Lungenvolumen durch alle drei Teilvolumen ersetzt, erweitert sich die Modellbeschreibung. Für Gleichung (3.5) ergibt sich:

$$\dot{p}_m = k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{out}} - \frac{k_{\text{pneu}} \rho}{R_1} p_m + \frac{k_{\text{pneu}} \rho}{R_1} p_l. \quad (3.16)$$

Durch Umformungen des Ausdruckes  $\dot{p}_1 C_1$  in Gleichung (3.13) ergibt sich für Gleichung (3.10) folgende Beschreibung:

$$\begin{aligned} \dot{p}_1 &= \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1} p_m - \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1} p_l - \frac{1}{V_1} p_l (\dot{p}_1 C_1 + \dot{V}_{\text{musk}}) \\ \dot{p}_1 + \frac{\dot{p}_1 C_1}{V_1} p_l &= \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1} p_m - \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1} p_l - \frac{1}{V_1} p_l \dot{V}_{\text{musk}} \\ \dot{p}_1 \left(1 + \frac{C_1}{V_1} p_l\right) &= \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1} p_m - \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1} p_l - \frac{1}{V_1} p_l \dot{V}_{\text{musk}} \\ \dot{p}_1 &= \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1 \left(1 + \frac{C_1}{V_1} p_l\right)} p_m - \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1 \left(1 + \frac{C_1}{V_1} p_l\right)} p_l - \frac{1}{V_1 \left(1 + \frac{C_1}{V_1} p_l\right)} p_l \dot{V}_{\text{musk}} \\ \dot{p}_1 &= \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1 + R_1 C_1 p_l} p_m - \frac{\rho R_s T_1}{R_1 V_1 + R_1 C_1 p_l} p_l - \frac{1}{V_1 + C_1 p_l} p_l \dot{V}_{\text{musk}} \\ \dot{p}_1 &= \frac{\rho R_s T_1}{R_1 (V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + R_1 C_1 p_l} p_m \\ &\quad - \frac{\rho R_s T_1}{R_1 (V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + R_1 C_1 p_l} p_l \\ &\quad - \frac{1}{(V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + C_1 p_l} p_l \dot{V}_{\text{musk}}. \end{aligned} \quad (3.17)$$

Bild 3.6 zeigt das zugehörige Blockschaltbild.

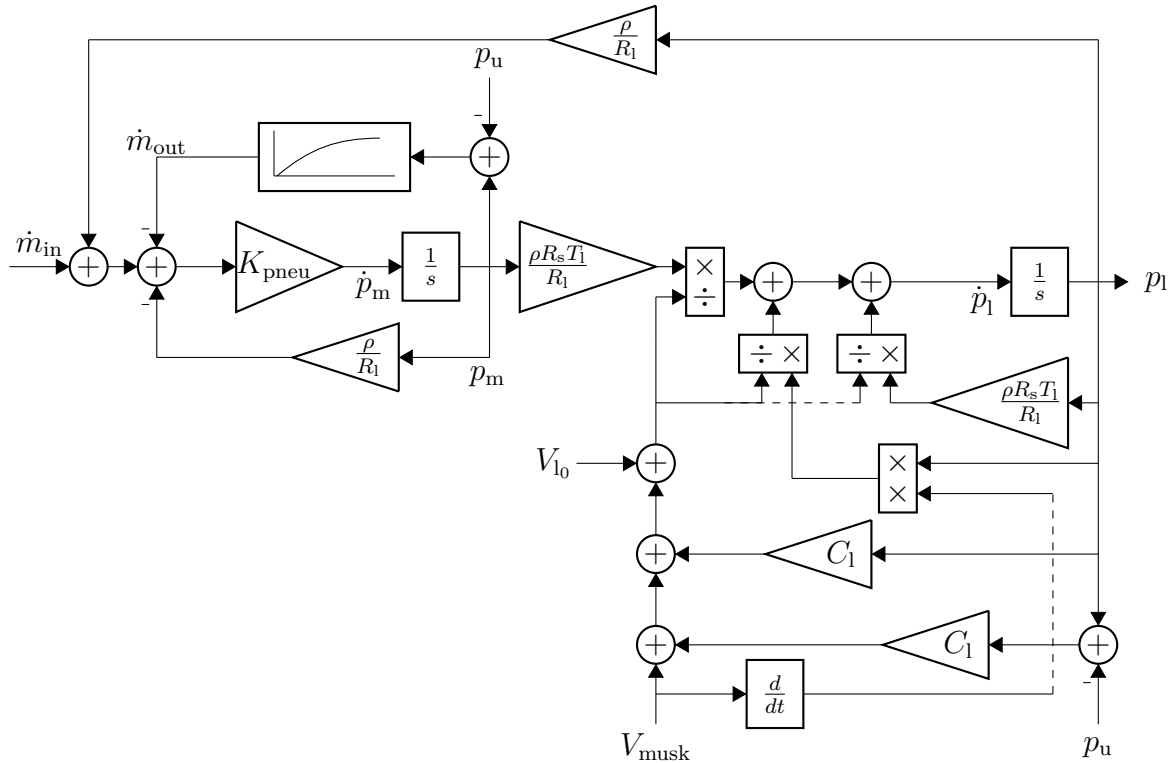


Bild 3.6: Blockschaltbild des Modells mit Schlauchsystem und Patient als Druckspeicher (erweitert)

## 3.2 Modellierungsansatz B

Aus der Beatmungstechnik ist ein anderer Modellierungsansatz bekannt. Das Schlauchsystem wird ebenfalls als Tanksystem abgebildet und eine Modellgleichung über die allgemeine thermische Gaszustandsgleichung hergeleitet. Es ergibt sich damit die Gleichung (3.5) aus Abschnitt 3.1 zu:

$$\dot{p}_m = k_{pneu} \dot{m}_{in} - k_{pneu} \dot{m}_{out} - k_{pneu} \dot{m}_p. \quad (3.18)$$

Ein einfaches Modell des Patienten besteht aus einem Widerstand  $R_l$ , der bedingt ist durch die Behinderung des Luftstromes durch die oberen Atemwege und der Lungencompliance  $C_l$ . Diese Elemente sind in Reihe angeordnet [70, 71]. Im Gegensatz zur Variante 1, bei der die Atemanstrengung durch eine Volumenstromquelle nachgebildet wird, wird hier eine Druckquelle  $p_{musk}$  als Differenzdruck zwischen Lungen- und Pleuradruck zur Beschreibung verwendet. In der Literatur sind weitere Modelle beschrieben, die zusätzliche Eigenschaften der Lunge widerspiegeln [72, 47, 73]. Für den Vergleich zwischen den Modellansätzen wird das  $R_l C_l$ -Modell herangezogen. In Bild 3.7 ist die Konstellation des Lungenmodells mit dem Schlauchsystem dargestellt.

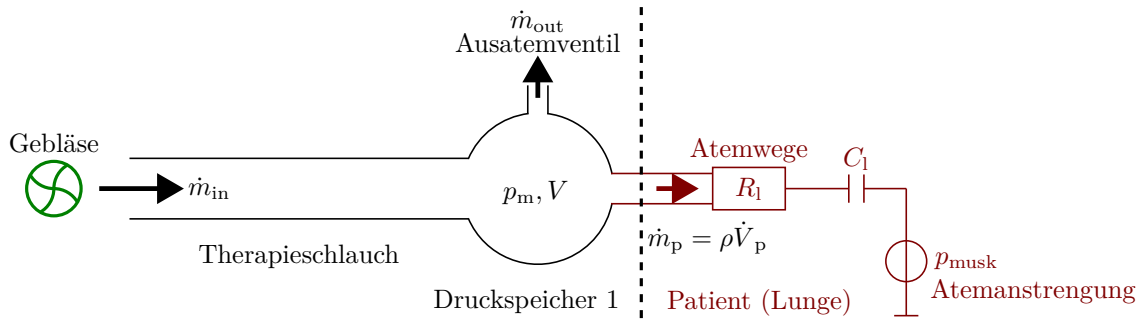


Bild 3.7: Aufbau und Bestandteile des Modells mit Schlauchsystem und Patient als  $R_1C_1$ -Kombination

Mit der Maschenregel ergibt sich die folgende Gleichung:

$$p_m = R_1 \dot{V}_p + \frac{1}{C_1} V_p + p_{\text{musk}}, \quad (3.19)$$

worin der Patientenfluss  $\dot{V}_p$ , das eingeatmete Volumen  $V_p$  und der zu regelnde Maskendruck  $p_m$  dargestellt sind. Die Zustände sind der Maskendruck  $p_m$  und das Volumen  $V_p$ . Eine Zustandsgleichung ergibt sich durch Umstellungen der Gleichung (3.19) nach dem Patientenfluss  $\dot{V}_p$ . Es ergibt sich:

$$\dot{V}_p = \frac{p_m - p_{\text{musk}} - \frac{1}{C_1} V_p}{R_1} \quad (3.20)$$

Der Ausdruck  $k_{\text{pneu}} \dot{m}_p$  kann dann in Gleichung (3.5) durch Gleichung (3.20) ersetzt werden. Es folgt:

$$\begin{aligned} \dot{p}_m &= k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{out}} - k_{\text{pneu}} \rho \left( \frac{p_m - p_{\text{musk}} - \frac{1}{C_1} V_p}{R_1} \right) \\ \dot{p}_m &= k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}} \dot{m}_{\text{out}} - \frac{k_{\text{pneu}} \rho}{R_1} p_m + \frac{k_{\text{pneu}} \rho}{R_1} p_{\text{musk}} + \frac{k_{\text{pneu}} \rho}{R_1 C_1} V_p \end{aligned} \quad (3.21)$$

Das zugehörige Blockschaltbild zu den Gleichungen (3.20) und (3.21) ist in Bild 3.8 dargestellt.

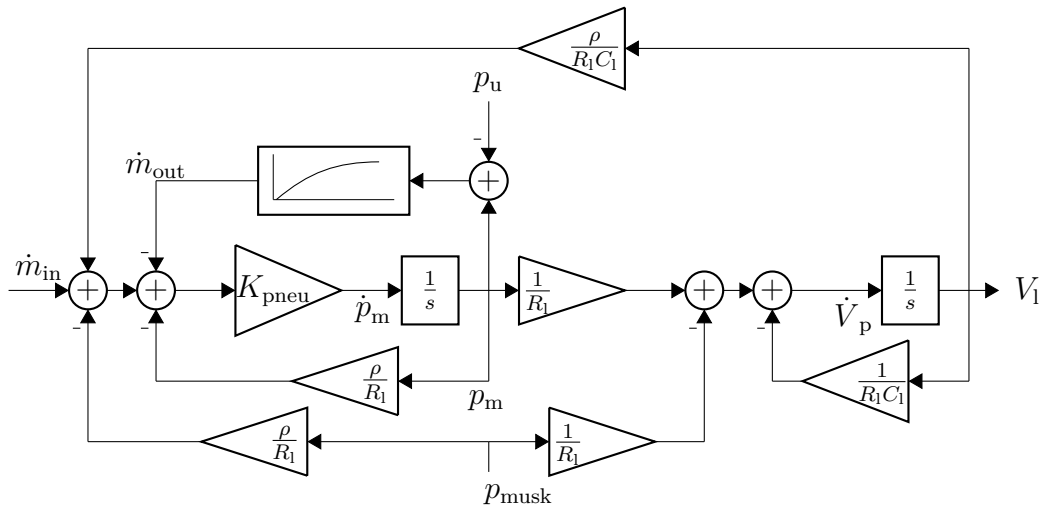


Bild 3.8: Blockschaltbild des Modells mit Schlauchsystem und Patient als  $R_l C_l$ -Kombination

### 3.3 Modellvergleich

Im Modellierungsansatz A werden zwei Druckspeicher angenommen. Der erste Druckspeicher beschreibt die Zusammenhänge im Schlauchsystem anhand des Schlauchvolumens und der Bilanzgleichung aus Massenzufluss und Massenabfluss. Die Atemanstrengung des Patienten ist als Volumenänderung durch die Auf- und Abwärtsbewegung des Zwerchfells nachgebildet. Beim Modellierungsansatz B wird auf das aus der Beatmungstechnik bekannte  $R_l C_l$ -Modell eines Patienten zurückgegriffen, bei dem der Atemwegwiderstand und die Lungencompliance in Serie geschaltet sind. Die Nachbildung der Atemanstrengung erfolgt über eine zusätzlich in Reihe geschaltete Druckquelle [73]. Bild 3.9 stellt die Unterschiede grafisch dar.

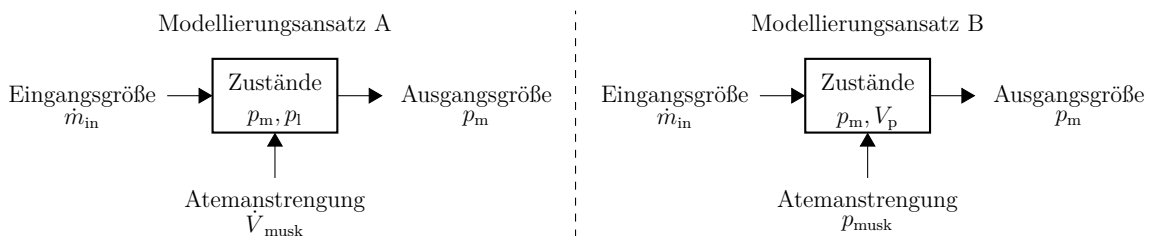


Bild 3.9: Vergleichsübersicht der Modellierungsansätze

Für einen direkten Vergleich der Dynamik und der Eigenschaften der Modelle werden die Parameter mit bekannten Werten initialisiert und in MATLAB Simulink simuliert. Die

Werte für Lungenwiderstand  $R_l$  und Lungencompliance  $C_l$  werden aus der verwendeten Simulationssoftware des Lungensimulators übernommen. Die Modelle werden gemäß den Blockschaltbildern Bild 3.6 und Bild 3.8 umgesetzt. Tabelle 3.1 fasst die verwendeten Standardparameter zusammen.

Tabelle 3.1: Standardparameter zur Analyse der Modelle

Formelzeichen	Wert	Beschreibung $\Delta p$ in hPa
$R_s$	287, 102 J/(kgK)	spezifische Gaskonstante
$V$	732 ml	Schlauchvolumen (s. Abschnitt 6.2.3)
$\rho$	0, 0012 g/cm <sup>3</sup>	Luftdichte
$T$	298, 15 K	Umgebungstemperatur 25° C
$T_l$	310, 15 K	Temperatur in der Lunge 37° C
$R_l$	0, 588 Pa/ml/s	Atemwegswiderstand
$C_l$	0, 51 ml/Pa	Lungencompliance
$V_{l0}$	3000 ml	Anfangsvolumen in der Lunge
$k_1, k_2, k_3$	s. Anhang C	Parameter zur Leckagemassenflussberechnung

Bild 3.10 zeigt die Systemantworten bei einem Eingangssprung des Systemmassenflusses  $\dot{m}_{in}$  von 1 g/s = 833, 3 ml/s. Der Maskendruck  $p_m$  wird jeweils als Differenzdruck zum Umgebungsdruck  $p_u$  dargestellt. Der Patientenfluss  $\dot{V}_p$  und das Atemzugvolumen  $V_{AZV}$  sind zum Vergleich mit dargestellt.

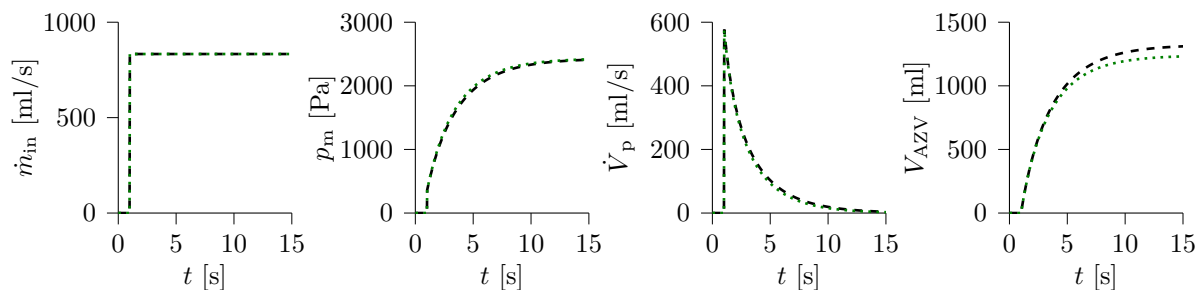


Bild 3.10: Systemantwort der Modelle auf einen Eingangssprung: — Modellierungsansatz A, — Modellierungsansatz B

Die Unterschiede im Verlauf des Maskendruckes und des Patientenflusses sind kaum erkennbar. Nur durch die unterschiedlichen Endwerte im Volumen kann ein Unterschied festgestellt werden. Für den Modellierungsansatz A ergibt sich ein Volumenendwert von 1276 ml, der im Vergleich zum Modellierungsansatz B mit 1231 ml nur unwesentlich größer ist. Bei der Analyse des Störverhaltens werden die Atemanstrengungen  $\dot{V}_{musk}$  und  $p_{musk}$  so gewählt, dass die Volumina, die die imitierten Patienten atmen würden, identisch sind. Dadurch können beide Systemantworten miteinander verglichen werden. Bild 3.11 zeigt die Systemantworten bei gegebenem Verlauf des Störeinganges.

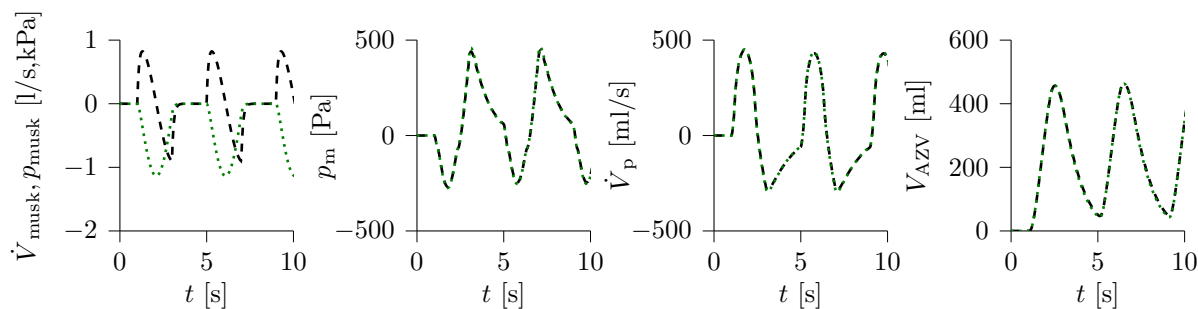


Bild 3.11: Systemantwort der Modelle auf einen Störeingangssprung: — Modellierungsansatz A, — Modellierungsansatz B

Die Unterschiede in den Modellierungsansätzen bestehen in den Vorzeichen und Amplituden der Störeingangsgrößen  $\dot{V}_{\text{musk}}$  und  $p_{\text{musk}}$ . Im ersten Modellierungsansatz, in dem die Atemanstrengung durch ein Volumen bzw. einer Volumenänderung nachgebildet wird, wird die Inspirationsphase durch einen Anstieg im Volumen ausgelöst. Die Atemanstrengung beim Modellierungsansatz B wird durch eine Druckquelle abgebildet. Eine Inspiration ist durch einen negativen Druck gekennzeichnet. Hier liegen die Unterschiede zwischen den Modellierungsansätzen. Der Verlauf des Maskendruckes, des Patientenfusses und des Volumens ist für den simulierten Fall identisch.

### 3.4 Fazit

Beide Modellierungsansätze besitzen näherungsweise das gleiche Ein- und Ausgangsverhalten, sowohl beim Führungsverhalten, als auch beim Störverhalten, wenn die nachgebildeten Patienten das gleiche Volumen atmen. Sind bei Variante A die Zustände der Maskendruck  $p_m$  und der Lungendruck  $p_l$ , sind es bei Variante B der Maskendruck  $p_m$  und das Volumen  $V_p$ . Lediglich die Ursache der Atemanstrengung ist verschieden. Ruft in Ansatz A ein positiver Verlauf der Volumenänderung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  eine Inspiration hervor, so ist es bei Ansatz B ein negativer Druckverlauf  $p_{\text{musk}}$ . Die Amplituden sind verschieden gewählt worden, da so ein identisches Patientenvolumen resultiert. Beide Modellansätze können dementsprechend äquivalent benutzt werden. Für den weiteren Verlauf der Arbeit wird mit dem Modellierungsansatz A gearbeitet. Nach [55] ruft die Zwerchfellbewegung eine Volumenänderung hervor, sodass dieser Ansatz für das Verständnis der Atmung geeignet ist.

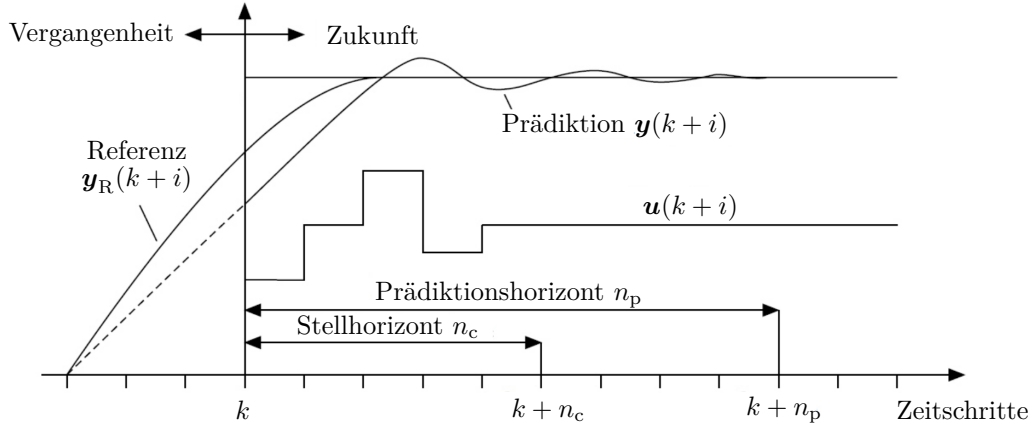
# Kapitel 4

## Grundlagen der modellprädiktiven Regelung

Die modellprädiktiven Regelungen (MPR) gehören zu den erweiterten Regelungsstrategien und werden sehr häufig in der Raffinerie- und Chemieindustrie für lineare und nicht lineare Regelstrecken eingesetzt [74]. Als nicht lineares Regelungsverfahren haben sie die Möglichkeit, Stellgrößen und Zustandsgrößen zu begrenzen, was besonders für große und komplexe Industrieanlagen geeignet ist. Die Grundlage der MPR bilden mathematische Modelle, die zum einen ein tieferes Verständnis des realen Prozesses und der Vorgänge innerhalb dieses Prozesses durch ggf. Simulationen ermöglichen und für den Entwurf von Reglern genutzt werden können [75]. Zum anderen kann das zukünftige Verhalten (z. B. Verlauf der Ausgangsgröße) berechnet – sprich prädiziert werden. Die MPR nutzt zur Prädiktion des Ausgangsgrößenverlaufes das Modell und den Stellgrößenverlauf. In den folgenden Abschnitten werden die Grundidee und einige Erweiterungsmöglichkeiten der MPR vorgestellt.

### 4.1 Grundidee der modellprädiktiven Regelung

Die Funktionsweise der modellprädiktiven Regelung bei einem Führungsgrößenwechsel wird in Bild 4.1 für einen Regelschritt zum Zeitpunkt  $k$  illustriert. Ausgehend vom Zeitpunkt  $k - 1$  wird mit bekannter Stellgröße  $u(k - 1)$  der zukünftige Stellgrößenverlauf  $\mathbf{u}(k + 1)$  ab dem Zeitpunkt  $k$  für eine endliche Anzahl  $i = 0 \dots n_c - 1$  Stellgrößenschritten so optimiert, dass ein vorgegebenes Gütekriterium  $J$  minimal ist. Der Parameter  $n_c$  wird als Stellhorizont bezeichnet. Wie weit die Ausgangsgröße anhand des Modells für zukünftige Schritte berechnet wird, hängt von Prädiktionshorizont  $n_p$  ab. Für totzeitbehaftete Prozesse kann der Prädiktionshorizont  $n_p$  in den unteren Prädiktionshorizont  $n_1$  und den oberen Prädiktionshorizont  $n_2$  unterteilt werden, wobei  $n_1$  die Totzeit bezogen auf die Abtastzeit beschreibt [76]. Der Verlauf der Ausgangsgröße wird dann erst ab dem Zeitpunkt  $k + n_1$  bis  $k + n_2$  prädiziert, was den nachfolgenden Rechenaufwand reduzieren würde. Der Verlauf bis  $k + n_1 - 1$  ist für den Regler nicht von Bedeutung, da er aufgrund der Totzeit nicht darauf reagieren kann. Im weiteren Verlauf soll  $n_1 = 1$  und damit  $n_2 = n_p$  gelten.

Bild 4.1: Ablauf eines Regelschrittes zum Zeitpunkt  $k$  [74]

Es wird zudem festgelegt, dass der Stellhorizont kleiner gleich dem Prädiktionshorizont  $n_c \leq n_p$  ist. Alle Stellgrößen zum Zeitpunkt  $i > n_c$  werden daher auf einen konstanten Wert  $u(k + n_c - 1)$  gesetzt, um  $y(k + 1)$  zu prädizieren. Die optimale Stellgrößenfolge  $\mathbf{u}_{\text{opt}}(k + i)$  wird ermittelt, es wird jedoch nur der erste Wert des Vektors auf das System gegeben. Im nächsten Abtastschritt wird der oben beschriebene Vorgang erneut ausgeführt. Diese Methode wird daher auch als „gleitender Horizont“ bezeichnet, die es der MPR ermöglicht auf Prozessstörungen zu reagieren. Die häufigsten in der Industrie eingesetzten MPR basieren auf linearen Zustandsraummodellen und werden als lineare modellbasierte prädiktive Regelungen (LMPR) bezeichnet. Die nachfolgende Rechnung basiert auf den Ausführungen von Adamy [74] mit der Anpassung für den Eingrößenfall (ein Eingang  $m = 1$  und ein Ausgang  $r = 1$ ). Die das Zustandsraummodell beschreibenden Größen  $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{B}$ ,  $\mathbf{C}$  und die daraus berechneten Größen  $\mathbf{F}$ ,  $\mathbf{G}$ ,  $\mathbf{H}$  für den Reglerentwurf sind fett und in Großbuchstaben geschrieben, obwohl sie für den Anwendungsfall des Eingrößensystems zum Teil nur Vektoren sind. Ausgehend von einem diskreten linearen Zustandsraummodell der Form

$$\begin{aligned} \mathbf{x}(k + 1) &= \mathbf{A}\mathbf{x}(k) + \mathbf{B}u(k) \\ y(k) &= \mathbf{C}\mathbf{x}(k) \\ u(k) &= u(k - 1) + \Delta u(k), \end{aligned} \quad (4.1)$$

kann das zukünftige Systemverhalten  $y(k + i)$  über den Stellhorizont  $n_c$  berechnet werden.

$$\begin{aligned} y(k + 1) &= \mathbf{C}\mathbf{A}\mathbf{x}(k) + \mathbf{C}\mathbf{B}u(k - 1) + \mathbf{C}\mathbf{B}\Delta u(k) \\ y(k + 2) &= \mathbf{C}\mathbf{A}^2\mathbf{x}(k) + \mathbf{C}(\mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B}u(k - 1) + \mathbf{C}(\mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B}\Delta u(k) \\ &\quad + \mathbf{C}\mathbf{B}\Delta u(k + 1) \\ &\vdots \\ y(k + i)|_{i \leq n_c} &= \mathbf{C}\mathbf{A}^i\mathbf{x}(k) + \{\mathbf{C}(\mathbf{A}^{i-1} + \dots + \mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B}\}u(k - 1) \\ &\quad + \sum_{j=1}^i \{\mathbf{C}(\mathbf{A}^{i-j} + \dots + \mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B}\}\Delta u(k + j - 1). \end{aligned} \quad (4.2)$$

Für den Laufindex  $i > n_c$  bleibt die Stellgröße konstant, d.h.  $\Delta u(k+i-1) = 0$ . Die Berechnungsvorschrift ergibt sich dann zu:

$$y(k+n_p) = \mathbf{C}\mathbf{A}^{n_p}x(k) + \{\mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_p-1} + \dots + \mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B}\}u(k-1) + \sum_{j=1}^{n_c} \{\mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_p-j} + \dots + \mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B}\}\Delta u(k+j-1). \quad (4.3)$$

Eine weitere Betrachtung der Ausgangsgröße über den Prädiktionshorizont  $n_p$  hinaus ist für den Entwurf nicht nötig. In Matrixschreibweise ergibt Gleichung (4.3)

$$\begin{aligned} \bar{\mathbf{y}}(k+1) &= \mathbf{F}\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}u(k-1) + \mathbf{H}\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) \\ \bar{\mathbf{y}}(k+1) &= \mathbf{g}(k) + \mathbf{H}\Delta\bar{\mathbf{u}}(k). \end{aligned} \quad (4.4)$$

Der Ausgangsvektor  $\bar{\mathbf{y}}(k+1)$  mit der Dimension  $rn_p \times 1$  und der Stellgrößenänderungsvektor  $\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) \in \mathbb{R}^{mn_c \times 1}$  werden definiert als:

$$\bar{\mathbf{y}}(k+1) = \begin{bmatrix} y(k+1) \\ y(k+2) \\ \vdots \\ y(k+n_p) \end{bmatrix} \quad \Delta\bar{\mathbf{u}}(k) = \begin{bmatrix} \Delta u(k) \\ \Delta u(k+1) \\ \vdots \\ \Delta u(k+n_c-1) \end{bmatrix}. \quad (4.5)$$

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

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \mathbf{C}\mathbf{A} \\ \mathbf{C}\mathbf{A}^2 \\ \vdots \\ \mathbf{C}\mathbf{A}^{n_p} \end{bmatrix} \quad \mathbf{G} = \begin{bmatrix} \mathbf{C}\mathbf{B} \\ \mathbf{C}(\mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B} \\ \vdots \\ \mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_p-1} + \dots + \mathbf{I})\mathbf{B} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} \mathbf{C}\mathbf{B} & 0 & \dots & 0 \\ \mathbf{C}(\mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B} & \mathbf{C}\mathbf{B} & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_c-1} + \dots + \mathbf{I})\mathbf{B} & \mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_c-2} + \dots + \mathbf{I})\mathbf{B} & \dots & \mathbf{C}\mathbf{B} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_p-1} + \dots + \mathbf{I})\mathbf{B} & \mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_p-2} + \dots + \mathbf{I})\mathbf{B} & \dots & \mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_p-n_c} + \dots + \mathbf{I})\mathbf{B} \end{bmatrix}. \quad (4.6)$$

Für den Entwurf des Stellgrößenänderungsvektors wird das konvexe Gütemaß der Form

$$J(\Delta\bar{\mathbf{u}}(k)) = [\bar{\mathbf{y}}(k+1) - \bar{\mathbf{y}}_R(k+1)]^T \mathbf{Q} [\bar{\mathbf{y}}(k+1) - \bar{\mathbf{y}}_R(k+1)] + \Delta\bar{\mathbf{u}}(k)^T \mathbf{R} \Delta\bar{\mathbf{u}}(k) \quad (4.7)$$

verwendet. Darin werden die quadrierten Differenzen aus dem Ausgangsgrößenverlauf  $\bar{\mathbf{y}}(k+i)$  und dem Referenzwertverlauf  $\bar{\mathbf{y}}_R(k+i)$ , welche über die Matrix  $\mathbf{Q}$  gewichtet sind,

und das Quadrat aus dem Stellgrößenänderungsverlauf  $\Delta\bar{\mathbf{u}}(k)$ , welches über die Matrix  $\mathbf{R}$  gewichtet ist, minimiert. D. h. die Ableitung von Gleichung (4.7) wird dazu Null gesetzt.

$$\frac{\partial J(\Delta\bar{\mathbf{u}}(k))}{\partial \Delta\bar{\mathbf{u}}(k)} = 0. \quad (4.8)$$

Die Gewichtungsmatrizen  $\mathbf{R} \in \mathbb{R}^{m_{nc} \times m_{nc}}$  und  $\mathbf{Q} \in \mathbb{R}^{r_{np} \times r_{np}}$  sind positiv definite Matrizen.  $\mathbf{y}_R(k+1)$  beinhaltet den Verlauf der Referenzgröße bis zum Prädiktionshorizont  $n_p$ . Die Minimierung des quadratischen Gütefunktional liefert ein lineares Regelgesetz, von dem nur das erste Element  $\Delta u(k)$  durch Multiplikation mit einem Ausblendvektor als Stellgrößenänderung auf das System gegeben wird. Mit der Abkürzung  $\mathbf{e}(k) = \mathbf{g}(k) - \bar{\mathbf{y}}_R(k+1)$  ergibt sich  $\Delta u(k)$  zu:

$$\begin{aligned} \Delta\bar{\mathbf{u}}(k) &= -(\mathbf{R} + \mathbf{H}^T \mathbf{Q} \mathbf{H})^{-1} (\mathbf{H}^T \mathbf{Q}) \mathbf{e}(k) \\ \Delta\bar{\mathbf{u}}(k) &= -\mathbf{K} \mathbf{e}(k) \\ \Delta u(k) &= -[1 \ 0 \ \dots \ 0] \mathbf{K} \mathbf{e}(k) = -\mathbf{K}' \mathbf{e}(k). \end{aligned} \quad (4.9)$$

In Bild 4.2 ist die Struktur der modellprädiktiven Regelung dargestellt. Für die nicht messbaren Systemzustände kann ein Beobachter entworfen werden, der die Zustände  $\hat{\mathbf{x}}(k)$  schätzt. Dann ist im Regelgesetz Gl. (4.9) Anstelle von  $\mathbf{x}(k)$  der Vektor  $\hat{\mathbf{x}}(k)$  zu verwenden.

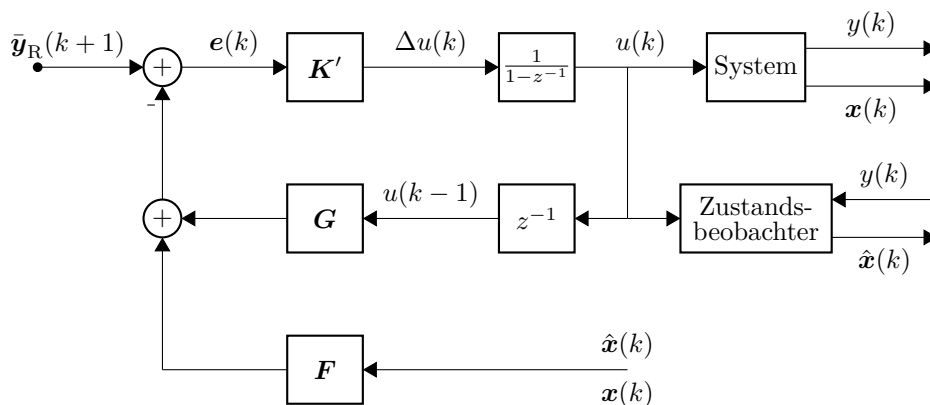


Bild 4.2: Struktur der modellprädiktiven Regelung:  $\bar{\mathbf{y}}_R(k+1)$  – Verlauf der Sollgröße über den Prädiktionshorizont,  $y(k)$  – Ausgangsgrößen,  $\mathbf{e}(k)$  – Fehler über den Prädiktionshorizont,  $\Delta u(k)$  – Stellgrößenänderung,  $u(k)$  – Stellgröße,  $u(k-1)$  – Stellgröße im vorherigen Abtastzeitpunkt,  $\mathbf{x}(k)$  – Zustandsgrößen,  $\hat{\mathbf{x}}(k)$  – geschätzte Zustandsgrößen (variiert nach [74])

## 4.2 Erweiterungen des modellprädiktiven Regelungsansatzes

### 4.2.1 Einfluss von bekannten/messbaren Störgrößen

Eine messbare oder geschätzte Störgröße  $\hat{d}(k)$  wird in diesem Fall als Systemeingang behandelt und zur Zustandsgleichung (4.1) addiert [77]. Über die Matrix  $\mathbf{B}_d$ , die in diesem Fall ein Vektor ist, wird die Störgröße auf den Zustandsvektor  $\mathbf{x}$  eingekoppelt.

$$\begin{aligned}\mathbf{x}(k+1) &= \mathbf{A}\mathbf{x}(k) + \mathbf{B}u(k) + \mathbf{B}_d\hat{d}(k) \\ y(k) &= \mathbf{C}\mathbf{x}(k) \\ u(k) &= u(k-1) + \Delta u(k).\end{aligned}\tag{4.10}$$

Am Regelgesetz (4.9) ändert sich nichts – es wird zusätzlich zur Prädiktion der Ausgangsgröße  $y(k+i)$  die messbare Störgröße berücksichtigt. Die Struktur der MPR aus Bild 4.2 erweitert sich durch eine zusätzliche Rückführung  $\mathbf{Z}\hat{d}(k)$ .  $\mathbf{Z}$  ergibt sich zu:

$$\mathbf{Z} = \begin{bmatrix} \mathbf{C}\mathbf{B}_d \\ \mathbf{C}(\mathbf{A} + \mathbf{I})\mathbf{B}_d \\ \vdots \\ \mathbf{C}(\mathbf{A}^{n_p-1} + \dots + \mathbf{I})\mathbf{B}_d \end{bmatrix}.\tag{4.11}$$

### 4.2.2 Einfluss von unbekanntem Störgrößen

Bisher werden beim Reglerentwurf bekannte Störgrößen  $\hat{d}(k)$  berücksichtigt. Das bedeutet aber, dass diese messbar und stationär über den Prädiktionshorizont sind. Für zusätzliche unbekanntem Störgrößen wird die Regelung aus Bild 4.2 untersucht [76]. Im stationären Zustand des geregelten Systems mit einer konstanten Referenztrajektorie, d. h. keine Zustands-, Stell- oder Regelgrößenänderungen, gilt:

$$\mathbf{x}(k+1) = \mathbf{x}(k), \quad y(k+1) = y(k), \quad u(k+1) = u(k), \quad \text{bzw.} \quad \Delta u(k) = 0.\tag{4.12}$$

Sind Stellgröße, Zustandsgrößen und Ausgangsgröße konstant, ändert sich die Zustandsmatrix  $\mathbf{A}$  nicht. Die zusätzliche Störgröße  $d(k)$  greift über die Eingangsmatrix  $\mathbf{B}_d$  in das System ein. Das Zustandsraummodell lautet dann:

$$\begin{aligned}\mathbf{x}(k+1) &= \mathbf{A}\mathbf{x}(k) + \mathbf{B}u(k) + \mathbf{B}_d d(k) \\ y(k) &= \mathbf{C}\mathbf{x}(k).\end{aligned}\tag{4.13}$$

Der Zustandsvektor, der sich durch die zusätzliche Störung einstellt, kann unter der Bedingung, dass  $\mathbf{x}(k+1) = \mathbf{x}(k) = \mathbf{x}_d(k)$ , berechnet werden:

$$\mathbf{x}_d(k) = (\mathbf{A} - \mathbf{B}\mathbf{K}_x)\mathbf{x}_d + \mathbf{B}_d d(k).\tag{4.14}$$

Der Term  $(\mathbf{A} - \mathbf{BK}_x)$  beschreibt die Dynamik des geregelten Zustandsraummodells. Aus Gleichung (4.14) kann der neue Zustandsvektor  $\mathbf{x}_d(k)$  und die Ausgangsgröße  $y_d(k)$  bestimmt werden.

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_d(k) - (\mathbf{A} - \mathbf{BK}_x)\mathbf{x}_d(k) &= \mathbf{B}_d \mathbf{d}(k) \\ \mathbf{x}_d(k)(\mathbf{I} - (\mathbf{A} - \mathbf{BK}_x)) &= \mathbf{B}_d \mathbf{d}(k) \\ \mathbf{x}_d(k) &= (\mathbf{I} - \mathbf{A} + \mathbf{BK}_x)^{-1} \mathbf{B}_d \mathbf{d}(k) \\ y_d(k) &= \mathbf{C} \mathbf{x}_d(k) = \underbrace{\mathbf{C}(\mathbf{I} - \mathbf{A} + \mathbf{BK}_x)^{-1} \mathbf{B}_d}_{V_{\text{stat}}} \mathbf{d}(k). \end{aligned} \quad (4.15)$$

Der stationäre Störverstärkungsfaktor  $V_{\text{stat}}$  ist im Allgemeinen ungleich null. Dadurch entsteht eine Abweichung zwischen der Referenz  $y_R(k)$  und der Ausgangsgröße  $y_d(k)$ . Um bleibende Regelabweichungen zu verhindern, wird die Erweiterung des Regelgesetzes um einen Integrator beschrieben.

### 4.2.3 Erweiterung um einen Integrator

Wie im vorherigen Abschnitt gezeigt ist, führen unbekannte Störgrößen zu bleibenden Regelabweichungen. Die Ausregelung dieser Störgrößen kann nach Rau [76] und Papageorgiou [78] durch die Einführung eines I-Anteils im Regler verhindert werden. Der Integrator im Regler hat weiterhin den Vorteil, dass Regelfehler durch Modellungenauigkeiten, Modellvereinfachungen und Fehler in den Schätzungen/Messungen der Störgröße  $\hat{d}(k)$  minimiert werden. Mit dem zeitdiskreten Integrator der Form

$$\begin{aligned} x_e(k+1) &= x_e(k) + t_s e(k) = x_e(k) + t_s (y_R(k) - y(k)) \\ &= x_e(k) + t_s y_R(k) - t_s \mathbf{C} \mathbf{x}(k) \end{aligned} \quad (4.16)$$

wird das Zustandsraummodell aus Gleichung (4.1) um diesen zusätzlichen Zustand erweitert.  $t_s$  gibt die Abtastrate der Regelung an. Das resultierende Zustandsraummodell in diskreter Form lautet:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{x}(k+1) \\ x_e(k+1) \end{bmatrix}}_{\mathbf{x}(k+1)} = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{A} & 0 \\ -t_s \mathbf{C} & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}_I} \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{x}(k) \\ x_e(k) \end{bmatrix}}_{\mathbf{x}(k)} + \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{B} \\ 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_I} u(k) + \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{B}_d \\ 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_{d_I}} d(k) + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ t_s 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_y} y_R(k) \quad (4.17)$$

$$y(k) = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{C} & 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{C}_I} \begin{bmatrix} \mathbf{x}(k) \\ x_e(k) \end{bmatrix} = \mathbf{C}_I \mathbf{x}(k), \quad e(k) = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{C}_e} \begin{bmatrix} \mathbf{x}(k) \\ x_e(k) \end{bmatrix} = x_e(k).$$

Das Gütefunktional aus Gleichung (4.7) wird um einen zusätzlichen Term  $\bar{\mathbf{e}}(k)^T \boldsymbol{\alpha} \bar{\mathbf{e}}(k)$ , der den quadrierten aufsummierten Regelfehler gewichtet, erweitert.  $\boldsymbol{\alpha}$  hat die Dimension  $rn_p \times rn_p$ .

$$\begin{aligned} J(\Delta \bar{\mathbf{u}}(k)) &= \underbrace{[\bar{\mathbf{y}}(k+1) - \bar{\mathbf{y}}_R(k+1)]^T \mathbf{Q}_I [\bar{\mathbf{y}}(k+1) - \bar{\mathbf{y}}_R(k+1)]}_{J_1} \\ &\quad + \underbrace{\Delta \bar{\mathbf{u}}^T(k) \mathbf{R}_I \Delta \bar{\mathbf{u}}(k)}_{J_2} + \underbrace{\bar{\mathbf{e}}(k)^T \boldsymbol{\alpha} \bar{\mathbf{e}}(k)}_{J_3}. \end{aligned} \quad (4.18)$$

Das Gütefunktional aus Gleichung (4.18) kann durch partielles Ableiten aller drei Terme  $J = J_1 + J_2 + J_3$  nach  $\Delta\bar{\mathbf{u}}(k)$  minimiert werden. Mit

$$\begin{aligned}\bar{\mathbf{y}}(k+1) &= \mathbf{F}_1\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}_1u(k-1) + \mathbf{H}_1\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + \mathbf{Z}_1\hat{\mathbf{d}}(k) \\ \bar{\mathbf{e}}_d(k) &= \mathbf{F}_e\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}_eu(k-1) + \mathbf{H}_e\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + \mathbf{Z}_e\hat{\mathbf{d}}(k)\end{aligned}\quad (4.19)$$

ergeben sich die Ableitungen der Terme nach den Gleichungen (4.20 – 4.22). Die Bildung der Matrizen  $\mathbf{F}_1, \mathbf{G}_1, \mathbf{H}_1, \mathbf{Z}_1, \mathbf{F}_e, \mathbf{G}_e, \mathbf{H}_e, \mathbf{Z}_e$  erfolgt nach den Gleichungen (4.6) mit den erweiterten Matrizen  $\mathbf{A}_1, \mathbf{B}_1, \mathbf{C}_1, \mathbf{B}_{d1}, \mathbf{C}_e$ .

$$\begin{aligned}J_1 &= (\bar{\mathbf{y}}_R(k+1) - [\mathbf{F}_1\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}_1u(k-1) + \mathbf{H}_1\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + \mathbf{Z}_1\hat{\mathbf{d}}(k)])^T \mathbf{Q}_1 \\ &\quad (\bar{\mathbf{y}}_R(k+1) - [\mathbf{F}_1\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}_1u(k-1) + \mathbf{H}_1\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + \mathbf{Z}_1\hat{\mathbf{d}}(k)]) \\ \frac{\partial J_1}{\partial \Delta\bar{\mathbf{u}}(k)} &= -2\mathbf{H}_1^T \bar{\mathbf{y}}_R(k+1) + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{F}_1\mathbf{x}(k) + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{H}_1\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{G}_1u(k-1) \\ &\quad + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{Z}_1\hat{\mathbf{d}}(k).\end{aligned}\quad (4.20)$$

$$\begin{aligned}J_2 &= \Delta\bar{\mathbf{u}}^T(k) \mathbf{R}_1 \Delta\bar{\mathbf{u}}(k) \\ \frac{\partial J_2}{\partial \Delta\bar{\mathbf{u}}(k)} &= 2\mathbf{R}_1 \Delta\bar{\mathbf{u}}(k).\end{aligned}\quad (4.21)$$

$$\begin{aligned}J_3 &= (\mathbf{F}_e\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}_eu(k-1) + \mathbf{H}_e\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + \mathbf{Z}_e\hat{\mathbf{d}}(k))^T \boldsymbol{\alpha} \\ &\quad (\mathbf{F}_e\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}_eu(k-1) + \mathbf{H}_e\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + \mathbf{Z}_e\hat{\mathbf{d}}(k)) \\ \frac{\partial J_3}{\partial \Delta\bar{\mathbf{u}}(k)} &= 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{F}_e\mathbf{x}(k) + 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{G}_eu(k-1) \\ &\quad + 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{H}_e\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{Z}_e\hat{\mathbf{d}}(k).\end{aligned}\quad (4.22)$$

Werden die Gleichungen (4.20 – 4.22) wieder zusammengesetzt, kann das Minimum berechnet werden.

$$\begin{aligned}0 &= -2\mathbf{H}_1^T \bar{\mathbf{y}}_R(k+1) + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{F}_1\mathbf{x}(k) + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{H}_1\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{G}_1u(k-1) \\ &\quad + 2\mathbf{H}_1^T \mathbf{Z}_1\hat{\mathbf{d}}(k) + 2\mathbf{R}_1\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{F}_e\mathbf{x}(k) + 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{G}_eu(k-1) \\ &\quad + 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{H}_e\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) + 2\mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{Z}_e\hat{\mathbf{d}}(k).\end{aligned}\quad (4.23)$$

Die Auflösung der Gleichung nach dem Stellgrößenänderungsvektor  $\Delta\bar{\mathbf{u}}(k)$

$$\begin{aligned}\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) &= (\mathbf{H}_1^T \mathbf{Q}_1 \mathbf{H}_1 + \mathbf{R}_1 + \mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{H}_e)^{-1} \\ &\quad [\mathbf{H}_1^T \mathbf{Q}_1 (\bar{\mathbf{y}}_R(k+1) - \mathbf{F}_1\mathbf{x}(k) - \mathbf{G}_1u(k-1) - \mathbf{Z}_1\hat{\mathbf{d}}(k)) \\ &\quad - \mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} (\mathbf{F}_e\mathbf{x}(k) + \mathbf{G}_eu(k-1) + \mathbf{Z}_e\hat{\mathbf{d}}(k))],\end{aligned}\quad (4.24)$$

ergibt mit den Koeffizienten  $\mathbf{K}_R, \mathbf{K}_x, K_u, K_z$  die optimale Stellgröße  $\Delta u(k)$  zu:

$$\begin{aligned}\Delta u(k) &= [1, 0, \dots, 0] \Delta\bar{\mathbf{u}}(k) \\ &= \mathbf{K}_R \bar{\mathbf{y}}_R(k+1) - \mathbf{K}_x \mathbf{x}(k) - K_u u(k-1) - K_z \hat{\mathbf{d}}(k).\end{aligned}\quad (4.25)$$

Durch einen Koeffizientenvergleich mit Gleichung (4.24) können die Koeffizienten bestimmt werden. Sie ergeben sich zu:

$$\mathbf{K}' = [1 \ 0 \ \dots \ 0](\mathbf{H}_I^T \mathbf{Q}_I \mathbf{H}_I + \mathbf{R}_I + \mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{H}_e)^{-1} \quad (4.26)$$

$$\mathbf{K}_R = \mathbf{K}' \mathbf{H}_I^T \mathbf{Q}_I \quad (4.27)$$

$$\mathbf{K}_x = \mathbf{K}'(\mathbf{H}_I^T \mathbf{Q}_I \mathbf{F}_I + \mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{F}_e) \quad (4.28)$$

$$\mathbf{K}_u = \mathbf{K}'(\mathbf{H}_I^T \mathbf{Q}_I \mathbf{G}_I + \mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{G}_e) \quad (4.29)$$

$$\mathbf{K}_z = \mathbf{K}'(\mathbf{H}_I^T \mathbf{Q}_I \mathbf{Z}_I + \mathbf{H}_e^T \boldsymbol{\alpha} \mathbf{Z}_e). \quad (4.30)$$

Die Struktur der modellprädiktiven Regelung mit Integrator ist in Bild 4.3 dargestellt. Wird die Matrix  $\boldsymbol{\alpha}$  zu null gesetzt, ergibt sich durch Umformung die bereits in Bild 4.2 vorgestellte Struktur.

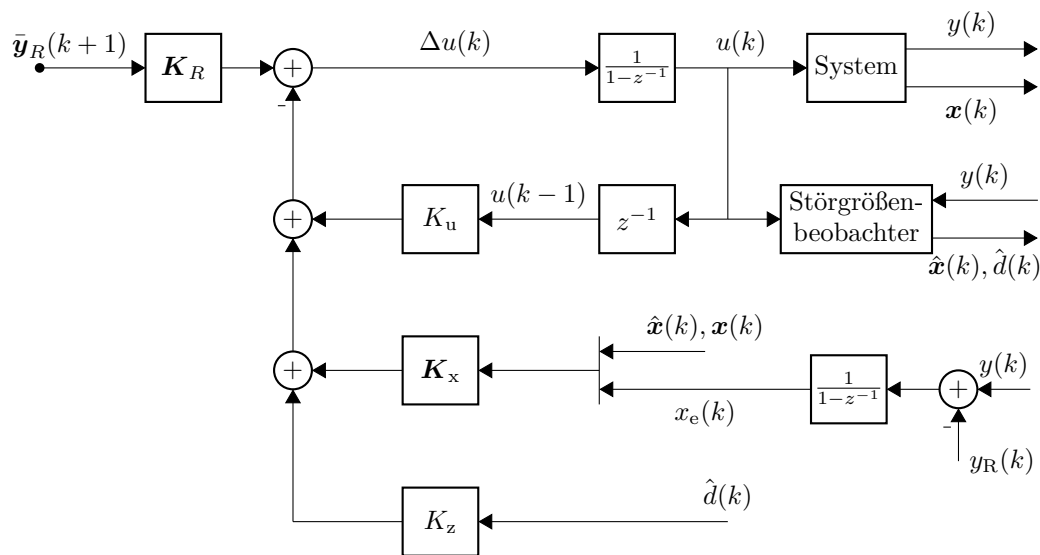


Bild 4.3: Struktur der modellprädiktiven Regelung mit Integrator und Berücksichtigung geschätzter Störungen:  $\bar{y}_R(k+1)$  – Verlauf der Sollgröße über den Prädiktionshorizont,  $y(k)$  – Ausgangsgröße,  $y_R(k)$  – Referenzwert,  $\Delta u(k)$  – Stellgrößenänderungsvektor,  $u(k)$  – Stellgröße,  $u(k-1)$  – Stellgröße im vorherigen Abtastzeitpunkt,  $\mathbf{x}(k)$  – Zustandsgrößen,  $\hat{\mathbf{x}}(k)$  – geschätzte Zustandsgrößen,  $\hat{d}(k)$  – geschätzte Störgröße,  $x_e(k)$  – aufintegrierter Regelfehler

#### 4.2.4 Begrenzung von Stell- und Zustandsgrößen

Die MPR eignen sich besonders dafür, direkt beim Entwurf des Regelgesetzes eine Stell- und Zustandsbeschränkung zu berücksichtigen [74]. Für ein System mit einem Ausgang und einem Eingang kann die Begrenzung wie folgt definiert werden:

$$\begin{aligned}
 u_{\min} &\leq u(k) = u(k-1) + \Delta u(k) \leq u_{\max} \\
 u_{\min} &\leq u(k+1) = u(k-1) + \Delta u(k) + \Delta u(k+1) \leq u_{\max} \\
 &\vdots \\
 u_{\min} &\leq u(k+n_c-1) = u(k-1) + \Delta u(k) + \dots + \Delta u(k+n_c-1) \leq u_{\max}.
 \end{aligned} \tag{4.31}$$

In Matrixnotation ergibt sich:

$$\bar{\mathbf{u}}_{\min} \leq \mathbf{E}u(k-1) + \mathbf{O}\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) \leq \bar{\mathbf{u}}_{\max}, \tag{4.32}$$

Mit der unteren Dreiecksmatrix  $\mathbf{O}$  der Größe  $mn_c \times mn_c$

$$\mathbf{O} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 1 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & 1 & 1 & \dots & 1 \end{bmatrix}, \tag{4.33}$$

und der  $mn_c \times m$  - Matrix  $\mathbf{E} = [1 \ 1 \ \dots \ 1]^T$ . Von weiterer Bedeutung sind auch Beschränkungen in der Änderung der Stellgröße

$$\Delta\bar{\mathbf{u}}_{\min} \leq \Delta\mathbf{u}(k) \leq \Delta\bar{\mathbf{u}}_{\max}, \tag{4.34}$$

und Beschränkungen in Zustands- bzw. Ausgangsgrößen

$$\begin{aligned}
 \bar{\mathbf{y}}_{\min} &\leq \bar{\mathbf{y}}(k+1) \leq \bar{\mathbf{y}}_{\max} \\
 \bar{\mathbf{y}}_{\min} &\leq \mathbf{g}(k) + \mathbf{H}\bar{\mathbf{u}}(k) \leq \bar{\mathbf{y}}_{\max},
 \end{aligned} \tag{4.35}$$

die analog zu oben aufgestellt werden. Werden Gleichungen (4.32), (4.34) und (4.35) zusammengefasst, werden sie in die Form

$$\mathbf{W}\Delta\bar{\mathbf{u}}(k) \leq \boldsymbol{\omega}, \tag{4.36}$$

gebracht, wobei  $\mathbf{W} = [-\mathbf{O} \ \mathbf{O} \ -\mathbf{I} \ \mathbf{I} \ -\mathbf{H} \ \mathbf{H}]^T$  mit  $\mathbf{I}$  als Einheitsmatrix der Größe  $mn_c \times mn_c$  und

$$\boldsymbol{\omega} = \begin{bmatrix} -\Delta\bar{\mathbf{u}}_{\min} + \mathbf{E}u(k-1) \\ \Delta\bar{\mathbf{u}}_{\max} - \mathbf{E}u(k-1) \\ -\Delta\bar{\mathbf{u}}_{\min} \\ \Delta\bar{\mathbf{u}}_{\max} \\ -\bar{\mathbf{y}}_{\min} + \mathbf{g}(k) \\ \bar{\mathbf{y}}_{\max} - \mathbf{g}(k) \end{bmatrix} \tag{4.37}$$

Es resultiert ein beschränktes Optimierungsproblem mit den Restriktionen gegeben durch Gleichung (4.37). Ist das Gütefunktional wie in Gleichung (4.7) bzw. (4.18) gegeben, ergibt sich ein quadratisches Optimierungsproblem, welches nur ein Minimum besitzt. In der Regel kann das Minimum nicht analytisch berechnet werden. Es kann jedoch durch numerische Verfahren der quadratischen Programmierung, für die es konvergente Standardverfahren gibt, bestimmt werden [77]. Hier werden die Nachteile der MPR sichtbar – das Regelgesetz ist nicht explizit angebar und die Berechnung zeitaufwendig.

# Kapitel 5

## Grundlagen der iterativ lernenden Regelung

Die iterativ lernende Regelung (ILR) zählt zu einer der aktuellsten Regelungstheorien, die unter dem Begriff intelligente Regelungsmethodik kategorisiert ist [79]. Sie findet in fast allen ingenieurwissenschaftlichen Fachrichtungen, z. B. der Automobilindustrie, der Luft- und Raumfahrttechnik und auch in biomedizinischen Fachrichtungen Anwendung. Obwohl heutzutage ca. 90 – 95 % der in der Industrie verwendeten Regelungen PID-Regler oder modellprädiktive Regler sind, stellt die ILR einen neuen Ansatz dar, um das Übergangsverhalten eines dynamischen Systems zu verbessern [80]. Es ist trotz der vielseitigen Werkzeuge bei klassischen Ansätzen nicht immer möglich, ein vorgegebenes Regelungsziel bei sich zyklisch wiederholenden Prozessen zu erreichen, sodass die ILR besonders dort Anwendung findet. Die ILR wird besonders in periodischen Prozessen angewendet, um die Nachteile einer konventionellen Regelung zu beseitigen und sogar perfektes Führungsverhalten ohne genauere Systemkenntnisse zu erlangen. Zudem ist sie robust gegenüber Modellungenauigkeiten.

Eine der ersten industriellen Anwendungsgebiete der ILR ist die Robotik, bei denen vergangene Systeminformationen dazu verwendet werden sollen, die nächste Prozessausführung zu verbessern [81]. Dieser Vorgang wird nach einer weiteren Prozessausführung (gleiche Periodendauer) wiederholt.

### 5.1 Grundidee der iterativ lernenden Regelung

Arimoto *et al.* [82] präsentiert einen ersten Algorithmus, den nach ihm benannten Arimoto-Typ-ILR, der die Eingangsgrößen  $\mathbf{u}_j(t)$  in einer Form verändert, sodass die Fehler  $\mathbf{e}_j(t)$  in den nächsten Zyklen gegen null konvergieren. Die Gleichung dazu lautet:

$$\mathbf{u}_{j+1}(t) = \mathbf{u}_j(t) + \Gamma \dot{\mathbf{e}}_j(t), \quad (5.1)$$

wobei  $\mathbf{u}_j(t)$  und  $\mathbf{e}_j(t)$  bzw. die zeitliche Ableitung des Fehlervektors  $\dot{\mathbf{e}}_j(t)$  eine ganze Periode beinhalten –  $\Gamma$  ist ein konstanter Lernfaktor und  $j$  der Iterationsindex. Der Verlauf des

Fehlers  $e_j(t)$  ergibt sich aus der Differenz des Sollgrößenverlaufs  $\mathbf{y}_R(t)$  und dem gemessenen Ausgangsgrößenverlauf  $\mathbf{y}(t)$  über eine Periode. Die grundlegende Struktur der ILR ist in Bild 5.1 dargestellt. Es handelt sich dabei um einen offenen Regelkreis, da der Ausgang der ILR, der gelernte Stellgrößenvektor  $\mathbf{u}_{j+1}(t)$ , über den nächsten Zyklus konstant bleibt – die ILR wirkt als Steuerung. Der Regelkreis wird nur auf der Iterationsebene durch Rückführung des gespeicherten Ausgangsgrößenverlaufes geschlossen. Die Vorteile der ILR

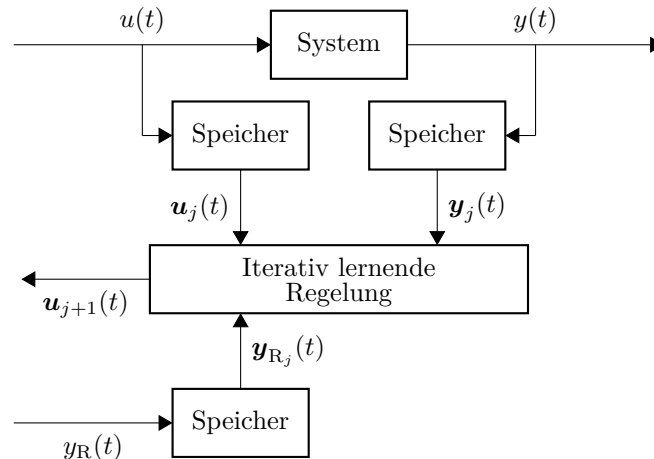


Bild 5.1: Struktur der iterativ lernenden Regelung:  $u(t)$  – Stellgröße,  $\mathbf{u}_j(t)$  – Verlauf der Stellgröße im Iterationsschritt  $j$ ,  $\mathbf{u}_{j+1}(t)$  – Verlauf der angepassten Stellgröße im Iterationsschritt  $j+1$ ,  $y_R(t)$  – Sollgröße,  $\mathbf{y}_{R_j}(t)$  – Verlauf der Sollgröße,  $y(t)$  – Ausgangsgröße,  $\mathbf{y}_j(t)$  – Verlauf der Ausgangsgröße [79]

sind exakte Führungsgrößenverfolgung, monotone Konvergenz und die Möglichkeit zur Anwendung für Black-Box-Modelle. Als Black-Box-Modell wird ein System genannt, bei dem nur die Eingangs- und die Ausgangsgröße bekannt bzw. messbar sind und zumindest das Vorzeichen der Streckenverstärkung bekannt ist [83]. Ein weiterer Vorteil der ILR besteht in der Anwendbarkeit nicht kausaler Methoden, wie z. B. nicht kausale Filter, da das lineare Regelgesetz (Gl. (5.1)) mit bereits gespeicherten Daten arbeitet. In Bild 5.2 ist die Idee der iterativ lernenden Regelung über mehrere Iterationen dargestellt. Aufgrund einer konstanten Stellgröße  $u(t)$  zu Beginn des Lernprozesses ergibt sich der dargestellte Fehler  $e(t)$ . Die ILR kann auf Grundlage des Fehlerverlaufes und einem Lerngesetz die nächste Prozessausführung anpassen. Ein positiver Fehler führt bei positiver Streckenverstärkung zu einer Erhöhung der Stellgröße. Dieser Effekt ist in der zweiten Prozessausführung erkennbar. Durch die Anpassung der Stellgröße kann der Fehler bereits reduziert werden. Dieser Vorgang der Stellgrößenanpassung anhand des Fehlers und der vorherigen Stellgröße wird über mehrere Zyklen (Iterationen) weiter fortgeführt.

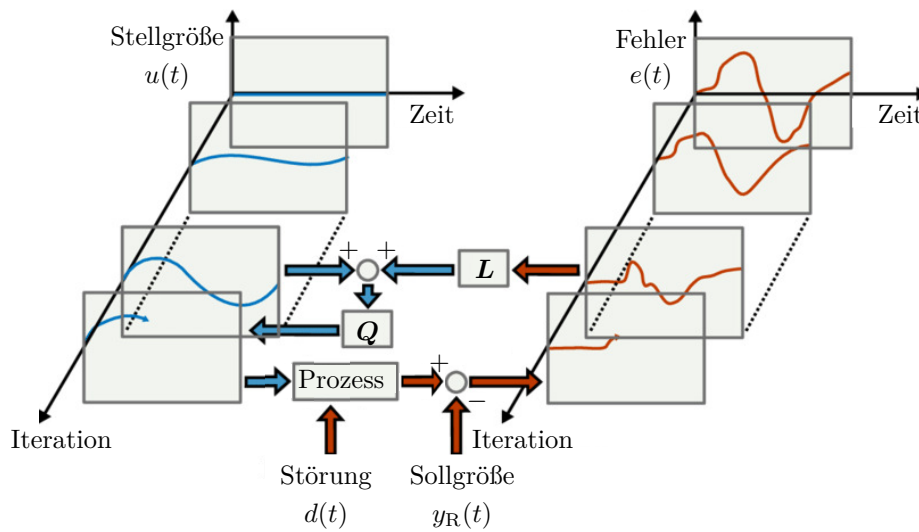


Bild 5.2: Idee der iterativ lernenden Regelung – Fehler durch Störung  $d(t)$  auf Prozess wird durch Lerngesetz über mehrere Iterationen minimiert (variiert nach [84])

## 5.2 Die *Lifted*-System-Darstellung der ILR

Für eine zeitdiskrete Implementierung der ILR und für totzeitbehaftete Systeme wird der zeitdiskrete Stellgrößenvektor  $\mathbf{u}_{j+1}(k)$  verschoben [85, 86]. Die Eingangs- und Ausgangsvektoren  $\mathbf{u}_j(k)$  bzw.  $\mathbf{y}_j(k)$  über einen Iterationszyklus mit  $n$  Abtastwerten können ausgehend von einem linearen, zeitinvarianten Zustandsraummodell der Form

$$\begin{aligned} \mathbf{x}(k+1) &= \mathbf{A}\mathbf{x}(k) + \mathbf{B}u(k) \\ y(k) &= \mathbf{C}\mathbf{x}(k) + d(k) \end{aligned} \quad (5.2)$$

aufgestellt werden. Die Störgröße  $d(k)$  wird in der Ausgangsgleichung zur Berechnung des Systemausganges  $y(k)$  mit berücksichtigt. Mit der Annahme, dass  $\mathbf{CB} \neq 0$  ist, d. h. ein Relativgrad von eins vorliegt, gilt:

$$\mathbf{u}_j(k) = [u(0), u(1), u(2), \dots, u(n-1)] \quad (5.3)$$

$$\mathbf{y}_j(k) = [y(1), y(2), y(3), \dots, y(n)]. \quad (5.4)$$

Diese Vektoren beschreiben die zeitdiskrete Eingangs- und Ausgangstrajektorie und werden *lifted* Signale bzw. *lifted* Vektoren genannt. Die Anzahl der Verschiebungsschritte richtet sich nach dem relativen Grad  $r$  des zeitdiskreten Streckenmodells, welcher sich aus der Differenz der Nennerordnung und der Zählerordnung der diskreten Übertragungsfunktion ergibt. Die Verschiebung bedeutet, dass auf einen Fehler zum Zeitpunkt  $k+x$  nur durch ein Stellsignal zum Zeitpunkt  $k+x-r$  reagiert werden kann – die Stellgröße muss also vorverlagert werden. Auch für totzeitbehaftete Prozesse können die *lifted* Vektoren aufgestellt werden. Die Verschiebung richtet sich nach der Totzeit bezogen auf die Abtastrate ( $n_t$ ) und dem Relativgrad. Die Eingangs- und Ausgangsvektoren  $\mathbf{u}_j(k)$  bzw.  $\mathbf{y}_j(k)$  über einen

Iterationszyklus können dann wie folgt aufgestellt werden:

$$\mathbf{u}_j(k) = [u(0), u(1), u(2), \dots, u(n-1)] \quad (5.5)$$

$$\mathbf{y}_j(k) = [y(r+n_t), y(r+n_t+1), y(r+n_t+2), \dots, y(n+r+n_t-1)]. \quad (5.6)$$

## 5.3 Konvergenz

Um die Konvergenz der ILR zu beobachten, wird der Fehlervektor von Iteration zu Iteration mit diskreten Größen analysiert [85, 87]. Ausgehend von der *lifted*-System-Darstellung kann der Verlauf der Ausgangsgröße  $\mathbf{y}_j(k)$  mit der Matrix  $\mathbf{G}$ , welche für zeitinvariante Prozesse die Toeplitz-Matrix ist, wie folgt geschrieben werden:

$$\mathbf{y}_j(k) = \mathbf{G}\mathbf{u}_j(k) + \mathbf{d}_j(k), \quad (5.7)$$

mit

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} p_1 & 0 & \dots & 0 \\ p_2 & p_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ p_n & p_{n-1} & \dots & p_1 \end{bmatrix}, \quad (5.8)$$

wobei  $p_i = \mathbf{C}\mathbf{A}^{i-1}\mathbf{B}$  mit  $i = 1, \dots, n$  über ein Zustandsraummodell berechnet werden kann.  $\mathbf{d}_j(k)$  repräsentiert den Verlauf der Störgröße, welche in jedem Iterationsschritt identisch ist. Mit dem Fehlervektor  $\mathbf{e}_j(k)$ , welcher sich aus der Differenz von Sollverlauf  $\mathbf{y}_{R_j}(k)$  und dem Istverlauf  $\mathbf{y}_j(k)$  berechnen lässt, ergibt sich mit Gleichung (5.7) und dem diskreten ILR-Regelgesetz

$$\mathbf{u}_{j+1}(k) = \mathbf{Q}(\mathbf{u}_j(k) + \mathbf{L}\mathbf{e}_j(k)), \quad (5.9)$$

worin  $\mathbf{Q}$  und  $\mathbf{L}$  die Reglerparameter der ILR sind, folgende Beschreibungsform für den Fehlerverlauf  $\mathbf{e}_{j+1}(k)$  im nächsten Iterationsschritt:

$$\begin{aligned} \mathbf{e}_{j+1}(k) &= \mathbf{y}_{R_{j+1}}(k) - \mathbf{y}_{j+1}(k) \\ &= \mathbf{y}_{R_{j+1}}(k) - \mathbf{G}\mathbf{u}_{j+1}(k) - \mathbf{d}_{j+1}(k) \\ &= \mathbf{y}_{R_{j+1}}(k) - \mathbf{G}\mathbf{Q}(\mathbf{u}_j(k) + \mathbf{L}\mathbf{e}_j(k)) - \mathbf{d}_{j+1}(k). \end{aligned} \quad (5.10)$$

Mit  $\mathbf{u}_j(k) = \mathbf{G}^{-1}(\mathbf{y}_{R_j}(k) - \mathbf{e}_j(k) - \mathbf{d}_j(k))$  ergibt sich die Fehlerdynamik im geschlossenen Kreis zu:

$$\begin{aligned} \mathbf{e}_{j+1}(k) &= \mathbf{y}_{R_{j+1}}(k) - \mathbf{G}\mathbf{Q}(\mathbf{G}^{-1}(\mathbf{y}_{R_j}(k) - \mathbf{e}_j(k) - \mathbf{d}_j(k)) + \mathbf{L}\mathbf{e}_j(k)) - \mathbf{d}_{j+1}(k) \\ &= \mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G}^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{L})\mathbf{e}_j(k) + (\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G}^{-1})(\mathbf{y}_{R_j}(k) - \mathbf{d}_j(k)). \end{aligned} \quad (5.11)$$

Die Matrix  $\mathbf{G}$  muss eine quadratische, reguläre, d. h. eine invertierbare Matrix mit  $\det(\mathbf{G}) \neq 0$  sein. Ausgehend davon konvergiert der Fehler gegen einen endlichen Wert

$$\begin{aligned} \mathbf{e}_\infty(k) &:= \lim_{j \rightarrow \infty} \mathbf{e}_j(k) \\ &= (\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G}^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{L}))^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G}^{-1})(\mathbf{y}_{R_j}(k) - \mathbf{d}_j(k)) \end{aligned} \quad (5.12)$$

für alle  $\mathbf{y}_R(k), \mathbf{d}_j(k)$  und anfänglichen Eingangsvektoren  $\mathbf{u}_0(k)$ , wenn folgende Bedingung nach [88] erfüllt ist:

$$\begin{aligned} \varrho(\mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G}^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{L})) &= \varrho(\mathbf{G}\mathbf{Q}(\mathbf{I} - \mathbf{L}\mathbf{G})\mathbf{G}^{-1}) \\ &= \varrho(\mathbf{Q}(\mathbf{I} - \mathbf{L}\mathbf{G})) < 1. \end{aligned} \quad (5.13)$$

Der Spektralradius  $\varrho$  einer Matrix ist definiert als der größte Betrag der Eigenwerte dieser Matrix [89]. Gemäß Gleichung (5.12) ist der Fehler  $\mathbf{e}_\infty$  gleich null, wenn die  $\mathbf{Q}$ -Matrix die Einheitsmatrix ist, d. h. die  $\mathbf{Q}$ -Matrix nicht verwendet wird. Dann ergibt  $(\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G}^{-1}) = (\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{I}\mathbf{G}^{-1}) = (\mathbf{I} - \mathbf{I}) = 0$  und damit auch Gleichung (5.12). Das Konvergieren des Fehlerverlaufes gegen null oder gegen einen kleinen endlichen Wert schließt nicht immer das Auftreten von sehr großen Spitzen im Stellverlauf von  $\mathbf{u}_j(k)$  aus [85]. Für die praktische Anwendung der ILR wird daher oft gefordert, dass der Singulärwert  $\bar{\sigma}(\mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G}^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{G}\mathbf{L})) < 1$  ist.

## 5.4 Entwurfsverfahren

### 5.4.1 Inversionsmethode

Der Entwurf nach der Inversionsmethode benötigt ein Modell  $\hat{\mathbf{G}}$ , welches den Zusammenhang der ILR Eingangsgröße  $\mathbf{u}_j(k)$  zur Ausgangsgröße  $\mathbf{y}_j(k)$  beschreibt [87]. Es wird dann von einer modellbasierten Entwurfsmethodik bzw. Entwurf durch Inversion des Systemmodells gesprochen [90]. Ausgehend von dem Lerngesetz aus Gleichung (5.9), kann die Lernmatrix  $\mathbf{L}$  durch

$$\mathbf{L} = \hat{\mathbf{G}}^{-1} \quad (5.14)$$

berechnet werden.  $\hat{\mathbf{G}}$  kann mit einem geschätzten Zustandsraummodell  $\hat{\mathbf{A}}, \hat{\mathbf{B}}$  und  $\hat{\mathbf{C}}$  nach Gl. (5.8) bestimmt werden. Als Erweiterung wird in [90] ein Filter  $\mathbf{S}$  eingeführt, um die gewünschte Konvergenzrate zu erreichen. Die Lernmatrix  $\mathbf{L}$  berechnet sich dann zu:

$$\mathbf{L} = \hat{\mathbf{G}}^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{S}). \quad (5.15)$$

Aus Norrlöf ist bekannt, dass  $\mathbf{S}$  als Hochpassfilter entworfen wird und damit auch eine gewisse Stabilität und Robustheit der ILR berücksichtigt werden kann [90]. Die Matrix  $\mathbf{Q}$  im Lerngesetz (Gl. (5.9)) wird als nicht kausaler Tiefpassfilter ohne Phasenverschiebung entworfen. Die Grenzfrequenz des Filters wird so gewählt, dass sowohl die Bandbreite als auch die Robustheit den Anforderungen genügen. Nur bei Verwendung der  $\mathbf{Q}$ -Matrix als Einheitsmatrix konvergiert der Fehler  $\mathbf{e}_\infty$  gegen null. Die Konvergenz des Fehlers bei Verwendung dieser Entwurfsmethodik kann garantiert werden, wenn  $\varrho(\mathbf{Q}(\mathbf{I} - \mathbf{L}\hat{\mathbf{G}})) < 1$  oder sogar  $\bar{\sigma}(\hat{\mathbf{G}}\mathbf{Q}\hat{\mathbf{G}}^{-1}(\mathbf{I} - \hat{\mathbf{G}}\mathbf{L})) < 1$  gilt und in beiden Fällen  $\mathbf{G} \approx \hat{\mathbf{G}}$  erfüllt wird.

### 5.4.2 PD-ILR Methode

Das Lerngesetz nach Arimoto (s. Gl. (5.1)) kann so erweitert werden, dass ein (proportional-differential) PD-ILR-Gesetz repräsentiert wird [87]. Das Regelgesetz ergibt sich zu:

$$\mathbf{u}_{j+1}(k) = \mathbf{Q}(\mathbf{u}_j(k) + K_p \mathbf{e}_j(k) + K_d[\mathbf{e}_j(k+1) - \mathbf{e}_j(k)]). \quad (5.16)$$

Ein Nachteil dieser Entwurfsmethode ist, dass monotone Konvergenz nicht immer möglich ist. Eine Möglichkeit diese Eigenschaft dennoch zu erreichen ist der Einsatz der  $\mathbf{Q}$ -Matrix als Tiefpassfilter, um hochfrequentes Rauschen zu filtern und damit die Robustheit zu erhöhen [91]. In verschiedenen Entwurfsstrategien ist es üblich, erst die  $\mathbf{Q}$ -Filter zu entwerfen (Ordnung, Methode) und dann die Filterbandbreite wunschgemäß zu verändern [87, 92].

## 5.5 Erweiterung der ILR für Systeme mit variabler Zykluslänge

In den vorherigen Abschnitten wird davon ausgegangen, dass die Zykluslänge von Iteration zu Iteration konstant bleibt. Bei der Anwendung der ILR für medizintechnische Regelungsgebiete ist durch das Vorhandensein eines Patienten diese Annahme nicht immer zutreffend. Vor allem bei der Atmung des Patienten kann sich durch unterschiedliche Aktivitäten oder aufgrund der verschiedenen Schlafphasen die Zykluslänge stark verändern. Daher ist eine Erweiterung des ILR-Gesetzes für eine variable Zykluslänge nötig.

In [93] wird ein möglicher Ansatz vorgestellt, die ILR mit variabler Zykluslänge dennoch für eine Regelung zu verwenden. Basierend auf einem diskreten Regelgesetz, welches dem Regelgesetz nach Arimoto nachempfunden wird, wird eine zusätzliche Matrix  $\mathbf{M}_j$  eingeführt. Zunächst wird davon ausgegangen, dass die maximale Zykluslänge durch  $n$  Abtastwerte gegeben ist. Wird der Zyklus frühzeitig abgebrochen, enthält der Fehlervektor anstatt  $n$  nur  $n_j$  Abtastwerte. Da für diese Abtastzeitpunkte  $n_j + 1 \leq k \leq n$  keine neuen Informationen vorliegen, werden sie so behandelt, als sei kein Fehler aufgetreten. Dies wird durch die Multiplikation des Fehlervektors mit der Matrix  $\mathbf{M}_j$ , welche  $n_j$  Einsen und  $n - n_j$  Nullen auf der Hauptdiagonalen besitzt, erreicht. Das Regelgesetz lautet nun:

$$\mathbf{u}_{j+1}(k) = \mathbf{u}_j(k) + \mathbf{L}\mathbf{M}_j \mathbf{e}_j(k). \quad (5.17)$$

Die Matrix  $\mathbf{L}$  ist die Lernmatrix der ILR, welche im einfachsten Fall eine Diagonalmatrix oder lediglich ein Lernfaktor ist.

## 5.6 Anordnung der ILR in geschlossenen Regelkreisen

In der Praxis ist es oftmals notwendig, eine möglicherweise vorhandene Regelung und die ILR zu kombinieren. Aus der Literatur ist die serielle und die parallele Anordnung bekannt [84]. Dadurch, dass neben der klassischen Regelung mit Rückführung auch eine Steuerung die Stellgröße beeinflusst, ist es möglich, beide Ansätze mit unterschiedlichen Anforderungen (Störverhalten, Führungsverhalten) auszulegen – man spricht dann von einer Regelung mit zwei Freiheitsgraden. Die Struktur der seriellen und der parallelen Anordnung ist in Bild 5.3 dargestellt. Werden ILR und Regler in Serie angeordnet, wird der Reglereingang

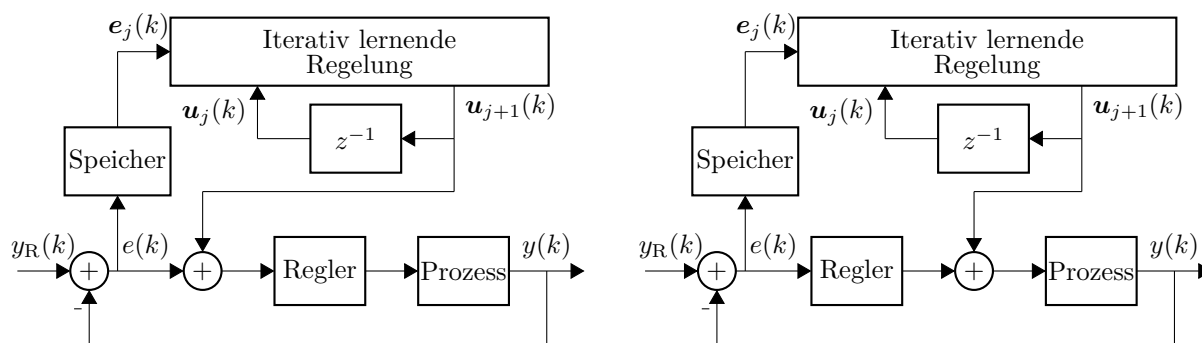


Bild 5.3: Mögliche Anordnung der ILR in geschlossenen Regelkreisen: links – Anordnung seriell zum Regler, rechts – Anordnung parallel zum Regler,  $u_j(k)$  – Verlauf der Stellgröße im Iterationsschritt  $j$ ,  $u_{j+1}(k)$  – Verlauf der angepassten Stellgröße im Iterationsschritt  $j + 1$ ,  $y_R(k)$  – Sollgröße,  $y(k)$  – Regelgröße,  $e(k)$  – Fehler,  $e_j(k)$  – Verlauf des Fehlers im Iterationsschritt  $j$

beeinflusst (s. Bild 5.3 links). Dies ist gleichzusetzen mit einer Führungsgrößenkorrektur, bei der der Regler auf die neue Führungsgröße regelt. Mit der parallelen Anordnung wird die Stellgröße direkt beeinflusst. Alles was der Regler dann nicht leistet, wird von der ILR versucht auszugleichen. Welche Struktur nun geeigneter ist, hängt von dem jeweiligen Anwendungsfall und den gestellten Anforderungen ab.

## 5.7 Weiterführende Literatur

Für weiterführende Literatur wird auf [86, 94, 95] und [96] verwiesen. Dort werden mitunter Konvergenzverhalten, Robustheit und sowohl lineare als auch nicht lineare Methoden vorgestellt. Weitere Entwurfsmethoden, wie Optimal-ILR,  $H_\infty$ -ILR oder der Entwurf im Frequenzbereich sind in [87, 90] beschrieben.



# Kapitel 6

## Patienten-individuelles Regelungskonzept

Im Folgenden wird ein patienten-individuelles Regelungskonzept für ein Atemtherapiesystem vorgestellt. Die Aufteilung des Gesamtsystems erfolgt in einen elektro-mechanischen Teil und einen pneumatischen Teil. Ziel ist es, die Dynamik des Gleichstrommotors von der Dynamik des pneumatischen Systems zu entkoppeln [97]. Der Teilprozess des Motors ist aus der Fachliteratur allseits bekannt, lediglich die Drehzahl ist über das Gebläse mit dem pneumatischen System verbunden. Die allgemeine Regelungsstruktur ist im Bild 6.1 dargestellt.

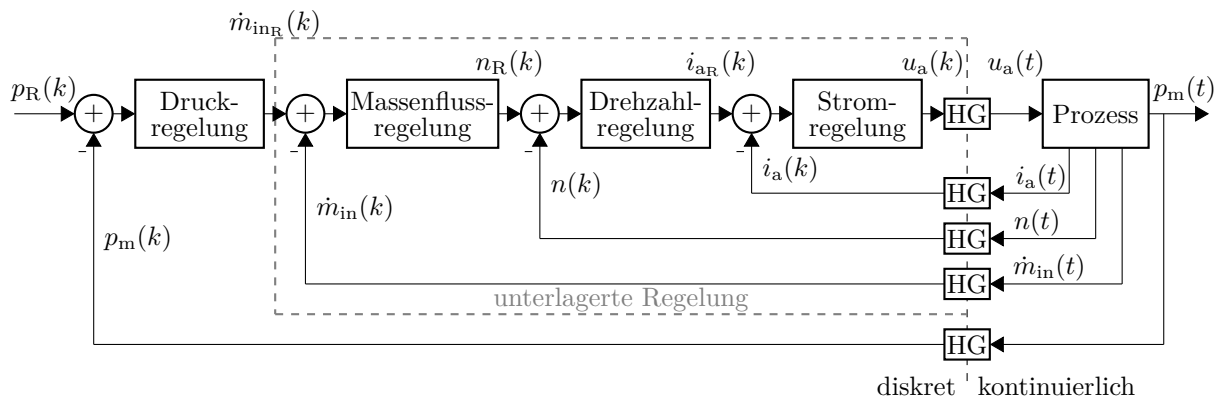


Bild 6.1: Übersicht der kaskadierten Regelung (diskret):  $p_R(k)$  – Referenzdruck / Solldruck,  $p_m(k)$  – Istdruck,  $\dot{m}_{inR}(k)$  – Sollsystemmassenfluss,  $\dot{m}_{in}(k)$  – Istsysteemmassenfluss,  $n_R(k)$  – Solldrehzahl,  $n(k)$  – Istdrehzahl,  $i_{aR}(k)$  – Sollstrom,  $i_a(k)$  – Iststrom,  $u_a(k)$  – Motorspannung,  $u_a(t)$  – Motorspannung (kontinuierlich),  $i_a(t)$  – Motorstrom (kontinuierlich),  $n(t)$  – Motordrehzahl (kontinuierlich),  $\dot{m}_{in}(t)$  – Systemmassenfluss (kontinuierlich), HG – Halteglied

Es wird sich für eine vier-stufige Kaskadenregelung entschieden, da diese zum einen die Wirkungskette (vgl. Bild 2.2) in entgegengesetzter Reihenfolge schließt und alle vier Systemzustände (Strom  $i_a$ , Drehzahl  $n$ , Systemmassenfluss  $\dot{m}_{in}$  und Druck  $p_m$ ) regeln

kann. Zum anderen besteht die Idee in der Regelung des Systemmassenflusses  $\dot{m}_{\text{in}}$ . Bei beiden Modellansätzen aus Kapitel 3 ist die Eingangsgröße des pneumatischen Modells der Systemmassenfluss  $\dot{m}_{\text{in}}$ , der die Stellgröße der Druckregelung ist und als Sollgröße an die unterlagerte Regelung weitergegeben wird.

## 6.1 Vorstellung der unterlagerten Regelung

Die unterlagerte Regelung, wie sie in Bild 6.1 dargestellt ist, besteht aus den Teilen Stromregelung, Drehzahlregelung und Systemmassenflussregelung. Die Teilregelkreise der kaskadierten Regelung werden im Folgenden kurz beschrieben.

### 6.1.1 Beschreibung des Strom-Regelungskonzeptes

Als Grundlage für den Entwurf der unterlagerten Motorregelung wird das aus der Literatur bekannte Motormodell verwendet [98]. Das Modell eines Gleichstrommotors kann mit der Bewegungsgleichung nach Newton und den Kirchhoff'schen Regeln beschrieben werden. Es gibt die Beziehung zwischen der Motoreingangsspannung  $u_a$  und der Motordrehzahl  $n$  in Abhängigkeit der Systemzustände Motorstrom  $i_a$  und Winkelgeschwindigkeit  $\omega$  wieder. In der Zustandsraumdarstellung mit den möglichen Ausgangsgrößen Motorstrom  $i_a$  und Motordrehzahl  $n$  ergibt sich das Modell zu:

$$\begin{bmatrix} \dot{i}_a \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{R_a}{L_a} & -\frac{K_e}{L_a} \\ \frac{K_m}{J_m} & -\frac{K_r}{J_m} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ \omega \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{L_a} \\ 0 \end{bmatrix} u_a \quad (6.1)$$

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

In der Zustandsraumdarstellung sind der Wicklungswiderstand  $R_a$ , die Wicklungsinduktivität  $L_a$ , die Motordrehmomentkonstante  $K_m$ , die Reibungskonstante  $K_r$ , die elektromotorische Gegenkraft (EMK)  $K_e$  und das Trägheitsmoment  $J_m$  beschrieben. Die Parameter des Modells sind der Anlage A.1 zu entnehmen. Für die Regelgüte der späteren Druckregelung ist es essentiell, dass die Drehzahlvorgaben schnellstmöglich erreicht werden. Wie es in der Antriebstechnik üblich ist, wird daher neben einer Drehzahlregelung auch eine unterlagerte Stromregelung entworfen [97].

Die Stromregelung hat den Vorteil, dass eine schnelle Einprägung des Drehmoments gewährleistet werden kann und zum anderen der Motorstrom eine definierte Grenze nicht überschreitet. Dadurch kann eine Beschädigung des Motors und der Ansteuerelektronik verhindert werden. Ein weiterer Vorteil ist die Verteilung der nutzbaren Leistung innerhalb mehrerer Verbraucher (Motor, Display, Atemluftbefeuchter) des Atemtherapiegerätes aufgrund einer begrenzten Leistung des Netzteils bzw., falls vorhanden, des Akkus.

Die allgemeine Struktur der Stromregelung ist in Bild 6.2 dargestellt.

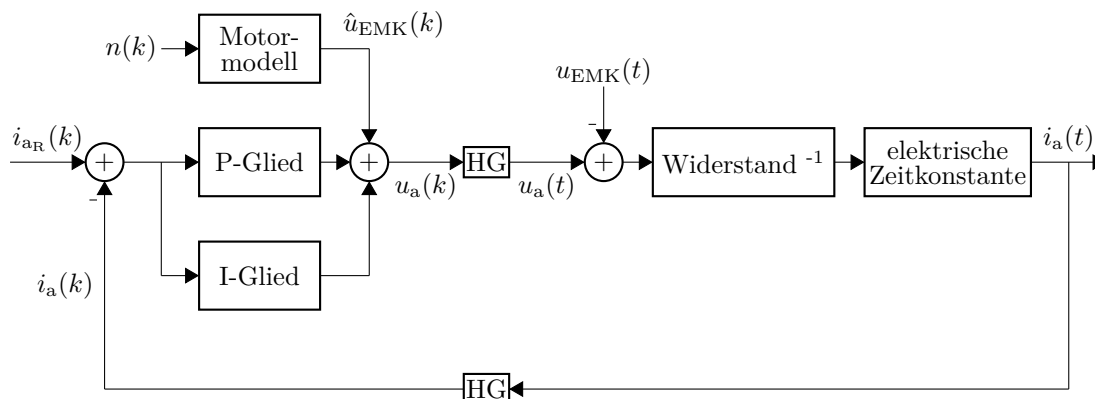


Bild 6.2: Allgemeine Struktur der Stromregelung:  $i_{aR}(k)$  – Sollstrom,  $i_a(k)$  – Iststrom,  $n(k)$  – Drehzahl,  $u_{EMK}(t)$  – durch den Motor induzierte Ursprung,  $i_a(t)$  – Iststrom (kontinuierlich),  $\hat{u}_{EMK}(k)$  – geschätzte induzierte Ursprung, HG – Halteglied

Bestandteil der Stromregelung ist ein digitaler PI-Regler und eine Vorsteuerung  $\hat{u}_{EMK}(k)$ , die der durch den Motor induzierten Ursprung  $u_{EMK}(t) = n(t)K_e$  entgegenwirken soll. Anhand der aktuellen Drehzahl  $n(k)$  und des Motormodells kann Einfluss der induzierten Ursprung durch die zeitliche Verzögerung des Integrationsvorganges des PI-Reglers reduziert werden.

### 6.1.2 Beschreibung des Drehzahl-Regelungskonzeptes

Durch die Drehzahlregelung wird der Motor (elektro-mechanischer Teil) mit den äußeren pneumatischen Regelkreisen (z. B. Druckregelung, Flussregelung) verbunden. Die Stellgröße des Drehzahlreglers ist gleichzeitig die Sollgröße der Stromregelung  $i_{aR}(k)$ . Durch den unterlagerten Stromregelkreis erhöht sich die Systemordnung des Drehzahlmodells. Da die Dynamik der Stromregelung aber um ein Vielfaches kleiner ist, als die Drehzahldynamik, kann das Drehzahlmodell trotzdem auf ein System 1. Ordnung reduziert werden. Die elektrische Zeitkonstante und die mechanische Zeitkonstante aufgrund des zusätzlichen Gebläseaufsatzes unterscheiden sich um den Faktor 70. Das Drehzahlmodell ist ein Teil des Motormodells (s. Gl. (6.1)), welches die Beziehung vom Motorstrom  $i_a$  zur Motordrehzahl  $n$  beschreibt. Anhand dieser Modellbeschreibung wird ein Zustandsregler mit I-Erweiterung auf Polvorgabe entworfen. Hier wird der Vorteil der kaskadierten Regelungsstruktur sichtbar. Es ist eine klare Trennung der elektro-mechanischen und der pneumatischen Systeme vorhanden und die Teilregelkreise können von innen nach außen entworfen, implementiert und getestet werden. Weiterhin hat eine Anpassung der äußeren Regelkreise (Druckregelung, Systemmassenflussregelung) nicht zwangsläufig einen Einfluss auf die Drehzahl- bzw. Stromregelung.

### 6.1.3 Beschreibung des Systemmassenfluss-Regelungskonzeptes

Das pneumatische Modell des Atemtherapiesystems enthält als Eingangsgröße den Systemmassenfluss  $\dot{m}_{\text{in}}$ , um die Ausgangsgröße, den Maskendruck  $p_{\text{m}}$ , zu erzeugen. Das Gebläse bzw. der vom Gebläse erzeugte Systemmassenfluss bildet die Schnittstelle zwischen dem elektro-mechanischen und dem pneumatischen Modell. Es hat sich daher als sinnvoll herausgestellt, den Systemmassenfluss zu regeln. Mit diesem Regelkreis ist die unterlagerte Regelung, bestehend aus Strom-, Drehzahl- und Systemmassenflussregelung abgeschlossen. Die Vorgabe der Druckregelung kann zuverlässig und schnell durch die unterlagerte Regelung umgesetzt werden. Entwurfskriterien für die Regelung sind eine hohe Dynamik und die stationäre Genauigkeit. Damit kann  $\dot{m}_{\text{inR}}(k) \approx \dot{m}_{\text{in}}(k)$  angenommen werden. Für die Umsetzung der Systemmassenflussregelung wird unter anderem die Anlagenkennlinie (vgl. Bild 2.3) des verwendeten Radialgebläses als Steuerung verwendet, um Systemmassenflussvorgaben direkt in Drehzahlvorgaben umzuwandeln. Die Anlagenkennlinie kann durch eine quadratische Gleichungen und die Gleichung zur Berechnung des Maximaldruckes  $p_0$  nachgebildet werden.

$$\begin{aligned} p_0 - p &= k_{1\text{vent}} \dot{m}_{\text{in}}^2 + k_{2\text{vent}} \dot{m}_{\text{in}} \\ \rho K_{\text{Ventilator}} f^2 - p &= k_{1\text{vent}} \dot{m}_{\text{in}}^2 + k_{2\text{vent}} \dot{m}_{\text{in}}. \end{aligned} \quad (6.2)$$

Darin sind der erzeugte Druck  $p$ , der erzeugte Systemmassenfluss  $\dot{m}_{\text{in}}$ , eine gebläseabhängige Kenngröße  $K_{\text{Ventilator}}$ , die Drehfrequenz  $f$  des Motors und die Luftdichte  $\rho$  beschrieben.  $k_{1\text{vent}}$  und  $k_{2\text{vent}}$  sind die Parameter der Anlagenkennlinie. Die Parameter zur Bestimmung des Systemmassenflusses des verwendeten Gebläses sind der Anlage A.2 zu entnehmen. Durch Umformen der Gleichung nach der Drehfrequenz  $f$  kann aus dem Solldruck  $p_{\text{R}}(k)$  und dem Sollsystemmassenfluss  $\dot{m}_{\text{inR}}(k)$  die benötigte Drehzahl  $n_{\text{vorR}}(k)$  errechnet werden.

$$\begin{aligned} f_{\text{vorR}}(k) &= \sqrt{\frac{k_{1\text{vent}} \dot{m}_{\text{inR}}(k)^2 + k_{2\text{vent}} \dot{m}_{\text{inR}}(k) + p_{\text{R}}(k)}{\rho K_{\text{Ventilator}}}} \\ n_{\text{vorR}}(k) &= 60 f_{\text{vorR}}(k). \end{aligned} \quad (6.3)$$

Für eine stationäre Genauigkeit wird parallel zur Steuerung ein I-Glied implementiert, welches in Abhängigkeit des Systemmassenflussfehlers eine zusätzliche Drehzahl  $n_{\text{IR}}$  berechnet. Dadurch ist es nun möglich, das pneumatische Modell anzuregen. Im aktuellen Arbeitspunkt kann dann anhand dieser Kennlinie und dem gewünschten Systemmassenfluss eine zugehörige Drehzahl  $n_{\text{R}}(k) = n_{\text{vorR}} + n_{\text{IR}}$  errechnet werden, die als Sollgröße für die Drehzahlregelung dient.

## 6.2 Beschreibung des Druck-Regelungskonzeptes

Der Fokus dieser Arbeit liegt auf dem Entwurf und der Umsetzung der Regelung des Maskendruckes. In der Einleitung ist bereits erwähnt, dass patienten-individuelle Regelungsansätze zur Verringerung der Druckabweichungen in der Maske angewendet werden sollen. Die Herleitung eines Modells, welches die Wechselwirkungen zwischen der geräte-seitigen Druckerzeugung und den Einfluss des Patienten bzw. der Atemanstrengung des

Patienten beschreibt, ist hilfreich, da modellbasierte Konzepte zur Anwendung gebracht werden können. Zum einen haben sich die modellprädiktive Regelung und zum anderen die iterativ lernende Regelung als anwendungsorientierte Regelstrategien herauskristallisiert. Beide Strategien benötigen für den Entwurf eine lineare Modellbeschreibung. Daher werden zunächst die nichtlinearen Differentialgleichungen Gl. (3.16) und (3.17) linearisiert.

### 6.2.1 Linearisierung im Arbeitspunkt

Die patienten-individuellen Regelungskonzepte sollen auf Grundlage eines Modells entworfen werden. Um die lineare Regelungstheorie anzuwenden, werden die nichtlinearen Differentialgleichungen aus Abschnitt 3.1

$$\dot{p}_m = k_{\text{pneu}}\dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}}\dot{m}_{\text{out}} - \frac{k_{\text{pneu}}\rho}{R_l}p_m + \frac{k_{\text{pneu}}\rho}{R_l}p_l \quad (6.4)$$

und

$$\begin{aligned} \dot{p}_l = & \frac{\rho R_s T_1}{R_l(V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + R_l C_1 p_l} p_m - \frac{\rho R_s T_1}{R_l(V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + R_l C_1 p_l} p_l \\ & - \frac{1}{(V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + C_1 p_l} p_l \dot{V}_{\text{musk}} \end{aligned} \quad (6.5)$$

linearisiert. Ziel dieser Arbeit ist die Einhaltung der geforderten Druckabweichung in der Maske (vgl. Tabelle 1.3). Da der Leckagemassenfluss sich bei geringfügiger Änderung des Maskendruckes kaum ändert, kann die Leckagemassenflussberechnung auf eine lineare Funktion zurückgeführt werden. Als Methode zur Linearisierung wird die Tangentialebene unter Zuhilfenahme der Taylor-Formel berechnet [99]. Die grundlegende Gleichung dafür lautet:

$$\begin{aligned} \Delta \dot{x} = & f(x_{1_0}, x_{2_0}, \dots) + \frac{\partial f(x_1, x_2, \dots)}{\partial x_1} \bigg|_{x_{1_0}, x_{2_0}} \underbrace{(x_1 - x_{1_0})}_{\Delta x_1} \\ & + \frac{\partial f(x_1, x_2, \dots)}{\partial x_2} \bigg|_{x_{1_0}, x_{2_0}} \underbrace{(x_2 - x_{2_0})}_{\Delta x_2} + \dots \end{aligned} \quad (6.6)$$

$x_{1_0}$  und  $x_{2_0}$  sind die Arbeitspunkte. Es werden die partiellen Ableitungen nach den drei Größen  $x_1 = \dot{m}_{\text{in}}$ ,  $x_2 = p_m$  und  $x_3 = p_l$  gebildet.

Das Ergebnis der Linearisierung von Gleichung (6.4) ist:

$$\begin{aligned}
\Delta \dot{p}_m &= \dot{p}_m(\dot{m}_{in_0}, p_{m_0}, p_{l_0}) \\
&+ k_{pneu}(\dot{m}_{in} - \dot{m}_{in_0}) \\
&- \frac{k_{pneu}k_3}{2\sqrt{k_2 + (p_{m_0} - p_u)k_3}}(p_m - p_{m_0}) - \frac{k_{pneu}\rho}{R_l}(p_m - p_{m_0}) \\
&+ \frac{k_{pneu}\rho}{R_l}(p_l - p_{l_0}).
\end{aligned} \tag{6.7}$$

Die ausführlichen Rechenschritte zur Linearisierung können dem Anhang D entnommen werden. Für die Linearisierung der Druckänderung in der Lunge (s. Gl. (6.5)) werden die partiellen Ableitungen nach den vier veränderlichen Größen  $x_1 = p_m$ ,  $x_2 = p_l$ ,  $x_3 = V_{musk}$  und  $x_4 = \dot{V}_{musk}$  gebildet. Der Arbeitspunkt wird nun wie folgt gewählt: Im stationären Zustand ( $\dot{p}_m = 0, \dot{p}_l = 0$ ) ist das System ausgeglichen und der Druck  $p_{m_0}$  ist gleich dem Druck in der Lunge  $p_{l_0}$  und somit der gewählte Therapiedruck. Stationärer Zustand heißt zugleich, dass aktuell keine Atemaktivität des Patienten vorliegt und somit  $V_{musk_0} = 0$  bzw.  $\dot{V}_{musk_0} = 0$  gilt. Damit ergibt sich:

$$\begin{aligned}
\Delta \dot{p}_l &= \frac{R_s T_l \rho}{R_l(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_l + V_{musk_0} + p_{l_0}C_l)}(p_m - p_{m_0}) \\
&- \frac{R_s T_l \rho}{R_l(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_l + V_{musk_0} + p_{l_0}C_l)}(p_l - p_{l_0}) \\
&- \frac{p_{l_0}}{V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_l + V_{musk_0} + p_{l_0}C_l}(\dot{V}_{musk} - \dot{V}_{musk_0}).
\end{aligned} \tag{6.8}$$

Zur Vereinfachung der Schreibweise soll im Weiteren gelten:

$$\Delta \dot{m}_{in} = \dot{m}_{in} - \dot{m}_{in_0} \tag{6.9}$$

$$\Delta p_m = p_m - p_{m_0} \tag{6.10}$$

$$\Delta p_l = p_l - p_{l_0} \tag{6.11}$$

$$\Delta \dot{V}_{musk} = \dot{V}_{musk} - \dot{V}_{musk_0} \tag{6.12}$$

### 6.2.2 Bildung des Zustandsraummodells

Beide linearen Differentialgleichungen (6.7) und (6.8) werden nun in ein lineares Zustandsraummodell der Form

$$\begin{aligned}
\Delta \dot{\mathbf{x}} &= \mathbf{A}\Delta \mathbf{x} + \mathbf{B}\Delta u + \mathbf{B}_d\Delta d \\
\Delta y &= \mathbf{C}\Delta \mathbf{x}
\end{aligned} \tag{6.13}$$

überführt. Die Zustände  $\mathbf{x}$  des System sind der Maskendruck  $p_m$  und der Druck in der Lunge  $p_l$ . Der Eingang  $u$  ist der Systemmassenfluss  $\dot{m}_{in}$  - die Regelgröße  $y$  der Druck  $p_m$

und die Störgröße  $d$  die Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$ . Es ergibt sich:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \Delta \dot{p}_m \\ \Delta \dot{p}_l \end{bmatrix}}_{\Delta \dot{x}} = \underbrace{\begin{bmatrix} -k_{\text{pneu}}(k_{\text{out}} + \frac{\rho}{R_1}) & \frac{k_{\text{pneu}}\rho}{R_1} \\ \frac{R_s T_1 \rho}{R_1(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0}C_1)} & \frac{R_s T_1 \rho}{R_1(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0}C_1)} \end{bmatrix}}_A \underbrace{\begin{bmatrix} \Delta p_m \\ \Delta p_l \end{bmatrix}}_{\Delta x} + \underbrace{\begin{bmatrix} k_{\text{pneu}} \\ 0 \end{bmatrix}}_B \underbrace{\Delta \dot{m}_{\text{in}}}_{\Delta u} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{p_{l_0}}{V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0}C_1} \end{bmatrix}}_{B_d} \underbrace{\Delta \dot{V}_{\text{musk}}}_{\Delta d} \quad (6.14)$$

$$\underbrace{\Delta p_m}_{\Delta y} = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix}}_C \underbrace{\begin{bmatrix} \Delta p_m \\ \Delta p_l \end{bmatrix}}_{\Delta x}.$$

### 6.2.3 Analyse des Zustandsraummodells

Für die Analyse des Zustandsraummodells werden die gerätespezifischen Kenngrößen bestimmt. Die gerätespezifischen Parameter, dazu zählen das Volumen des Gerätes (durch die interne Luftführung) und des Schlauches  $V$ , die spezifische Gaskonstante  $R_s$ , die Temperatur  $T$  und die Koeffizienten der Leckagemassenflussberechnung (vgl. Gl. (3.8)) werden im Vorfeld bestimmt.

In einem Messaufbau, bei dem der Leckagemassenfluss durch ein Flussmessgerät und der Maskendruck durch ein Druckmessgerät gemessen wird, kann durch lineare Regression die Koeffizienten  $k_1$ ,  $k_2$  und  $k_3$  bestimmt und anschließend der Linearisierungsfaktor  $k_{\text{out}}$  im gewählten Arbeitspunkt errechnet werden. In Bild 6.3 ist der Verlauf des Leckagemassenflusses bei einer angenommenen Dichte von  $0,0012 \text{ g/cm}^3$  dargestellt. Unter der weiteren Annahme, dass der Patientenmassenfluss zu null gesetzt, d. h. die Öffnung verschlossen werden kann, kann durch Aufnahme einer Systemantwort auf Basis der nicht linearen Modellgleichung

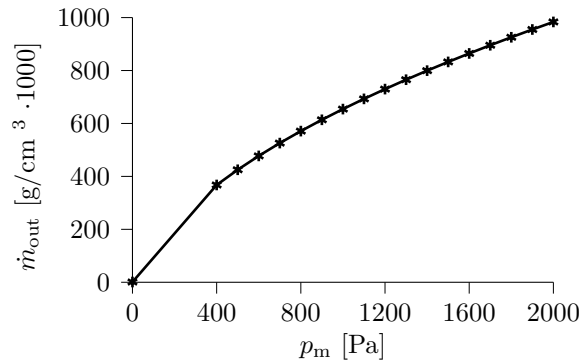


Bild 6.3: Verlauf des Leckagemassenflusses  $\dot{m}_{\text{out}}$  in Abhängigkeit des Maskendruckes  $p_m$

$$\dot{p}_m = k_{\text{pneu}}\dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}} \underbrace{\left(-k_1 \pm \sqrt{k_2 + p_m k_3}\right)}_{\dot{m}_{\text{out}}} \quad (6.15)$$

der noch unbekannte Faktor  $k_{\text{pneu}}$  bestimmt werden. Zur Bestimmung des Faktors  $k_{\text{pneu}}$ , der sich aus den Größen  $k_{\text{pneu}} = \frac{R_s T}{V}$  berechnen lässt, wird festgelegt, dass die Umgebungstemperatur  $T$  einen konstanten Wert von  $25^\circ\text{C} = 293,15 \text{ K}$  und die Temperatur in der

Lunge einen Wert von  $37^\circ\text{C} = 210,15\text{ K}$  einnimmt und die spezifische Gaskonstante  $R_s$  für trockene Luft auf den Wert  $287,058\text{ J/kgK}$  festgesetzt wird. Dann bleibt als Unbekannte nur noch das Volumen  $V$ . Als Startwert für die Optimierung des Volumens wird das Schlauchvolumen  $V_{\text{Schlauch}} = \pi r^2 l = 684\text{ ml}$ , wobei mit  $r = 1,1\text{ cm}$  der Schlauchradius und  $l = 180\text{ cm}$  die Länge des Schlauches gegeben ist, gewählt. Die Modellqualität ist in folgendem Bild für zwei Arbeitspunkte zu sehen. Das geschätzte Gesamtvolumen beträgt  $V = 732\text{ ml}$ . Mit den Standardwerten aus der Simulationssoftware des Lungensimulators

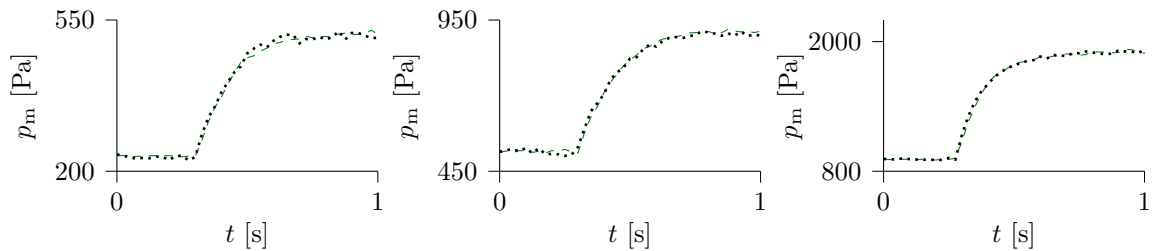


Bild 6.4: Vergleich der Modellqualität nach der Optimierung des Volumens  $V$  zwischen gemessenem Maskendruck (m) und modelliertem Maskendruck (m)

für den Atemwegswiderstand von  $R_l = 0,588\text{ Pa/ml/s}$  und die Lungencompliance von  $C_l = 0,51\text{ ml/Pa}$  kann das Zustandsraummodell vollständig bedatet werden. Die Reaktion auf verschiedene Eingangssprünge und einer Zunahme des Lungenvolumens bei einem gewählten Arbeitspunkt  $p_{m0} = 600\text{ Pa}$  sind in Bild 6.5 dargestellt. Bei der Systemantwort auf verschiedene Eingangsführungssprünge und Eingangsstörsprünge ist die Güte von der Höhe des Sprunges abhängig. Je größer der Sprung desto weiter ist das System vom gewählten Arbeitspunkt entfernt und desto größer wird der Fehler. Bei kleinen Sprüngen sind linearisiertes Modell und nichtlineares Modell sehr ähnlich.

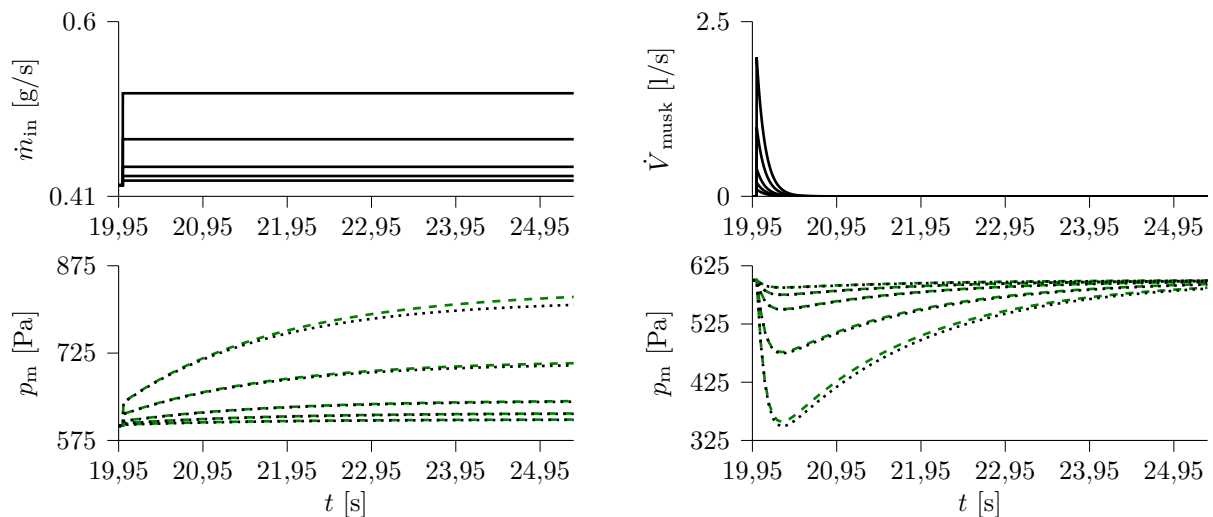


Bild 6.5: Vergleich der Druckverläufe  $p_m$  auf: links - verschiedene Eingangssprünge ( $\dot{m}_{in}$ ), rechts - Volumenänderung  $\dot{V}_{musk}$  durch Atemanstrengung, m linearisiertes Modell, m nicht-lineares Modell

Es ergibt sich eine Anstiegszeit (10% – 90%) von 3,6 s. Nach 1,4 s waren bereits 63,3% der maximalen Amplitude erreicht. Für diesen Arbeitspunkt können die Pol- und Nullstellen berechnet werden. Diese ergeben sich zu Polstelle 1 =  $-295,4$ , Polstelle 2 =  $-0,5$  und Nullstelle 1 =  $-3,1$ . Aus den Polstellen des System lassen sich die kontinuierlichen Zeitkonstanten zu  $t_1 = 0,003$  s und  $t_2 = 1,7$  s ableiten. Die Zeitkonstante  $t_1$  schreibt die Dynamik des Schlauchsystems. Die Dynamik der Patientenlunge mit  $t_2$  ist um den Faktor 500 deutlich langsamer. Diese Konstellation kann in den Sprungantworten erkannt werden. Zu Beginn des Eingangssprunges erhöht sich der Druck sehr schnell. In Bild 6.5 links unten sieht es aufgrund der zeitlichen Darstellung so aus, als würde der Druck „springen“ – jedoch ist das der sehr schnellen Dynamik des Schlauchsystems geschuldet. Sobald sich der Druck in der Maske erhöht, beginnt sich auch die Lunge zu füllen. Je nach Eigenschaften der Lunge ( $R_1$ ,  $C_1$ ) ergibt sich der hintere Abschnitt des Druckverlaufes (für  $t > 19,96$  s). Bevor die Regelungsansätze näher erklärt werden, wird in den folgenden Absätzen die Methodik zur Identifizierung der Lungenparameter und zur Schätzung der Atemanstrengungen des Patienten beschrieben

## 6.2.4 Identifizierung der Lungenparameter

Für die Entwicklung einer patienten-individuellen Druckregelung werden die Lungenparameter Widerstand  $R_1$  und Lungencompliance  $C_1$  während der Therapie bestimmt. Es gibt verschiedene Möglichkeiten, von denen drei näher erläutert werden sollen [58].

**Bodyplethysmographie** Die Bodyplethysmographie (bzw. Ganzkörperplethysmographie) ist in Kliniken und Praxen das gängigste Verfahren der Lungenfunktionsprüfung. Das Gasvolumen des Brustkorbes, die Atemwegswiderstände und die verschiedensten daraus berechneten Parameter werden ermittelt. Der apparative Aufwand, gegeben mit einer Druckkammer und zusätzlicher Rechentechnik, schränkt die Anwendung in der Atemtherapie im Heimbereich ein. Wird von einem linearen Patientenmodell als Übertragungsfunktion ausgegangen, hat die nicht messbare Atemanstrengung Einfluss auf den Identifikationsvorgang. Daher werden weitere Möglichkeiten vorgestellt, mit denen der Einfluss der Atemanstrengung während des Identifikationsvorganges eliminiert werden kann. Eine erste Möglichkeit soll durch die *Forced Oscillation Technique* (FOT) aufgezeigt werden.

**Forced Oscillation Technique** Die Anfänge der *Forced Oscillation Technique* (FOT) gehen bis in die 50er/60er Jahre zurück und werden durch DuBois geprägt [100]. Sie ist heutzutage ein Standardverfahren zur Bestimmung der Lungenparameter. Die Idee der FOT besteht in der Erzeugung eines überlagerten sinusförmigen Drucksignals zum Therapiedruck. Die Frequenzen des Sinussignals liegen typischerweise zwischen 4 und 30 Hz. Da die Frequenzen der Atemanstrengung im Bereich von 0,1 – 1 Hz liegt und damit deutlich geringer als die FOT-Frequenzen sind, kann durch Bandpassfilterung des gemessenen Druckes  $p_m$  und des Patientenmassenflusses  $\dot{m}_p$ , die Atemanstrengung des Patienten eliminiert werden. In Schee *et al.* [101] und Ngo *et al.* [73] werden verschiedene Testprobanden untersucht und die Lungenparameter mit Hilfe der FOT bestimmt.

**Delta-Methode** Eine dritte Möglichkeit, die Lungenparameter zu bestimmen, wird von Dietz *et al.* und Navajas *et al.* abgeleitet [54, 102]. Ausgehend davon, dass die Atemanstrengung zwischen zwei Atemzügen annähernd gleich ist bzw. sich kaum ändert, kann der Einfluss der Atemanstrengungen des Patienten durch ein Atemmanöver eliminiert werden. In zwei aufeinanderfolgenden Atemzügen wird der Druck während der Inspirationsphase unterschiedlich erhöht – in der Expirationsphase wird auf den CPAP-Druck geregelt. Diese Methode soll im folgenden Delta-Methode genannt werden. Durch Differenzbildung der Massenfluss- und Drucksignale kann die Atemanstrengung des Patienten eliminiert werden. Man erhält so die benötigten Ein-/Ausgangssignale für eine anschließende Optimierung. Für zwei aufeinanderfolgende Atemzüge  $j$  und  $j + 1$  wird nun festgelegt:

$$\Delta \dot{p}_{m_j}(t) = k_{\text{pneu}} \Delta \dot{m}_{\text{in}_j}(t) - k_{\text{pneu}} \left( k_{\text{out}} + \frac{\rho}{R_1} \right) \Delta p_{m_j}(t) + \frac{k_{\text{pneu}} \rho}{R_1} \Delta p_{l_j}(t) \quad (6.16)$$

$$\begin{aligned} \Delta \dot{p}_{l_j}(t) &= \frac{R_s T \rho}{R_1 (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)} \Delta p_{m_j}(t) \\ &\quad - \frac{R_s T \rho}{R_1 (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)} \Delta p_{l_j}(t) \\ &\quad - \frac{p_{l_0}}{V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1} \Delta \dot{V}_{\text{musk}_j}(t) \end{aligned} \quad (6.17)$$

$$\Delta \dot{p}_{m_{j+1}}(t) = k_{\text{pneu}} \Delta \dot{m}_{\text{in}_{j+1}}(t) - k_{\text{pneu}} \left( k_{\text{out}} + \frac{\rho}{R_1} \right) \Delta p_{m_{j+1}}(t) + \frac{k_{\text{pneu}} \rho}{R_1} \Delta p_{l_{j+1}}(t) \quad (6.18)$$

$$\begin{aligned} \dot{p}_{l_{j+1}}(t) &= \frac{R_s T \rho}{R_1 (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)} \Delta p_{m_{j+1}}(t) \\ &\quad - \frac{R_s T \rho}{R_1 (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)} \Delta p_{l_{j+1}}(t) \\ &\quad - \frac{p_{l_0}}{V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1} \Delta \dot{V}_{\text{musk}_{j+1}}(t). \end{aligned} \quad (6.19)$$

Mit der oben getroffenen Annahme, dass die Atemanstrengung zwischen zwei Atemzügen annähernd gleich ist, gilt  $\Delta\dot{V}_{\text{musk}_j}(t) = \Delta\dot{V}_{\text{musk}_{j+1}}(t)$ . Es folgt weiter:

$$\begin{aligned} \Delta\dot{p}_m(t) &= \Delta\dot{p}_{m_{j+1}}(t) - \Delta\dot{p}_{m_j}(t) = k_{\text{pneu}}\Delta\dot{m}_{\text{in}}(t) \\ &\quad - k_{\text{pneu}}\left(k_{\text{out}} + \frac{\rho}{R_1}\right)\Delta p_m(t) + \frac{k_{\text{pneu}}\rho}{R_1}\Delta p_l(t) \end{aligned} \quad (6.20)$$

$$\begin{aligned} \Delta\dot{p}_l(t) &= \Delta\dot{p}_{l_{j+1}}(t) - \Delta\dot{p}_{l_j}(t) \\ &= \frac{R_s T \rho}{R_1(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0}C_1)}\Delta p_m(t) \\ &\quad - \frac{R_s T \rho}{R_1(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u)C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0}C_1)}\Delta p_l(t) \end{aligned} \quad (6.21)$$

$$\Delta\dot{m}_{\text{in}}(t) = \Delta\dot{m}_{\text{in}_{j+1}}(t) - \Delta\dot{m}_{\text{in}_j}(t) \quad (6.22)$$

$$\Delta p_m(t) = \Delta p_{m_{j+1}}(t) - \Delta p_{m_j}(t) \quad (6.23)$$

$$\Delta p_l(t) = \Delta p_{l_{j+1}}(t) - \Delta p_{l_j}(t) \quad (6.24)$$

$$\Delta\dot{V}_{\text{musk}}(t) = \Delta\dot{V}_{\text{musk}_{j+1}}(t) - \Delta\dot{V}_{\text{musk}_j}(t) = 0 \quad (6.25)$$

Anhand des Differenzverlaufes  $\Delta\dot{m}_{\text{in}}(t)$  als Eingangsgrößenverlauf kann über das Zustandsraummodell (Gl. (6.14)) der modellbasierte Ausgangsgrößenverlauf  $\Delta\hat{p}_m(t)$  berechnet und mit dem gemessenen Verlauf der Ausgangsgröße  $\Delta p_m(t)$  verglichen werden. Da nun die Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  keinen Einfluss auf die Identifikation hat, werden die Lungenparameter  $R_1$  und  $C_1$  bestimmt. Als Identifikationsverfahren wird ein Raster-suchverfahren verwendet. Es wird die Güte (Summe der Fehlerquadrate der Differenz aus gemessenem Signal  $\Delta p_m(t)$  und modelliertem Signal  $\Delta\hat{p}_m(t)$ ) ausgehend von den Startwerten (s. Bild 6.6 (1)) für Widerstand und Compliance und anschließend die der umliegenden Punkte berechnet. Die Rasterung wird durch die Schrittweite für Widerstand und Compliance festgelegt. Es wird dann in die Richtung der kleinsten Güte gegangen (s. Bild 6.6 (2)) und alle noch nicht berechneten Güten der umliegenden Punkte erneut berechnet. Der Optimierungsvorgang ist abgeschlossen, wenn sich die Güte nicht weiter verkleinert. Die Startwerte für

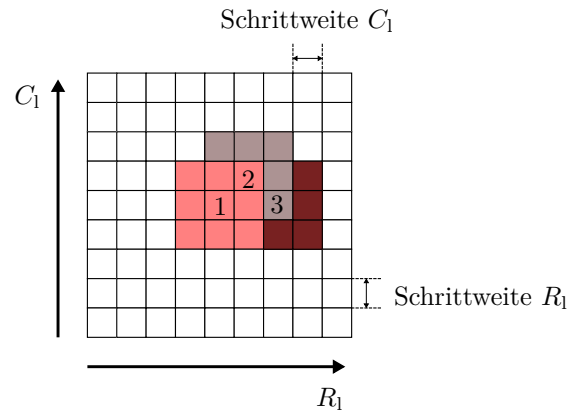


Bild 6.6: Idee des Rastersuchverfahrens: (1) - Startpunkt, (2) - Richtung der minimalen Güte, (3) - Richtung der minimalen Güte

Widerstand und Lungencompliance können aus der Simulationssoftware des verwendeten Lungensimulators für einen Erwachsenen mit  $R_1 = 0,588 \text{ Pa/ml/s}$  und  $C_1 = 0,51 \text{ ml/Pa}$  entnommen werden [103]. Mit den nun geschätzten Lungenparameter Widerstand  $R_1$  und Lungencompliance  $C_1$  kann das linearisierte Zustandsraummodell (s. Gleichung (6.14)) für jeden Patienten individuell erstellt werden. Neben den als konstant angenommenen gerätespezifischen Parametern (Schlauchvolumen, Temperatur, Leckageöffnung) werden auch die identifizierten Lungenparameter zumindest für einen längeren Zeitraum von deutlich mehr als einem Atemzug als konstant angenommen. Aus dem p-V-Diagramm ist über einen großen Bereich des intrapulmonalen Druckes eine lineare Volumenzunahme erkennbar. Dieser Bereich ist häufig der Bereich, in dem bei Ruheatmung geatmet wird. Daraus lässt sich ableiten, dass bei Ruheatmung die Lungencompliance  $C_1$ , welche das Verhältnis von Volumen- zu Druckänderung beschreibt, während eines Atemzuges konstant ist. Für die spätere prototypische Umsetzung des Regelungskonzeptes wird weiterhin die Vereinfachung getroffen, dass auch der Widerstand  $R_1$  über mehrere Atemzüge konstant bleibt.

### 6.2.5 Rekonstruktion der Atemanstrengung

Der intrapulmonale Druck in der Lunge  $p_1$  bzw.  $p_{\text{alv}}$  und die Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  des Patienten sind die unbekanntenen Größen. Die Atemanstrengung ruft in der Lunge eine Druckänderung hervor. Der transpulmonale Druck, als Druckdifferenz zwischen Alveolarraum  $p_{\text{alv}}$  und Pleuralspalt  $p_{\text{pl}}$  korreliert mit dem Maß der Atemanstrengung. Da diese Drücke nur mit großem Aufwand messbar sind, bedient man sich zwei Ersatzdruckgrößen, dem gastralem Druck  $p_{\text{ga}}$  im Magen und dem ösophagealen Druck  $p_{\text{es}}$ , welche mit einer doppelten Druckmesssonde leicht invasiv gemessen werden könnte. Da dieser invasive Eingriff die Nahrungsaufnahme beeinflusst, ist eine Anwendung dieser Messmethode im Heimbereich ungeeignet. Basierend auf dem Zustandsraummodell soll die Atemanstrengung mit Hilfe eines Störgrößenbeobachters geschätzt werden. In [56] wird bereits ein Verfahren vorgestellt, welches anhand eines Modells eines Beatmungsgerätes die Atemanstrengungen berechnen kann. Die Modellgleichung in der Laplace-Ebene dazu lautet:

$$\hat{p}_{\text{musk}} = \frac{1 + s(R_1 + R_{\text{out}})C_1}{sR_{\text{out}}C_1} p_m - \frac{1 + sR_1C_1}{sC_1} \dot{V}_{\text{in}} \quad (6.26)$$

Bei dieser Methode ist die Atemanstrengung durch einen Druckverlauf  $\hat{p}_{\text{musk}}$  widergespiegelt. Die Parameter  $R_1$  und  $C_1$  sind der Atemwegswiderstand und die Lungencompliance,  $R_{\text{out}}$  ist der Widerstand einer vorhandenen Maskenleckage und  $\dot{V}_{\text{in}}$  ist der Systemfluss. Andere Werkzeuge aus der Regelungstheorie, um Größen aus Eingangs- und Ausgangsgrößen zu schätzen, sind die sogenannten Beobachter bzw. Störgrößenbeobachter. Da bereits ein Modell zur Beschreibung des Atemtherapiesystems vorliegt, wird ein Beobachter zur Schätzung herangezogen. Weiterer Grund für den Einsatz eines Beobachters ist die Tatsache, dass der Druck in der Lunge  $p_1$  nicht gemessen werden kann, aber für die Regelung benötigt wird. Die Herleitung und der Entwurf des Störgrößenbeobachters wird in den nächsten Abschnitten diskutiert.

**Herleitung des Störgrößenbeobachters** Die diskrete Schätzung des Lungendruckes  $p_1$  über einen Beobachter 2. Ordnung ist sehr fehlerhaft, da der Einfluss der Atemanstrengung auf den Lungendruck erheblich ist, und kann daher nicht zur Regelung verwendet werden. Es wird der Einsatz eines Störgrößenbeobachters gewählt. Die Prüfmethode, beschrieben in DIN EN ISO 17510-1, imitiert den Patienten bzw. die Atmung des Patienten so, dass ein harmonischer sinusförmiger Patienten(-massen-)fluss entsteht. Es wird daher angenommen, dass die Atemanstrengung des Patienten auch einen harmonischen sinusförmigen Verlauf besitzt. Das Zustandsraummodell wird durch zwei weitere Zustände  $x_{o_1}$  und  $x_{o_2}$  so erweitert, dass sich ein Schwingungssystem zweiter Ordnung ergibt. (6.27) beschreibt die grundlegende Erweiterung. Der Wert  $1/T_p$  repräsentiert die Zeitkonstante, welche sich aus der Atemfrequenz ergibt:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \dot{\mathbf{x}} \\ \dot{x}_{o_1} \\ \dot{x}_{o_2} \end{bmatrix}}_{\dot{\mathbf{x}}_B} = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{A} & 0 & \mathbf{B}_d \\ 0 & 0 & -\frac{1}{T_p^2} \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}_B} \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{x} \\ x_{o_1} \\ x_{o_2} \end{bmatrix}}_{\mathbf{x}_B} + \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{B} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_B} \dot{m}_{\text{in}} \quad (6.27)$$

$$\hat{d} = \hat{x}_{o_2} = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{C}_{d_B}} \begin{bmatrix} \mathbf{x} & x_{o_1} & x_{o_2} \end{bmatrix}^T, \hat{y} = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{C} & 0 & 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{C}_B} \begin{bmatrix} \mathbf{x} & x_{o_1} & x_{o_2} \end{bmatrix}^T.$$

Das erweiterte Zustandsraummodell generiert die Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}} = \hat{d} = x_{o_2}$ .

**Beobachterentwurf: Polvorgabe / Ricattilösung** David Luenberger, ein amerikanischer Regelungstechniker, entwickelte ein Verfahren, anhand dessen Systemzustände rekonstruiert werden können, in dem ein Streckenmodell parallel zur Strecke geschaltet wird [104]. Um Störungen zwischen Modellausgang und Streckenausgang zu reduzieren, wird diese Differenz über eine Rückführmatrix  $L_B$  zurückgeführt. Die Rückführmatrix wird beim Luenberger-Beobachter durch Polvorgabe entworfen. Je größer die Dynamik (Pole weiter links im Pol-Nullstellen-Diagramm (kontinuierlich) bzw. näher an den Koordinatenursprung (diskret)), desto schneller werden die Systemzustände geschätzt und desto kleiner ist der Fehler. Dadurch wird aber auch das Messrauschen verstärkt. Die grundlegende Struktur eines diskreten Beobachters ist in Bild 6.7 dargestellt.

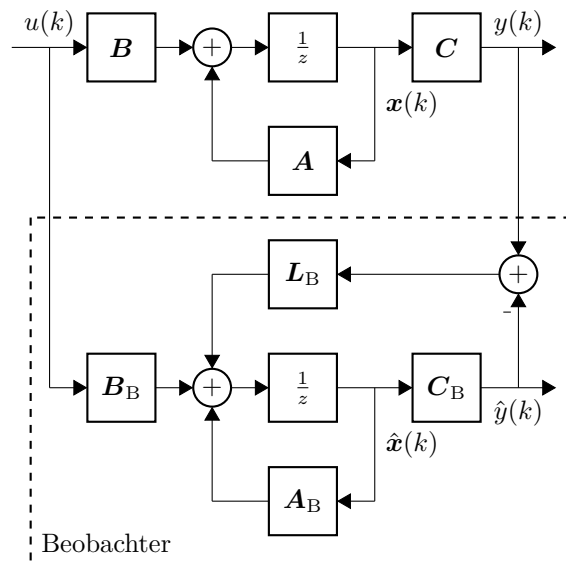


Bild 6.7: Allgemeine Struktur eines diskreten Beobachters (variiert nach [104]):  $u(k)$  – Eingangsgröße,  $y(k)$  – Ausgangsgröße,  $\hat{y}(k)$  – geschätzte Ausgangsgröße,  $\mathbf{x}(k)$  – Zustandsgrößen,  $\hat{\mathbf{x}}(k)$  – geschätzten Zustandsgrößen,  $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{B}$ ,  $\mathbf{C}$  – Systembeschreibung als Zustandsraummodell,  $\mathbf{A}_B$ ,  $\mathbf{B}_B$ ,  $\mathbf{C}_B$  – Systembeschreibung des Beobachters als Zustandsraummodell,  $\mathbf{L}_B$  – Beobachterrückführmatrix

Ein anderes Entwurfsverfahren basiert nicht auf der Vorgabe der Polstellen, sondern berücksichtigt die Eigenschaften des System- und Messrauschens. Die Rückführmatrix kann durch Lösen der algebraischen Ricatti-Gleichung berechnet werden. Aufgrund der begrenzten Rechenleistung des vorhandenen Mikrocontrollers wird ein rekursiver Kalman Filter implementiert.

**Beobachterentwurf: Das Kalman Filter** Das Kalman Filter eignet sich besonders gut dafür, Fehler in Messwerten zu reduzieren und unbekannte Zustände zu schätzen. Der Vorteil des rekursiven Kalman Filters liegt in dessen Anwendbarkeit für Echtzeitprozesse [105]. Der Filteralgorithmus ist in zwei Teile untergliedert, „Vorhersage-Schritt“ und „Korrektur-Schritt“ und beinhaltet die folgenden Grundgleichungen. Für die Matrizen  $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{B}$  und  $\mathbf{C}$  werden die Beobachtermatrizen  $\mathbf{A}_B$ ,  $\mathbf{B}_B$ ,  $\mathbf{C}_B$  aus Gl. (6.27) verwendet.

Vorhersage-Schritt:

$$\hat{\mathbf{x}}(k+1) = \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}(k) + \mathbf{B}u(k) \quad (6.28)$$

$$\hat{\mathbf{P}}(k+1) = \mathbf{A}\tilde{\mathbf{P}}(k)\mathbf{A}^T + \mathbf{Q}(k) \quad (6.29)$$

Korrektur-Schritt:

$$\mathbf{K}(k) = \hat{\mathbf{P}}(k)\mathbf{C}^T(\mathbf{C}\hat{\mathbf{P}}(k)\mathbf{C} + R(k))^{-1} \quad (6.30)$$

$$\tilde{\mathbf{x}}(k) = \hat{\mathbf{x}}(k) + \mathbf{K}(k)(y(k) - \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}(k)) \quad (6.31)$$

$$\tilde{\mathbf{P}}(k) = (\mathbf{I} - \mathbf{K}(k)\mathbf{C})\hat{\mathbf{P}}(k) \quad (6.32)$$

$\hat{\mathbf{P}}(k)$  oder  $\tilde{\mathbf{P}}(k)$  beschreiben die Fehler-Kovarianzmatrix des Schätzfehlers, welcher die Differenz zwischen echtem Wert und geschätztem Wert ist. Die Kalmanverstärkung  $\mathbf{K}(k)$  wird dazu verwendet, den Zustandsvektor  $\tilde{\mathbf{x}}(k)$  zu korrigieren.  $R(k)$  ist der Kovarianzfaktor des Messrauschens, wohingegen  $\mathbf{Q}(k)$  Kovarianzmatrix des Prozessrauschens beschreibt. Die  $\mathbf{Q}(k)$  und  $R(k)$  sind die Entwurfsparameter des Kalman Filters.  $R(k)$  kann unter Verwendung von (6.33) berechnet werden [106]:

$$R(k) = \text{Var}(x) = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x(k) - E(x))^2, \quad (6.33)$$

wobei  $E(x)$  der Erwartungswert ist. Eine praktische Herangehensweise zur Bestimmung von  $R(k)$  ist die Messung der Ausgangsgröße  $y$  mit anschließender Eliminierung des Gleichanteils. Gleichung (6.33) vereinfacht sich zu

$$R(k) = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x(k))^2. \quad (6.34)$$

Messungen haben bei einem Therapiedruck von 10 hPa für  $R(k) = 1165$  ergeben. Der Wert 1165 gibt die mittlere quadratische Streuung um den Nullpunkt an. Je kleiner dieser Wert ist, desto rauschunempfindlicher ist der Sensormesswert und desto mehr wird dem Sensormesswert vertraut. Der Fehler  $y(k) - \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}(k)$  wird durch die Kalmanverstärkung  $\mathbf{K}(k)$  dadurch mehr gewichtet, d. h. stärker korrigiert. Die Wahl der Kovarianzmatrix des Prozessrauschens ist mit mehr Aufwand verbunden. Einige grundlegende Ideen sind in [107, 108, 109] gezeigt. Für eine erste praktische Umsetzung des Kalman Filters wird die Kovarianzmatrix des Prozessrauschens  $\mathbf{Q}$  nach der Methode von [108] gewählt und schließlich eine empirische Einstellung vorgenommen.  $\mathbf{Q}$  kann in Anlehnung an das erweiterte Zustandsraummodell in zwei Teile unterteilt werden (6.27).

$$\mathbf{Q}(k) = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_1 & 0 \\ 0 & \mathbf{Q}_2 \end{bmatrix} \quad (6.35)$$

$\mathbf{Q}_1$  kann nun unter Verwendung des Zustandsraummodell berechnet werden. Der Zustandsvektor  $\mathbf{x}$  beinhaltet  $x_1 = p_m$ ,  $x_2 = p_l$ .  $n_{\text{min}}$  beschreibt das Rauschen des System(-massen-)flusses, welches rund  $5,1 \cdot 10^{-6} \text{ kg/s}$  (entspricht ca. 5 ml/s bei 25 °C Lufttemperatur und 1013 hPa Umgebungsdruck) beträgt.

$$\begin{aligned} \mathbf{Q}_1 &= E(\mathbf{x}\mathbf{x}^T) = E \left\{ \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 & x_2 \end{bmatrix} \right\} = E \begin{bmatrix} x_1^2 & x_1x_2 \\ x_2x_1 & x_2^2 \end{bmatrix} \\ &= n_{\text{min}}^2 \begin{bmatrix} \left(\frac{b_1}{a_{11}}\right)^2 & b_1b_2 \\ b_2b_1 & \left(\frac{b_2}{a_{22}}\right)^2 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (6.36)$$

Darin sind  $b_i$  und  $a_{ij}$  die Elemente der  $\mathbf{B}$  bzw.  $\mathbf{A}$ -Matrix. Die Matrix  $\mathbf{Q}_2$  wird durch verschiedene Simulationen und praktische Untersuchungen empirisch zu

$$\mathbf{Q}_2 = \lambda \begin{bmatrix} 10^{-9} & 0 \\ 0 & 10^{-9} \end{bmatrix} \quad (6.37)$$

ermittelt. Der Faktor  $\lambda$  beeinflusst die Konvergenzgeschwindigkeit und die Stabilität des Kalman Filters. In folgendem Bild 6.8 sind beispielhafte Messungen für  $\lambda = 1$ ,  $\lambda = 0,1$  und  $\lambda = 10$  dargestellt. Ein größeres  $\lambda$  führt zu einer schnelleren Schätzung, welche dann aber mit deutlich höherem Rauschen behaftet ist. Die Abweichungen zwischen der Vorgabe und

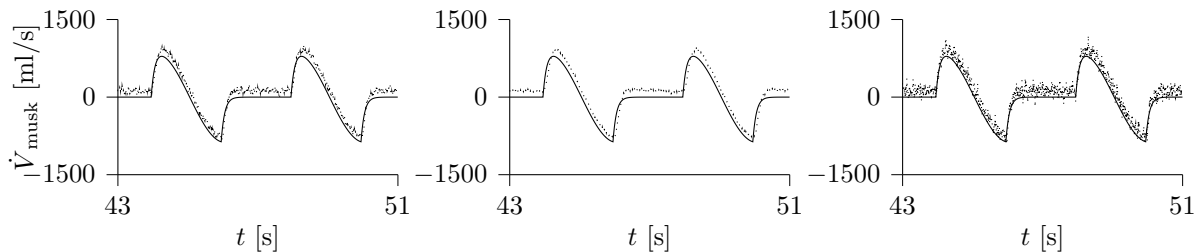


Bild 6.8: Verlauf der rekonstruierten Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  über den Störgrößenbeobachter (Kalman Filter), links –  $\lambda = 1$ , mittig –  $\lambda = 0.1$ , rechts –  $\lambda = 10$ , ▬ Vorgabe, - - - Schätzung

der geschätzten Atemanstrengung sind auf Modellungenauigkeiten durch die Linearisierung zurückzuführen. Die Ungenauigkeit durch die Linearisierung zwischen dem linearisierten und nicht linearisierten Modell für einen stationären Zustand, d.h. keine Atmung des Patienten ( $\dot{V}_{\text{musk}} = 0$ ), ist bereits in Bild 6.5 dargestellt. Zum Vergleich wird der Entwurf des Beobachters durch Lösen der Riccati-Gleichung durchgeführt. Es ergibt sich eine Verstärkungsmatrix von  $\mathbf{L}_B = [5, 269 \cdot 10^{-1} \quad 2, 567 \cdot 10^{-1} \quad -2, 364 \cdot 10^{-6} \quad -2, 908 \cdot 10^{-6}]$  bei  $\lambda = 1$ . Die Kalmanverstärkung  $\mathbf{K}(k)$  hat nach einer Einschwingzeit von ca.  $t = 0,2 \text{ s}$  konstante Werte mit  $\mathbf{K}(k) = [5, 218 \cdot 10^{-1} \quad 2, 567 \cdot 10^{-1} \quad -2, 395 \cdot 10^{-6} \quad -2, 926 \cdot 10^{-6}]$ , die nahezu identisch zur Beobachterrückführung nach Ricatti sind. Der Nutzen des Kalman Filters in seiner rekursiven Form ist bestätigt.

### 6.2.6 Anforderungen an die Güte der Druckregelung

Die Parameter des Zustandsreglers der ILR und des modellprädiktiven Reglers, sowie die unterlagerten Regelkreise werden so eingestellt, dass sich im stationären Ruhezustand des System (keine Atmung des Patienten) eine Rauschintensität des Stellsignales (Motorspannung) von ca. 2% des gesamten Stellbereichs (entsprechen 520 mV) ergibt. Diese Grenze wird gewählt, da zum einem ein dauerhaftes zu starkes Beschleunigen und Bremsen den Motor schädigen und zum anderen die Geräusentwicklung des Motors gedämpft werden kann. Mit dieser Anforderung kann in gewissem Maße die Dynamik der Druckregelung beeinflusst werden. Es wird gefordert, dass die Druckregelung, z. B. bei einem Therapiedruckwechsel, eine Einschwingzeit von 1 s einzuhalten hat. Das Störverhalten soll so angepasst werden, dass sich eine Druckabweichung in der Maske ohne Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung bei der MPR und ohne Beeinflussung des Referenzdruckes durch die ILR von ca. 1,2 hPa ergibt. Diese Anforderung gilt bei natürlicher Atmung mit einem Tidalvolumen von 500 ml und einer Frequenz von 15 bpm.

## 6.3 Patienten-individuelle Regelungsstrategie I: Modellprädiktive Regelung, MPR

Ein individueller Regelungsansatz kann aus dem modellprädiktiven Regelungskonzept abgeleitet werden. Ausgehend von dem hergeleiteten Zustandsraummodell (s. Gl. (6.14)), welches als Eingangsgröße den Systemmassenfluss und als Ausgangsgröße den zu regelnden Druck enthält, kann das modellprädiktive Regelgesetz angewendet werden. Die unterlagerte Regelung, bestehend aus Systemmassenfluss-, Drehzahl- und Stromregelung, ist dafür zuständig, die geforderten bzw. vorgegebenen Systemmassenflüsse schnell und zuverlässig durch das Gebläse zu erzeugen. Die Struktur des modellprädiktiven Regelungskonzeptes ist in Bild 6.9 dargestellt.

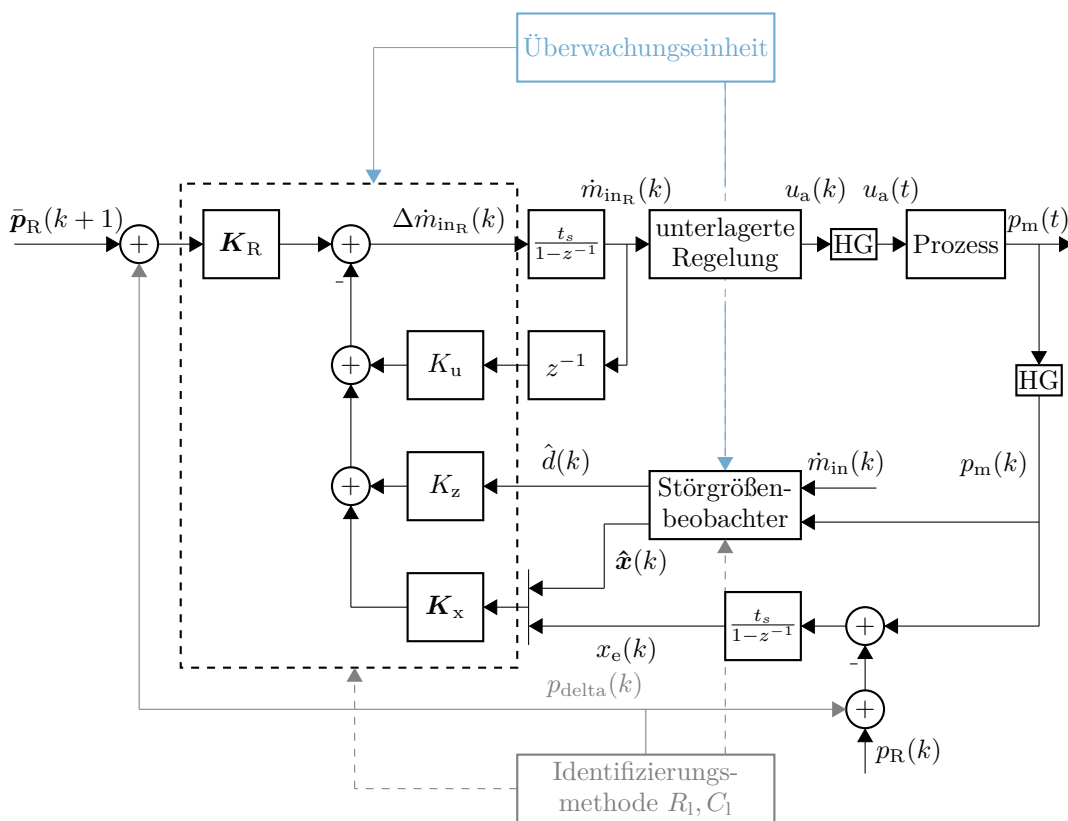


Bild 6.9: Struktur der modellprädiktiven Regelung mit Integrator und Berücksichtigung der geschätzten Störung:  $\bar{p}_R(k+1)$  – Verlauf des Solldruckes bis zum Prädiktionshorizont,  $p_R(k)$  – Referenzdruck / Solldruck,  $\Delta\dot{m}_{inR}$  – Sollsystemmassenflussänderungsvektor,  $\dot{m}_{inR}(k)$  – Sollsystemmassenfluss,  $u_a(k)$  – Motorspannung,  $u_a(t)$  – Motorspannung (kontinuierlich),  $p_m(t)$  – Istdruck (kontinuierlich),  $p_m(k)$  – Istdruck,  $\hat{d}(k)$  – geschätzte Atemanstrengung,  $\hat{x}(k)$  – geschätzte Systemzustände,  $\hat{x}_e(k)$  – aufintegrierter Regelfehler,  $t_s$  – Abtastzeit,  $p_{\text{delta}}(k)$  – zusätzlicher Druck für die Durchführung der Identifikation

Die Vorteile der modellprädiktiven Regelung liegen darin, dass der Einfluss der Atemanstrengungen des Patienten über den Störanteil  $K_z \hat{d}(k) = \mathbf{B}_d \dot{V}_{\text{musk}}(k)$  im Verlauf des prädizierten Druckes berücksichtigt werden kann und somit Einfluss über  $K_z \hat{d}(k)$  auf die zu berechnende Stellgröße hat. Dadurch kann sich die Regelung an die Bedürfnisse des Patienten anpassen, um eine optimale Therapie für den Patienten zu ermöglichen.

### 6.3.1 Wahl der Horizonte

Die Wahl des Prädiktions- und Stellhorizontes beeinflussen die Leistungsfähigkeit und im Gegenzug die Robustheit des geschlossenen Regelkreises. In [110] werden einige Kriterien zur Wahl des Prädiktionshorizontes aufgelistet. Die Wahl von  $n_p = 10, n_p = 40 \dots 50$  oder der mit 0,85 gewichteten Zeit bis zum Erreichen des Gleichgewichtszustands des Systems bezogen auf die Abtastzeit, sind mögliche Ansätze. Grundsätzlich gibt es aber keinen allgemeingültigen Ansatz für die Wahl des Prädiktionshorizontes und wird für den speziellen Anwendungsfall ausgelegt. Anhand der Sprungantwort des mit Standardwerten vorgelegten Zustandsraummodells ergibt sich eine Zeitkonstante von 1,4 s bis zum Erreichen von 63,3% des Endwertes. Bezogen auf die später verwendete Abtastzeit  $t_s = 0,005$  s ergeben sich ca. 280 Abtastschritte. Mit Berücksichtigung von Parameterschwankungen und Reserven werden  $n_p = 300$  Abtastschritte als Prädiktionshorizont gewählt. Die Wahl des Stellhorizontes  $n_c$  beeinflusst den Rechenaufwand der MPR enorm, da dieser die Größe der zu invertierenden Matrix vorgibt. Eine simulative Untersuchung des Regelungskonzeptes in MATLAB Simulink hat für einen Stellhorizont von  $n_c = 100$  die geforderte Regelgüte in Verbindung mit den gewählten Entwurfsmatrizen eingehalten.

### 6.3.2 Wahl der Entwurfsmatrizen

In der Literatur gibt es einige Ansätze für die Wahl der Gewichtungsmatrizen. Die Matrix  $\mathbf{Q}_1$  wird häufig als reine Diagonalmatrix mit dem Gewichtungsfaktor 1 gewählt [76, 77]. Somit kann die Dynamik der Regelung allein über die Gewichtungsmatrix  $\mathbf{R}_1$  vorgegeben werden.  $\mathbf{R}_1$  wird so gewählt, dass die Anforderung an die Druckabweichung in der Maske ohne Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  von ca. 1,2 hPa ergibt. Ein weiterer Grund für die Wahl bezieht sich auf die Rauschintensität des Stellsignals der Regelstrecke (Motorspannung). Die Forderung an die maximale Rauschintensität des Stellsignals kann mit dem Wert  $2 \cdot 10^7$  auf der Hauptdiagonalen erfüllt werden. Die Matrix  $\boldsymbol{\alpha}$  bestimmt den Einfluss des Regelfehlers auf den Sollsystemmassenfluss  $\dot{m}_{\text{inR}}(k)$  und wird so gewählt, dass stationäre Genauigkeit (keine Atmung des Patienten) aufgrund von Modell- und Schätzungenauigkeiten nach 1 s gewährleistet werden kann. Sie wird zudem gering gehalten, um die Rauschintensität im Sollsystemmassenfluss zu reduzieren und damit die geforderten 2% im Motorspannungssignal einzuhalten. Der Fehler durch die Atmung des Patienten soll über den zusätzlichen Pfad  $\hat{d}K_z$  (vgl. Bild 6.9) verringert werden. Mit der Wahl von  $\boldsymbol{\alpha}$  als Diagonalmatrix mit dem Gewichtungsfaktor 1 können die Anforderungen bezüglich des Stellwerttauschen und der Druckabweichung in der Maske ohne Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung erfüllt werden.

### 6.3.3 Entwurf der modellprädiktiven Reglerparameter

Das Modell wird mit den Standardwerten parametrisiert und die I-Erweiterung durchgeführt. Anschließend werden die Entwurfsmatrizen der modellprädiktiven Regelung berechnet. Gemäß den Gleichungen (4.26) bis (4.30), die in Kapitel 4 hergeleitet sind, werden die Reglerparameter mit den in den vorherigen Abschnitten gewählten Kenngrößen ermittelt. Es ergibt sich für  $\mathbf{K}_x = [1,244 \quad 24,091 \quad -27,243] \cdot 10^{-5}$ ,  $K_u = 1,295 \cdot 10^{-1}$  und  $K_z = -13,69$ .

## 6.4 Patienten-individuelle Regelungsstrategie II: Iterativ lernende Regelung, ILR

Die Atmung eines Menschen stellt einen zyklischen, sich wiederholenden Prozess dar. Der Vorteil der ILR liegt genau darin, sich die wiederholende Prozessausführung in bestimmten Zeitabschnitten zu Nutze zu machen, um den Fehler zu minimieren. Aufgrund des gemessenen Fehlers erneuert die ILR den Stellgrößenverlauf (s. Kapitel 5) nach jeder Atemperiode und reduziert somit den Fehler über mehrere Iterationsschritte. Zugleich passt sich die ILR auch an die Atembedürfnisse des Patienten und seine physiologischen Lungeneigenschaften an, sodass für den Patienten eine individuelle Therapie möglich ist. Aus diesen Gründen soll dieses Konzept als patienten-individuelles Regelungskonzept in der Regelung des Therapiedruckes Anwendung finden. Bild 6.10 stellt die grundlegende Struktur der patienten-individuellen ILR dar.

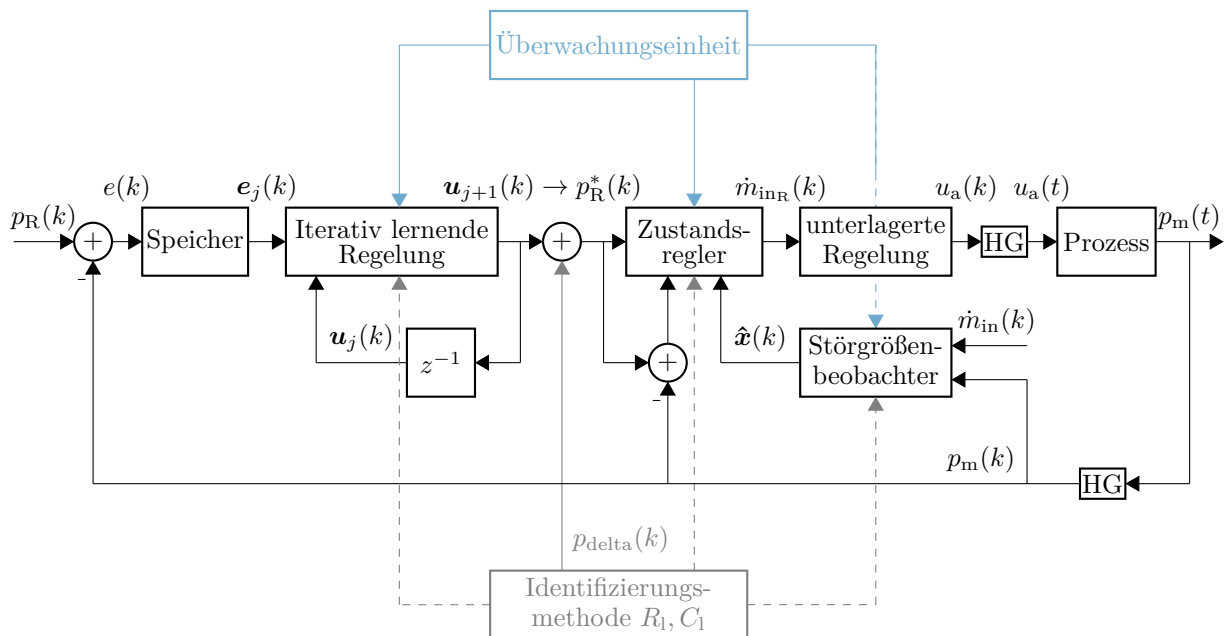


Bild 6.10: Struktur der iterativ lernenden Regelung in Serienschaltung mit der geschlossenen Regelung:  $p_R(k)$  – Referenzdruck / Solldruck,  $e(k)$  – Regelfehler,  $e_j(k)$  – Verlauf des Druckfehlers über eine Periode,  $u_j(k)$  – Verlauf der korrigierten Stellgröße der vorherigen Periode,  $p_R^*(k)$  – korrigierter Solldruck,  $\dot{m}_{inR}(k)$  – Sollsystemmassenfluss,  $u_a(k)$  – Motorspannung,  $u_a(t)$  – Motorspannung (kontinuierlich),  $p_m(k)$  – Istdruck (kontinuierlich),  $\dot{m}_{in}(k)$  – Systemmassenfluss,  $\hat{x}(k)$  – geschätzte Zustandsgrößen,  $p_{delta}(k)$  – zusätzlicher Druck für die Durchführung der Identifikation

Aus der Literatur ist bekannt, dass die ILR sowohl in Reihe als auch parallel zu einer bestehenden Regelung angeordnet werden kann [84]. Es wird sich in dieser Arbeit für die Anordnung in Serienschaltung entschieden, da die geschlossene Reglerdynamik durch den verwendeten Regler direkt abgelesen und anschließend die Lernmatrix nach der Inversionsmethode berechnet werden kann. Die ILR versucht über das Lerngesetz die gemessene

Regelabweichung durch eine Führungsgrößenkorrektur  $u_{j+1}(k)$  für eine Atemperiode zu kompensieren. Der korrigierte Solldruck  $p_R^*(k)$  wird dann in jedem Abtastschritt an einen Zustandsregler übergeben. Die Verwendung des Zustandsreglers wird damit begründet, dass im Falle von Atemartefakten (Husten, Schlucken, Apnoen, ...) oder zum Start der Therapie und bei Therapiedruckwechsel trotzdem eine Regelung des Maskendruckes gewährleistet werden kann.

Die unterlagerte Regelung sorgt dafür, dass der gewünschte Systemmassenfluss durch das Gebläse schnell und zuverlässig erzeugt wird. Werden der Lungenwiderstand  $\hat{R}_l$  und die Lungencompliance  $C_l$  über die Identifizierungsmethode geschätzt, werden die ILR, der Zustandsregler und der Störgrößenbeobachter aktualisiert und die neuen Regelungsparameter berechnet. Eine Überwachungseinheit sorgt dafür, dass z. B. bei Diskonnektion des Therapieschlauches oder der Maske, die ILR gestoppt und ggf. neu gestartet wird. Auch dürfen einmalige Druckschwankungen durch Atemartefakte nicht berücksichtigt werden. Für den verwendeten Zustandsregler wird der Zustand des Lungendruckes benötigt. Da dieser nicht gemessen werden kann, wird er über den Störgrößenbeobachter geschätzt. Aufgrund des zu großen Einflusses der Atemanstrengung auf den geschätzten Lungendruck, wird ein Störgrößenbeobachter verwendet. Wird der Beobachter nicht durch das Störmodell erweitert, ist der geschätzte Zustand fehlerhaft und eine Druckregelung im geforderten Maße nicht möglich. Die geschätzte Atemanstrengung findet bei diesem Regelungskonzept zunächst keine Verwendung. Sie könnte bei der Entwöhnung von einem Beatmungsgerät als Kenngröße für die Spontanatemarbeit des Patienten herangezogen werden. Je größer die Werte bzw. auch das Integral unter der Kurve, desto mehr würde der Patient selbstständig atmen und desto weniger würde das Beatmungsgerät unterstützen. Durch diesen Vorgang würde der Patient wieder an eine natürliche und selbstständige Atmung gewöhnt werden, um ihn dann auch vom Beatmungsgerät zu trennen.

### 6.4.1 Entwurf des Reglers für stationäre Genauigkeit

Für die Regelung des Maskendruckes wird ein diskreter I-Zustandsregler auf Basis des hergeleiteten Modells entworfen. Dieser soll dazu beitragen, das System in einen definierten Zustand (z. B. zum Start der Therapie, bei Therapiedruckwechsel) zu überführen und dabei stationäre Genauigkeit gewährleisten. Als Entwurfsverfahren wird das Polvorgabe-Verfahren verwendet, da anhand des Zustandsraummodells und der Eigenwerte die geschlossene Systemdynamik vorgegeben werden kann. Die Dynamik der geschlossenen Regelung (ohne ILR) wird so gewählt, um der Forderung nach einer Einschwingzeit der Druckregelung, z. B. nach einem Therapiedruckwechsel, von 1 s gerecht zu werden. Weiterhin wird die Dynamik so verändert, dass die Regelabweichung nach dem Start der Therapie maximal 1,2 hPa beträgt. Die ILR hat zu diesem Zeitpunkt noch keinen Einfluss auf den korrigierten Solldruck  $p_R^*(k)$ . Damit kann gewährleistet werden, dass die Rauschintensität des Motorspannungssignals auf maximal 2%, begrenzt wird. Die Struktur der Zustandsregelung mit I-Anteil ist in Bild 6.11 dargestellt. Diese Anordnung ersetzt den Block „Zustandsregler“ aus Bild 6.10.

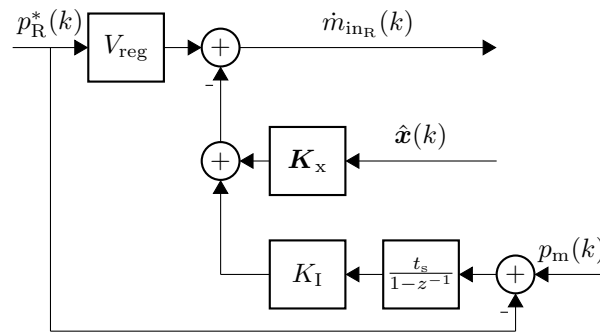


Bild 6.11: Struktur der Zustandsregelung mit I-Anteil:  $p_R^*(k)$  – Solldruck (korrigiert),  $p_m(k)$  – Istdruck,  $\hat{\mathbf{x}}(k)$  – geschätzte Zustände,  $\mathbf{K}_x, K_I$  – Rückführmatrix des Zustandsreglers,  $V_{\text{reg}}$  – Vorfilter des Zustandsreglers für Gesamtverstärkung,  $t_s$  – Abtastzeit

Der Entwurf der Reglerparameter  $V_{\text{Reg}}$ ,  $\mathbf{K}_x$  und  $K_I$  wird anhand des erweiterten Modells aus Gl. (4.17) durchgeführt. Die Eigenwerte bzw. Pol- und Nullstellen des diskretisierten Zustandsraummodells mit den Standardwerten sind im PN-Plan in Bild 6.12 links dargestellt. Die Rückführungsmatrix  $[\mathbf{K}_x K_I]$  kann mit dem Befehl *acker* oder *place* in MATLAB entworfen werden. Das Vorfilter  $V_{\text{reg}}$  enthält die invertierte Verstärkung des geregelten Systems, sodass die Gesamtverstärkung von Sollgröße zu Regelgröße 1 beträgt. Über das Polvorgabe-Verfahren werden die Pole nun so verschoben, dass die gewünschte Dynamik des geschlossenen Regelkreises erreicht wird. Um dieser Forderung gerecht zu werden, stellt es sich als äußerst nützlich heraus, einen Pol in die Nähe der Nullstelle des Systems zu legen. Für das mit den Standardwerten diskretisierte Zustandsraummodell lauten die Pol- und Nullstellen wie folgt:

$$\text{Nullstelle 1} = 0,98426 ; \quad \text{Polstelle 1} = 0,99709 ; \quad \text{Polstelle 2} = 0,22826;$$

Die Polvorgaben werden deshalb wie folgt vorgegeben:

$$\text{Polvorgabe 1} = \text{Nullstelle 1} + 0,003 = 0,98726 \quad (6.38)$$

$$\text{Polvorgabe 2} = \text{Polstelle 2} = 0,22826 \quad (6.39)$$

$$\text{Polvorgabe 3} = 0,997 \quad (6.40)$$

Polvorgabe 2 hat einen geringen Einfluss auf die Dynamik des geschlossenen Regelkreises, da die zugehörige Polstelle 2 bereits einen kleinen Wert im Vergleich zur größten Polstelle 1 hat. Über Polvorgabe 3 kann die Verstärkung des Integrators (I-Anteil) beeinflusst werden. Diese wird so gewählt, dass der Einfluss des Integrators innerhalb eines Atemzuges gering ist, aber die Forderung nach der Einschwingzeit von 1 s erfüllt werden kann. Die Lage der Pole und Nullstellen des geregelten System sind in Bild 6.12 rechts dargestellt. Durch das Vorfilter entsteht eine weitere Nullstelle und durch die I-Erweiterung eine weitere Polstelle. Eine Polstelle und eine Nullstelle haben die gleichen Werte. Für den Zustandsregler ergibt sich der Parametersatz  $V_{\text{reg}} = 2,127 \cdot 10^{-3}$ ,  $\mathbf{K}_x = [2,57 \cdot 10^{-5} \ 1,64 \cdot 10^{-3}]$  und  $K_I = -1,217 \cdot 10^{-3}$ . Die geschlossene Regelkreisdynamik (ohne ILR) entspricht den zuvor definierten Vorgaben.

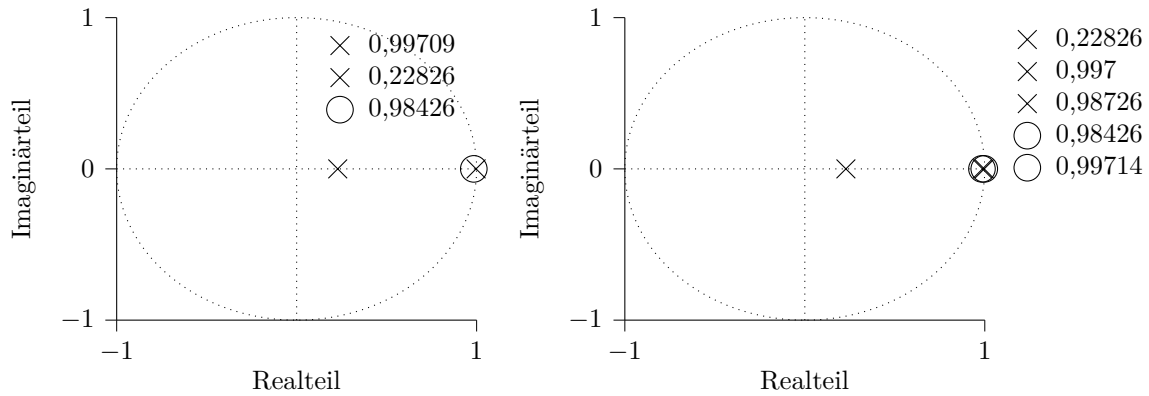


Bild 6.12: Lage der Pole  $x$  und Nullstellen  $o$ : links – unreguliertes System, rechts – reguliertes System

### 6.4.2 Entwurf der ILR

In Serie zur geschlossenen Zustandsregelung, die das System in einen gewünschten stationären Zustand überführt, ist die ILR angeordnet, um die durch die Atmung des Patienten bedingten Regelabweichungen über zukünftige Atemperioden weiter zu reduzieren. Somit kann sich an die aktuellen Bedürfnisse des Patienten angepasst werden. Es wird die Entwurfsmethode mit dem inversen Prozessmodell mit variabler Zykluslänge verwendet (vgl. Abschnitt 5.5):

$$\mathbf{u}_{j+1}(k) = \mathbf{Q}(\mathbf{u}_j(k) + \mathbf{L}\mathbf{M}_j \mathbf{e}_j(k)). \quad (6.41)$$

Da zu Beginn einer jeden Therapie die Parameter des Patientenmodells identifiziert werden und nach bestimmten Kriterien erneuert werden sollen, kann  $\hat{\mathbf{G}}$  für jeden Patienten individuell berechnet werden. Für eine minimale Atemfrequenz, d.h. maximale Periodendauer, von 4 bpm (breaths per minute - Atemzüge pro Minute) und einer Abtastzeit der Regelung von 5 ms, beträgt die maximale Zykluslänge (maximum path length MPL)  $60/4 \cdot 1000/5 = 3000$  Abtastschritte. Für  $\mathbf{Q}$  wird ein Tiefpassfilter 2. Ordnung nach Butterworth mit einer Grenzfrequenz von 5 Hz gewählt, um Rauschen herauszufiltern. Die Stellgröße  $\mathbf{u}_{j+1}(k)$  wird um einen Abtastschritt vorverlegt, da der Relativgrad des Zustandsraummodells eins beträgt. Sobald der Zustandsregler an den Patienten angepasst wird, kann auch die Lernmatrix der ILR über die inverse Prozessmodell-Methode neu berechnet werden. Dazu muss zunächst die Dynamik des geschlossenen Regelkreises bestimmt werden. Anhand Bild 6.11 und Gleichung (4.17) kann diese abgeleitet werden:

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_I(k+1) &= \underbrace{(\mathbf{A}_I - \mathbf{B}_I[\mathbf{K}_x \mathbf{K}_I])}_{\mathbf{A}_{Ic}} \mathbf{x}_I(k) + \underbrace{\mathbf{B}_I \mathbf{V}_{\text{Reg}} + \begin{bmatrix} 0 & 0 & t_s \end{bmatrix}^T}_{\mathbf{B}_{Ic}} y_R(k) \\ y(k) &= \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{C}_{Ic}} \mathbf{x}_I(k). \end{aligned} \quad (6.42)$$

$\hat{\mathbf{G}}$  ergibt sich mit  $\hat{p}_i = \mathbf{C}_{I_c} \mathbf{A}_{I_c}^{i-1} \mathbf{B}_{I_c}$  zunächst zu:

$$\hat{\mathbf{G}} = \begin{bmatrix} \hat{p}_1 & 0 & \dots & 0 \\ \hat{p}_2 & \hat{p}_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{p}_n & \hat{p}_{n-1} & \dots & \hat{p}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0,655 & 0 & \dots & 0 \\ 0,151 & 0,655 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \approx 0 & \approx 0 & \dots & 0,655 \end{bmatrix}. \quad (6.43)$$

Für  $\mathbf{L} = \hat{\mathbf{G}}^{-1}$  folgt dann:

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} 1,5265 & 0 & \dots & 0 \\ -0,3528 & 1,5265 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 2,347c10^{-8} & 2,354 \cdot 10^{-8} & \dots & 1,5265 \end{bmatrix}. \quad (6.44)$$

Für eine speichereffizientere und aufwandsärmere Umsetzung der ILR wird anstatt der Lernmatrix  $\mathbf{L}$ , die eine theoretische Größe von  $3000 \times 3000$  oder zumindest  $1 \times 3000$  hat, die geschlossene Regelkreisdynamik in eine diskrete Übertragungsfunktion

$$\frac{y(z)}{y_R(z)} = \mathbf{C}_{I_c} (z\mathbf{I} - \mathbf{A}_{I_c})^{-1} \mathbf{B}_{I_c} = \frac{0,655z^2 - 1,298z + 0,6429}{1z^3 - 2,213z^2 + 1,437z - 0,2247} \quad (6.45)$$

und dann in eine Differenzgleichung umgerechnet. Mit den Koeffizienten der Differenzgleichung kann dann anhand des Fehlervektors und des vorherigen Stellgrößenvektors der neue Stellgrößenvektor über die ermittelte Periodendauer berechnet werden. Zu beachten ist, dass die Koeffizienten im Zähler- und Nennerpolynom dann noch vertauscht werden, da die inverse Systemdynamik als Lernmatrix verwendet wird. Durch diese Vorgehensweise wird auch die Invertierung der Toeplitz-Matrix  $\hat{\mathbf{G}}$  gespart.

### 6.4.3 Erweiterung der ILR durch Teilung des Atemzuges

Nach einer simulativen Untersuchung der ILR kann festgestellt werden, dass sich vor allem bei Erhöhung der Periodendauer (vgl. Bild 6.28 für  $i$  von 7 auf 8 und 11 auf 12) die Druckabweichung im nachfolgenden Atemzyklus ( $i = 9$  bzw.  $i = 13$ ) um ca. 7 Pa bzw. um ca. 13 Pa erhöht. Es kann beobachtet werden, dass vor allem beim Übergang von der Inspirations- zur Expirationsphase durch unterschiedliche Phasendauern größere Abweichung entstehen, obwohl der Verlauf des Fehlers ähnlich, aber gestaucht bzw. gestreckt wird. Daraus folgt, dass die Expiration zu einem früheren oder zu einem späteren Zeitpunkt eingeleitet wird. Um diesen Effekt beim Übergang zu minimieren, wird das Lerngesetz in Inspirations- und Expirationsphase mit getrennten Fehlervektoren und Stellgrößenvektoren aufgeteilt. Wann welcher Stellgrößenvektor zur Korrektur des Solldruckes verwendet wird, ist von zwei Ereignissen abhängig. Der Beginn der Inspiration wird durch Erkennen von Atmungsaktivitäten (Inspirationsvolumen, Flussänderung) ausgelöst (Inspirationstrigger). Die Expiration wird durch prozentualen Abfall vom maximalen Patientenfluss, wie es auch bei der Beatmung üblich ist, ausgelöst (Expirationstrigger). Wird die Inspiration nun verlängert oder verkürzt, bleibt der Umschaltzeitpunkt auf die anderen Vektoren immer

gleich. Erst beim Abfall des Patientenflusses auf 50% des maximalen Patientenfluss wird die Sollgrößenkorrektur für den expiratorischen Abschnitt mit den aus der letzten Atemperiode ermittelten Werten vorgenommen. So kann die ILR auf den Patienten reagieren. Da in den meisten Fällen die Expiration länger als die Inspiration dauert, wird die maximale Zykluslänge von 3000 Abtastschritten im Verhältnis 1 : 2 aufgeteilt. Das entspricht einer Inspirationsdauer von 1000 Abtastschritten (5 s) und einer Expirationsdauer von 2000 Abtastschritten (10 s). Bild 6.13 soll diese Idee veranschaulichen. Wird die Inspiration in

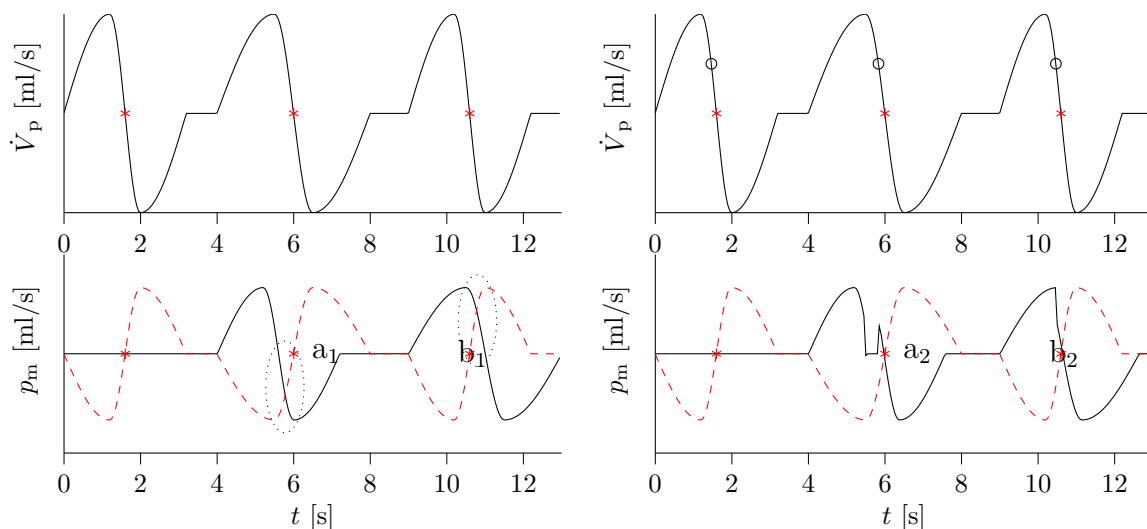


Bild 6.13: Idee hinter der Trennung des ILR-Lerngesetzes, \* Nulldurchgänge des Patientenflusses (oben),  $\circ$  Ereignis Expirationstrigger (oben) (50% vom maximalen Wert), — Referenzdruck (unten), - - möglicher Verlauf des Maskendrucks (ohne Korrektur, unten)

zwei aufeinanderfolgenden Atemzügen verlängert, wird der Solldruck trotz bestehender Einatmung bereits nach unten korrigiert, da die ILR diesen Verlauf aus der vorherigen Periode ermittelt hat (vgl. Bild 6.13 links  $a_1$  markierter Bereich). Wird im Gegensatz auf das Ereignis des Expirationstrigger gewartet, wird auch erst zu Beginn einer erkannten Expiration eine Korrektur der Sollgröße nach unten vorgenommen (vgl. Bild 6.13 rechts  $a_2$ ). Sind keine weiteren Informationen aufgrund der längeren Inspirationsphase vorhanden, wird 0 als Korrekturwert ausgegeben. Sobald eine Verkürzung der Inspiration erfolgt, wird trotzdem der Solldruck durch einen positiven Korrekturwert angepasst, da die ILR das aus der vorherigen Inspirationsphase gelernt hat (vgl. Bild 6.13 links  $b_1$  markierter Bereich) – im Falle der Aufteilung wird mit dem geeigneteren Wert fortgefahren (vgl. Bild 6.13 rechts  $b_2$ ).

Zusammengefasst lassen sich folgende Aussagen treffen: Bei Verlängerung der Inspirationsdauer wird mit einem zuvor erlernten negativen Korrekturwert entgegengesteuert, obwohl eine negative Druckabweichung durch die noch nicht abgeschlossene Einatmung entstehen würde. Das führt zu einer größeren Druckabweichung als im Atemzug zuvor. Bei Verkürzung der Inspirationsdauer wird der Referenzwert weiter positiv korrigiert, obwohl bereits die Expiration eingeleitet wird und dadurch der Druck nach unten korrigiert werden müsste. Durch die hier vorgestellte Idee, kann diesem Problem entgegengewirkt und dadurch die Druckabweichung weiter gesenkt werden.

## 6.5 Simulative Untersuchung der patienten-individuellen Regelungskonzepte

Die herausgearbeiteten Modellparameter der entwickelten patienten-individuellen Regelungskonzepte werden simulativ untersucht. Für einen kostengünstigen und schnell durchzuführenden Test bieten sich Simulationsumgebungen an – vor allem auch, da der reale Prozess durch Teilmodelle nachgebildet werden kann. Eine in den Ingenieurwissenschaften weit verbreitete Simulationsumgebung ist MATLAB Simulink. Simulink ist eine grafische Simulationsumgebung als Erweiterung des Programmes MATLAB® der Firma MathWorks. Da sowohl die patienten-individuellen Regelungskonzepte als auch der reale Prozess, abgebildet durch Teilmodelle, als mathematische Gleichungen bzw. Blockschaltbilder vorliegen, handelt es sich um eine Systemsimulation. Das bedeutet, dass weder die Hardware (Mikrocontroller, Sensoren, ...) noch der eigentliche Prozess (CPAP-Gerät, Schlauchsystem, Patient) für die Untersuchung der Regelungskonzepte benötigt wird. Diese Art der Simulation hat den Vorteil, dass Fehler schnell entdeckt, beseitigt und dadurch Entwicklungsaufwand und Entwicklungskosten gespart werden. Der Beispielcode für die MPR und die ILR befindet sich in Anhang C.

### 6.5.1 Signalflussplan der Simulation

In Bild 6.14 ist der Signalfluss der Simulation, bestehend aus den einzelnen Teilmodellen und der Regelkreise, dargestellt. Die Struktur der angesprochenen Kaskadenregelung findet sich hier wieder.

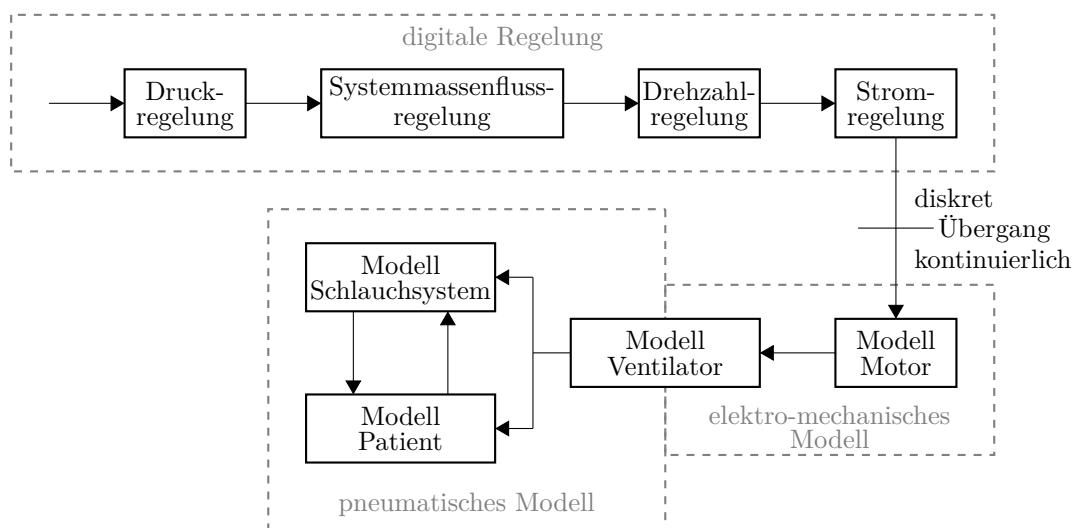


Bild 6.14: Signalflussplan der Simulation

Die Komponenten digitale Regelung, Übergang diskret-kontinuierlich, elektro-mechanisches Modell und pneumatisches Modell werden im Folgenden erklärt.

**Digitale Regelung** Die digitale Regelung enthält die vorgestellten Teilregelkreise: Stromregelung, Drehzahlregelung, Systemmassenflussregelung und Druckregelung. Der Fokus dieser Arbeit liegt auf der Druckregelung, für die zwei unterschiedliche patienten-individuelle Regelungsansätze entwickelt werden.

**Übergang diskret-kontinuierlich** Alle entwickelten und vorgestellten Regelungen, (Störgrößen-)Beobachter und Identifikationsverfahren werden als diskrete Lösungsverfahren in der Simulation implementiert, da sie gleichermaßen auch direkt auf dem Mikrocontroller umgesetzt werden können. Der Übergang vom diskreten auf den kontinuierlichen Bereich bildet die Ansteuerelektronik des Motors, welche aus der diskreten Vorgabe der Motorspannung – umgerechnet auf ein pulsweitenmoduliertes (PWM) Signal – ein kontinuierliches Zeitsignal zur Ansteuerung der B6-Transistorbrückenschaltung generiert. Der gesamte Prozess, bestehend aus Motor und Gebläse, Schlauchsystem und Patient ist, wie in der Realität, als kontinuierliches Modell abgebildet.

**elektro-mechanisches Modell** Das aus der Literatur bekannte Modell eines Gleichstrommotors wird simuliert (vgl. Abschnitt 6.1). Die Parameter des Modells sind der Anlage A.1 zu entnehmen. Das Gebläse (Ventilator) ist die Schnittstelle zwischen elektro-mechanischem und pneumatischem Teil. Anhand der Anlagenkennlinie, welche als quadratische Funktion abgebildet wird, kann die Motordrehzahl und der erzeugte Druck in einen Systemmassenfluss umgerechnet werden. Die Parameter des Modells sind der Anlage A.2 zu entnehmen.

**pneumatisches Modell** Die Modellierung des Atemtherapiesystems inklusive des Patienten und der Atemanstrengung ist in Kapitel 3 vorgestellt. Für die Systemsimulation der Regelungskonzepte werden die hergeleiteten Modellgleichungen aus Kapitel 3, Gl. (3.16) und (3.17) in MATLAB Simulink implementiert. Das Atemmuster des Patienten wird durch einen Verlauf des Volumens  $V_{\text{musk}}$  vorgegeben, woraus sich durch zeitliches Ableiten die Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  ergibt. Typische Muster können aus der Literatur abgeleitet werden [55, 103]. Dabei werden unterschiedliche Parameterkombinationen für die Simulation der Regelungskonzepte eingestellt. Bild 6.15 zeigt die einstellbaren Parameter.

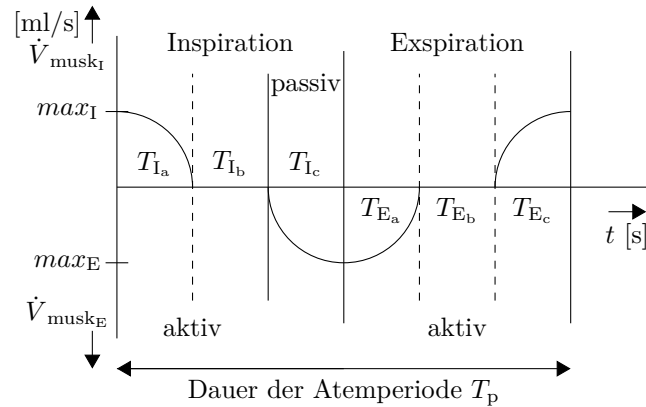


Bild 6.15: Verlauf der Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  durch Einstellung verschiedener Parameter

Der Verlauf des Volumens ist vergleichbar mit dem invertierten intrapleuralem Druck (s. Abschnitt 2.3). Die Höhe der Kraftanstrengung ist gegeben durch den Parameter  $max_I$  in der Inspiration und  $max_E$  in der Expiration und beeinflusst das Atemzugvolumen bei gegebener Atemfrequenz. Die Länge der Abschnitte  $T_{Ia} - T_{Ec}$  werden durch prozentuale Anteile an der Dauer der Atemperiode  $T_p$  (100%) generiert. Bei natürlich atmenden Patienten verläuft die Expiration rein passiv, womit  $max_E = 0$  Pa gilt. Durch geeignete Wahl der Parameter werden die gängigen Atemmuster eines sinusförmig atmenden Patienten (Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi im GKV-Hilfsmittelverzeichnis) und eines natürlich atmenden Patienten generiert. Diese sind in den Bildern 6.16 und 6.17 zu sehen. Prinzipiell sind auch beliebige Kurvenverläufe für die Simulation verwendbar.

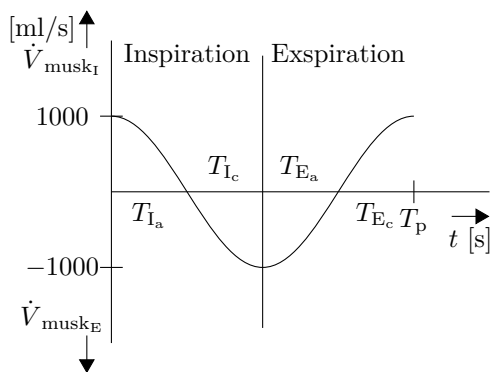


Bild 6.16: Verlauf der Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  für einen sinusförmig atmenden Patienten

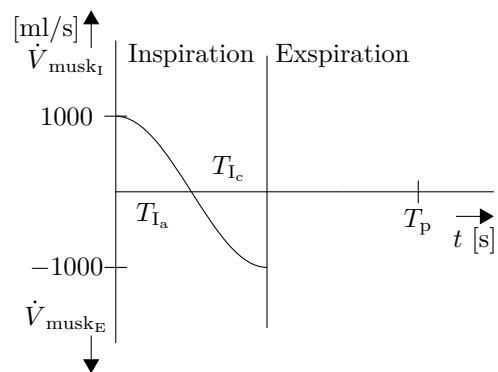


Bild 6.17: Verlauf der Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$  für einen natürlich atmenden Patienten

## 6.5.2 Regelungsergebnisse

Die Atemanstrengungen des Patienten werden so nachgebildet, dass sich zum einen der in der Norm definierte sinusförmige Patientenmassenfluss einstellt. Zum anderen wird ein Atemmuster gewählt, das einer natürlichen Atmung entspricht. Die Verläufe der Atemanstrengung sind bereits in den Bildern 6.16 und 6.17 dargestellt. Die Frequenz der Atmung und das Atemzugvolumen kann beliebig variiert werden. Im Folgenden werden nun verschiedene Testszenarien simuliert, um die Funktionalität und die Regelgüte der patienten-individuellen Regelungsansätze zu testen. Mit den bekannten Werten für  $R_1 = 0,588 \text{ Pa/ml/s}$  und  $C_1 = 0,51 \text{ ml/Pa}$  aus Abschnitt 6.2.3 wird das Patientenmodell in der Simulation vorgelegt. Untersuchungen beim ILR-Ansatz ergeben, dass, wenn  $R_1$  und  $C_1$  größer geschätzt werden, als sie im Simulationsmodell vorgegeben sind, die größten Abweichungen im Vergleich zu einer an den Patienten angepassten Regelung entstehen. Um den Nutzen der Identifikation der Lungenparameter und der damit verbundenen Anpassung der Regler- und Beobachterparameter zu zeigen, werden zum Start der Simulation Modell, Beobachter und Regler mit einer 10% Abweichung zu den bekannten Werten vorgelegt. Die fehlerbehafteten Werte ergeben sich zu  $R_1 = 0,588 \cdot 1,1 = 0,647 \text{ Pa/ml/s}$  und  $C_1 = 0,51 \cdot 1,1 = 0,561 \text{ ml/Pa}$ . Anschließend wird das Zustandsraummodell (s. Gl. (6.14)) für den Entwurf des Störgrößenbeobachters, der MPR, des Zustandsreglers und die inverse Prozessmodell-Methode der ILR mit den gerätespezifischen Parametern, den fehlerbehafteten Lungenparametern und einem gewählten Arbeitspunkt  $p_{m_0}$  von 600 Pa bei einer Luftdichte von  $0,0012 \text{ g/cm}^3$  berechnet. Nach Abschluss der Identifikation werden die Regelungskonzepte mit den geschätzten Lungenparametern aktualisiert.

### 6.5.2.1 Beschreibung der Testszenarien

Es werden vier Testszenarien entworfen, um die Funktionsweise und die Regelgüte der MPR und der ILR zu überprüfen. Es werden dabei folgende Szenarien, die auch in der Praxis vorkommen können, abgebildet.

**Testszenario 1** Für einen Vergleich der Ergebnisse der entwickelten Regelungskonzepte untereinander und der Ergebnissen aus bereits erhältlichen Atemtherapiesystemen wird Testszenario 1 so entworfen, um die Vorgaben gemäß der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi im GKV-Hilfsmittelverzeichnis zu erfüllen. Das bedeutet, dass das Atemmuster so eingestellt wird, dass sich ein Atemzugvolumen von 500 ml bei einer Frequenz von  $f = 20 \text{ bpm}$  ergibt. Der Patientenfluss folgt einem sinusförmigen Verlauf. Das Testszenario zeigt außerdem die Notwendigkeit der Parameteranpassung an den Patienten. Im Testszenario 1a wird der Patient nicht zuvor identifiziert und es werden MPR bzw. ILR und der Störgrößenbeobachter anhand der Standardparameter entworfen. Im Testszenario 1b werden dann mittels der Delta-Methode die Parameter des Patienten identifiziert und die Regelungen patienten-individuell entworfen.

Bei den Testszenarien 2-4 wird das Atemmuster einer natürlichen Atmung mit einem Atemzugvolumen von 500 ml und einer Frequenz von 15 bpm nachempfunden.

**Testszenario 2** Testszenario 2 zeigt die Notwendigkeit der Parameteranpassung an einen natürlich atmenden Patienten bei konstantem Atemzugvolumen und bei konstanter Frequenz. Im Testszenario 2a wird der Patient nicht zuvor identifiziert und es werden MPR bzw. ILR und der Störgrößenbeobachter anhand der Standardparameter entworfen. Im Testszenario 2b werden dann mittels der Delta-Methode die Parameter des Patienten identifiziert und die Regelungen patienten-individuell entworfen.

**Testszenario 3** Im Testszenario 3 wird das Verhalten des Regelfehlers bei variierendem Atemzugvolumen und variierender Atemfrequenz überprüft. Die Atmung des Patienten kann sich während der Nacht aufgrund der verschiedenen Schlafphasen und der variierenden Bedürfnisse ändern. Das Atemzugvolumen variiert im Bereich von  $500 \pm 50$  ml – die Dauer eines Atemzyklus variiert im Bereich von  $4 \pm 0,25$  s, was einer Atemfrequenz  $f$  im Bereich von  $14 < f < 16$  bpm entspricht.

**Testszenario 4** Im 4. Testszenario wird zusätzlich zur variierenden Atemfrequenz und variierendem Atemzugvolumen ein plötzlicher Anstieg des Atemzugvolumens auf ca. 1000 ml abgebildet. Kann trotz des eingestellten Therapiedruckes eine Apnoe nicht verhindert werden, könnte es zu einer Sauerstoffentsättigung und einer Zunahme des  $\text{CO}_2$ -Gehaltes im Blut führen. Die damit verbundene Aufweckreaktion erhöht die Atemanstrengung des Patienten, wodurch sich das Atemzugvolumen deutlich erhöhen konnte.

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der MPR und der ILR für die 4 Testszenarien aufgezeigt. Es werden die Druckverläufe der ersten drei Atemzyklen, der Verlauf der Druckdifferenz über 19 Atemzyklen, das Atemzugvolumen und die Periodendauer grafisch dargestellt. Der Solldruck ist mit einer durchgezogenen Linie und der gemessene, tiefpassgefilterte Maskendruck mit einer gestrichelten Linie in der zugehörigen Farbe symbolisiert. Der Maskendruck wird mit einem Tiefpassfilter 2. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 5 Hz gefiltert, um höherfrequente Rauschanteile zu entfernen. Die Grenzfrequenz von 5 Hz wird in der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi im GKV-Hilfsmittelverzeichnis zugelassen. Für die Angabe der Regelgüte wird Folgendes vereinbart: Es wird die Druckabweichung unter Verwendung des 5 Hz Filters bei  $i = 0$  und die mittlere Druckabweichung der restlichen 18 Atemzüge angegeben. Für das Testszenario 4 wird die Angabe der Druckabweichung bei  $i = 15$  unterteilt.

### 6.5.2.2 Ergebnisse der modellprädiktiven Regelung

Um den Vorteil der Einbeziehung der geschätzten Atemanstrengungen in das Regelgesetz über die Rückführung  $K_z$  zu zeigen, wird im Atemzyklus  $i = 0$  die Atemanstrengung nicht berücksichtigt. Das führt dann zu höheren Abweichungen. Wird für die nachfolgenden Atemzyklen die geschätzte Atemanstrengung berücksichtigt, sodass diese mit in die Prädiktion der Ausgangsgröße einfließt, kann die Druckabweichung reduziert werden. Es werden die Druckverläufe der ersten drei Atemzyklen (  $\text{---}$  )  $i = 0$  ohne Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung, (  $\text{---}$  )  $i = 1$  mit Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung, (  $\text{---}$  )  $i = 2$  mit Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung)

in den nachfolgenden Bildern dargestellt. Bei sinusförmiger Atmung reduziert sich die Druckabweichung bei Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung nicht bei  $i = 1$  auf die angegebene mittlere Druckabweichung, sondern erst bei  $i = 2$ . Da im Einschaltzeitpunkt der Berücksichtigung der Atemanstrengung ( $i = 1$ ) aufgrund der Atmungsform kein stationärer Zustand (Druckabweichung  $\neq 0$ ) vorherrscht, werden 2 Atemzüge mit Berücksichtigung der Atemanstrengung benötigt.

**Ergebnisse TestszENARIO 1** Bei sinusförmiger Atmung mit einer Frequenz von 20 bpm und einem Atemzugvolumen von 500 ml ergeben sich die in Bild 6.18 und 6.19 dargestellten Verläufe.

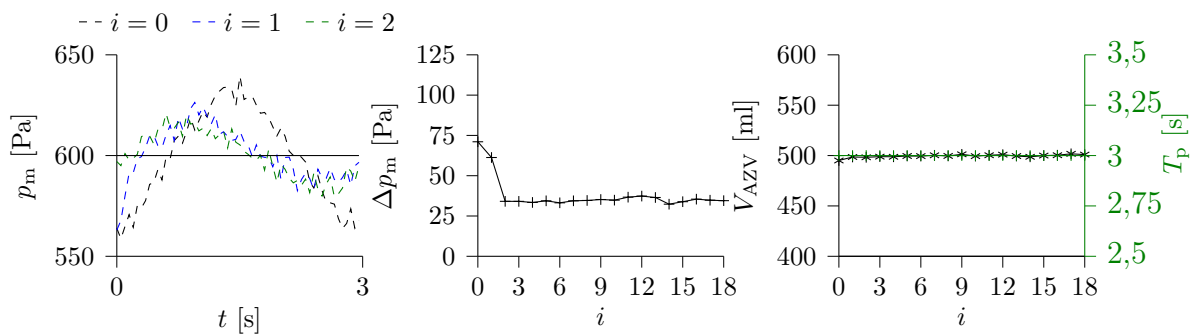


Bild 6.18: MPR-TestszENARIO 1a bei sinusförmiger Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

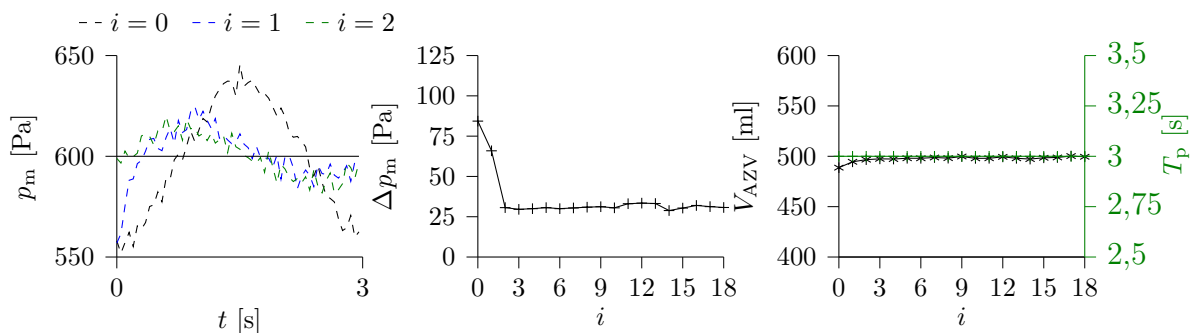


Bild 6.19: MPR-TestszENARIO 1b bei sinusförmiger Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Bei sinusförmiger Atmung kann die Regelabweichung von ca. 0,84 hPa auf 0,31 hPa mit Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung reduziert werden (TestszENARIO 1b, vgl. Bild 6.19). Würde die Regelung nicht an den Patienten angepasst werden, würde sich die Regelabweichung von 0,71 hPa auf 0,35 hPa reduzieren (TestszENARIO 1a, vgl. Bild 6.18). Der Vorteil der Anpassung an den Patienten ist hier sehr gering, da die Startwerte

der Regelung bereits nah bei den vorgegebenen Werten liegen. Die MPR zeigt robustes Regelverhalten. Ob bei  $i = 0$  die Druckabweichung ohne Anpassung an den Patienten bessere Ergebnisse liefert als mit Anpassung, ist von den dynamischen Eigenschaften des angenommenen Systems ( $R_l + 10\%$ ,  $C_l + 10\%$ ) abhängig. Die 10%-igen Abweichungen im Widerstand und der Compliance verlangsamt die Dynamik des Modells, wodurch beim ersten Entwurf der MPR die Reglerparameter  $K_x$  und  $K_u$  größeren Einfluss auf die Stellgröße nehmen. Wird die geschätzte Atemanstrengung berücksichtigt, verringert sich durch die Anpassung an den Patienten die mittlere Druckabweichung um 0,04 hPa – das entspricht einer Verbesserung von ca. 11% zum Ausgangswert (0,35 hPa).

**Ergebnisse Testszenario 2** Die Ergebnisse für einen natürlich atmenden Patienten sind in Bild 6.20 und 6.21 präsentiert.

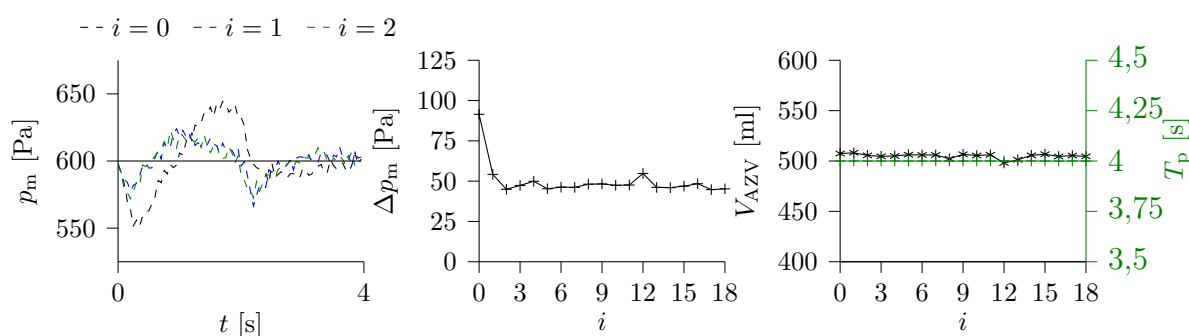


Bild 6.20: MPR-Testszenario 2a bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

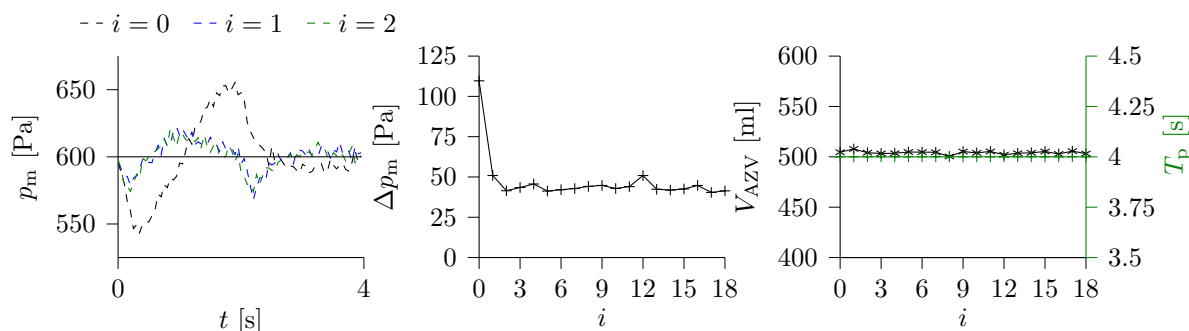


Bild 6.21: MPR-Testszenario 2b bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Dieser atmet bei einer Atemfrequenz von 15 bpm und einem Atemzugvolumen von 500 ml. Auch bei natürlicher Atmung zeigt die Regelung sehr gute Ergebnisse. Die unterlagerte Motorregelung trägt nicht nur zur Gerätesicherheit durch die Stromregelung bei, sondern kann

die geforderten Systemflüsse schnell und zuverlässig generieren. Das ist besonders wichtig für eine genaue Druckregelung. Mit Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung über den Störgrößenbeobachter, die aufgrund des linearisierten Modells mit einem Fehler behaftet ist, kann die Regelabweichung weiter reduziert werden. Wird die Regelung nicht an den Patienten angepasst, kann die Abweichung von 0,91 hPa auf 0,48 hPa reduziert werden (Testszenario 2a, vgl. Bild 6.20). Mit der Anpassung der Regelung an den Patienten wird die Abweichung von 1,10 hPa auf 0,44 hPa gesenkt (Testszenario 2b, vgl. Bild 6.21). Im Vergleich wird die Regelung um 0,04 hPa verbessert. Wie bereits im Testszenario 1 bei der sinusförmigen Atmung angedeutet, liegen die Startwerte zur Berechnung der Regelungsparameter nah an den vorgegebenen Werten, sodass eine Anpassung der Parameter nur eine geringfügige Verbesserung ergibt. Das spricht für die Robustheit des MPR-Ansatzes im hier vorgestellten Fall für einen Fehler von +10 % beim Atemwegswiderstand  $R_1$  und +10 % bei der Lungencompliance  $C_1$ .

Es kann keine Aussage darüber getroffen werden, inwieweit diese Werte akzeptabel sind oder nicht. Ein einheitlicher normativer Test, um auch Geräte untereinander zu vergleichen, ist der Test nach der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi im GKV-Hilfsmittelverzeichnis mit einer sinusförmigen Atmung des Patienten. Es werden zusätzlich weitere Testszenarien erstellt, um auch die Funktionsweise der MPR bei natürlich-atmenden Patienten zu zeigen. Eine Möglichkeit, um die Güte der entwickelten Regelung aufzuzeigen, wäre die Durchführung eines Vergleichstests mit anderen Geräten mit einer einheitlichen Testausrüstung, z. B. mit einem Lungensimulator. Eine praktische Untersuchung der entwickelten Regelungskonzepte mit einem Lungensimulator und der Vergleich zu existierenden Geräten wird in Kapitel 7 gezeigt.

**Ergebnisse Testszenario 3** Die Variation der Periodendauer und des Atemzugvolumen hat bei der MPR kaum Einfluss auf die Regelgüte. Es ergibt sich eine vergleichbare durchschnittliche Regelabweichung wie im Testszenario 2b. Die Regelabweichung kann von 1,12 hPa auf 0,43 hPa gesenkt werden. Die Ergebnisse sind in Bild 6.22 dargestellt.

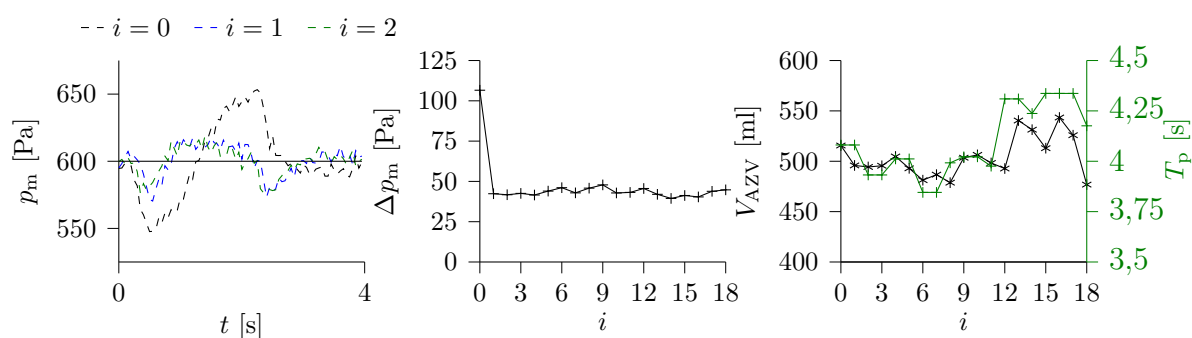


Bild 6.22: MPR-Testszenario 3 bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

**Ergebnisse Testszenario 4** Da die geschätzte Atemanstrengung direkt in die Berechnung der Stellgröße einfließt, kann der Regelfehler im Gegensatz zur ILR im gleichen Atemzyklus verringert werden – es wird keine Periode als Lernphase benötigt. Nachteilig bei der MPR ist, dass die Dynamik des geschlossenen Regelkreises durch Wahl der Entwurfsmatrizen und -horizonte fest vorgegeben ist. Die Folge ist, dass größere Störungen (= größere Atemanstrengungen = größeres Atemzugvolumen) zu größeren Regelabweichungen führen. Es werden durchschnittliche Regelabweichungen von 0,79 hPa bei doppeltem Atemzugvolumen erreicht, was einer Verschlechterung von ca. 0,36 hPa entspricht. Der Verlauf der Druckabweichung und des Atemzugvolumens bei variierender Atemfrequenz ist in Bild 6.23 dargestellt.

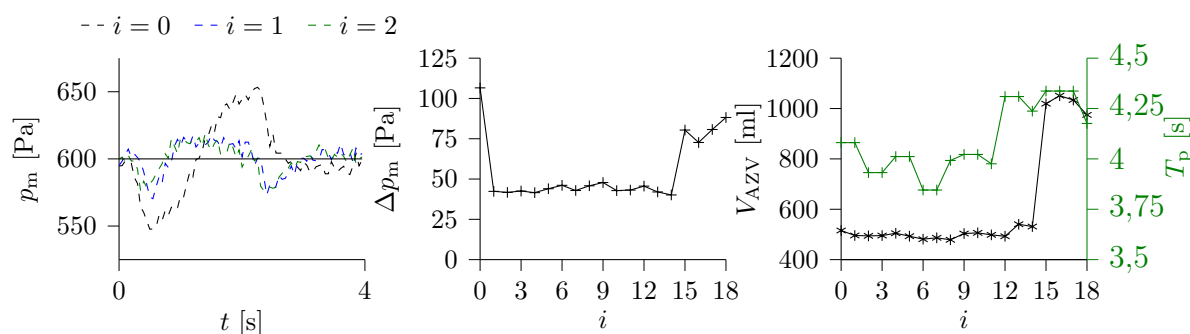


Bild 6.23: MPR-Testszenario 4 bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Alle 4 Testszenarien beweisen, dass die MPR in der Lage ist, auf die Bedürfnisse des Patienten zu reagieren, um somit die Regelabweichungen zu reduzieren. Die normativ geforderte Regelabweichung bei sinusförmiger Atmung von maximal 0,5 hPa kann mit 0,31 hPa eingehalten werden.

### 6.5.2.3 Ergebnisse der iterativ lernenden Regelung

Für die Untersuchung der entwickelten ILR werden ebenfalls die vier vorgestellten Testszenarien durchlaufen. Zusätzlich wird das Testszenario 3 aufgeteilt. Im Testszenario 3a wird das ILR-Gesetz über die ganze Atemperiode angewandt, wohingegen im Testszenario 3b ein Atemzug in die Inspirations- und die Expirationsphase getrennt wird und dadurch getrennte Fehlervektoren und Stellgrößenvektoren vorhanden sind (s. Abschnitt 6.4.3). Es werden die Druckverläufe vor Beginn der ersten Lernphase und der nächstens 2 Lernphasen (—)  $i = 0$  ILR aus, (—)  $i = 1$  nach der ersten Lernphase, (—)  $i = 2$  nach der zweiten Lernphase) dargestellt.

**Ergebnisse Testszenario 1** Für einen Vergleich wird ebenfalls das Regelungskonzept der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi unterzogen. Die Ergebnisse sind in Bild 6.24 und 6.25 dargestellt. Der Vorteil der Anpassung der Regelung an den Patienten ist hier minimal. Bei  $i = 0$  wird die Druckabweichung lediglich von 1,12 hPa (vgl. Bild 6.24) auf 1,10 hPa (vgl. Bild 6.25) gesenkt. Im weiteren Verlauf werden die Druckabweichungen fast gleichermaßen reduziert. Nach 3 – 5 Lernphasen wird die Druckabweichung auf die mittlere Druckabweichung reduziert. In beiden Fällen ( $a, b$ ) beträgt diese 0,13 hPa.

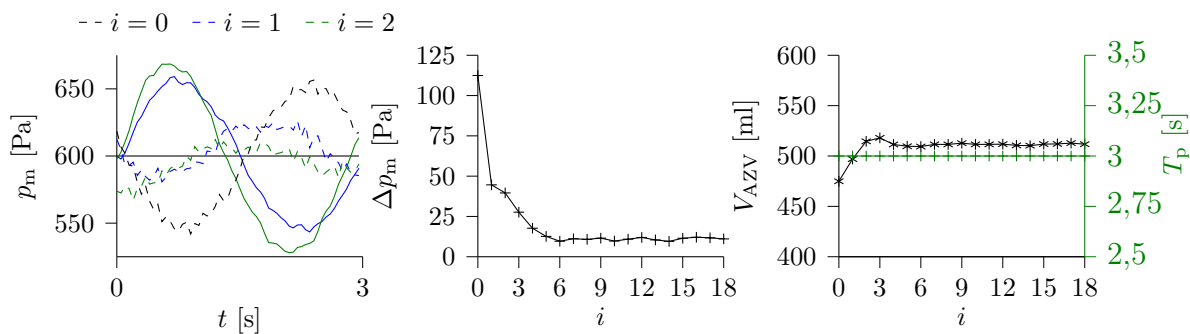


Bild 6.24: ILR-Testszenario 1a bei sinusförmiger Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

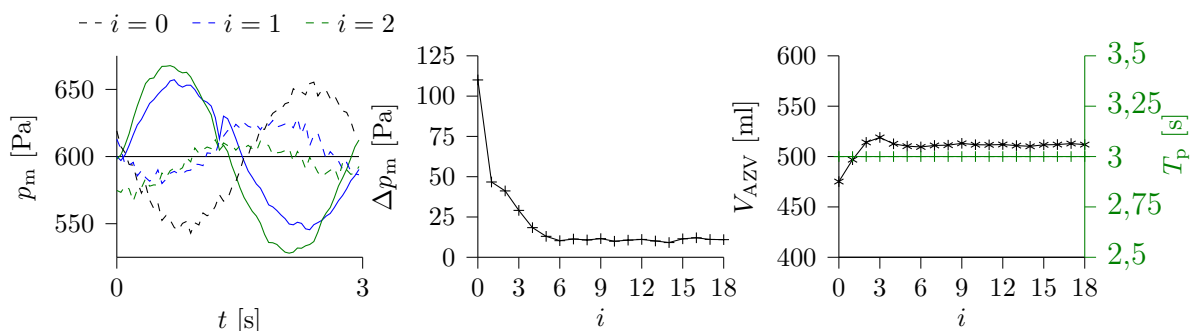


Bild 6.25: ILR-Testszenario 1b bei sinusförmiger Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

**Ergebnisse Testszenario 2** Die Ergebnisse des Testszenarios 2 für einen natürlich-atmenden Patienten sind in Bild 6.26 und 6.27 präsentiert. Es zeigt sich, dass eine

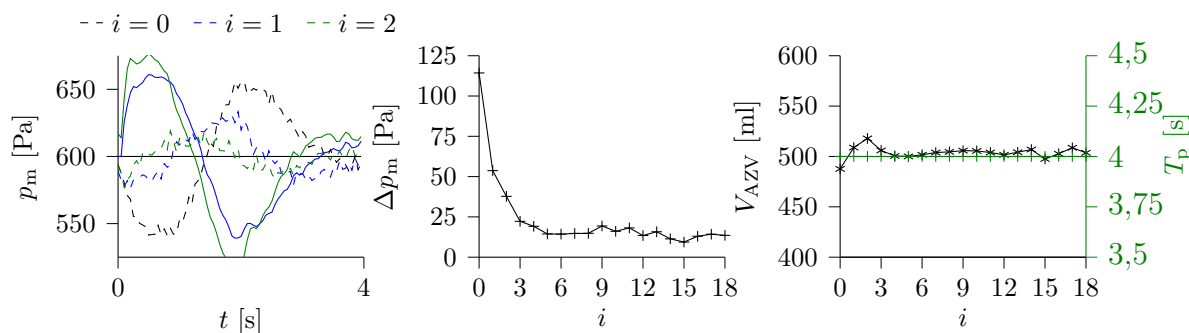


Bild 6.26: ILR-Testszenario 2a bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

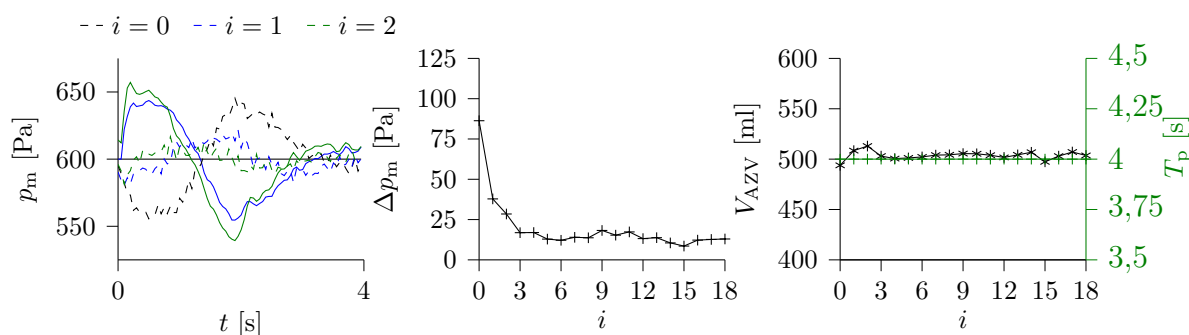


Bild 6.27: ILR-Testszenario 2b bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Anpassung der Reglerparameter an den Patienten die Druckabweichung deutlich reduzieren kann. Der Fehler kann so bereits von über 1,14 hPa (vgl. Bild 6.26) auf 0,86 hPa (vgl. Bild 6.27) gesenkt werden. Sobald nun die ILR die Druckabweichungen aus der vorherigen Periode lernt und über das inverse Prozessmodell den zukünftigen Stellgrößenvektor (neuer Referenzdruck) berechnet, sinkt die Druckabweichung in der Maske weiter. Bereits nach dem ersten Iterationsschritt  $i = 1$ , wenn die Regelung an den Patienten angepasst wird, kann die Druckabweichung auf 0,38 hPa reduziert werden. Aufgrund von Modellungenauigkeiten sind weitere Lernzyklen nötig, um den Regelfehler noch weiter zu reduzieren. Die Konvergenzgeschwindigkeit beträgt ca. 3 Iterationsschritte. Da auch in der Simulation die Messgrößen mit einem Rauschsignal überlagert werden, schwanken die Druckabweichungen von Iterations- zu Iterationsschritt. Im Durchschnitt beträgt die Regelabweichung ohne Anpassung Testszenario 2a an den Patienten 0,17 hPa. Mit Anpassung Testszenario 2b an den Patienten beträgt sie 0,15 hPa. Aufgrund der gewählten Startparameter für Widerstand  $R_1$  und Compliance  $C_1$  kann die ILR durch das Lernen auch im nicht angepassten Fall die

Druckabweichung auf das Niveau der Druckabweichung mit Anpassung reduzieren. Die ILR ist somit in der Lage, die durch die Atmung des Patienten entstehende Druckdifferenz deutlich zu reduzieren.

**Ergebnisse Testszenario 3** Mit dem dritten Testszenario wird überprüft, wie sich die Regelung bei variierendem Atemzugvolumen und Atemfrequenz verhält. Zudem wird bei der ILR überprüft, ob eine Trennung des Atemzyklus in Inspirations- und Expirationsphase mit getrennten Fehlervektoren und Stellgrößenvektoren zu besseren Ergebnissen führt. Die Ergebnisse sind in Bild 6.28 und 6.29 dargestellt. Bei der ILR über den kom-

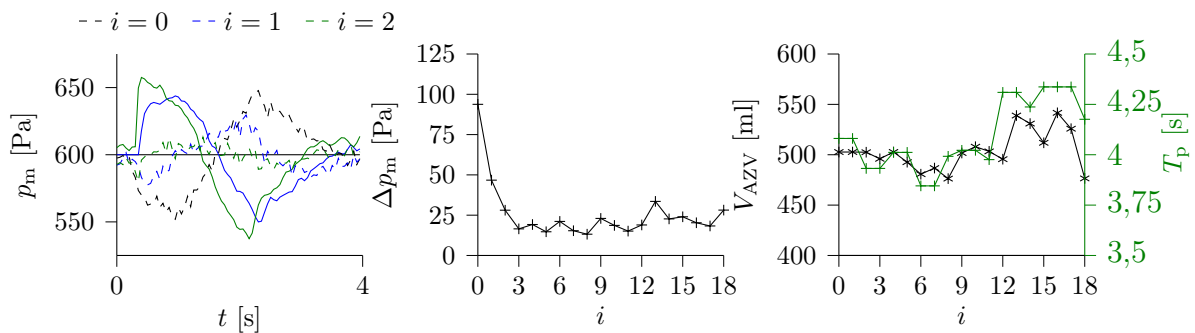


Bild 6.28: ILR-Testszenario 3a bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

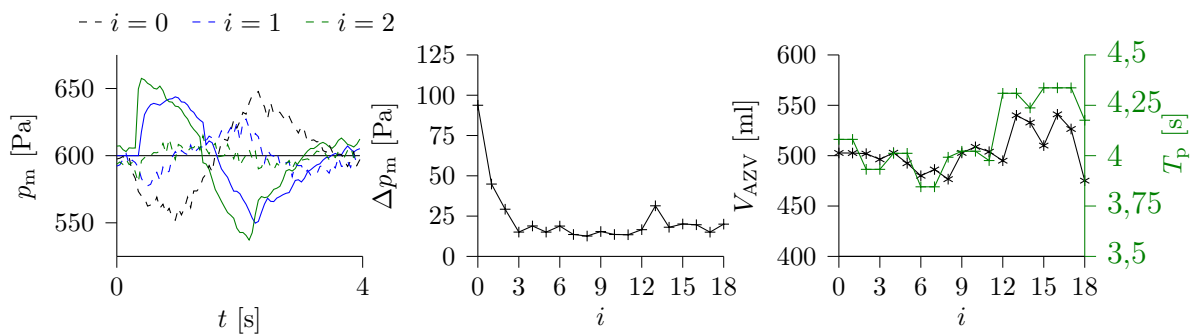


Bild 6.29: ILR-Testszenario 3b bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

pletten Atemzyklus beträgt die durchschnittliche Regelabweichung 0,21 hPa. Eine leichte Verbesserung der Regelgüte kann durch Aufteilung des Lerngesetzes in Inspirations- und Expirationsphase erreicht werden. Die durchschnittliche Druckdifferenz reduziert sich auf 0,18 hPa, was einer Verbesserung von 0,03 hPa (14,3%) entspricht. Im Vergleich zum Testszenario 2b, in dem Atemzugvolumen und Frequenz konstant bleiben, verschlechtert sich die Druckabweichung von 0,15 hPa auf 0,18 hPa.

In Bild 6.30 ist der Verlauf der Druckabweichungen über 19 Iterationsschritte mit und ohne Aufteilung dargestellt – die Verbesserungen sind erkennbar. Je größer die Schwankungen sind, desto größer ist der Effekt sichtbar.

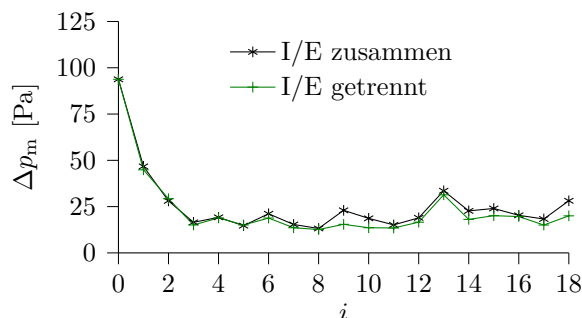


Bild 6.30: Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ : — ILR über kompletten Atemzyklus (Inspirations- und Expirationsphase zusammen), — Atemzyklus in Inspirations- und Expirationsphase getrennt

**Ergebnisse Testszenario 4** Bei Änderung des Atemzugvolumens um das Doppelte im Iterationsschritt 15, benötigt die ILR einen weiteren Iterationsschritt, um die entstehende Regelabweichung zu reduzieren. Beträgt diese im Iterationsschritt 15 ca. 0,82 hPa, kann sie bereits im Iterationsschritt 16 auf ca. 0,38 hPa gesenkt werden (s. Bild 6.31). Im Durchschnitt über die letzten drei Atemzüge liegt die Druckabweichung bei 0,37 hPa (0,45 hPa). Die ILR ist in der Lage die Regelabweichungen in der Maske unabhängig von

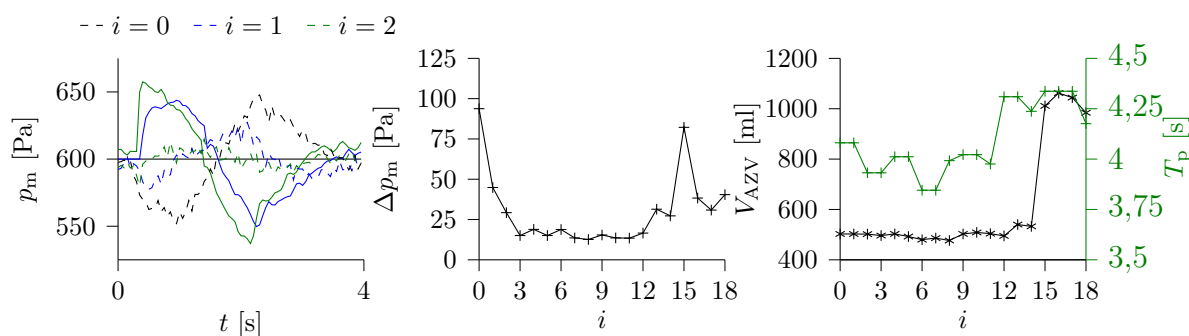


Bild 6.31: ILR-Testszenario 4 bei natürlicher Atmung: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

der Atemform (sinus, natürlich) und der Frequenz des Patienten zu reduzieren. Einzig die Lernmatrix beeinflusste die Konvergenzgeschwindigkeit und den Endwert des Fehlers. Durch das inverse Prozessmodell, welches als Lernmatrix verwendet wird, kann bereits nach einem Iterationsschritt die Druckabweichung erheblich gesenkt werden. In der Praxis kommen noch Limitierungen bei der Erzeugung des gewünschten Systemmassenflusses durch eine begrenzte Motordynamik und begrenzte Stromaufnahme hinzu, wodurch der Endwert des Fehlers vergrößert und auch die Konvergenzgeschwindigkeit verlangsamt wird.

### 6.5.3 Vergleich der Regelungskonzepte anhand der Simulationsergebnisse

Beide entwickelten patienten-individuellen Regelungskonzepte zeigen in den Simulationen, dass die geforderten maximalen Druckabweichungen eingehalten werden. Einflüsse durch Variationen der Atemfrequenz oder durch Variationen des Atemzugvolumens können durch die Regelungsansätze gemindert werden. Die Druckstabilität kann deutlich verbessert werden. Die Tabelle 6.1 fasst die Druckabweichungen in der Maske zusammen.

Tabelle 6.1: Ergebnisse der Druckstabilität der simulativen Untersuchung des MPR- und des ILR-Ansatzes bei 6 hPa Therapiedruck

TestszENARIO	Druckabweichung MPR-Ansatz [hPa]	Druckabweichung ILR-Ansatz [hPa]	Normativ gefordert [hPa]
1	0,31	0,15	$\leq 0,50$
2	0,43	0,16	-
3	0,43	0,20	-
4	0,79	0,37	-

Die Vor- und Nachteile der MPR und der ILR sind in den Simulationen zu erkennen. Der Vorteil der MPR im gleichen Atemzug auf die Änderungen im Atemmuster und der Atemanstrengung zu reagieren, hat den Nachteil, dass durch die Entwurfsmatrizen die Dynamik der Regelung vorgegeben wird und dadurch bei größeren Störungen auch größere Druckabweichungen entstehen. Die ILR hat den Nachteil, dass bei Veränderung der Störungen mindestens ein Atemzug erneut gelernt werden muss, wodurch sich die Druckabweichung zunächst erhöht. Wird die ILR erstmalig aktiviert ( $i = 0$ ), werden ca. 3 – 5 Lernphasen bis zur mittleren Druckabweichung benötigt – die MPR kann auch hier die Druckabweichung im gleichen Atemzug ( $i = 1$ ) reduzieren. Im direkten Vergleich zwischen MPR und ILR kann mit der ILR eine bessere Regelgüte erreicht werden. Die Druckabweichungen liegen zum Teil deutlich unterhalb der Druckabweichungen der MPR. Im TestszENARIO 1 sind es 0,16 hPa, im TestszENARIO 2 0,17 hPa und im TestszENARIO 3 0,23 hPa. Der größte Unterschied besteht im TestszENARIO 4 mit 0,42 hPa. Dieser Wert würde sich verkleinern, je mehr das Atemmuster und die Atemanstrengung von Atemzug zu Atemzug variieren würde. Dann wäre auch trotz der schlechteren Druckstabilität die MPR vorteilhafter.

# Kapitel 7

## Experimentelle Untersuchung der Regelungskonzepte

In den folgenden Abschnitten wird auf die Implementierung der Regelungskonzepte, die verwendete Hardware und Testausrüstung eingegangen. Die Funktionstests der Regelungsstrategien werden an einem professionellen Lungensimulator und an Testprobanden erprobt.

### 7.1 Praktische Aspekte der Implementierung

Für die Umsetzung der entwickelten Regelung steht ein aus der Serie angepasstes Beatmungs- und Atemtherapiegerät namens *LAVI* der HOFFRICHTER GmbH zur Verfügung. Die für die Regelung wichtigen Bestandteile sind ein Drucksensor zur Messung des Druckes  $p_{\text{Gerät}}$  im Gerät, ein barometrischer Drucksensor zur Messung des Umgebungsdruckes, ein Differenzdrucksensor zur Systemmassenflussmessung, ein bürstenloser Gleichstrommotor, ein Motortreiber DRV8301 mit zugehöriger Ansteuerelektronik über eine B6-Transistorbrückenschaltung und ein STM32F103VET6 Mikrocontroller. Bild 7.1 zeigt die verwendete kaskadierte Regelung, bestehend aus den vier Regelkreisen und die verwendeten Abtastzeiten.

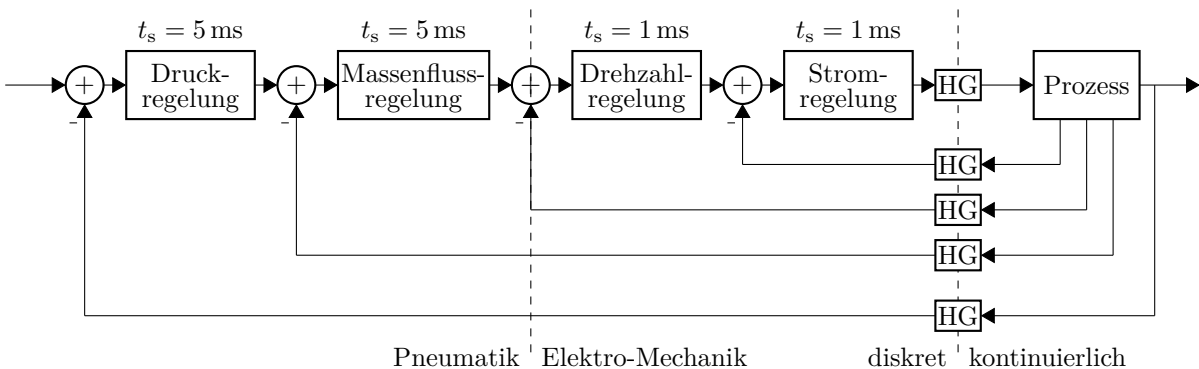


Bild 7.1: Übersicht der kaskadierten Regelung mit den zugehörigen Abtastzeiten  $t_s$

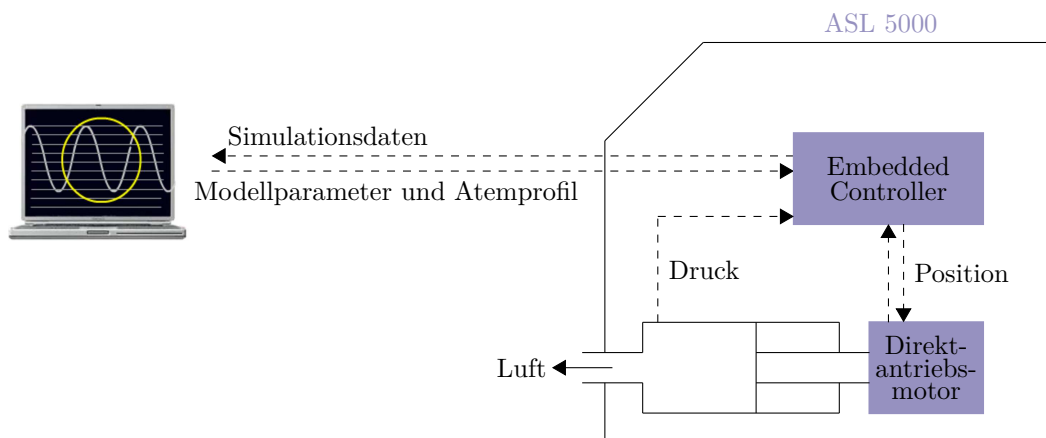
Als Grundlage für die Wahl der Abtastzeiten  $t_s$  der vier Regelkreise wird das Datenblatt des Differenzdrucksensors zur Massenflussbestimmung und die vorhandene Rechenleistung verwendet. Die Abtastzeit der digitalen Drehzahl- und Stromregelung des Motors wird aufgrund der vorhandenen Rechenleistung des Mikrocontrollers zu 1 ms gewählt. Eine Verringerung der Abtastzeit erhöht deutlich den Rechenaufwand und andere Aufgaben zur Therapiesteuerung und Messwerterfassung können nicht ausgeführt werden. Die Abtastzeit der Druckregelung und Systemmassenflussregelung wird auf 5 ms festgelegt, da das Messintervall des Differenzdrucksensors zur Systemmassenflussbestimmung 4,6 ms beträgt. Für die Berechnung der Druckabweichung werden ebenfalls die gemessenen Drucksignale mit einem Tiefpass 2. Ordnung mit der Grenzfrequenz 5 Hz gefiltert. Ohne Atemanstrengung ergibt sich daher eine Druckabweichung von 0,09 hPa, welche in der Größenordnung des Systemrauschens liegt.

Aufgrund der begrenzten Rechen- und Speicherkapazität des Mikrocontrollers werden der Stellhorizont  $n_c$  und der Prädiktionshorizont  $n_p$  der modellprädiktiven Regelung in der ersten prototypischen Umsetzung des Regelungskonzeptes reduziert. Um eine Entlastung des Mikrocontrollers zu erreichen, wird in Kapitel 8 eine mögliche Weiterentwicklung diskutiert. Beim Entwurf der Parameter der modellprädiktiven Regelung erhöht vor allem der Stellhorizont mit  $n_c = 100$  bei der Berechnung der Inversen den Rechenaufwand und überschreitet durch die Größe der Matrix die vorhandene Speicherkapazität des Mikrocontrollers. Für die Berechnung einer Inversen gibt es für Matrizen der Ordnung bis 4 mathematische Standardverfahren, die eine schnelle und zuverlässige Berechnung der Inversen auf dem vorhandenen Mikrocontroller ermöglichen. Für Matrizen der Ordnung 3 kann die Inverse unter Verwendung des Adjunkten-Verfahren mit wenigen Rechenschritten berechnet werden. Es wird daher der Stellhorizont auf  $n_c = 3$  reduziert. Auch durch den Prädiktionshorizont mit  $n_p = 300$  ist der vorhandene Speicher überschritten. Mehrere Untersuchungen am realen Prozess ergeben, dass ein Prädiktionshorizont von  $n_p = 15$  ausreichend ist, um die Idee der modellprädiktiven Regelung aufzuzeigen. Durch die Anpassung der Entwurfparameter  $\mathbf{R}_1$  auf den Wert  $1 \cdot 10^6$  auf der Hauptdiagonalen und  $\alpha$  auf den Wert 7 auf der Hauptdiagonalen können die Druckabweichungen für den geänderten Stell- und Prädiktionshorizont reduziert werden.

## 7.2 Praktische Untersuchung am Hardwaremodell

### 7.2.1 ASL 5000 Breathing Simulator

Der *ASL (Active Servo Lung) 5000 Breathing Simulator* ist ein professioneller Lungensimulator der Firma IngMar Medical [103]. Mit ihm ist es möglich, verschiedene neonatale und erwachsene Atemszenarien nachzubilden. Eine Besonderheit des *ASL 5000* ist die Fähigkeit spontan (aktiv) zu atmen. Änderungen in den Einstellungen (Lungenwiderstand, Lungencompliance, Atemfrequenz, Atemanstrengung, usw.) werden über eine grafische Benutzeroberfläche oder über Scripte angepasst. Aufbau und Funktionsübersicht ist in Bild 7.2 dargestellt. Die Vorrichtung basiert auf einem Kolben, der sich innerhalb eines Zylinders bewegt. Die Steuerung des Kolbens übernimmt ein Mikrocontroller, der geeignete Befehle

Bild 7.2: Aufbau und Funktionsübersicht des *ASL 5000*

in Echtzeit weiterleitet und verschiedene Messwerte zum Host-Rechner übermittelt, die für eine anschließende Auswertung herangezogen werden können. Eine wichtige Aufgabe des Host-Rechners ist die Initialisierung des Simulators zum Beginn einer jeden Simulation. Parameter, die für die Simulation benötigt werden, werden über eine grafische Benutzeroberfläche definiert und in Scripten zusammengefasst. Jedes Atemmuster kann dabei für eine bestimmte Anzahl an Atemzügen abgespielt werden. Für Echtzeitänderungen der Parameter während der Simulation steht ein zusätzliches Bedienfeld zur Verfügung. Für die Auswertung und Analyse der Simulation stehen mehr als 90 Parameter zur Auswahl, die auch in Echtzeit angezeigt werden. Alle Messwerte und Vorgaben werden separat gespeichert, exportiert und für eine spätere Auswertung in beliebigen tabellen-basierten Anwendungen herangezogen. Die Aufzeichnungsrate für Druck, Volumen, Fluss, u. a. beträgt 512 Hz.

Mit dem *ASL 5000* werden drei Patiententypen nachgebildet. Diese sind in Tabelle 7.1 zusammengefasst. Das Krankheitsbild COPD bezeichnet die chronisch-obstruktive Bronchitis

Tabelle 7.1: Patiententypen am *ASL 5000*

Patiententyp	$R_l$	$C_l$
Erwachsener	6 cmH <sub>2</sub> O/l/s = 0,588 Pa/ml/s	50 ml/cmH <sub>2</sub> O = 0,51 ml/Pa
Jugendlicher	15 cmH <sub>2</sub> O/l/s = 1,47 Pa/ml/s	40 ml/cmH <sub>2</sub> O = 0,408 ml/Pa
COPD	21 cmH <sub>2</sub> O/l/s = 2,058 Pa/ml/s	53 ml/cmH <sub>2</sub> O = 0,54 ml/Pa

mit oder ohne Lungenemphysem. Bei einem Lungenemphysem sind die Lungenbläschen (Alveolen), die für den Gasaustausch in der Lunge verantwortlich sind, zerstört oder überdehnt, wodurch die Ausatmung deutlich erschwert ist. Der COPD-Patient hat gegenüber einem gesunden Erwachsenen einen deutlich höheren Atemwegswiderstand. Die drei Patiententypen unterscheiden sich sowohl in den Eigenschaften der Lunge ( $R_l$ ,  $C_l$ ) als auch im Atemmuster und der Atemanstrengung. Für den normativen Test nach dem Hilfsmittelverzeichnis der gesetzlichen Krankenversicherungen wird das Atemmuster so angepasst, dass sich ein sinusförmiger Patientenfluss einstellt. Die Stärke der Atemanstrengung (Atemmuskulatur  $p_{\text{musk}}$ , beim ASL ist der Begriff „Insp. Muscle Pressure“ bzw. „Exp.

Muscle Pressure“ für die inspiratorische bzw. expiratorische Atemarbeit zu finden) wird so gewählt, dass sich ein Atemzugvolumen von 500 ml ergibt. In Bild 7.3 sind die sinusförmigen Atemmuster mit einer Atemfrequenz von 20 bpm dargestellt. Die Atemmuster für die natürlich-atmenden Patienten sind in Bild 7.4 für eine Atemperiode (skaliert auf 100%) dargestellt. Die zeitlichen Abschnitte ergeben sich anhand der vorgegeben Atemfrequenzen (Periodendauern).

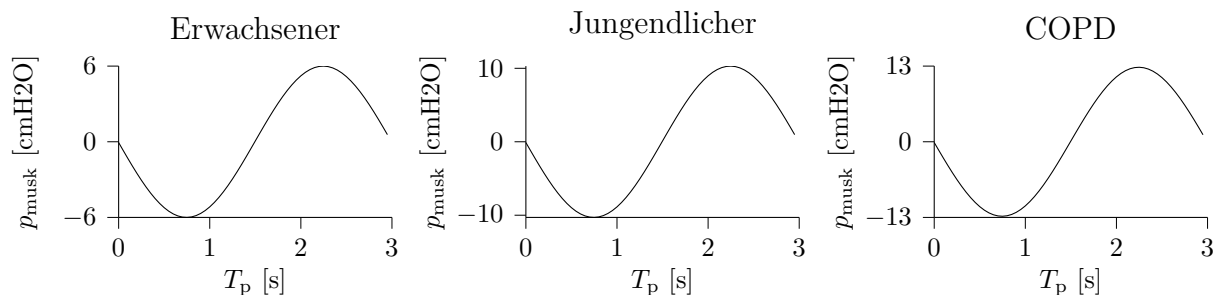


Bild 7.3: Atemmuster der imitierten Patienten für sinusförmige Atmung

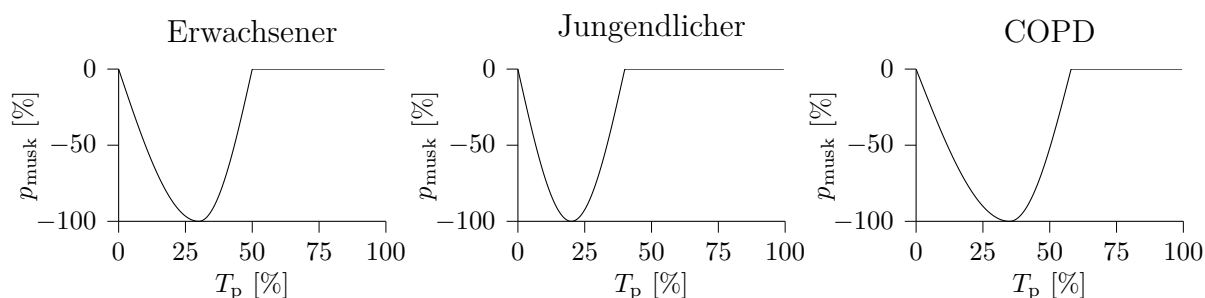


Bild 7.4: Atemmuster der imitierten Patienten für natürliche Atmung

Der Unterschied zwischen den sinusförmigen und den natürlichen Atemmustern liegt in der Aktivität der Expiration. Diese ist bei sinusförmiger Atmung aktiv ( $p_{\text{musk}} > 0$ , vgl. Bild 7.3) und bei natürlicher Atmung bedingt durch die elastischen Rückstellkräfte passiv ( $p_{\text{musk}} \not> 0$ , vgl. Bild 7.4). Bei den natürlichen Atemmustern besteht der Unterschied in der Dauer bis zur maximalen inspiratorischen Atemarbeit. Für den Erwachsenen liegt diese bei 30 %, für den Jugendlichen bei 20 % und für den COPD-Patienten bei 35 % der Periodendauer  $T_p$  (vgl. Bild 7.4 bei  $p_{\text{musk}} = -100$  %). Die Stärke der inspiratorischen Atemarbeit wird in Abhängigkeit der gewählten Atemfrequenzen so eingestellt, dass sich ein Atemzugvolumen von 500 ml ergibt. Es kann im Vorfeld davon ausgegangen werden, dass die Regelabweichungen bei natürlicher Atmung größer sein werden.

### 7.2.2 Aufbau der Testumgebung

Das Atemtherapiegerät wird mit einem Therapieschlauch und dem Ausatemventil mit dem *ASL 5000* verbunden (s. Bild B.1 Anhang B.1). Am *ASL 5000* werden insgesamt neun verschiedene natürliche und drei verschiedene sinusförmige Atemszenarien durch textbasierte Anweisungen hinterlegt und anschließend abgespielt. Die sinusförmige Atmung mit einer Frequenz von 20 bpm wird bei den Therapiedrücken 4, 10, und 15 hPa getestet. Die Wahl von 20 bpm stellt den in der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi definierten Bereich den größtmöglichen Störeinfluss auf die Regelung dar. Bei niedrigeren Frequenzen (15 bpm oder 10 bpm) ist der Einfluss der Atmung durch die längere Periodendauer geringer, was zu besseren Regelungsergebnissen führt. Bei diesen Tests ist die Atemfrequenz und das Atemzugvolumen konstant. Als Testprozedur für natürliche Atemmuster wird das bereits in der Simulation vorgestellte Testszenario 4 verwendet, um die Regelungsstrategien bei Variation der Atemfrequenz und des Atemzugvolumens zu erproben. Es werden ebenfalls die Therapiedrücke 4, 10, und 15 hPa gewählt. Höhere Therapiedrücke als 15 hPa werden in der Praxis selten benutzt. Für sehr schwer erkrankte Patienten werden dann Bilevel-Geräte eingesetzt, die in der Inspirationsphase einen höheren Druck als in der Expirationsphase erzeugen und so den Patienten noch mehr unterstützen. Die Tabelle 7.2 fasst alle Atemszenarien zusammen, die sowohl mit der ILR als auch mit der MPR getestet werden.

Tabelle 7.2: Verschiedene Atemszenarien für den Test der Regelungsstrategien

Name des Atemmusters	Atemfrequenz [bpm]
Erwachsener, sinusförmig	20
Jugendlicher, sinusförmig	20
COPD, sinusförmig	20
Erwachsener, natürlich	$10 \pm 1$
Erwachsener, natürlich	$15 \pm 1$
Erwachsener, natürlich	$20 \pm 1$
Jugendlicher, natürlich	$10 \pm 1$
Jugendlicher, natürlich	$15 \pm 1$
Jugendlicher, natürlich	$20 \pm 1$
COPD, natürlich	$10 \pm 1$
COPD, natürlich	$15 \pm 1$
COPD, natürlich	$20 \pm 1$

Für einen Vergleich zwischen den Regelungsansätzen wird folgender Testablauf vereinbart:

1. Start des ASL 5000 und Start der Therapie am Gerät
  2. Anpassungsphase zur Bestimmung des Leckageflusses und des Patientenflusses
  3. Durchführung der Identifikation über Delta-Methode
  4. Anpassung und Neuberechnung des Modells, der Reglerparameter und der Beobachterparameter
- |  |  |
|--|--|
| <ol style="list-style-type: none"> <li>5. bei sinusförmiger Atmung           <ol style="list-style-type: none"> <li>(a) 1. Atemzug (<math>i = 0</math>) ohne ILR bzw. ohne Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung</li> <li>(b) danach 18 Atemzüge mit ILR bzw. mit Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung</li> </ol> </li> </ol> | <ol style="list-style-type: none"> <li>6. bei natürlicher Atmung           <ol style="list-style-type: none"> <li>(a) 1. Atemzug (<math>i = 0</math>) ohne ILR bzw. ohne Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung</li> <li>(b) danach 14 Atemzüge mit ILR bzw. mit Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung</li> <li>(c) im 16. (<math>i = 15</math>) Atemzug Verdopplung des Atemzugvolumens</li> <li>(d) Messung über weitere drei Atemzüge</li> </ol> </li> </ol> |
|--|--|

Für die Auswertung der Messdaten werden diese durch die *ASL 5000* Software aufgezeichnet und anschließend in lesbare csv-Dateien exportiert. Diese Dateien werden dann mit MATLAB eingelesen und die Druckabweichungen berechnet. Da im Gegensatz zu der Simulation in MATLAB Simulink der Lungendruck  $p_1$  nicht bekannt ist, wird er über den Störgrößenbeobachter geschätzt. Bild 7.5 zeigt, dass dies möglich ist und eine Anpassung an den Patienten für eine bessere Schätzung zwingend erforderlich ist.

Es werden Regler und Beobachter mit den Standardwerten aus der Literatur ( $R_1 = 0,588 \text{ Pa/ml/s}$ ,  $C_1 = 0,51 \text{ ml/Pa}$ ) parametrieren und nach wenigen Atemzügen durch den identifizierten Atemwegswiderstand und die identifizierte Lungencompliance aktualisiert. Für einen Vergleich steht im *ASL 5000* der Messwert „Trachealdruck“ als Äquivalenz zum Lungendruck  $p_1$  bzw. intrapulmonalen Druck und das Volumen des Kolbens (Kolbenbewegung führt auf Volumenänderung) zur Verfügung, woraus die Volumenänderung als Atemanstrengung abgeleitet werden kann. In Bild 7.5 links sind die Verläufe von gemessenem Lungendruck (—) und geschätztem Lungendruck (—) bzw. gemessener Atemanstrengung (—) und geschätzter Atemanstrengungen (—) vor der Anpassung dargestellt. Der am *ASL 5000* nachgebildete Patient entspricht dem COPD-Patient. Dadurch ist der Standardwert des Atemwegswiderstandes deutlich geringer als der des COPD-Patienten, wodurch eine deutliche Verschiebung und eine falsche Verstärkung in den Signalen erkennbar ist. In Bild 7.5 rechts werden Regler und Beobachter an den identifizierten Patienten

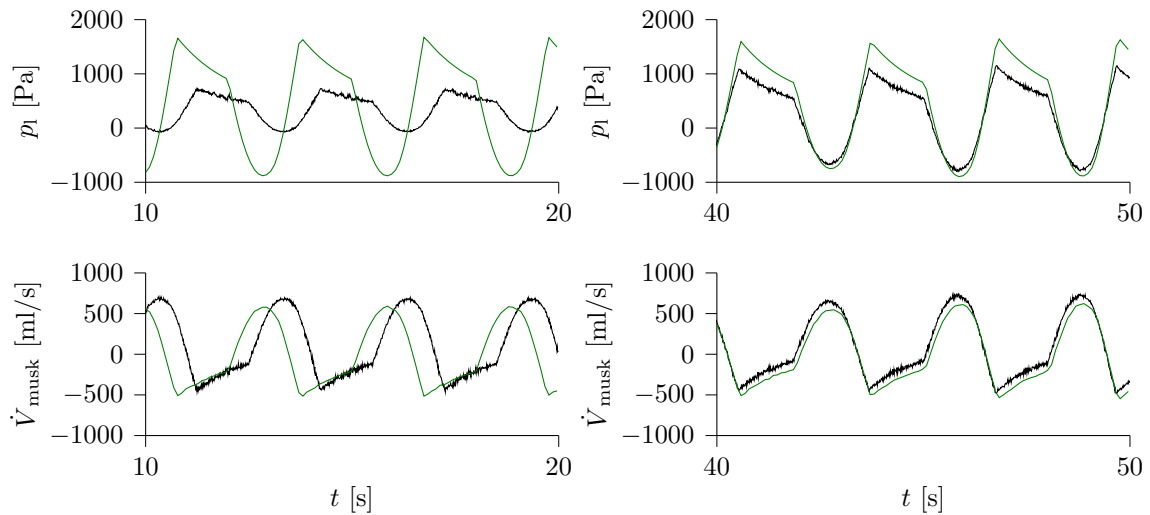


Bild 7.5: Vergleich der geschätzten Verläufe für Lungendruck  $p_1$  und Atemanstrengung  $\dot{V}_{\text{musk}}$ : links – vor Anpassung an den Patienten, rechts – nach Anpassung an den Patienten, — geschätzt durch Beobachter, — Messwert vom ASL 5000

angepasst. Der Verlauf des geschätzten Lungendruckes und der geschätzten Atemanstrengung ähneln den vorgegebenen Verläufen. Die Verschiebung zwischen den Signalen ist gering und kann vernachlässigt werden. In der Atemanstrengung ist lediglich ein konstanter Offset vorhanden – im Lungendruck existierten größere Abweichungen in der Expirationsphase (Lungendruck  $p_1 > 0$ ), was auf die Linearisierung und Parameterungenauigkeiten zurückgeführt werden kann.

## 7.2.3 Regelungsergebnisse

### 7.2.3.1 Ergebnisse zur Überprüfung der Anforderungen

Die gestellten Anforderungen aus Abschnitt 6.2.6 bezüglich der Einschwingzeit und der Rauschintensität des Stellsignals (Motorspannung) werden untersucht. Am Lungensimulator wird diesbezüglich der Patient „Jugendlicher“ eingestellt, jedoch mit der Ausnahme, dass die Atemanstrengung  $p_{\text{musk}}$  zu null gesetzt wird (passiver Patient). In Bild 7.6 ist die Rauschintensität bei einem Therapiedruck von 10 hPa dargestellt. Die erlaubten Grenzen ( $520 \text{ mV} = \pm 260 \text{ mV}$ ) sind durch die Achsenbeschriftung gekennzeichnet. Bei beiden Regelungskonzepten liegt das Rauschen innerhalb des erlaubten Bereiches.

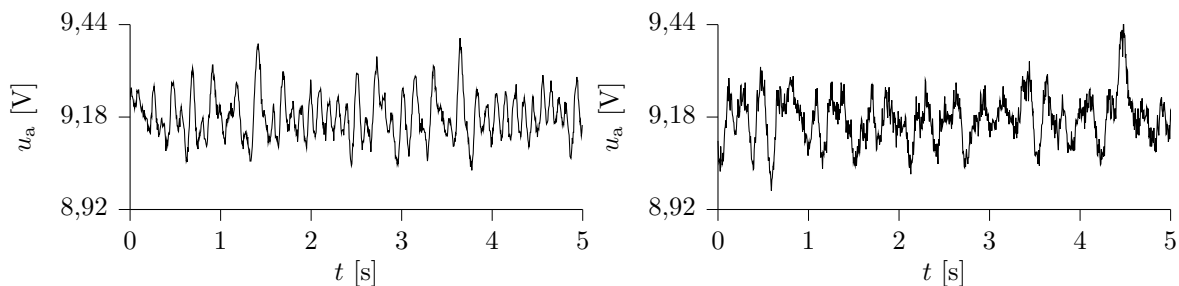


Bild 7.6: Rauschintensität der Motorspannung  $u_a$ : links – MPR, rechts – ILR

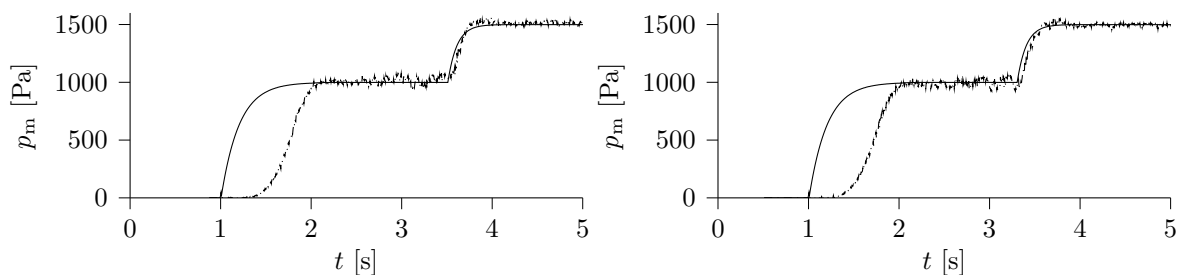


Bild 7.7: Druckverläufe  $p_m$  zum Start der Therapie und bei Wechsel des Therapiedruckes: links – MPR, rechts – ILR, — Solldruck, - - Istdruck

Für die Überprüfung der Einschwingzeit wird zum einen der Start der Therapie auf einen Druck von 10 hPa und zum anderen ein Druckwechsel bei laufender Therapie von 10 auf 15 hPa untersucht. Die Ergebnisse sind in Bild 7.7 dargestellt. Mit dem gefilterten Führungssprung kann ein sanfter Start der Therapie erreicht werden, welcher innerhalb von ca. 1 s abgeschlossen ist. Ein Druckwechsel kann in einer deutlich schnelleren Zeit ( $< 0,5 \text{ s}$ ) vollzogen werden.

### 7.2.3.2 Ergebnisse bei sinusförmiger Atmung

Am Lungensimulator werden die Szenarien für sinusförmige Atmung eingestellt und die Therapie mit den gegebenen Therapiedrücken gestartet. Nach einer Anpassungsphase mit anschließender Identifikation der Lungenparameter und Anpassung der Regelungskonzepte, werden mindestens 20 Atemzüge aufgezeichnet, von denen 19 zur Bewertung herangezogen werden. Die Verläufe für Maskendruck, Druckdifferenz, Atemzugvolumen und Periodendauer sind beispielhaft für einen Erwachsenen bei Verwendung der MPR in Bild 7.8 und für einen Jugendlichen bei Verwendung der ILR in Bild 7.9 dargestellt. Nach dem jeweils ersten Atemzyklus ( $i = 1$ ) wird die Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung bzw. die ILR aktiviert. Dadurch, dass die Änderung nicht im stationären Zustand zugeschaltet wird, sondern durch Erkennung eines Inspirationsversuches des Patienten, werden zwei Atemzüge bzw. zwei Iterationsschritte bis zum niedrigsten Wert der Druckabweichungen benötigt. Schwankungen um diesen Wert sind auf rauschbehaftete Messsignale zurückzuführen.

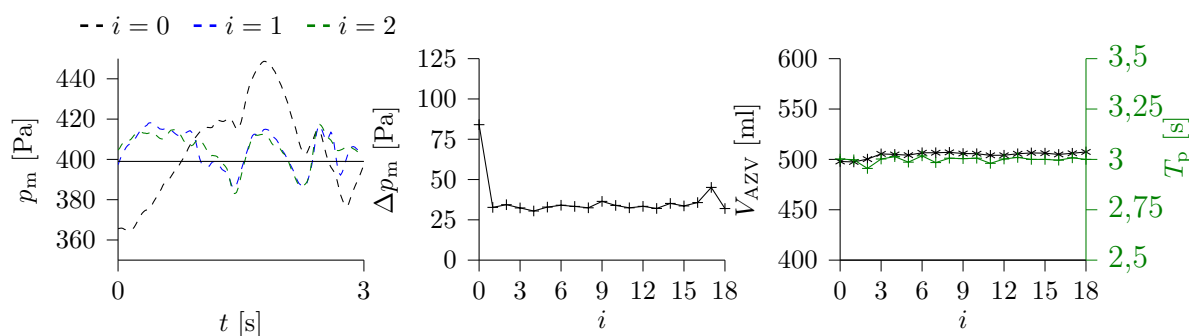


Bild 7.8: MPR-Test Erwachsener, sinusförmig: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Alle folgenden Angaben bezüglich der Druckabweichungen sind unter Verwendung des 5 Hz Tiefpassfilters angegeben. Die Druckabweichung in der Maske kann von anfänglich 0,79 hPa auf minimal 0,23 hPa gesenkt werden. Im Durchschnitt beträgt die Druckabweichung 0,30 hPa. Für alle neun Testmessungen (drei Atemmuster für jeweils drei Therapiedrücke) werden folgende Werte gemittelt: Anfängliche Druckabweichung 0,72 hPa - mittlere Druckabweichung bei Berücksichtigung der Atemanstrengung 0,41 hPa. Der modellprädiktive Regelungsansatz ist in der Lage, bei einem normativen Test nach der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi die Druckabweichungen in der Maske deutlich unterhalb der Grenzwerte von 0,50 hPa bis 10 hPa bzw. 1,00 hPa über 10 hPa Therapiedruck zu halten. Auch die Anforderung einer maximalen Druckabweichung von 0,60 hPa des VdK-Fachverbands Schlafapnoe kann für die getesteten Therapiedrücke erfüllt werden. Die größte gemessene Druckabweichung betrug 0,59 hPa (s. Anhang B.2).

Bei der ILR wird nach dem 0. Iterationsschritt (entspricht der ersten Lernphase) der Referenzdruck über das Lerngesetz aktualisiert. Dadurch werden die Druckabweichungen in der Maske reduziert. Für den hier dargestellten Patienten können die Druckabweichungen von 0,72 hPa auf durchschnittlich 0,29 hPa gesenkt werden.

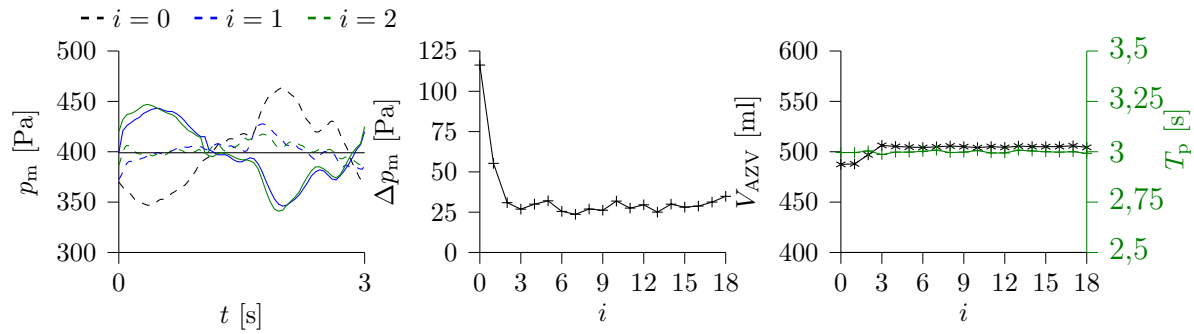


Bild 7.9: ILR-Test Jugendlicher, sinusförmig: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Der kleinste Wert für die Druckabweichung von 0,17 hPa kann im 4. Iterationsschritt erreicht werden. Auch der iterativ lernende Regelungsansatz überzeugt, wenn nach der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi getestet wird. Im Durchschnitt über alle neun Testmessungen kann die Druckabweichung von anfänglich 0,84 hPa auf 0,42 hPa gesenkt werden. Auch hier können die Anforderungen des VdK-Fachverbands Schlafapnoe für die getesteten Therapiedrücke erfüllt werden. Die größte gemessene Druckabweichung beträgt 0,52 hPa (s. B.3). Die Regelgüte zu Beginn (0. Iterationsschritt bzw. 0. Atemzyklus) ist vor allem abhängig von der Identifikation des Widerstandes  $R_1$ . Die Identifikation mit der Delta-Methode liefert folgende Werte für  $R_1$  und  $C_1$  bei sinusförmiger Atmung. Diese sind in Tabelle 7.3 und 7.4 dargestellt. Kleine Unterschiede zwischen den Regelungskonzepten bei gleichem Therapiedruck können auf das Messwerttrauschen zurückgeführt werden.

Tabelle 7.3: Ergebnisse der Identifikation bei sinusförmiger Atmung mit MPR -  $R_1$  [Pa/ml/s],  $C_1$  [ml/Pa]

Name des Atemmusters	Referenz		4 hPa		10 hPa		15 hPa	
	$R_1$	$C_1$	$R_1$	$C_1$	$R_1$	$C_1$	$R_1$	$C_1$
Erwachsener, sinusförmig	0,59	0,51	0,60	0,53	0,60	0,51	0,48	0,47
Jugendlicher, sinusförmig	1,47	0,41	1,47	0,40	1,11	0,30	1,31	0,30
COPD, sinusförmig	2,06	0,54	1,87	0,55	2,23	0,94	1,88	0,32

Tabelle 7.4: Ergebnisse der Identifikation bei sinusförmiger Atmung mit ILR -  $R_1$  [Pa/ml/s],  $C_1$  [ml/Pa]

Name des Atemmusters	Referenz		4 hPa		10 hPa		15 hPa	
	$R_1$	$C_1$	$R_1$	$C_1$	$R_1$	$C_1$	$R_1$	$C_1$
Erwachsener, sinusförmig	0,59	0,51	0,54	0,53	0,45	0,50	0,42	0,48
Jugendlicher, sinusförmig	1,47	0,41	1,36	0,41	1,39	0,47	1,89	0,36
COPD, sinusförmig	2,06	0,54	1,99	0,50	1,44	0,41	2,13	0,53

### 7.2.3.3 Ergebnisse bei natürlicher Atmung

Für den Test der Regelgüte der entwickelten Regelungsstrategien werden insgesamt 54 (3(Patienten) · 3(Frequenzen) · 3(Therapiedrücke) · 2(MPR, ILR)) Messungen nach dem obigen Schema durchgeführt. Für die MPR (s. Bild 7.10), als auch für die ILR (s. Bild 7.12) wird jeweils ein Beispiel herausgestellt und die Verläufe für Maskendruck, Druckdifferenz, Atemzugvolumen und Periodendauer dargestellt.

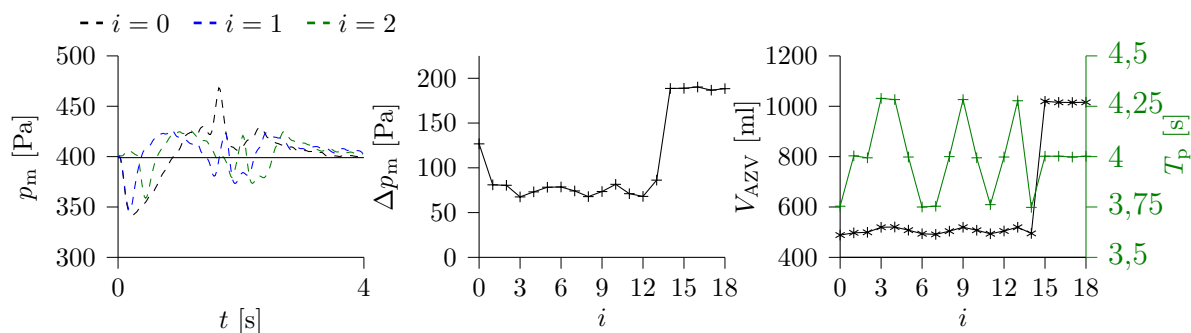


Bild 7.10: MPR-Test Jugendlicher, natürlich,  $15 \pm 1$  bpm: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Durch Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung im modellprädiktiven Regelungsansatz kann die Druckabweichung weiter gesenkt werden. Sowohl bei erwachsenen als auch bei jugendlichen Patienten kann beobachtet werden, dass aufgrund des geringen Atemwegswiderstands der Lungensimulator beim abrupten Übergang vom negativen Flussanstieg zum positiven Flussanstieg einen Druckstoß erzeugt, welcher den Druck in der Maske stark beeinflusst - erkennbar ist der Druckimpuls zum Zeitpunkt  $t = 1,8$  s in Bild 7.10 links. Der Wechsel vom negativen zum positiven Anstieg erfolgt beim Übergang der Inspiration zur passiven Expiration (vgl. Bild 7.4 - Erwachsener Patient bei 50% der Periodendauer). Dadurch kann die Regelabweichung nicht weiter gesenkt werden.

Wenn im 16. Atemzug ( $i = 15$ ) das Atemzugvolumen verdoppelt wird, erhöht sich die Regelabweichung deutlich (s. Bild 7.10). Je nachdem welcher Therapiedruck appliziert und welches Atemmuster verwendet wird, variiert die Regelabweichung. Grund dafür ist, dass bei niedrigen Therapiedrücken der Motor in der Expirationsphase an seine untere Ansteuergrenze stößt (Spannung kann nicht kleiner als 0 V werden) und der erzeugte Überdruck nicht mehr bzw. nicht schneller abgebaut werden kann. Für das gezeigte Beispiel kann die Regelabweichung von 1,23 hPa auf durchschnittlich 0,73 hPa gesenkt werden. Bei Verdoppelung des Atemzugvolumens erhöht sich die Druckabweichung auf 1,80 hPa. In Anhang B.4 sind die Druckabweichungen über alle 27 Szenarien dargestellt.

In jedem der durchgeführten Messungen werden die Lungenparameter über die Delta-Methode identifiziert. Die resultierende Druckdifferenz in der Maske ist abhängig von diesen Parametern. In Bild 7.11 sind die Perzentile bei 25% und 75% sowie das Minimum, das Maximum und der Mittelwert dargestellt. Der Mittelwert des Atemwegswiderstandes  $R_1$  liegt innerhalb des 25% und 75% Perzentils. Die Lungencompliance  $C_1$  wird unterschätzt.

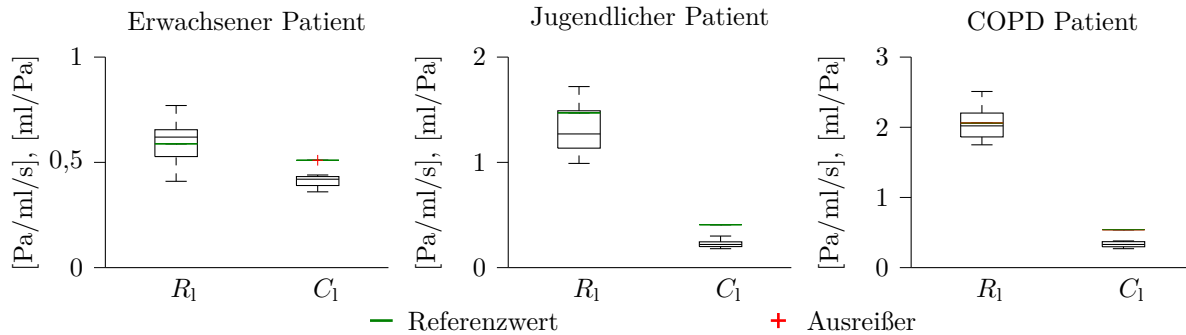


Bild 7.11: Statistische Auswertung der identifizierten Parameter bei der MPR

Die Ergebnisse der ILR sind in den folgenden Bildern dargestellt. In Bild 7.12 sind die Verläufe für Maskendruck, Druckdifferenz, Atemzugvolumen und Periodendauer für den COPD-Patienten mit einer Atemfrequenz von  $15 \text{ bpm}$  bei einem Therapiedruck von  $4 \text{ hPa}$  dargestellt. Die anfängliche Druckabweichung von  $1,30 \text{ hPa}$  kann auf durchschnittlich

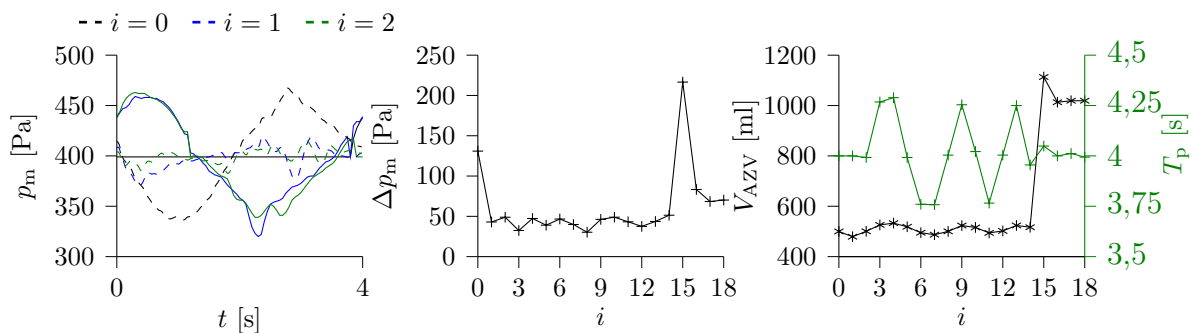


Bild 7.12: ILR-Test COPD-Patient, natürlich  $15 \pm 1 \text{ bpm}$ : links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

$0,41 \text{ hPa}$  bei einem Atemzugvolumen von  $500 \text{ ml}$  gesenkt werden. Bei Verdoppelung des Atemzugvolumens erhöht sich die Druckabweichung zunächst auf  $2,10 \text{ hPa}$ , kann dann aber wieder auf  $0,70 \text{ hPa}$  reduziert werden. In Anhang B.4 sind die Druckabweichungen über alle 27 Szenarien für die ILR dargestellt.

Beim Identifikationsvorgang werden ähnliche Ergebnisse wie bei der MPR erzielt. Im Mittel wird der Referenzwert für den Atemwegswiderstand innerhalb des ersten und des dritten Quartils (Perzentil 25% und 75%) identifiziert. Der Wert für die Lungencompliance wird im Mittel eher unterschätzt (vgl. Bild 7.13).

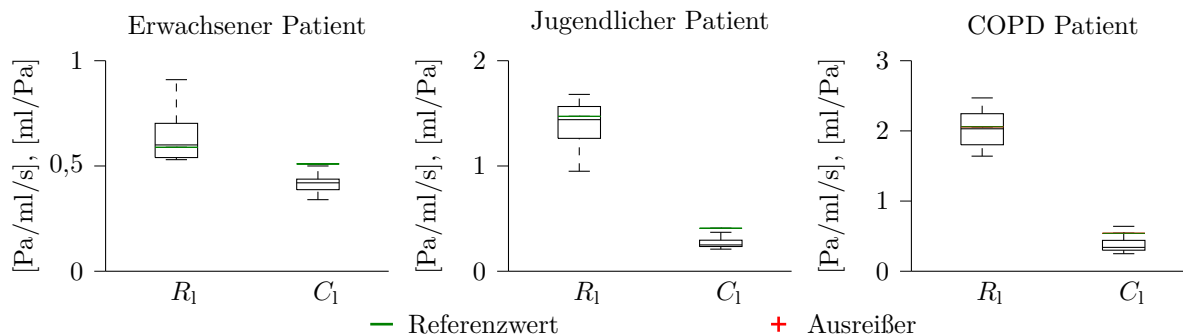


Bild 7.13: Statistische Auswertung der identifizierten Parameter bei der ILR

#### 7.2.3.4 Einfluss der Parameterschätzung auf die Druckabweichung

In diesem Abschnitt soll gezeigt werden, wie sich die Genauigkeit der Lungenparameterschätzung ( $R_1$ ,  $C_1$ ) auf die Druckabweichungen (Druckstabilität) in der Maske auswirken. Dazu wird ausgehend von dem COPD-Patienten ( $R_1 = 2,058$  Pa/ml/s,  $C_1 = 0,54$  ml/Pa) bei sinusförmiger Atmung mit einer Frequenz von 20 bpm die Druckabweichungen gemäß Testszenario 1a (s. 6.5.2.1) unter folgenden Gesichtspunkten bestimmt: Der Widerstand und die Compliance werden im Wechsel mit einer Abweichung von  $\pm 20\%$  zum Start der Therapie vorbelegt. Zudem wird keine Identifikation und Anpassung der Reglerparameter durchgeführt. In Bild 7.14 sind die Druckabweichungen (—) ohne Berücksichtigung der Atemanstrengung (MPR -links) und ohne Einfluss der ILR (ILR -rechts) für die verschiedenen Kombinationen aus  $R_1$  und  $C_1$  dargestellt. Im Vergleich dazu sind die Druckabweichungen (—) bei Berücksichtigung der Atemanstrengung (MPR - links) und mit ILR (ILR - rechts) angeordnet. Es können folgende Aussagen getroffen werden. Der MPR-Ansatz hat bei sinusförmiger Atmung grundsätzlich eine bessere Regelgüte als die ILR. Im Mittel über alle Kombinationen beträgt die Druckabweichung bei der MPR 0,61 hPa und bei der ILR 1,34 hPa. Wird jedoch die Atemanstrengung berücksichtigt und die ILR aktiviert, hat die ILR mit durchschnittlich 0,30 hPa eine bessere Regelgüte als die MPR mit 0,48 hPa. Der Unterschied zwischen der MPR und der ILR besteht in der Druckabweichung, wenn die geschätzten Lungenparameter nicht mit den am Lungensimulator eingestellten Parametern übereinstimmen. Die Schwankungen der Druckdifferenz vom Ausgangswert (MPR 0,59 hPa, ILR 1,50 hPa) ohne Berücksichtigung der Atemanstrengung und der ILR zu den gezeigten Kombinationen sind bei der MPR geringer als bei der ILR. Beim MPR-Ansatz ergibt sich die größte negative Abweichung von  $-0,08$  hPa ( $0,59 - 0,67$  hPa), wenn  $R_1$  und  $C_1$  mit je  $-20\%$  vorbelegt werden. Die größte positive Abweichung von  $0,07$  hPa ( $0,59 - 0,52$  hPa) ergibt sich, wenn  $R_1$  mit  $+20\%$  und  $C_1$  mit  $-20\%$  initialisiert werden. Die Abweichungen beim ILR-Ansatz sind deutlich größer. Die größte negative

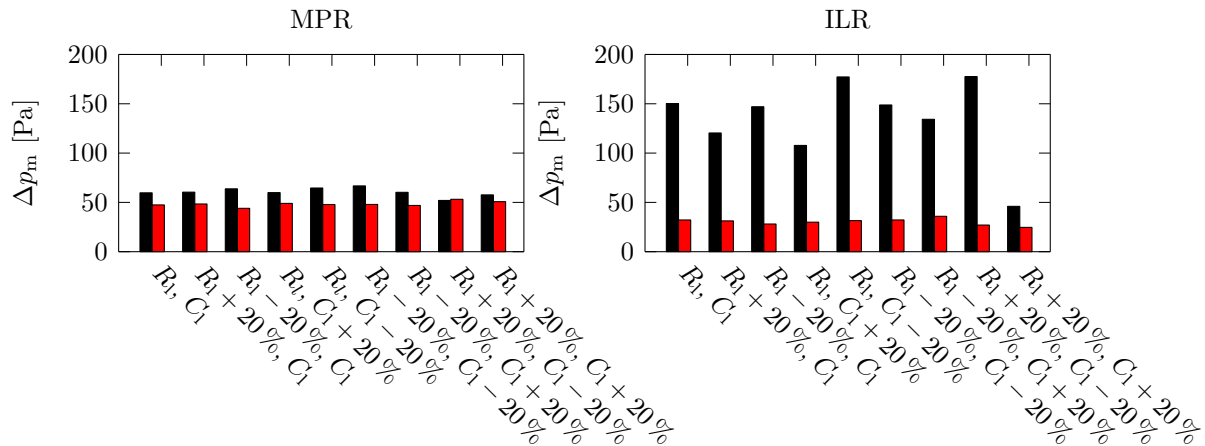


Bild 7.14: Einfluss der Parameterschätzung auf die Druckabweichung  $\Delta p_m$ , links – MPR, rechts – ILR, – zum Start, – mit Berücksichtigung der Atemanstrengung, mit ILR

Abweichung mit  $-0,27$  hPa ( $1,50 - 1,77$  hPa) entsteht mit  $C_1$  mit  $-20\%$  und einem übereinstimmenden  $R_1$ . Werden  $R_1$  und  $C_1$  mit je  $+20\%$  vorgelegt, ergibt sich die größte positive Abweichung von  $1,04$  hPa ( $1,50 - 0,46$  hPa), was zugleich die größte Verbesserung der Regelgüte für die untersuchten Kombinationen ist. Trotz der größeren Abweichungen kann die ILR durch den Lernvorgang die Druckabweichungen reduzieren. Die ILR kann die Druckabweichungen im Vergleich zur mittleren Druckabweichung ohne ILR von  $1,34$  hPa auf zwischen  $0,25$  hPa und  $0,36$  hPa reduzieren. Dieser Effekt ist bei der MPR aufgrund der besseren Regelgüte zu Beginn nicht so groß. Es kann die Druckabweichung im Vergleich zur mittleren Druckabweichung ohne Berücksichtigung der Atemanstrengung von  $0,61$  hPa auf einen Bereich von  $0,44$  hPa bis  $0,53$  hPa gesenkt werden. Die ILR hat gegenüber der MPR zudem den Vorteil, dass trotz der Abweichungen in den Parameterschätzungen die normative Anforderung (Druckabweichung von  $< 0,5$  hPa) immer erfüllt werden kann. Bei der MPR hingegen übersteigt die Druckabweichung im Fall von  $R_1 + 20\%$  und  $C_1 - 20\%$  mit  $0,53$  hPa die erlaubte Grenze um  $0,03$  hPa. Tabelle 7.5 fasst die Ergebnisse noch einmal zusammen.

Tabelle 7.5: Einfluss der Parameterschätzung auf die Druckgenauigkeit

	MPR	ILR
Durchschnittliche Druckabweichung	0,61 hPa	1,34 hPa
Durchschnittliche Druckabweichung mit Berücksichtigung der Atemanstrengung und der ILR	0,48 hPa	0,30 hPa
größte negative Abweichung	$-0,08$ hPa	$-0,27$ hPa
größte positive Abweichung	0,07 hPa	1,04 hPa

### 7.2.3.5 Ergebnisse im Vergleich zu existierenden Geräten

Um den Nutzen der entwickelten Regelungskonzepte weiter aufzuzeigen, wird die Druckstabilität mit dem Lungensimulator an drei Konkurrenzgeräten bestimmt. Es wird zum einen das sinusförmige Atemmuster (COPD-Patient) mit einer Atemfrequenz von 20 bpm (Testszenario 1) und das natürliche Atemmuster eines Jugendlichen mit einer Atemfrequenz von  $15 \pm 1$  bpm (Testszenario 4) bei einem Therapiedruck von 4 hPa und 10 hPa zur Bestimmung der Druckabweichungen verwendet. Zum Vergleich werden die Geräte *AirSense<sup>TM</sup> 10* vom Marktführer *ResMed* (Australien, USA), das *prisma25ST* von *LÖWENSTEIN medical* (Deutschland) und das *iBreeze 20A* von *Resvent Medical Technology Co., Ltd.* (China) verwendet. Die Ergebnisse sind in den Bildern 7.15 und 7.16 dargestellt. Die Tabellen 7.6

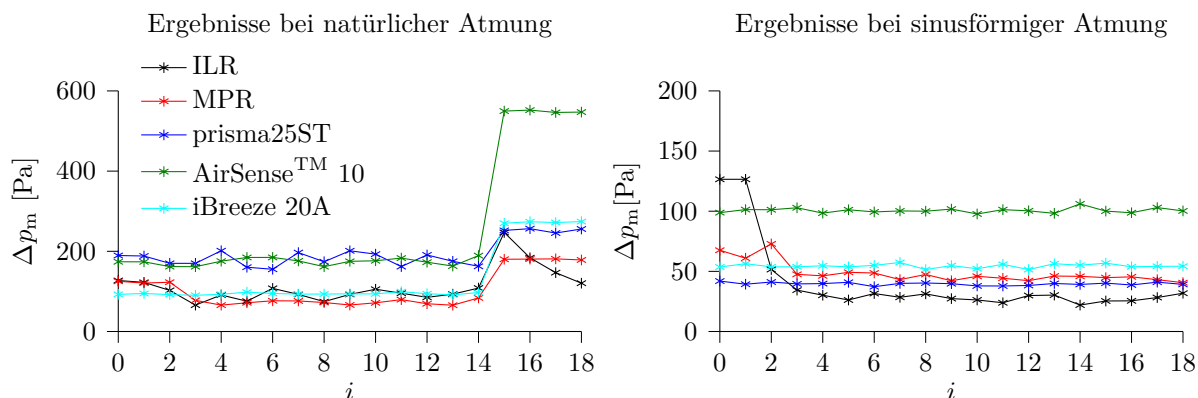


Bild 7.15: Vergleich der Druckabweichung  $\Delta p_m$  mit Konkurrenzgeräten bei  $p_m = 4$  hPa

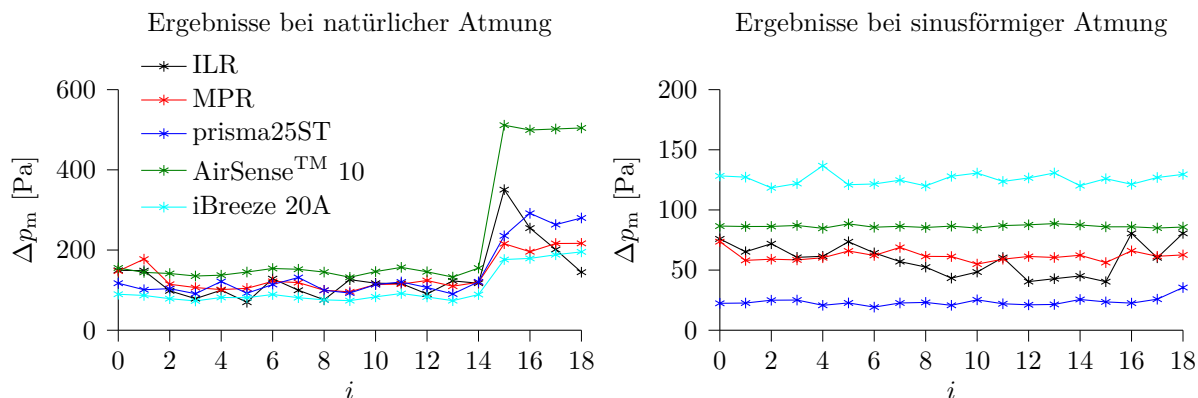


Bild 7.16: Vergleich der Druckabweichung  $\Delta p_m$  mit Konkurrenzgeräten bei einem Therapiedruck von  $p_m = 10$  hPa

und 7.7 fassen die Ergebnisse im Vergleich zu den entwickelten patienten-individuellen Regelungsansätzen zusammen. Bei Angabe der Druckabweichungen für das Testszenario 4 wird der Mittelwert für  $i = 1 \dots 14$  und für  $i = 15 \dots 18$  angegeben. Die zweiten Werte stehen in Klammern. Das *prisma25ST* hat bei sinusförmiger Atmung eine sehr gute Druckstabilität, welche bei einem Therapiedruck von 10 hPa sogar noch unterhalb der

Tabelle 7.6: Druckstabilität im Vergleich zu existierenden Geräten bei 4 hPa Therapiedruck

Gerät/Algorithmus	Druckabweichung bei sinusförmiger Atmung [hPa]	Druckabweichung bei natürlicher Atmung [hPa]
MPR-Ansatz	0,48	0,80 (1,80)
ILR-Ansatz	0,35	0,93 (1,33)
<i>AirSense<sup>TM</sup> 10</i>	1,01	1,74 (5,48)
<i>prisma25ST</i>	0,39	1,79 (2,52)
<i>iBreeze 20A</i>	0,54	0,94 (2,72)

Tabelle 7.7: Druckstabilität im Vergleich zu existierenden Geräten bei 10 hPa Therapiedruck

Gerät/Algorithmus	Druckabweichung bei sinusförmiger Atmung [hPa]	Druckabweichung bei natürlicher Atmung [hPa]
MPR-Ansatz	0,61	1,16 (2,11)
ILR-Ansatz	0,58	1,06 (1,73)
<i>AirSense<sup>TM</sup> 10</i>	0,86	1,45 (5,04)
<i>prisma25ST</i>	0,24	1,07 (2,68)
<i>iBreeze 20A</i>	1,25	0,82 (1,85)

Druckstabilität des ILR- und des MPR-Ansatzes liegt. Bei natürlicher Atmung ist die Regelgüte bei allen Geräten deutlich schlechter – vor allem dann, wenn die Testlunge das doppelte Atemzugvolumen einatmet. Das *iBreeze 20A* hat bei natürlicher Atmung von den drei existierenden Geräten am besten abgeschnitten – liegt im normativen Test jedoch außerhalb der Spezifikation von  $< 0,5$  hPa bzw.  $\leq 1,0$  hPa. Das *AirSense<sup>TM</sup> 10* erfüllt die normativen Anforderungen bei 4 hPa nicht und schneidet bei natürlicher Atmung mit doppeltem Atemzugvolumen am schlechtesten ab. Insgesamt zeigen die entwickelten Regelungsansätze deutliche Verbesserungen in den Druckabweichungen. Das Potential für patienten-individuelle Regelungskonzepten kann damit gezeigt werden.

## 7.3 Praktische Untersuchung am Patienten

### 7.3.1 Aufbau der Testumgebung

Für den Test der Regelungskonzepte am Patienten werden drei freiwillige Probanden gesucht. Zwei Entwicklungsingenieure der Fa. HOFFRICHTER und eine Person aus dem näheren Freundeskreis haben sich dazu bereiterklärt, an dem Therapiegerät zu amten. Es wird darauf hingewiesen, dass der Softwarestand ein reiner Entwicklungsstand ist – normative Messungen und Dokumente zur offiziellen Freigabe werden nicht erstellt. Weiterhin sind keinerlei Anträge bei der zuständigen Behörde gestellt, wodurch das Gerät mit diesem Softwarestand aufgrund der fehlenden Zulassung und Hilfsmittelnnummer an keinem Patient mit diagnostizierten OSAS betrieben werden darf. Der Test an den drei Probanden beruht auf Freiwilligkeit mit deren Einverständnis. Das Gerät wird mit einem Therapieschlauch und einer Atemmaske mit den Probanden verbunden.

Um den Druck in der Maske direkt zu messen, besitzen die meisten Atemtherapiemasken einen Druckabgriff. Mit einem zusätzlichen Messgerät kann der Druck aufgezeichnet und später zur Auswertung herangezogen werden. Für diesen Testaufbau wird ein zweiter Drucksensor auf dem vorhandenen Gerät installiert und die Werte über das bestehende Kommunikationsprotokoll direkt ausgelesen. Eine zusätzliche Schnittstelle sendet alle benötigten Daten über RS-232 an einen PC. Ein Aufzeichnungstool kann diese Daten grafisch darstellen und zur späteren Weiterverarbeitung als Textdatei abspeichern. Auch diese werden dann in MATLAB eingelesen und ausgewertet. Die Probanden sollen, während der Test läuft, ruhig und entspannt atmen. Nach wenigen Atemzügen, in denen Leckage und Patientenfluss vom Gerät erlernt und angepasst werden, werden die Lungenparameter des Probanden über die Delta-Methode geschätzt und das Regelungskonzept entsprechend aktualisiert. Zur Auswertung stehen verschiedene, vom Gerät gemessene und berechnete Kenngrößen zur Verfügung. Es soll ähnlich zu der bisherigen Auswertung auch das Atemzugvolumen und die Periodendauer dargestellt werden. Der Verlauf des Maskendruckes über drei Perioden und der Verlauf der Druckdifferenz über 19 Atemzüge, welche durch das externe Druckmessgerät gemessen wird, sind ebenfalls zu sehen.

### 7.3.2 Regelungsergebnisse

Bild 7.17 zeigt die Ergebnisse beim ersten Probanden bei Verwendung der modellprädiktiven Regelung. Im 15. Atemzug hat sich das Atemzugvolumen auf über 1000 ml verdoppelt.

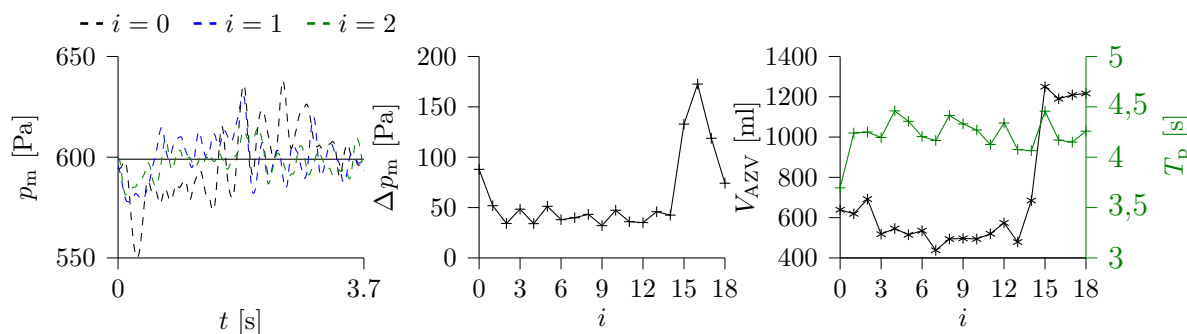


Bild 7.17: MPR-Test Proband 1: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Durch den damit verbundenen größeren Flussanstieg, erhöht sich die Regelabweichung in der Maske deutlich. In den nachfolgenden Atemzügen bleibt das Atemzugvolumen auf über 1000 ml, jedoch verringert sich der Anstieg zu Beginn der Inspiration. Folglich reduziert sich die Regelabweichung in der Maske. Mit Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung reduziert sich die Druckabweichung in der Maske von anfänglich 0,88 hPa auf durchschnittlich 0,41 hPa bei gleichbleibenden Atemzugvolumen. Mit Erhöhung des Atemzugvolumens auf das Doppelte erhöht sich die Regelabweichung auf maximal 1,72 hPa, welche in den darauffolgenden Atemzügen wieder gesenkt wird. Die Verringerung der Druckabweichung kann mit der Anpassung des Störgrößenbeobachters aufgrund des

größeren Fehlers oder durch Veränderung der Lungeneigenschaften begründet werden. Die identifizierten Werte für Atemwegwiderstand und Lungencompliance ähneln den eines Erwachsenen (vgl. Abschnitt 7.2.1).

Die Ergebnisse für Proband 2 und 3 sind in den Bilder 7.18 und 7.19 dargestellt.

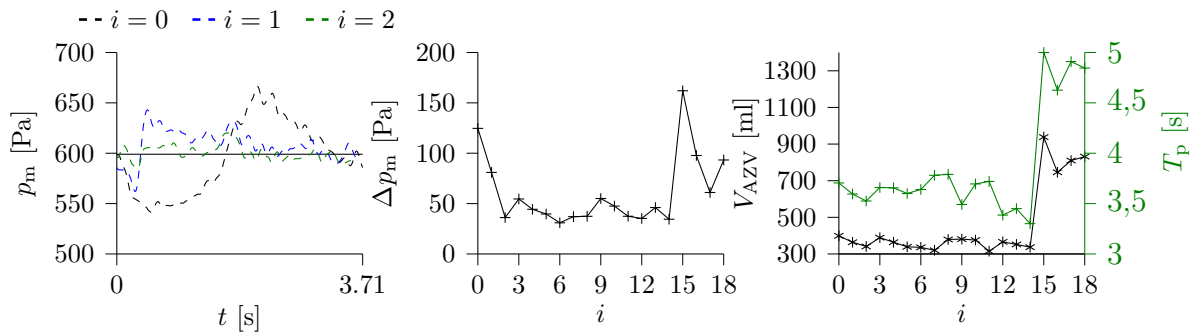


Bild 7.18: MPR-Test Proband 2: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

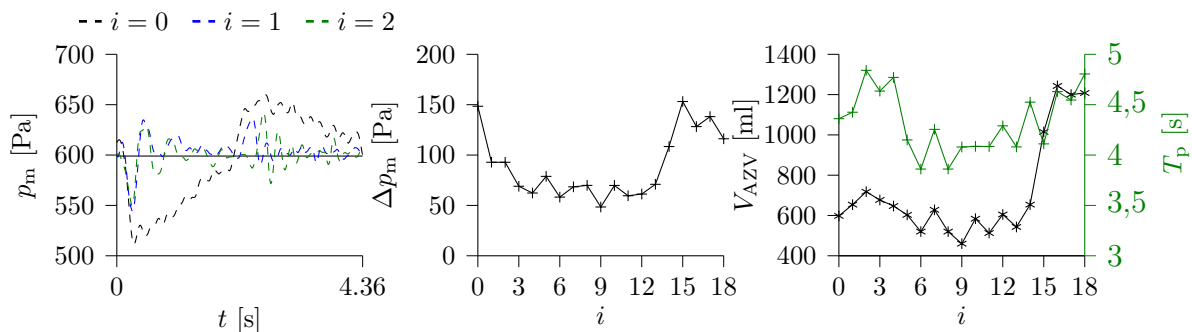


Bild 7.19: MPR-Test Proband 3: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Proband 2 hat im Ruhezustand ein Atemzugvolumen zwischen 300 und 400 ml. Durch Anpassung der Regelung an den Probanden und dessen Atemanstrengungen, kann die Druckabweichung von anfänglich 1,25 hPa auf durchschnittlich 0,44 hPa gesenkt werden. Im 15. Atemzug wird der Proband aufgefordert, seine Atembemühungen zu erhöhen, um ein höheres Atemzugvolumen zu erzielen. Das Atemzugvolumen erhöht sich so auf ca. 800 ml. Mit steigender Atembemühung verlängert sich auch die Atemperiode um fast 1,5 s. Durch den plötzlichen Anstieg der Atembemühungen erhöht sich auch die Regelabweichung in der Maske auf 1,62 hPa, welche in weiteren Atemzügen auf 0,84 hPa gesenkt wird. Die ermittelten Werte für Atemwegwiderstand und Lungencompliance entsprechen den Normwerten eines Erwachsenen.

Die Ergebnisse bei Proband 3 sind etwas schlechter. Das hängt mit den größeren Schwankungen im Atemzugvolumen und der Periodendauer zusammen. Auch der geschätzte Atemwegswiderstand liegt mit  $0,27 \text{ Pa/ml/s}$  fast 50% unterhalb der Vorgabe für einen Erwachsenen am *ASL 5000*. Trotzdem kann die Regelabweichung von  $1,48 \text{ hPa}$  auf durchschnittlich  $0,69 \text{ hPa}$  durch Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengungen gesenkt werden. Durch eine größere Atemanstrengung erhöht sich das Atemzugvolumen im 15. Atemzug auf über  $1000 \text{ ml}$ , wodurch der Regelfehler auf durchschnittlich  $1,40 \text{ hPa}$  ansteigt. Im zweiten Testdurchlauf wird die ILR als Regelungskonzept verwendet. Alle Probanden sollen möglichst gleichmäßig und ähnlich zum ersten Test atmen. Es ist möglich, die berechneten Atemzugvoluminas und die Periodendauern zum Vergleich hinzuzuziehen. Wird die ILR für Proband 1 in Bild 7.20 bei  $i = 1$  aktiviert, kann der Fehler in der

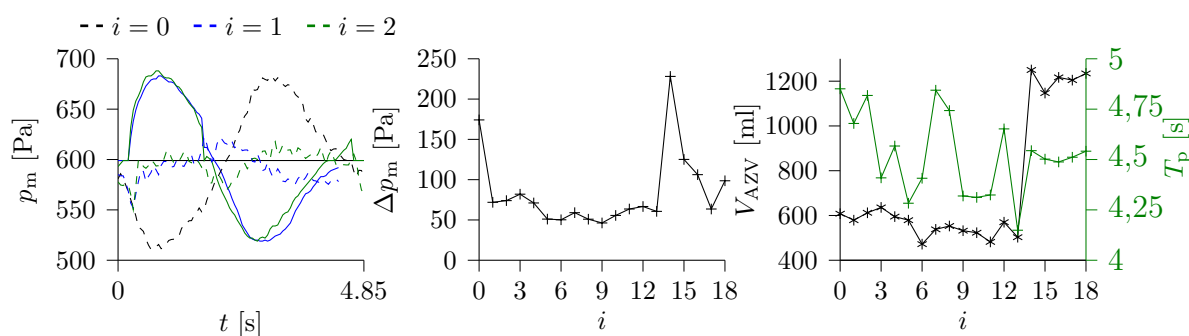


Bild 7.20: ILR-Test Proband 1: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

Maske deutlich reduziert werden. Sind es zu Anfang  $1,74 \text{ hPa}$ , beträgt die Regelabweichung dann im Mittel  $0,62 \text{ hPa}$  bei gleichbleibendem Atemzugvolumen. Eine Verringerung der Regelabweichung auf unter  $1,00 \text{ hPa}$  erfolgt bereits nach einer Lernphase. In weiteren Verlauf kann die Regelabweichung noch weiter reduziert werden. Das ist vor allem abhängig vom Atemzugvolumen und der Periodendauer. Je gleichmäßiger diese Werte sind, desto besser kann die ILR lernen. Es ist im Verlauf (vgl. Bild 7.20 rechts) der Periodendauer zu erkennen, dass zwischen zwei aufeinanderfolgenden Atemzügen größere Unterschiede bestehen, die den Erfolg der ILR mindern. Die größten Abweichungen entstehen immer noch zu Beginn der Inspiration, wenn der Systemfluss schlagartig ansteigt und der Motor daraufhin beschleunigt, um den Druck zu halten. Aufgrund der bereits erwähnten druckschlauchlosen Messung und den damit verbundenen möglichen Fehlereinflüssen, wird die Regelgüte vermindert. Im 14. Atemzug wird die Atemanstrengung erhöht, sodass ein Atemzugvolumen von über  $1000 \text{ ml}$  resultiert – es hat sich damit im Vergleich zum Normalzustand mehr als verdoppelt. Die Regelabweichung steigt auf über  $2,30 \text{ hPa}$ , kann aber durch den Lerneffekt der ILR bei gleichbleibend hohem Atemzugvolumen in den nachfolgenden Atemzügen gesenkt werden. Für die letzten vier Atemzüge beträgt die durchschnittliche Regelabweichung nur noch  $1,24 \text{ hPa}$ . Im direkten Vergleich zur MPR ist die Regelgüte der ILR etwas schlechter. Eine Anpassung der Reglerparameter durch Verlagerung der Pole kann hier Abhilfe schaffen, sodass bereits im Vorfeld eine höhere Reg-

lerdynamik erreicht wird. Im Vergleich zum Test mit der MPR für Proband 2 beträgt das Ruheatemzugvolumen ebenfalls zwischen 300 und 400 ml. Die anfängliche Regelabweichung von 1,05 hPa kann auf durchschnittlich 0,65 hPa durch die Aktivierung der ILR gesenkt werden (vgl. Bild 7.21). Die Erhöhung der Atemanstrengung führt zu einer Erhöhung der Atemperiode und des Atemzugvolumens auf über 1800 ml. Nach wenigen Atemzügen kann die ILR die Regelabweichung von 2,42 hPa auf 1,11 hPa senken.

Die Atemanstrengungen des dritten Probanden schwanken in größeren Bereichen, sodass der Lerneffekt der ILR gemindert wird. Dies ist in Bild 7.22 rechts erkennbar. Es sind daher deutlich höhere Druckabweichungen in der Maske messbar. Im Mittel kann die Druckabweichung lediglich von 1,47 hPa auf 1,04 hPa und bei erhöhter Atemanstrengung auf 1,75 hPa gesenkt werden. Auch unter erschwerten Bedingungen funktioniert die Regelung. Ursache für die größeren Abweichungen kann auf eine fehlerhafte Identifikation zurückgeführt werden.

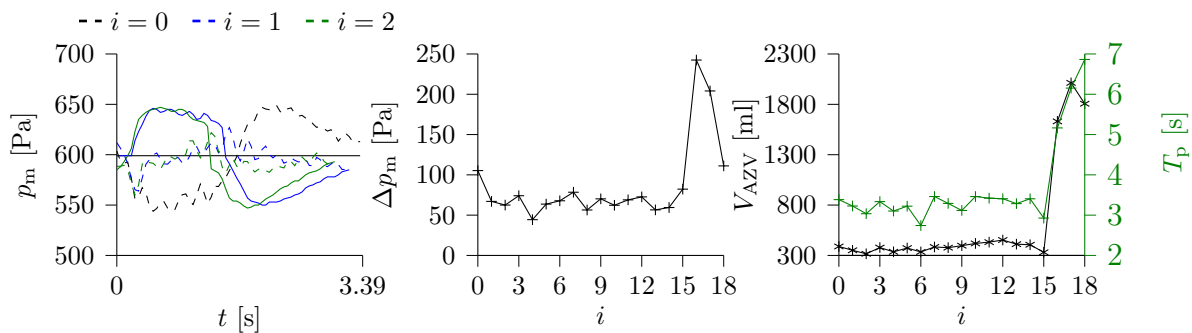


Bild 7.21: ILR-Test Proband 2: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

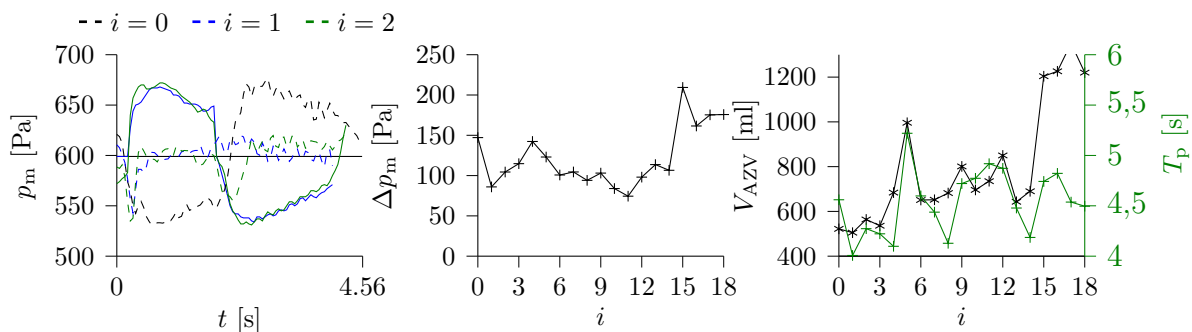


Bild 7.22: ILR-Test Proband 3: links – Verlauf des Maskendruckes  $p_m$ , mittig – Verlauf der Druckdifferenz  $\Delta p_m$ , rechts - Verlauf des Atemzugvolumens  $V_{AZV}$  und der Periodendauer  $T_p$

## 7.4 Vergleich der Regelungskonzepte anhand der Messergebnisse

Vor einigen Jahren waren gängige CPAP-Geräte noch nicht druckgeregelt. Dadurch wird von Beginn an ein höherer Therapiedruck appliziert, um eine Apnoe zu verhindern. Die Druckabweichung in der Maske ist während der Inspiration teilweise so niedrig, dass sich die Atemwege wieder verschließen. Die hier gezeigten Regelungsansätze eignen sich für die Regelung des Maskendruckes. Wird der Druck in der Maske durch sinusförmige Atemmuster, wie es in der Prüfmethode verlangt wird, gestört, werden die Grenzen der Prüfmethode 14-4 03/2007 MDS-Hi und auch die Grenze des VdK-Fachverbands Schlafapnoe eingehalten (s. Anhang B.2 und Anhang B.3). Auch bei natürlichen Atemmustern erreichen die MPR und die ILR gute Regelungsergebnisse. Bei den Tests an freiwillige Probanden beträgt die Druckdifferenz in der Maske unter 1,00 hPa, ohne die Abweichungen bei doppeltem Atemzugvolumen zu berücksichtigen.

Im direkten Vergleich zwischen MPR und ILR ist die ILR aufgrund der besseren Ergebnisse sowohl bei natürlichen, als auch bei sinusförmige Atemmustern zu bevorzugen. Die MPR würde dann in Frage kommen, wenn die Atemanstrengung und die Atemfrequenz zu sehr schwanken, sodass der Lernvorgang nicht die gewünschten Ergebnisse erzielen kann. Dieser Effekt wird bei Proband 3 (vgl. Bild 7.19 und 7.22) sichtbar. Hier kann die MPR die bessere Regelgüte erreichen.



# Kapitel 8

## Zusammenfassung und Ausblick

Die Modellierung des Atemtherapiesystems als Basis für modellbasierte und patientenindividuelle Regelungskonzepte ergibt Sinn. Das entwickelte Modell kann die Wechselwirkungen zwischen der geräteseitigen Druckerzeugung und dem Einfluss des Patienten bzw. seiner Atemanstrengung beschreiben. Eine weitere Möglichkeit zur Verwendung des entwickelten Modells bietet die künstlichen Beatmung mit und ohne Spontanatmungsanstrengungen des Patienten, da der Aufbau mit Schlauch und Maske identisch sein kann. Für die Schätzung der für die Regelung benötigten Systemzustände wird ein Beobachter entworfen. Das vorgestellte Verfahren ist in der Lage, den Druck innerhalb der Lunge, der mit dem intrapulmonalen Druck vergleichbar ist, zu schätzen. Über das vorgestellte Identifikationsverfahren, bei dem die Lungencompliance und der Atemwegswiderstand bestimmt und der Beobachter parametrisiert wird, kann anschließend der Verlauf des intrapulmonalen Druckes vom Beobachter mit dem des *ASL 5000* verglichen werden. Entspricht die Modellgüte den Anforderungen, kann dieses Verfahren zur Schätzung des intrapulmonalen Druckes für weitere Zwecke und diagnostische Verfahren verwendet werden. Eine Verbesserung der vorhandenen Therapiemöglichkeiten oder die Entwicklung neuartiger Therapieansätze ist dann denkbar. Die Möglichkeit, die Atemanstrengung des Patienten im gleichen Augenblick zu schätzen, eröffnet weitere Diagnosemöglichkeiten. So kann zum Beispiel in der Entwöhnungsphase von der Langzeitbeatmung der Fortschritt zur Stärkung der Atembemühungen beobachtet, analysiert und ggf. die Therapie angepasst werden. Weiterhin ist es möglich, weitere Geräte zu entwickeln, um die Atemanstrengungen zu trainieren – eine heimische Anwendung ist hier denkbar.

Durch die genauere Untersuchung des vorhandenen Atemtherapieprozesses kann die Wirkungskette der Druckerzeugung genauer analysiert werden. Die verschiedenen Bestandteile – auf der einen Seite der Gleichstrommotor – auf der anderen Seite das Gebläse und das Schlauchsystem – motivieren zum Einsatz einer kaskadierten Regelungsstruktur. Die Aufteilung in insgesamt vier Regelkreise (Stromregelung, Drehzahlregelung, Massenflussregelung, Druckregelung) vereinfacht nicht nur die Entwicklung und Umsetzung der Regelung, sondern schafft gleichzeitig die Möglichkeit, verschiedene Begrenzungen einzuhalten. So kann zum Beispiel eine Verteilung der verfügbaren Leistung auf mehrere Verbraucher durch die Stromregelung erreicht werden. Ein Ausfall des Gerätes aufgrund zu hoher Leistungsaufnahme des Motors kann vermindert werden.

Auf Grundlage des pneumatischen Modells und der geschätzten Größen für intrapulmonalen Druck und Atemanstrengung werden zwei patienten-individuelle Regelungskonzepte vorgestellt. Auf der einen Seite kann die MPR den Verlauf der Ausgangsgröße durch Berücksichtigung der geschätzten Atemanstrengung genauer präzisieren und somit direkt den Stellgrößenänderungsvektor beeinflussen. Auf der anderen Seite kann die ILR die Führungsgröße korrigieren, um den entstehenden Regelfehler zu kompensieren. Beide patienten-individuellen Regelungskonzepte passen sich durch die Identifikationsmethode an den Patienten und an die Bedürfnisse an. Auch bei deutlich erhöhten Atembemühungen kann die Regelabweichung reduziert werden. Im direkten Vergleich erreichen MPR und ILR beim normativen Test nach Prüfmethode 14-4-3/2007 MDS-Hi eine ähnliche Regelqualität. Bei 4 hPa Therapiedruck können beide Ansätze die Regelabweichung durchschnittlich auf 0,40 (MPR) bzw. 0,30 hPa (ILR) reduzieren und liegen damit unter den geforderten 0,50 hPa. Wird die Tabelle 1.4 aus Abschnitt 1.2 aufgegriffen und die mittlere Regelabweichungen für die MPR und die ILR eingetragen, zeigt sich, dass die Regelabweichungen im Vergleich um mindestens 7,5% zum *Weinmann SOMNOcomfort* gesenkt werden kann. Die

Tabelle 8.1: Dynamische Druckstabilität verschiedener CPAP-Geräte im Vergleich zu den entwickelten Regelungskonzepten bei 4 hPa

Hersteller	Gerät	Dynamische Druckstabilität $\Delta p$ in hPa
HOFFRICHTER	LAVI ILC	0,30
HOFFRICHTER	LAVI MPR	0,40
Weinmann	SOMNOcomfort	0,43
RESMED	minni MAX nCPAP	0,50
HEINEN + LÖWENSTEIN	Somnia	0,54
...		

ausführlichen Tests am *ASL 5000* Lungensimulator und die Untersuchungen an drei freiwilligen Probanden zeigen, dass die Regelungsansätze auch für unterschiedliche Patienten mit unterschiedlichen Atemanstrengungen und variierenden Atemfrequenzen geeignet sind. Unter normalen Bedingungen können zudem gute Regelungsergebnisse erreicht werden. Der Vergleich zwischen MPR und ILR zeigt, dass die ILR leicht bessere Ergebnisse als die MPR erzielt. Eine Steigerung der Dynamik könnte hier Abhilfe schaffen. Beide Regelungskonzepte sind für die Anwendung in Atemtherapiegeräten zur Behandlung des OSAS geeignet. Weitere und umfangreichere Untersuchungen an Patienten sind für eine spätere Implementierung im Seriengerät oder als Neuentwicklung notwendig. Gegebenenfalls muss eine Anpassung oder Erweiterung des pneumatischen Modells erfolgen, um geforderte Genauigkeiten einzuhalten.

**Ähnlichkeitsanalyse der geschätzten Atemanstrengung** Beide Regelungskonzepte basieren auf einem Modell, welches mit dem geschätzten Wert der Identifikationsmethode parametrisiert wird. Als Voraussetzung für diese Methode ist die Gleichmäßigkeit der Atemanstrengung von zwei aufeinanderfolgenden Atemzügen zu nennen. Je mehr die Atemanstrengungen variieren, desto größer würde der Fehler durch die Subtraktion der Messwertverläufe sein. Es gibt Methoden zur Ähnlichkeitsanalyse zwischen zwei Signalen. Eine davon ist die in der Signalverarbeitung eingesetzte Kreuzkorrelation. Mit dieser Methode kann analysiert werden, ob beide Verläufe der mit Standardparametern geschätzten Atemanstrengung identisch sind. Ist das nicht der Fall, kann der Identifikationsvorgang zu einem späteren Zeitpunkt wiederholt werden.

**Performancegewinn durch Zwei-Controller-Konzept** Die Berechnung der MPR oder auch die Parametersuche benötigen sehr viel Rechenkapazität. Für die jetzige Umsetzbarkeit werden die Algorithmen so einfach wie möglich gehalten, um die Echtzeitfähigkeit der Regelung und damit der Therapie zu gewährleisten. Werden komplexere Algorithmen oder größere Prädiktions- oder Stellhorizonte verwendet, die dann zu einer besseren Regelgüte führen können, wird mehr Rechenleistung und Speicherkapazität benötigt. Das Gerät, auf welchem die vorgestellten Regelungskonzepte implementiert werden, bietet neben dem Mikrocontroller zur Therapiesteuerung noch ein sogenanntes CoM-Modul (Computer-on-Module) mit Prozessor, Speicher und Peripherie. Das CoM-Modul übernimmt die Aufgabe der Bedieneinheit. Intensivere Rechenaufgaben könnten hierher ausgelagert werden, da deutlich mehr Rechenkapazität als auf dem Mikrocontroller vorhanden ist. Auch die Berechnung der Beobachterrückführung über das Riccati-Lösungsverfahren als Alternative zum rekursiven Kalman Filter könnte hierher ausgelagert werden. Der Berechnungsaufwand zur Schätzung des Lungendruckes und der Atemanstrengung kann dann reduziert werden, da die Berechnungsvorschrift des Beobachters nicht so rechenintensiv wie die vom Kalman Filter in rekursiver Form ist.

**Patienten-individuelles Regelungskonzept III: Kombination der iterativ lernenden mit der modellprädiktiven Regelung** In dieser Arbeit werden zwei patienten-individuelle Regelungskonzepte verfolgt. Anhand der unterschiedlichen Tests an Lungensimulator und Proband werden die Vor- und Nachteile herausgestellt. Während die MPR auf die geschätzte Atemanstrengung im gleichen Abtastschritt reagieren kann, wird bei der ILR der korrigierte Referenzvektor über eine Periode vorgegeben. Im Gegenzug kann die ILR den Einfluss beliebiger Störampplituden erlernen, während die MPR durch die Dynamik des Regelgesetzes begrenzt ist. Eine Kombination von ILR und MPR könnte die Nachteile eliminieren und bessere Ergebnisse erzielen.



# Anhang A

## Parameter und Kenngrößen

### A.1 Motorparameter

Elektrische Parameter und Motorparameter bei 25 °C Umgebungstemperatur

Kenngröße	Wert	Beschreibung
$R_a$	0,6 $\Omega$	Ankerwiderstand
$K_m$	5,25 mNm/A	Motordrehmomentkonstante
$K_e$	0,55 mV/U/min	Motor EMK
$L_a$	0,6 mH	Ankerinduktivität
$K_m$	6,8 mNm/W	Motorkonstante
$J_m$	1,8 $10^{-7}$ Kg m <sup>2</sup>	Trägheitsmoment
$K_r$	– sNm	Reibungskonstante
$t_{\text{mech}}$	3,9 ms	mechanische Zeitkonstante (ohne Gebläse)
$t_{\text{elektr}}$	1,0 ms	elektrische Zeitkonstante
$R_{\text{therm}}$	12 °C/W	thermischer Widerstand
$R_{\text{iso}}$	> 1 M $\Omega$	Isolationswiderstand

Dynamische Parameter bei 24 V und 25 °C Umgebungstemperatur

Kenngröße	Wert	Beschreibung	
$i_a$	200 mA	Ankerstrom	
$n$	43418 U/min	Drehzahl	keine Last
$P$	4,8 W	elektrische Eingangsleistung	
$i_a$	2,83 mA	Ankerstrom	
$M$	13,8 mNm	Drehmoment	
$n$	40551 U/min	Drehzahl	Spitzeneffizienz
$P_{\text{elektr}}$	67,9 W	elektrische Eingangsleistung	
$P_{\text{mech}}$	58,6 W	mechanische Ausgangsleistung	
$\eta$	86 %	Wirkungsgrad	
$i_a$	40 A	Ankerstrom	
$M$	210,1 mNm	Drehmoment	Stillstand
$P_{\text{elektr}}$	960 W	elektrische Eingangsleistung	

## A.2 Ventilatorparameter

Kenngröße	Wert	Beschreibung
$K_{\text{Ventilator}}$	0,01002 m <sup>2</sup>	Gebläsekonstante
$k_{1\text{vent}}$	0,000209 1/Kgm	Parameter Anlagenkennlinie
$k_{2\text{vent}}$	0,069388 1/ms	Parameter Anlagenkennlinie

# Anhang B

## Messergebnisse ASL 5000 Breathing Simulator

### B.1 Testaufbau

Laptop zur Steuerung und Auswertung des *ASL 5000*

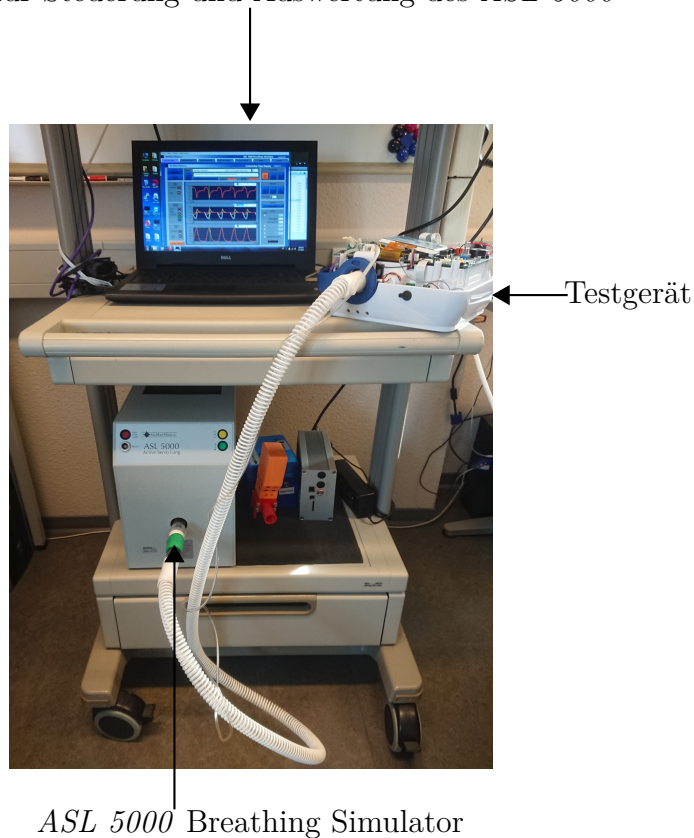


Bild B.1: Experimenteller Aufbau mit dem *ASL 5000 Breathing Simulator*

## B.2 Ergebnisse bei sinusförmiger Atmung mit MPR-Ansatz

Patient	Therapiedruck [hPa]	mittlere Druckabweichung [hPa]
COPD	4	0,47
	10	0,60
	15	0,55
Erwachsener	4	0,33
	10	0,60
	15	0,45
Jugendlicher	4	0,40
	10	0,59
	15	0,60

## B.3 Ergebnisse bei sinusförmiger Atmung mit ILR-Ansatz

Patient	Therapiedruck [hPa]	mittlere Druckabweichung [hPa]
COPD	4	0,37
	10	0,51
	15	0,33
Erwachsener	4	0,27
	10	0,95
	15	0,37
Jugendlicher	4	0,27
	10	0,67
	15	0,35

## B.4 Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit MPR-Ansatz

In Bild B.2 sind die Druckabweichungen über alle 27 Szenarien für die MPR dargestellt. Für eine Frequenz und ein Therapiedruck sind die Verläufe für einen Erwachsenen, einen Jugendlichen und einen COPD-Patienten in einem Teilbild zusammengefasst.

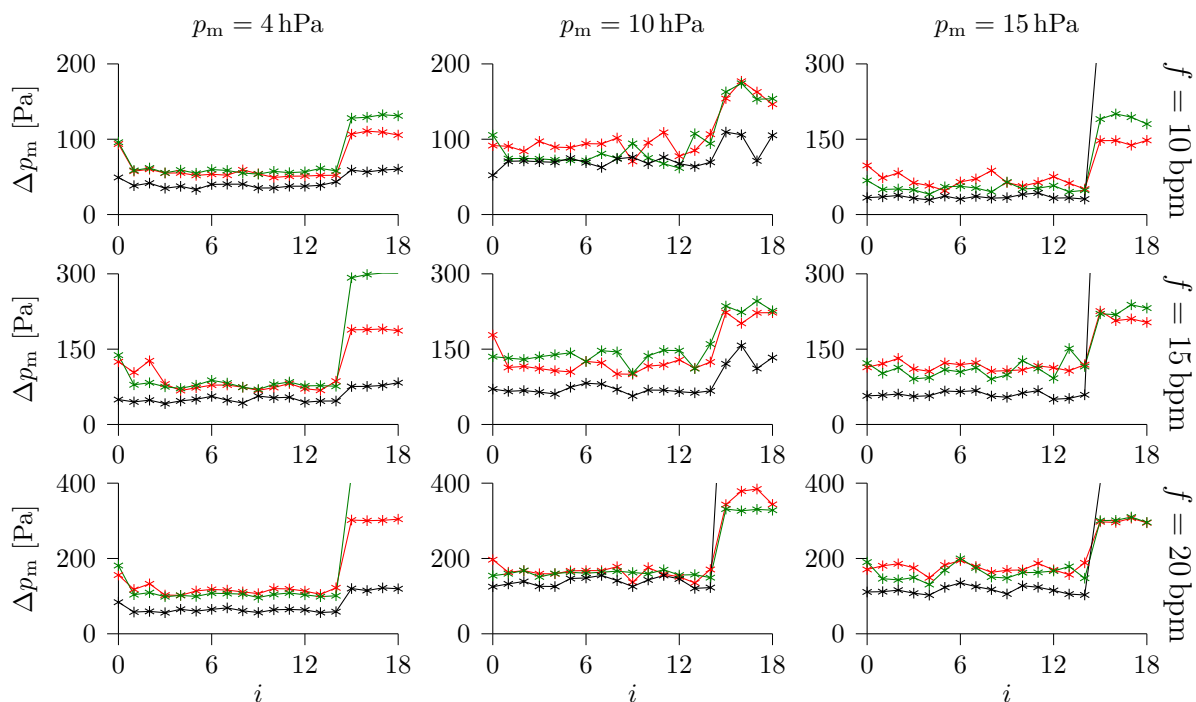


Bild B.2: Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit MPR-Ansatz: Verlauf der Druckabweichung  $\Delta p_m$  über 19 Atemzüge, — Erwachsener, — Jugendlicher, — COPD

## B.5 Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit ILR-Ansatz

In Bild B.3 sind die Druckabweichungen über alle 27 Szenarien für die ILR dargestellt. Für eine Frequenz und ein Therapiedruck sind die Verläufe für einen Erwachsenen, einen Jugendlichen und einen COPD-Patienten in einem Teilbild zusammengefasst.

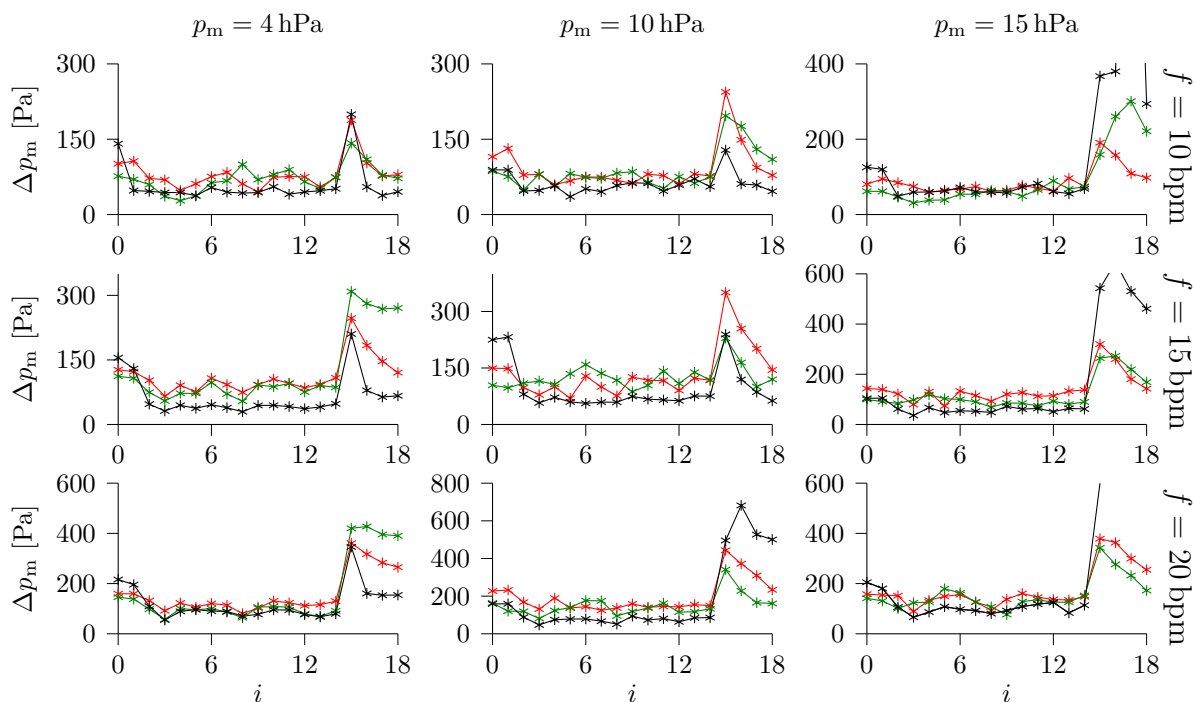


Bild B.3: Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit ILR-Ansatz: Verlauf der Druckabweichung  $\Delta p_m$  über 19 Atemzüge, — Erwachsener, — Jugendlicher, — COPD

# Anhang C

## Matlabcode der patientenindividuellen Regelungen

### C.1 Codebeispiel der modellprädiktiven Regelung in Matlab

```
#####  
%  
% Dateiname: Design_MPR  
% Initialisiert das pneumatische Modell und entwirft die Matrizen  
% für die modellprädiktive Regelung  
%  
% Autor: Mathias Scheel  
  
% letzte Aktualisierung: 14.02.2020  
%  
#####  
  
%% Parameter der pneumatischen Modells  
T_0 = 273.15; % Nullpunkt Temperatur in °C  
T_u = 25; % Umgebungstemperatur in °C  
T_l = 37; % Temperatur der Luft in der Lunge in °C  
R_s = 287.102; % Gaskonstante Luft J/kgK  
V_Box = 48e-6; % Volumen Box m³  
V_Schlauch = 684e-6; % Volumen Schlauch in m³  
roh = 1.2*1e-6; % Luftdichte in kg/cm³  
V_l_0 = 3000e-6; % Volumen in der Lunge (== FRC) in m³  
p_u = 101325; % Umgebungsdruck in Pa  
p_m_0 = p_u+600; % Arbeitspunkt des Therapiedruckes in Pa  
p_l_0 = p_u+600; % Druck in der Lunge im stationären Zustand  
V_musk_0 = 0; % Volumen durch Atembewegung um stationären Zustand  
d_Vmusk_0 = 0; % Volumenänderung durch Atembewegung um stationären Zustand
```

```

% Parameter Leckageflussberechnung über quadratische Gleichung
% m'_out = -k_1 + sqrt(k_2 + p_m*k_3) in kg/s
k_1 = 1.968e-4;
k_2 = 3.861e-8;
k_3 = 5.736e-10;

% Parameter der Lunge (Erwachsener)
R_1 = 0.588; % Atemwegswiderstand Pa/ml/s
C_1 = 0.51; % Lungencompliance ml/Pa

% Initialisierung des Zustandsraummodells
% p_m und p_l in Pa
% m'_in und die sich ergebenden m'_out und m'_p in kg/s

K_pneu = R_s*(T_0+T_u)/(V_Box+V_Schlauch);
k_out = kK_3/(2*sqrt(k_2+(p_m_0-p_u)*k_3));
K_l = roh*R_s*(T_0+T_l)/R_1;
V_Lunge = V_l_0+(p_l_0-p_u)*C_1*1e-6+V_musk_0+p_l_0*C_1*1e-6;

pl_1 = K_l / V_Lunge; % (pm-pm_0)
pl_2_a = -K_l*p_m_0*2*C_1*1e-6;
pl_2_b = - (K_l*V_Lunge-K_l*p_l_0*2*C_1*1e-6);
pl_2_c = - (d_Vmusk_0*V_Lunge-p_l_0*d_Vmusk_0*2*C_1*1e-6);
pl_2 = (pl_2_a+pl_2_b+pl_2_c) / (V_Lunge^2); % (p_l-p_l_0)
pl_3 = - 1 / V_Lunge *p_l_0; % (d_Vmusk-dV_musk_0)

A = [-K_pneu*(k_out+roh/R_1) K_pneu*roh/R_1 ; % p_m
pl_1 pl_2]; % p_l

B = [K_pneu ; 0];
C = [1 0];
D = 0;
B_d = [0; - 1 / V_Lunge *p_l_0]; % Vmusk'

%% Parameter der Regelung
tabtast = 0.005; % Abtastzeit
m = 1; % Anzahl der Eingänge
r = 1; % Anzahl der Ausgänge
n = 3; % Anzahl der Systemzustände = Ordnung des Systems
n_c = 100; % Stellhorizont
n_p = 300; % Prädiktionshorizont
alpha = 1*eye(r*n_p,r*n_p); % Gewichtung Regelfehler
R_I = 2e7*eye(m*n_c,m*n_c); % Gewichtung Eingangsgröße
Q_I = 1*eye(r*n_p,r*n_p); % Gewichtung
I_I = eye(n); % Einheitsmatrix
I = eye(n-1); % Einheitsmatrix

% I-Erweiterung
% für Systemeingang
System_konti = ss(A,B,C,D);
System_diskret = c2d(System_konti,tabtast);

```

```

% für Störeingang
System_konti_d = ss(A,B_d,C,D);
System_diskret_d = c2d(System_konti_d,tabtast);

[A,B,C,D] = ssdata(System_diskret); % Bezeichnung so damit identisch mit Reglerentwurf, ohne Hinweis auf diskret
[,B_d, , ] = ssdata(System_diskret_d); % Bezeichnung so damit identisch mit Reglerentwurf, ohne Hinweis auf diskret

A_I = [A zeros(size(A,1),size(1,1));
-C*0.005 1 ];

B_I = [B ; 0];
C_I = [C 0];
B_d_I = [B_d ; 0];
C_e = [0 0 1];

F_I = [];
for i = 1:n_p
F_I = [F_I ; C_I*A_I^i];
end

G_I = [];
G_I = C_I*B_I;
temp = A_I+I_I;
G_I = [G_I ; C_I*temp*B_I];
for i = 2:n_p-1
temp = A_I^i+temp;
G_I = [G_I ; C_I*temp*B_I];
end

H_I = [];
H_I(:,1) = G_I;
for i = 2:n_c
H_I(i:end,i) = H_I(i-1:end-1,i-1);
end

Z_I = C_I*B_d_I;
temp = A_I+I_I;
Z_I = [Z_I ; C_I*temp*B_d_I];
for i = 2:n_p-1
temp = A_I^i+temp;
Z_I = [Z_I ; C_I*temp*B_d_I];
end

% für Ausgangsgleichung e_d(k)
F_e = [];
for i = 1:n_p
F_e = [F_e ; C_e*A_I^i];
end

G_e = C_e*B_I;
temp = A_I+I_I;

```

```

G_e = [G_e ; C_e*temp*B_I];
for i = 2:n_p-1
temp = A_I^i+temp;
G_e = [G_e ; C_e*temp*B_I];
end

H_e = [];
H_e(:,1) = G_e;
for i = 2:n_c
H_e(i:end,i) = H_e(i-1:end-1,i-1);
end

Z_e = C_e*B_d_I;
temp = A_I+I_I;
Z_e = [Z_e ; C_e*temp*B_d_I];
for i = 2:n_p-1
temp = A_I^i+temp;
Z_e = [Z_e ; C_e*temp*B_d_I];
end

% Entwurf Reglerparameter
K_strich = [1 zeros(m*n_c-1,1)]*(H_I'*Q_I*H_I+R_I+H_e'*alpha*H_e)^(-1);
K_R = K_strich*H_I'*Q_I;
K_x = K_strich*(H_I'*Q_I*F_I + H_e'*alpha*F_e);
K_u = K_strich*(H_I'*Q_I*G_I + H_e'*alpha*G_e);
K_z = K_strich*(H_I'*Q_I*Z_I + H_e'*alpha*Z_e);

%% Kalman Filter
R_k = 1165; % Kovarianzfaktor des Messrauschen bei 10 hPa gemessen
n_dm_in = 5.1e-6; % Rauschen des Systemmassenflusses in kg/s (== ca. 5 ml/s)
lambda = 1; % 0,1;1;10

q11 = (B(1)/A(1,1))^2*n_dm_in^2;
q22 = (B(2)/A(2,2))^2*n_dm_in^2;
q12 = abs(B(1)*n_dm_in*B(2)*n_dm_in);
q21 = abs(B(2)*n_dm_in*B(1)*n_dm_in);

% Kovarianzmatrix des Prozessrauschens
Q_k = [ q11 q12 0 0;
q21 q22 0 0;
0 0 lambda*1e-9 0;
0 0 0 lambda*1e-9 ];

```

## C.2 Codebeispiel der iterativ lernenden Regelung in Matlab

```

% #####
%
% Dateiname: Design_ILR

```

```

% Initialisiert das pneumatische Modell und berechnet die Reglerückführung
% und die Lernmatrix für die iterative lernende Regelung
%
% Autor: Mathias Scheel
%
% letzte Aktualisierung: 14.02.2020
%
% #####

%% Parameter der pneumatischen Modells
T_0 = 273.15; % Nullpunkt Temperatur in °C
T_u = 25; % Umgebungstemperatur in °C
T_l = 37; % Temperatur der Luft in der Lunge in °C
R_s = 287.102; % Gaskonstante Luft J/kgK
V_Box = 48e-6; % Volumen Box m³
V_Schlauch = 684e-6; % Volumen Schlauch in m³
roh = 1.2*1e-6; % Luftdichte in kg/cm³
V_l_0 = 3000e-6; % Volumen in der Lunge (== FRC) in m³
p_u = 101325; % Umgebungsdruck in Pa
p_m_0 = p_u+600; % Arbeitspunkt des Therapiedruckes in Pa
p_l_0 = p_u+600; % Druck in der Lunge im stationären Zustand
V_musk_0 = 0; % Volumen durch Atembewegung um stationären Zustand
d_Vmusk_0 = 0; % Volumenänderung durch Atembewegung um stationären Zustand

% Parameter Leckageflussberechnung über quadratische Gleichung
% m'_out = -k_1 + sqrt(k_2 + p_m*k_3) in kg/s
k_1 = 1.968e-4;
k_2 = 3.861e-8;
k_3 = 5.736e-10;

% Parameter der Lunge (Erwachsener)
R_l = 0.588; % Atemwegswiderstand Pa/ml/s
C_l = 0.51; % Lungencompliance ml/Pa

% Initialisierung des Zustandsraummodells
% p_m und p_l in Pa
% m'_in und die sich ergebenden m'_out und m'_p in kg/s

K_pneu = R_s*(T_0+T_u)/(V_Box+V_Schlauch);
k_out = k_3/(2*sqrt(k_2+(p_m_0-p_u)*k_3));
K_l = roh*R_s*(T_0+T_l)/R_l;
V_Lunge = V_l_0+(p_l_0-p_u)*C_l*1e-6+V_musk_0+p_l_0*C_l*1e-6;

pl_1 = K_l / V_Lunge; %(pm-pm_0)
pl_2_a = -K_l*p_m_0*2*C_l*1e-6;
pl_2_b = - (K_l*V_Lunge-K_l*p_l_0*2*C_l*1e-6);
pl_2_c = - (d_Vmusk_0*V_Lunge-p_l_0*d_Vmusk_0*2*C_l*1e-6);
pl_2 = (pl_2_a+pl_2_b+pl_2_c) / (V_Lunge^2); % (p_l-p_l_0)
pl_3 = - 1 / V_Lunge *p_l_0; % (d_Vmusk-dV_musk_0)

A = [-K_pneu*(k_out+roh/R_l) K_pneu*roh/R_l; % p_m
pl_1 pl_2]; % p_l

```

```

B = [K_pneu ; 0];
C = [1 0];
D = 0;
B_d = [0; -1 / V_Lunge * p_l_0]; % Vmusk'

%% Parameter der Regelung
t_s = 0.005; % Abtastzeit
% I-Erweiterung
% für Systemeingang
System_konti = ss(A,B,C,D);
System_diskret = c2d(System_konti,t_s);

% für Störeingang
System_konti_d = ss(A,B_d,C,D);

[A,B,C,D] = ssdata(System_diskret); % Bezeichnung so damit identisch mit Reglerentwurf, ohne Hinweis auf diskret

A_I = [A zeros(size(A,1),size(1,1)); -C*t_s 1];
B_I = [B ; 0];
C_I = [C 0];

nst = zero(System_diskret); % Nullstellen berechnen
pst = pole(System_diskret); % Pollstellen berechnen
Wunschpole = [pst(1)+0.003 pst(2) 0.997]; % Wunschpolynom vorgeben
[K_acker] = acker(A_I,B_I,Wunschpole); % Rückführung über Ackermann-Formel berechnen
K_x = K_acker(1:end-1);
K_I = K_acker(end);

V_Reg = 1/(C*(eye(2)-(A-B*K_x))^-1*B); % Vorfilter berechnen

% Dynamik des geschlossenen Regelkreises bestimmen
A_I_c = A_I-B_I*[K_x K_I];
B_I_c = B_I*V_Reg+[0;0;t_s];
C_I_c = C_I;

% Inverse der Übertragungsfunktion ist neue Lernmatrix
[n_lern,d_lern] = ss2tf(A_I_c,B_I_c,C_I_c,0);
L_tf = tf(d_lern,n_lern,t_s);

%% Kalman Filter
R_k = 1165; % Kovarianzfaktor des Messrauschen bei 10 hPa gemessen
n_dm_in = 5.1e-6; % Rauschen des Systemmassenflusses in kg/s (== ca. 5 ml/s)
lambda = 1; % 0,1;1;10

q11 = (B(1)/A(1,1))^2*n_dm_in^2;
q22 = (B(2)/A(2,2))^2*n_dm_in^2;
q12 = abs(B(1)*n_dm_in*B(2)*n_dm_in);
q21 = abs(B(2)*n_dm_in*B(1)*n_dm_in);

% Kovarianzmatrix des Prozessrauschens
Q_k = [ q11 q12 0 0;

```

```
q21 q22 0 0;  
0 0 lambda*1e-9 0;  
0 0 0 lambda*1e-9 ];
```



# Anhang D

## Linearisierung der Zustandsgleichungen

Die patienten-individuellen Regelungskonzepte sollen auf Grundlage eines Modells entworfen werden. Um die lineare Regelungstheorie anzuwenden, werden die nichtlinearen Differentialgleichungen aus Abschnitt 3.1

$$\dot{p}_m = k_{\text{pneu}}\dot{m}_{\text{in}} - k_{\text{pneu}}\dot{m}_{\text{out}} - \frac{k_{\text{pneu}}\rho}{R_l}p_m + \frac{k_{\text{pneu}}\rho}{R_l}p_l \quad (\text{D.1})$$

und

$$\begin{aligned} \dot{p}_l = & \frac{\rho R_s T_1}{R_l(V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + R_l C_1 p_l} p_m - \frac{\rho R_s T_1}{R_l(V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + R_l C_1 p_l} p_l \\ & - \frac{1}{(V_{l_0} + \Delta p_l C_1 + V_{\text{musk}}) + C_1 p_l} p_l \dot{V}_{\text{musk}} \end{aligned} \quad (\text{D.2})$$

linearisiert. Ziel dieser Arbeit ist die Einhaltung der geforderten Druckabweichung in der Maske (vgl. Tabelle 1.3). Da der Leckagemassenfluss sich bei geringfügiger Änderung des Maskendruckes kaum ändert, kann die Leckagemassenflussberechnung auf eine lineare Funktion zurückgeführt werden. Als Methode zur Linearisierung wird die Tangentialebene unter Zuhilfenahme der Taylor-Formel berechnet [99]. Die grundlegende Gleichung dafür lautet:

$$\begin{aligned} \Delta \dot{x} = & f(x_{1_0}, x_{2_0}, \dots) + \left. \frac{\partial f(x_1, x_2, \dots)}{\partial x_1} \right|_{x_{1_0}, x_{2_0}} \underbrace{(x_1 - x_{1_0})}_{\Delta x_1} \\ & + \left. \frac{\partial f(x_1, x_2, \dots)}{\partial x_2} \right|_{x_{1_0}, x_{2_0}} \underbrace{(x_2 - x_{2_0})}_{\Delta x_2} + \dots \end{aligned} \quad (\text{D.3})$$

$x_{1_0}$  und  $x_{2_0}$  sind die Arbeitspunkte. Es werden die partiellen Ableitungen nach den drei Größen  $x_1 = \dot{m}_{\text{in}}$ ,  $x_2 = p_m$  und  $x_3 = p_l$  gebildet.

Die Linearisierung der Gleichung (D.1) ergibt:

$$\begin{aligned}
\Delta \dot{p}_m &= \dot{p}_m(\dot{m}_{in_0}, p_{m_0}, p_{l_0}) \\
&+ \left. \frac{\partial \dot{p}_m}{\partial \dot{m}_{in}} \right|_{\dot{m}_{in_0}, p_{m_0}, p_{l_0}} (\dot{m}_{in} - \dot{m}_{in_0}) + \left. \frac{\partial \dot{p}_m}{\partial p_m} \right|_{\dot{m}_{in_0}, p_{m_0}, p_{l_0}} (p_m - p_{m_0}) \\
&+ \left. \frac{\partial \dot{p}_m}{\partial p_l} \right|_{\dot{m}_{in_0}, p_{m_0}, p_{l_0}} (p_l - p_{l_0}) \\
\Delta \dot{p}_m &= \dot{p}_m(\dot{m}_{in_0}, p_{m_0}, p_{l_0}) \\
&+ k_{pneu}(\dot{m}_{in} - \dot{m}_{in_0}) \\
&- \frac{k_{pneu}k_3}{2\sqrt{k_2 + (p_{m_0} - p_u)k_3}}(p_m - p_{m_0}) - \frac{k_{pneu}\rho}{R_l}(p_m - p_{m_0}) \\
&+ \frac{k_{pneu}\rho}{R_l}(p_l - p_{l_0}).
\end{aligned} \tag{D.4}$$

Für die Linearisierung der Druckänderung in der Lunge (s. Gl. (D.2)) werden die partiellen Ableitungen nach den vier veränderlichen Größen  $x_1 = p_m$ ,  $x_2 = p_l$ ,  $x_3 = V_{\text{musk}}$  und  $x_4 = \dot{V}_{\text{musk}}$  gebildet. Es folgt nun:

$$\begin{aligned}
\Delta \dot{p}_1 &= \dot{p}_1(p_{m_0}, p_{l_0}, V_{\text{musk}_0}, \dot{V}_{\text{musk}_0}) \\
&+ \left. \frac{\partial \dot{p}_1}{\partial p_m} \right|_{p_{m_0}, p_{l_0}, V_{\text{musk}_0}, \dot{V}_{\text{musk}_0}} (p_m - p_{m_0}) + \left. \frac{\partial \dot{p}_1}{\partial p_l} \right|_{p_{m_0}, p_{l_0}, V_{\text{musk}_0}, \dot{V}_{\text{musk}_0}} (p_l - p_{l_0}) \\
&+ \left. \frac{\partial \dot{p}_1}{\partial V_{\text{musk}}} \right|_{p_{m_0}, p_{l_0}, V_{\text{musk}_0}, \dot{V}_{\text{musk}_0}} (V_{\text{musk}} - V_{\text{musk}_0}) \\
&+ \left. \frac{\partial \dot{p}_1}{\partial \dot{V}_{\text{musk}}} \right|_{p_{m_0}, p_{l_0}, V_{\text{musk}_0}, \dot{V}_{\text{musk}_0}} (\dot{V}_{\text{musk}} - \dot{V}_{\text{musk}_0}) \\
\Delta \dot{p}_1 &= \dot{p}_1(p_{m_0}, p_{l_0}, V_{\text{musk}_0}, \dot{V}_{\text{musk}_0}) \\
&+ \frac{R_s T_1 \rho}{R_l (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)} (p_m - p_{m_0}) \\
&- \frac{R_s T_1 \rho (C_1 + C_l) p_{m_0}}{R_l (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)^2} (p_l - p_{l_0}) \\
&- \frac{R_s T_1 \rho [(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1) - p_{l_0} (C_1 + C_l)]}{R_l (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)^2} (p_l - p_{l_0}) \\
&- \frac{\dot{V}_{\text{musk}_0} (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1) - p_{l_0} \dot{V}_{\text{musk}_0} (C_1 + C_l)}{(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)^2} (p_l - p_{l_0}) \\
&- \frac{R_s T_1 \rho p_{m_0}}{R_l (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)^2} (V_{\text{musk}} - V_{\text{musk}_0}) \\
&+ \frac{R_s T_1 \rho p_{l_0}}{R_l (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)^2} (V_{\text{musk}} - V_{\text{musk}_0}) \\
&+ \frac{p_{l_0} \dot{V}_{\text{musk}_0}}{(V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)^2} (V_{\text{musk}} - V_{\text{musk}_0}) \\
&- \frac{p_{l_0}}{V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1} (\dot{V}_{\text{musk}} - \dot{V}_{\text{musk}_0})
\end{aligned} \tag{D.5}$$

Der Arbeitspunkt wird nun wie folgt gewählt: Im stationären Zustand ( $\dot{p}_m = 0, \dot{p}_l = 0$ ) ist das System ausgeglichen und der Druck  $p_{m_0}$  ist gleich dem Druck in der Lunge  $p_{l_0}$  und somit der gewählte Therapiedruck. Stationärer Zustand heißt zugleich, dass aktuell keine Atemaktivität des Patienten vorliegt und somit  $V_{\text{musk}_0} = 0$  bzw.  $\dot{V}_{\text{musk}_0} = 0$  gilt.

Damit ergibt sich:

$$\begin{aligned}\Delta \dot{p}_1 &= \frac{R_s T_1 \rho}{R_1 (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)} (p_m - p_{m_0}) \\ &- \frac{R_s T_1 \rho}{R_1 (V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1)} (p_l - p_{l_0}) \\ &- \frac{p_{l_0}}{V_{l_0} + (p_{l_0} - p_u) C_1 + V_{\text{musk}_0} + p_{l_0} C_1} (\dot{V}_{\text{musk}} - \dot{V}_{\text{musk}_0}).\end{aligned}\tag{D.6}$$

Zur Vereinfachung der Schreibweise soll im Weiteren gelten:

$$\Delta \dot{m}_{\text{in}} = \dot{m}_{\text{in}} - \dot{m}_{\text{in}_0}\tag{D.7}$$

$$\Delta p_m = p_m - p_{m_0}\tag{D.8}$$

$$\Delta p_l = p_l - p_{l_0}\tag{D.9}$$

$$\Delta \dot{V}_{\text{musk}} = \dot{V}_{\text{musk}} - \dot{V}_{\text{musk}_0}\tag{D.10}$$

# Bilderverzeichnis

1.1	Obstruktion der oberen Atemwege . . . . .	3
1.2	Schlafprofil eines gesunden Patienten (links) und eines Apnoe-Patienten (rechts) . . . . .	5
1.3	Funktionsweise des kontinuierlichen Überdruckes - links: Atemwege sind verschlossen - rechts: Atemwege werden durch den Überdruck pneumatisch geschient . . . . .	8
2.1	Schematische Darstellung des Atemtherapiesystems . . . . .	15
2.2	Wirkungskette der Druckerzeugung im Atemtherapiesystem und Einfluss des Patienten auf den Maskendruck . . . . .	16
2.3	Schematischer Aufbau (links) und Anlagenkennlinie (rechts) eines Radialventilators . . . . .	17
2.4	Kennzeichnung der wichtigsten Drücke in der Lunge, die am Vorgang der Atmung beteiligt sind . . . . .	19
2.5	Verlauf von Atemvolumen, intrapleuralem und intrapulmonalem Druck bei Ruheatmung . . . . .	20
2.6	Ablauf eines Atemzyklus . . . . .	21
2.7	Regelkreis der Atmung . . . . .	21
2.8	Spirogramm . . . . .	22
2.9	p-V-Diagramm als Maß für die Lungencompliance . . . . .	24
3.1	Aufbau des Gesamtsystems inklusive Patientenlunge mit Farbkodierung . .	25
3.2	Grundlegende Modellbeschreibung . . . . .	26
3.3	Schematische Darstellung des Gesamtsystems inklusive der Patientenlunge	27
3.4	Blockschaltbild des Modells mit Schlauchsystem und Patient als Druckspeicher	30
3.5	Hagen-Poiseuille-Gesetze entlang einer Rohrleitung (editiert nach [52]) . . .	30
3.6	Blockschaltbild des Modells mit Schlauchsystem und Patient als Druckspeicher (erweitert) . . . . .	32

3.7	Aufbau und Bestandteile des Modells mit Schlauchsystem und Patient als $R_1C_1$ -Kombination . . . . .	33
3.8	Blockschaltbild des Modells mit Schlauchsystem und Patient als $R_1C_1$ -Kombination . . . . .	34
3.9	Vergleichsübersicht der Modellierungsansätze . . . . .	34
3.10	Systemantwort der Modelle auf einen Eingangssprung: — Modellierungsansatz A, — Modellierungsansatz B . . . . .	35
3.11	Systemantwort der Modelle auf einen Störeingangssprung: — Modellierungsansatz A, — Modellierungsansatz B . . . . .	36
4.1	Ablauf eines Regelschrittes zum Zeitpunkt $k$ . . . . .	38
4.2	Struktur der modellprädiktiven Regelung . . . . .	40
4.3	Struktur der modellprädiktiven Regelung mit Integrator und Berücksichtigung geschätzter Störungen . . . . .	44
5.1	Stuktur der iterativ lernenden Regelung . . . . .	48
5.2	Idee der iterativ lernenden Regelung . . . . .	49
5.3	Mögliche Anordnung der ILR in geschlossenen Regelkreisen: links – Anordnung seriell zum Regler, rechts – Anordnung parallel zum Regler . . . . .	53
6.1	Übersicht der kaskadierten Regelung (diskret) . . . . .	55
6.2	Allgemeine Struktur der Stromregelung: $i_{aR}(k)$ – Sollstrom, $i_a(k)$ – Iststrom, $n(k)$ – Drehzahl, $u_{EMK}(t)$ – durch den Motor induzierte Urspannung, $i_a(t)$ – Iststrom (kontinuierlich), $\hat{u}_{EMK}(k)$ – geschätzte induzierte Urspannung, HG – Halteglied . . . . .	57
6.3	Verlauf des Leckagemassenflusses $\dot{m}_{out}$ in Abhängigkeit des Maskendruckes $p_m$ . . . . .	61
6.4	Vergleich der Modellqualität nach der Optimierung des Volumens $V$ zwischen gemessenem Maskendruck (•) und modelliertem Maskendruck (••) . . . . .	62
6.5	Vergleich der Druckverläufe $p_m$ auf: links - verschiedene Eingangssprünge ( $\dot{m}_{in}$ ), rechts - Volumenänderung $\dot{V}_{musk}$ durch Atemanstrengung, ••• linearisiertes Modell, • nichtlineares Modell . . . . .	62
6.6	Idee des Rastersuchverfahrens . . . . .	65
6.7	Allgemeine Struktur eines Beobachters . . . . .	68
6.8	Verlauf der rekonstruierten Atemanstrengung $\dot{V}_{musk}$ über den Störgrößenbeobachter . . . . .	70
6.9	Struktur der modellprädiktiven Regelung mit Integrator und Berücksichtigung der geschätzten Störung . . . . .	72
6.10	Struktur des iterativ lernenden Regelungskonzeptes . . . . .	75

6.11	Struktur der Zustandsregelung mit I-Anteil . . . . .	77
6.12	Lage der Pole $x$ und Nullstellen $o$ : links – unreguliertes System, rechts – reguliertes System . . . . .	78
6.13	Idee hinter der Trennung des ILR-Lerngesetzes . . . . .	80
6.14	Signalflussplan der Simulation . . . . .	81
6.15	Verlauf der Atemanstrengung $\dot{V}_{\text{musk}}$ durch Einstellung verschiedener Para- meter . . . . .	83
6.16	Verlauf der Atemanstrengung $\dot{V}_{\text{musk}}$ für einen sinusförmig-atmenden Patienten	83
6.17	Verlauf der Atemanstrengung $\dot{V}_{\text{musk}}$ für einen natürlich-atmenden Patienten	83
6.18	MPR-Testszenario 1a bei sinusförmiger Atmung . . . . .	86
6.19	MPR-Testszenario 1b bei sinusförmiger Atmung . . . . .	86
6.20	MPR-Testszenario 2a bei natürlicher Atmung . . . . .	87
6.21	MPR-Testszenario 2b bei natürlicher Atmung . . . . .	87
6.22	MPR-Testszenario 3 bei natürlicher Atmung . . . . .	88
6.23	MPR-Testszenario 4 bei natürlicher Atmung . . . . .	89
6.24	ILR-Testszenario 1a bei sinusförmiger Atmung . . . . .	90
6.25	ILR-Testszenario 1b bei sinusförmiger Atmung . . . . .	90
6.26	ILR-Testszenario 2a bei natürlicher Atmung . . . . .	91
6.27	ILR-Testszenario 2b bei natürlicher Atmung . . . . .	91
6.28	ILR-Testszenario 3a bei natürlicher Atmung . . . . .	92
6.29	ILR-Testszenario 3b bei natürlicher Atmung . . . . .	92
6.30	Verlauf der Druckdifferenz $\Delta p_m$ der ILR über kompletten Atemzyklus . . .	93
6.31	ILR-Testszenario 4 bei natürlicher Atmung . . . . .	93
7.1	Übersicht der kaskadierten Regelung mit den zugehörigen Abtastzeiten $t_s$ .	95
7.2	Aufbau und Funktionsübersicht des <i>ASL 5000</i> . . . . .	97
7.3	Atemmuster der initiierten Patienten für sinusförmige Atmung . . . . .	98
7.4	Atemmuster der initiierten Patienten für natürliche Atmung . . . . .	98
7.5	Vergleich der geschätzten Verläufe für Lungendruck $p_l$ und Atemanstrengung $\dot{V}_{\text{musk}}$ . . . . .	101
7.6	Rauschintensität der Motorspannung $u_a$ : links – MPR, rechts – ILR . . . .	102
7.7	Druckverläufe $p_m$ zum Start der Therapie und bei Wechsel des Thera- piedruckes: links – MPR, rechts – ILR, $\ominus$ Solldruck, $\ominus$ Istdruck . . . . .	102
7.8	MPR-Test Erwachsener bei sinusförmiger Atmung . . . . .	103
7.9	ILC-Test Jugendlicher bei sinusförmiger Atmung . . . . .	104

7.10	MPR-Test Jugendlicher bei natürlicher Atmung . . . . .	105
7.11	Statistische Auswertung der identifizierten Parameter bei der MPR . . . . .	106
7.12	ILR-Test COPD-Patient bei natürlicher Atmung . . . . .	106
7.13	Statistische Auswertung der identifizierten Parameter bei der ILR . . . . .	107
7.14	Einfluss der Parameterschätzung auf die Druckabweichung $\Delta p_m$ , links – MPR, rechts – ILR, – zum Start, – mit Berücksichtigung der Atemanstrengung, mit ILR . . . . .	108
7.15	Vergleich der Druckabweichung $\Delta p_m$ mit Konkurrenzgeräten bei $p_m = 4$ hPa	109
7.16	Vergleich der Druckabweichung $\Delta p_m$ mit Konkurrenzgeräten bei einem Therapiedruck von $p_m = 10$ hPa . . . . .	109
7.17	MPR-Test Proband 1 . . . . .	111
7.18	MPR-Test Proband 2 . . . . .	112
7.19	MPR-Test Proband 3 . . . . .	112
7.20	ILR-Test Proband 1 . . . . .	113
7.21	ILR-Test Proband 2 . . . . .	114
7.22	ILR-Test Proband 3 . . . . .	114
B.1	Experimenteller Aufbau mit dem <i>ASL 5000 Breathing Simulator</i> . . . . .	123
B.2	Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit MPR-Ansatz: Verlauf der Druckabweichung $\Delta p_m$ über 19 Atemzüge . . . . .	125
B.3	Ergebnisse bei natürlicher Atmung mit ILR-Ansatz: Verlauf der Druckabweichung $\Delta p_m$ über 19 Atemzüge . . . . .	126

# Tabellenverzeichnis

1.1	Beispielhafte Zusammensetzung des Schlafes verschiedener Altersgruppen und von OSAS-Patienten (Angabe in %) . . . . .	4
1.2	Beispielhafte Zusammensetzung des Schlafes verschiedener Altersgruppen, Einteilung nach Geschlecht: m – männlich, w – weiblich (Angabe in %) . . . . .	4
1.3	Anforderungen an die dynamische Druckstabilität bei verschiedenen Therapiedrücken . . . . .	10
1.4	Dynamische Druckstabilität verschiedener CPAP-Geräte . . . . .	11
3.1	Standardparameter zur Analyse der Modelle . . . . .	35
6.1	Ergebnisse der Druckstabilität der simulativen Untersuchung des MPR- und des ILR-Ansatzes bei 6 hPa Therapiedruck . . . . .	94
7.1	Patiententypen am <i>ASL 5000</i> . . . . .	97
7.2	Verschiedene Atemszenarien für den Test der Regelungsstrategien . . . . .	99
7.3	Ergebnisse der Identifikation bei sinusförmiger Atmung mit MPR . . . . .	104
7.4	Ergebnisse der Identifikation bei sinusförmiger Atmung mit ILR . . . . .	104
7.5	Einfluss der Parameterschätzung auf die Druckgenauigkeit . . . . .	108
7.6	Druckstabilität im Vergleich zu existierenden Geräten bei 4 hPa Therapiedruck	110
7.7	Druckstabilität im Vergleich zu existierenden Geräten bei 10 hPa Therapiedruck . . . . .	110
8.1	Dynamische Druckstabilität verschiedener CPAP-Geräte im Vergleich zu den entwickelten Regelungskonzepten bei 4 hPa . . . . .	118



# Literaturverzeichnis

- [1] C. NIGGEBRÜGGE: *Die Geschichte der Beatmung – Analyse and Neubewertung am Beispiel der Geschichte des Pulmotor Notfallbeatmungs- and Wiederbelebungsgeräts der Lübecker Drägerwerke*. Doktorarbeit, Universität zu Lübeck, 2011.
- [2] D. R. HESS und R. M. KACMAREK: *Essentials of Mechanical Ventilation*. McGraw-Hill Education, 2014.
- [3] C. LEHMANN: *Langzeitbeatmung: Tagung der Deutschen Gesellschaft für Anaesthesie and Wiederbelebung am 5. and 6. November 1966 in München*. Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- [4] R. LARSEN und T. ZIEGENFUSS: *Beatmung - Grundlagen and Praxis*, Band 4., vollständig überarbeitete and erweiterte Auflage. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2009.
- [5] J. RATHGEBER: *Grundlagen der maschinellen Beatmung*. Georg Thieme Verlag KG, 2010.
- [6] W. RANDEARTH, B. SANNER und V. SOMERS: *Sleep Apnea: Current Diagnosis and Treatment*. Karger Medical and Scientific Publishers, 2006.
- [7] H. MATTHYS und W. SEEGER: *Klinische Pneumologie, 4., überarbeitete and aktualisierte Auflage*. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2008.
- [8] J. MARSCHALL, S. HILDEBRANDT, H. SYDOW und H.-D. NOLTING: *Gesundheitsreport 2017, Analyse der Arbeitsunfähigkeitsdaten. Update: Schlafstörungen*. KESSLER Druck + Medien GmbH & Co. KG, Bobingen, 2017.
- [9] H. PETER, T. PENZEL und J. H. PETER: *Enzyklopädie der Schlafmedizin*. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2007.
- [10] C. IBER, S. ANCOLI-ISRAEL, A. CHESSON und S. QUAN: *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specification*. American Academy of Sleep Medicine, 2007.
- [11] W. SIEGENTHALER und A. AESCHLIMANN: *Differenzialdiagnose, innere Krankheiten - vom Symptom zur Diagnose*. Georg Thieme Verlag, 2005.

- [12] S. GROONTOONK: *Beeinflussung des CPAP-Druckes bei obstruktivem Schlaf-Apnoe-Syndrom durch Gabe von Theophyllin*. phdthesis, Hohe Medizinische Fakultät der Ruhr-Universität Bochum, 2003.
- [13] DR. MED. L. EBERLE: [http://www.halsnasenohrenarzt.ch/de/?page\\_id=22](http://www.halsnasenohrenarzt.ch/de/?page_id=22), 23.01.2018.
- [14] B. STUCK, J. MAURER, M. SCHREDL, H. WEESS und L. FRICKE-OERKERMANN: *Praxis der Schlafmedizin: Schlafstörungen bei Erwachsenen and Kindern - Diagnostik, Differentialdiagnostik and Therapie*. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [15] A. ALTALAG, J. ROAD und P. WILCOX: *Pulmonary Function Tests in Clinical Practice*. Springer-Verlag London Limited, 2009.
- [16] S. REDLINE, H. L. KIRCHNER, S. QUAN, D. GOTTLIEB, V. KAPUR und A. NEWMAN: *The Effects of Age, Sex, Ethnicity, and Sleep-Disordered Breathing on Sleep Architecture*. Archives of internal medicine, 164:406–18, 03 2004.
- [17] DR. COBURG ZAHNÄRZTE: <http://www.kaarst-schnarcht-nicht.de/Sites/diagnostik>, 23.01.2018.
- [18] A. MAGDA und W. WALDMANN: *das schlafmagazin - Wege zum gesunden Schlaf*. Das Informationsforum rund um den Schlaf, Heft Nr 4, 2013.
- [19] C. STÄHLE: *Einfluss der obstruktiven Schlafapnoe and ihrer Therapie auf die Endothelfunktion*. Doktorarbeit, Medizinischen Klinik I des Marienhospitals Herne Universitätsklinik der Ruhr - Universität Bochum, 2009.
- [20] J. H. PETER, U. KOEHLER, L. GROTE und T. PODSZUS: *Manifestations and consequences of obstructive sleep apnoea*. European Respiratory Journal, 8:1572–1583, 1995.
- [21] D. LEGER, V. BAYON, J. P. LAABAN und P. PHILIP: *Impact of sleep apnea on economics*. Sleep Medicine Reviews, 16(5):455–462, Okt. 2012.
- [22] A. SASSANI, L. J. FINDLEY, M. KRYGER, E. GOLDLUST, C. GEORGE und T. M. DAVIDSON: *Reducing motor-vehicle collisions, costs, and fatalities by treating obstructive sleep apnea syndrome*. Sleep, 27(3):453–458, Mai 2004.
- [23] J. C. REJON-PARRILLA, M. GARAU und J. SUSSEX: *Obstructive Sleep Apnoea Health Economics Report*. Consulting Report forthe British Lung Foundation, 2014.
- [24] A. VAVROVSKY: *Welche gesamtgesellschaftlichen Kosten entstehen der Volkswirtschaft durch OSAS and COPD?* Plattform Home Care Provider (HCP): Vorteile der Heimsauerstoff Therapie, Wirtschaftskammer Österreich, Okt. 2013.
- [25] T. PENZEL, H. PETER und J. H. PETER: *Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft Schlafstörungen*. Robert-Koch-Institut/Statistisches Bundesamt, 2005.

- [26] W. BÖDEKER, H. FRIEDEL, C. RÖTTGER und A. SCHRÖER: *Kosten arbeitsbedingter Erkrankungen in Deutschland*. Forschungsbericht Fb, 946, 2002.
- [27] D. R. HILLMAN, A. S. MURPHY, R. ANTIC und L. PEZZULLO: *The economic cost of sleep disorders*. SLEEP-NEW YORK THEN WESTCHESTER, 29(3):299, 2006.
- [28] P. NERFELDT, B. NILSSON, L. MAYOR, J. UDDÉN HEMMINGSSON und D. FRIBERG: *A Two-Year Weight Reduction Program in Obese Sleep Apnea Patients*. Journal of Clinical Sleep Medicine, 6(5), 2010.
- [29] E. KRAMES, P. PECKHAM und A. REZAI: *Neuromodulation*. Elsevier Science, 2009.
- [30] DEUTSCHE GESELLSCHAFT FÜR HALS-NASEN-OHRENHEILKUNDE, KOPF- AND HALS-CHIRURGIE E.V.: *Stellungnahme der Arbeitsgemeinschaft Schlafmedizin der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- and Hals-Chirurgie e. V., Bonn zur Stimulation der oberen Atemwege durch Implantate mit oder ohne Atmungsdetektion (offener oder geschlossener Kreislauf) zur Behandlung der obstruktiven Schlafapnoe*, September 2014.
- [31] S. SCHWARTING: *Eine Therapie, deren Zeit gekommen ist. Zahnschienen zur Behandlung der Schlafapnoe*. das schlafmagazin, 2013.
- [32] H. MATTHYS und W. SEEGER: *Klinische Pneumologie - 3., überarb. and aktualisierte Aufl.* Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2002.
- [33] C. E. SULLIVAN, F. G. ISSA, M. BERTHON-JONES und L. EVES: *Reversal of obstructive sleep apnoea by continuous positive airway pressure applied through the nares*. The Lancet, 37(8225):862–865, 1981.
- [34] APOTHEKEN-UMSCHAU: [https://www.apotheken-umschau.de/Schlafstoerungen/Schlafstoerungen-Ursachen-Schnarchen-Schlafapnoe-55476\\_-8.html](https://www.apotheken-umschau.de/Schlafstoerungen/Schlafstoerungen-Ursachen-Schnarchen-Schlafapnoe-55476_-8.html), 23.01.2018. Wort & Bild Verlag Konradshöhe GmbH & Co. KG,.
- [35] A. M. ESQUINAS: *Noninvasive Mechanical Ventilation: Theory, Equipment, and Clinical Applications*. Springer International Publishing, 2015.
- [36] A. EISENMANN, V. RUSETSKI, D. SHARIVKER und R. N. AVITAL: *Role of the Boussignac Continuous Positive Pressure Mask in the Emergency Department*. Israeli Journal of Emergency Medicine, Vol. 8(No. 2), 2008.
- [37] M. J. POPPER, R. A. UND LEIDINGER und A. J. WILLIAMS: *Endoscopic observation of the pharyngeal airway during treatment of obstructive sleep apnoes with nasal continuous positive airway pressure - a pneumatic splint*. West J Med, 144:83-5, 1986.

- [38] G. NILIUS: *Ist eine Akzeptanzverbesserung der nächtlichen Überdruckbeatmung möglich?* 54. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie and Beatmungsmedizin e. V., 2013.
- [39] T. NETZEL: *Bewertung and Vergleich von CPAP and APAP-Geräten: Der TÜV für Schlafapnoepatienten.* Schlafmagazin, Nr. 1, 2010.
- [40] J. P. BACON, R. J. FARNEY, R. L. JENSEN, J. M. WALKER und T. V. CLOWARD: *Nasal continuous positive airway pressure devices do not maintain the set pressure dynamically when tested under simulated clinical conditions.* Chest, 118(5):1441–1449, Nov. 2000.
- [41] PROF. DR.-ING. T. NETZEL: <http://www.respiratorcheck.de/cpap.html>, 24.04.2018.
- [42] VDK-FACHVERBAND SCHLAFAPNOE/CHRONISCHE SCHLAFSTÖRUNGEN: *Schlafapnoe-Atemtherapiegeräte nach DIN EN ISO 17510-1:2008-01.* Schlafapnoe Aktuell, Heft 27 S. 5, Apr. 2008.
- [43] A. ANTONESCU-TURCU und S. PARTHASARATHY: *CPAP and Bi-level PAP Therapy: New and Established Roles.* Respir Care, 55(9):1216–1229, Jan. 2010.
- [44] T. MORGENTHALER, R. AURORA, T. BROWN, R. ZAK, C. ALESSI, B. BOEHLECKE, A. CHESSON, L. FRIEDMAN, V. KAPUR, R. MAGANTI, J. OWENS, J. PANCER und T. SWICK: *Practice parameters for the use of autotitrating continuous positive airway pressure devices for titrating pressures and treating adult patients with obstructive sleep apnea syndrome: an update for 2007.* Standards of Practice Committee of the AASM and American Academy of Sleep Medicine Sleep, 31(1):141–147, Jan. 2008.
- [45] Z. CHEN, Z.-Y. HU und H.-D. DAI: *Control system design for a continuous positive airway pressure ventilator.* Biomed Eng Online., 11(5), 2012.
- [46] R. LANGDON, P. DOCHERTY, C. SCHRANZ und J. CHASE: *Prediction of high airway pressure using a non-linear autoregressive model of pulmonary mechanics.* BioMedical Engineering OnLine, 16:126, 2017.
- [47] J. KRETSCHMER, B. LAUFER, T. LEHMANN, P. STEHLE, D. REDMOND und K. MÖLLER: *Ein softwarebasierter Patientensimulator zur Evaluierung medizinischer Entscheidungssysteme.* at - Automatisierungstechnik, 64(11), 2016.
- [48] F. DIETZ, A. SCHLOSSLER und D. ABEL: *Nicht-invasive volumenkontrollierte Beatmung mit Rekonstruktion der Spontanatmung.* at - Automatisierungstechnik, 2004.
- [49] K. ROUBIK, J. RAFL, M. HEERDE und D. MARKHORST: *Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to an HFO Ventilator.* IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 58(11), 2011.

- [50] K. MENNY: *Strömungsmaschinen - Hydraulische and thermische Kraft- and Arbeitsmaschinen*, Band 5. überarbeitete Auflage. B.G. Teubner Verlag / GWV Fachverlage GmbH, 2006.
- [51] W. OSTERHAGE: *Studium Generale Physik - Ein Rundflug von der klassischen bis zur modernen Physik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013.
- [52] E. HERING, R. MARTIN und M. STOHRER: *Taschenbuch der Mathematik and Physik*, Band 5. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [53] F. SCHÜTTLER: *Parameterschätzung atmungsmechanischer Modelle zur Vorhersage pharyngealer Obstruktionen bei Patienten mit schlafbezogenen Atmungsstörungen*. Doktorarbeit, Aus dem Zentrum für Innere Medizin der Philipps-Universität Marburg, 1998.
- [54] F. DIETZ, A. SCHLOSSLER und D. ABEL: *Flow Feedback Control in Home Care Ventilation Considering Spontaneous Breathing*. GMA Kongress, VDI-Berichte 1756, 2003.
- [55] M. GEKLE: *Physiologie*. Georg Thieme Verlag KG, 2010.
- [56] F. DIETZ: *Flowregelung für die nicht-invasive Beatmung unter Berücksichtigung von Maskenleckage and Spontanatmung*. Doktorarbeit, Fakultät für Maschinenwesen der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen, 2003.
- [57] J. C. BEHREND: *Physiologie: 93 Tabellen*. Georg Thieme Verlag KG, 2010.
- [58] D. BÖSCH und C.-P. CRIÉE: *Lungenfunktionsprüfung: Durchführung – Interpretation – Befundung*. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2007.
- [59] R. F. SCHMIDT, F. LANG und M. HECKMANN: *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*, Band 29., vollständig neu bearbeitete and aktualisierte Auflage. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2005.
- [60] A. V. GESTEL und H. TESCHLER: *Physiotherapie bei chronischen Atemwegs- and Lungenerkrankungen: Evidenzbasierte Praxis*. Springer-Verlag, 2010.
- [61] P. HABER: *Lungenfunktion and Spiroergometrie*, Band 2. Springer Verlag/Wien, 2007.
- [62] W. OCZENSKI, A. WERBA und H. ANDEL: *Atem-Atemhilfen: Atemphysiologie and Beatmungstechniken*, Band 3. unveränderte Auflage. Blackwell Wissenschaften, 1996.
- [63] R. NOLLAU: *Modellierung and Simulation technischer Systeme - Eine praxisnahe Einführung*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [64] C. WOLZ: *Ein schnelles and genaues Simulationsmodell für permanentmagneterregte Kommutatormotoren kleiner Leistung mit Zahnspulen unter Berücksichtigung nichtlinearer Eigenschaften*. Universitätsverlag der TU Berlin, 2017.

- [65] E. TRUCKENBRODT: *Fluidmechanik - Grundlagen and elementare Strömungsvorgänge dichtebeständiger Fluide*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [66] G. H. LILJEQUIST: *Allgemeine Meteorologie*. Vieweg+Teubner Verlag, 2013.
- [67] A. BÖGE, J. EICHLER, W. SCHLEMMER und G. BÖGE: *Physik für technische Berufe: Physikalisch-technische Grundlagen, Formelsammlung, Versuchsbeschreibungen, Aufgaben mit ausführlichen Lösungen*. Vieweg+Teubner Verlag, 2008.
- [68] G. WIEGLEB: *Gasmesstechnik in Theorie und Praxis*. Springer Fachmedien Wiesbaden, 2016.
- [69] A. BRUNNER und G. BERGMANN: *Handbuch der Inneren Medizin, Band 4, Teil 1, Erkrankungen der Atmungsorgane*. Springer Berlin/Göttingen/Heidelberg, 1956.
- [70] B. DIONG, H. NAZERAN, P. NAVA und M. GOLDMAN: *Modeling Human Respiratory Impedance - Comparing the Best Method with the Least Estimation Errors*. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, 2007.
- [71] C. NGO, B. MISGELD, T. VOLLMER, S. WINTER und S. LEONHARDT: *Linear affine lung mechanics model with emphasis on pleural dynamics*. Walter de Gruyter, 2014.
- [72] K. LOPEZ-NAVAS, E. ROTHER und U. WENKEBACH: *Comparison of six models of the respiratory system based on parametric estimates from three identification models*. Walter de Gruyter, Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik, 2012.
- [73] C. NGO, A. KUBE, K. KRÜGER, T. VOLLMER, S. WINTER, S. LEONHARDT und B. MISGELD: *Identification of respiratory parameters in frequency and time domain with Forced Oscillation Technique*. 9. IFAC Symposium on Biological and Medical Systems, 2015.
- [74] J. ADAMY: *Nichtlineare Regelungen*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [75] C. FRITSCHKE: *Ein Beitrag zur prädiktiven Regelung verbrennungsmotorischer Prozesse*. Doktorarbeit, Fakultät für Informatik and Elektrotechnik, Universität Rostock, 2010.
- [76] M. RAU: *Nichtlineare modellbasierte prädiktive Regelung auf Basis lernfähiger Zustandsraummodelle*. Doktorarbeit, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, Technische Universität München, 2003.
- [77] E. F. CAMACHO und C. BORDONS ALBA: *Model Predictive control*, Band Second Edition. Springer-Verlag London, 2007.
- [78] M. PAPAGEORGIOU: *Statische, Dynamische, Stochastische Verfahren für die Anwendung*. Oldenbourg Verlag, München, 1996.

- [79] S. AHN, K. MOORE und Y. CHEN: *Iterative Learning Control: Robustness and Monotonic Convergence for Interval Systems*. Springer Publishing Company, 2007.
- [80] K. J. ASTRÖM und R. M. MURRAY: *Feedback Systems: An Introduction for Scientists and Engineers*. Princeton University Press, 2010.
- [81] A. ZILOUCHIAN: *An iterative learning control technique for a dual arm robotic system*. Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1994.
- [82] S. ARIMOTO, S. KAWAMURA und F. MIYAZAKI: *Bettering operation of robots by learning*. *Advances in Industrial Control*. Journal of Robotic Systems, 1984.
- [83] J.-X. XU, S. K. PANDA und T. H. LEE: *Real-time Iterative Learning Control - Design and Applications*. Department of Electrical and Computer Engineering, National University of Singapore, Springer-Verlag, 2009.
- [84] D. BRISTOW, M. THARAYIL und A. G. ALLEYNE: *A survey of iterative learning control*. IEEE Control Systems Magazine, 26(3), 2006.
- [85] T. SEEL: *Learning Control and Inertial Realtime Gait Analysis in Biomedical Applications*. Doktorarbeit, Fakultät IV – Elektrotechnik und Informatik der Technischen Universität Berlin, 2016.
- [86] K. L. MOORE: *Iterative Learning Control for Deterministic Systems*. Springer-Verlag, 1993.
- [87] C. FREEMAN, E. ROGERS, J. BURRIDGE, A.-M. HUGHES und K. MEADMORE: *Iterative Learning Control for Electrical Stimulation and Stroke Rehabilitation*. Springer London, 2015.
- [88] N. MIKAEL und S. GUNNARSSON: *Time and frequency domain convergence properties in iterative learning control*. International Journal of Control, 75(14):1114–1126, 2002.
- [89] H. F. NIEMEYER und E. WERMUTH: *Lineare Algebra: Analytische and numerische Behandlungen*. Vieweg+Teubner Verlag, 2013.
- [90] M. NORRLÖF: *Iterative Learning Control Analysis, Design, and Experiments*. Doktorarbeit, Fakultät für Elektrotechnik Linköping University, 2000.
- [91] J. WALLEN: *Estimation-based Iterative Learning Control*. Doktorarbeit, Department of Electrical Engineering, Dissertation, 2011.
- [92] H.-S. AHN, Y. CHEN und K. MOORE: *Iterative learning control: brief survey and characterization*. IEEE Trans Syst Man Cybern, 37(6):1099–1121, 2007.
- [93] T. SEEL, S. SCHNEIDER, K. AFFELD und T. SCHAUER: *Cascade Controller for a Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement System*. at - Automatisierungstechnik 63(1):5-13, 2015.

- [94] Z. BIEN und J.-X. XU: *Iterative Learning Control: Analysis, Design, Integration and Application*. Kluwer, 1998.
- [95] E. ROGERS, D. H. OWENS und N. AMANN: *Iterative learning control for discrete-time systems with exponential rate of convergence*. IEE Proceedings - Control Theory and Applications, 143(2):217–224, 1996.
- [96] J.-X. XU und Y. TAN: *Linear and Nonlinear Iterative Learning Control*. Lecture Notes Series on Control and Information Science, Springer-Verlag, 2003.
- [97] D. SCHRÖDER: *Elektrische Antriebe – Regelung von Antriebssystemen*, Band 10. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [98] J. LUNZE: *Regelungstechnik 1: Systemtheoretische Grundlagen, Analyse and Entwurf einschleifiger Regelungen*. Regelungstechnik / Jan. Lunze. Springer, 2005.
- [99] L. PAPULA: *Mathematik für Ingenieure and Naturwissenschaftler Band 2, Ein Lehr- and Arbeitsbuch für das Grundstudium*. Springer Fachmedien Wiesbaden, 2015.
- [100] A. DUBOIS, A. D. BRODY, D. LEWIS und B. BURGESS: *Oscillation mechanics of lungs and chest in man*. Journal of Applied Physiology, 8, 1956.
- [101] M. SCHEEL, A. BERNDT und O. SIMANSKI: *Modellierung and Parametrierung des respiratorischen Systems eines Patienten in der Atemtherapie*. Workshop der ASIM/GI-Fachgruppen, 2015.
- [102] D. NAVAJAS, J. ALCARAZ, R. PESLIN, J. ROCA und R. FARRÉ: *Evaluation of a method for assessing respiratory mechanics during noninvasive ventilation*. European Respiratory Journal, 16:704–709, 2000.
- [103] INGMAR MEDICAL, SOFTWAREVERSION 3.5, REVISION 2: *ASL 5000 Active Servo Lung High Fidelity Breathing Simulator - User's Manual*, 2015.
- [104] J. LUNZE: *Regelungstechnik 2*. Nummer Bd. 2 in *Springer-Lehrbuch*. Springer, 2008.
- [105] R. MARCHTHALER und S. DINGLER: *Kalman-Filter Einführung in die Zustandsschätzung and ihre Anwendung für eingebettete Systeme*. Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH, 2017.
- [106] U. KUCKARTZ, S. RÄDIKER, T. EBERT und J. SCHEHL: *Statistik: Eine verständliche Einführung*. VS Verlag für Sozialwissenschaften, 2013.
- [107] I. POPOV, P. KOSCHORREK, A. HAGHANI und T. JEINSCH: *Adaptive Kalman Filtering for Dynamic Positioning of Marine Vessels*. IFAC PapersOnLine, 50-1(1):1121–1126, 2017.
- [108] D. SIMON: *Kalman Filtering*. Embedded Systems Programming, 2001.

- 
- [109] O. A. BABICH: *Using the Picard Method to Calculate Covariance Matrices in the Discrete Kalman Filters*. Gyroscopy and Navigation, 8(4), 2017.
- [110] J. L. GARRIGA und M. SOROUSH: *Model Predictive Control Tuning Methods: A Review*. I, 2010.



# Publikationsliste

## 2014

M. Scheel, A. Berndt, R. Kölln, A. Sievert, O. Simanski: *Model-based Control Approach for a CPAP-Device*. Biomed Tech 2014; 59 (s1) © 2014 by Walter de Gruyter, Berlin, Boston

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Druckregelung eines druckschlauchlosen Atemtherapiegerätes*. 8th International Symposium on AUTOMATIC CONTROL

## 2015

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Modellierung und Parametrierung des respiratorischen Systems eines Patienten in der Atemtherapie*. Workshop der ASIM/GI-Fachgruppen - Simulation technischer Systeme Grundlagen und Methoden in Modellbildung und Simulation, 2015

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Modelling and Control of the pneumatic part of a CPAP-Device*. Biomed Tech 2015; 60 (s1) © by Walter de Gruyter, Berlin, Boston

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Iterative Learning Control: An Example for Mechanical Ventilated Patients*. IFAC-PapersOnLine 48-20 (2015)

## 2016

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Cascaded Control Environment for a CPAP-Device*. Biomed Tech 2016; 61 (s217) © by Walter de Gruyter, Berlin, Boston

M. Scheel, T. Schauer, A. Berndt, O. Simanski: *Zustandsbasierte Druckregelung für Beatmungs- und Atemtherapiegeräte*. 12. Workshop AUTOMED - Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Modeling and closed-loop control of a medical flow generator appliance*. at - Automatisierungstechnik 64(11):870-877, 2016

**2017**

M. Scheel, T. Schauer, A. Berndt, O. Simanski: *Model-based control approach for a CPAP-device considering patient's breathing effort*. IFAC-PapersOnLine (2017)

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Model predictive control approach for a CPAP-device*. Current Directions in Biomedical Engineering, January 2017, De Gruyter, DOI: 10.1515/cdbme-2017-0065

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Simulative Untersuchung der modellprädiktiven Regelung für Atemtherapiegeräte*. 9th International Symposium on AUTOMATIC CONTROL

**2018**

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Modellprädiktive Druckregelung für die kontinuierliche Überdrucktherapie*. 13. Workshop AUTOMED - Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin

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>

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Application of Kalman filter for breathing effort reconstruction for OSAS patients in breathing therapy*. at - Automatisierungstechnik 66(12):1064-1071, 2018 DOI: 10.1515/auto-2018-0067

M. Scheel, A. Berndt, O. Simanski: *Patient-Individual Control for CPAP-Devices: Practical Aspects*. 2nd IFAC Conference on Cyber-Physical & Human-Systems, 2018, Miami, USA

**2020**

M. Scheel, O. Simanski: *Modellierung eines Atemtherapiesystems – Vergleich von 2 Modellsätzen*. Proceedings on Automation in Medical Engineering, Vol 1 No 1 (2020), DOI: <https://doi.org/10.18416/AUTOMED.2020>

# Thesen

- Aus regelungstechnischer Sicht sind viele Geräte ungeeignet, da sie die Soll drücke nicht einhalten. Das führt zu einer unangenehmen Wahrnehmung für den Patienten und auftretende Apnoen werden mitunter nicht verhindert.
- Um die Regelgüte zu verbessern, sollen patienten-individuelle Regelungskonzepte entwickelt und umgesetzt werden. Dazu muss das Atemtherapiesystem modelliert werden.
- Ist ein Modell des Patienten vorhanden, kann die Atemanstrengung des Patienten durch einen Störgrößenbeobachter geschätzt werden. Der Einsatz eines Kalman Filters hat sich für diese Aufgabe bewährt.
- Eine modellprädiktive Regelung kann den Einfluss der Störgröße (Atmung des Patienten) bei der Berechnung der Stellgröße berücksichtigen und so die Regelgüte verbessern. Die Dynamik der Regelung kann über die Gewichtungsmatrizen beeinflusst werden.
- Die iterativ lernende Regelung kann Druckabweichungen durch Lernen des Fehlers über mehrere Atemzüge reduzieren und sich an die Bedürfnisse des Patienten, auch bei erhöhter Atemaktivität, anpassen.
- Unter normativen Testbedingungen (14-4 03/2007 MDS-Hi) werden die Anforderungen an die Regelabweichung mit dem ermittelten Modell erfüllt. Die Ansprüche des VdK-Fachverbandes Schlafapnoe konnten bis zum getesteten Therapiedruck ebenfalls erfüllt werden.
- Die Untersuchung an realen Patienten zeigte eine deutliche Verbesserung der Regelgüte. Dadurch kann möglicherweise der Patientenkomfort erhöht werden, wodurch die Kosten zur Behandlung von Folgeerkrankungen reduziert werden.



# Mathias Scheel

## Lebenslauf

### ■ Persönliche Daten

Geburtstag 31.07.1989  
Geburtsort Wismar  
Geschlecht männlich

### ■ Ausbildung

1996–2000 **Grundschule**, *Fritz-Reuter-Grundschule* , Wismar.  
2000–2008 **Gymnasium**, *Gerhard-Hauptmann-Gymnasium* , Wismar, Abitur: 1,9.  
2008–2012 **Studium Bachelor Elektrotechnik**, *Hochschule Wismar*, Bachelor of Engineering: 1,8.  
2008–2009 **Netzwerkakademie**, *Hochschule Wismar*.  
Cisco Certified Network Associate (CCNA)  
2012–2013 **Studium Master Informations- und Elektrotechnik**, *Hochschule Wismar*, Master of Engineering: 1,1.

### ■ Berufserfahrung

2006 **PROWIS Automatisierung GmbH Wismar**.  
Praktikum im Bereich Systemintegration

12. Juli–06. August 2010 **H&F Industry Data**.  
Praktikum im Bereich Automatisierungstechnik und Netzwerkadministration

09.–27. August 2010 **Hamburger Wasserwerke GmbH**.  
Praktikum im Bereich Automatisierungstechnik und Kommunikationsnetzwerke

07. März–07. August 2011 **Hamburger Wasserwerke GmbH**.  
Praxissemester

16. Juli–05. August 2012 **ServiceXpert GmbH**.  
Praktikum im Bereich Diagnose-Center und Systementwicklung

01. November 2013–31. März 2020 **HOFFRICHTER GmbH Schwerin**.  
Entwicklungsingenieur für Beatmungs- und Atemtherapiegeräte – Schwerpunkt Regelungstechnik / Modellierung

November 2013 **Promotionsvorhaben**.  
– Juni 2021 Patienten-individuelle Regelungskonzepte in Atemtherapiegeräten

seit 01. April 2020 **ds automation gmbh**.  
Entwicklungsingenieur / Projektmanager

## Kenntnisse

MATLAB/Simulink/SimEvents/Stateflow

Programmiersprachen (C/C++ auf Mikrocontroller-Basis, C#)

Automatisierungs-, Steuerungs- und Regelungstechnik

Robotik

Netzwerksicherheit (IDS/IPS, 2FA), Netzwerkadministration

CCNA 1–4 (Cisco Certified Network Associate)

Betriebssysteme Windows und UNIX

Microsoft Office Produkte

## Sprachkenntnisse

Deutsch Muttersprache

Englisch sehr gute Kenntnisse *Schulunterricht von der 3. bis zur 12. Klasse, im Studium*

Latein Grundkenntnisse *Schulunterricht von der 7. bis zur 12. Klasse (Latinum)*

## Hobbys und Interessen

○ Musik

○ Tanzen

○ Sport

○ PC

## Außerschulische Aktivitäten

Intel–Leibniz–Challenge Universität Hannover

Seminarwoche Hamburg Haus Rissen

Stolpersteine

Europäische Akademie Waren/Müritz

## Führerschein

Klasse B