



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg  
*Hamburg University of Applied Sciences*

# Bachelorthesis

Felix Schmitt

Konzeption und Entwicklung eines Systems zur  
Atemgasmischung

Felix Schmitt  
Konzeption und Entwicklung eines Systems zur  
Atemgasmischung

Bachelorthesis eingereicht im Rahmen der Bachelorprüfung  
im Bachelorstudiengang Elektrotechnik und Informationstechnik  
am Department Informations- und Elektrotechnik  
der Fakultät Technik und Informatik  
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Betreuender Prüfer : Prof. Dr. -Ing. Jörg Dahlkemper  
Zweitgutachter : Prof. Dr. -Ing. Florian Wenck

Abgegeben am 20. September 2018

**Felix Schmitt**

**Thema der Bachelorthesis**

Konzeption und Entwicklung eines Systems zur Atemgasmischung

**Stichworte**

Gasmischer, Druckquelle, Flussmessung, Kaskadenregelung, Gain-Scheduled-Regler

**Kurzzusammenfassung**

Diese Arbeit behandelt die Mischung eines Atemgases durch Flussregelung von Sauerstoff und Luft. Dabei wird der Ausgangsdruck geregelt.

**Felix Schmitt**

**Title of the paper**

Conception and development of a system for breathing gas blending

**Keywords**

Blender, pressure source, flowmeasurement, cascade control, gain-scheduled controller

**Abstract**

This paper covers the blending of a breathing gas by controlling the flow of oxygen and air. The pressure at the outlet is controlled.

# Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich während der Anfertigung dieser Bachelorthesis unterstützt und motiviert haben.

Zuerst gebührt mein Dank Herr Prof. Dahlkemper, der meine Bachelorthesis betreut und begutachtet hat. Für die hilfreichen Anregungen und die konstruktive Kritik bei der Erstellung dieser Arbeit möchte ich mich herzlich bedanken.

Ich bedanke mich bei Herrn Hansmann von der Firma Dräger, bei dem ich die Aufgabenstellung bearbeiten durfte und während meines gesamten dualen Studiums den Großteil meiner Praxisphasen verbracht habe. In dieser Zeit habe ich viele Einblicke in die unterschiedlichsten Themengebiete erhalten.

Ein herzliches Dankeschön geht an alle, die meine Arbeit oder Teile von dieser zur Korrektur gelesen haben und für ihre konstruktive Kritik, sowie die motivierenden Worte.

Meinen Freunden Jeanine Liebold, Jaqueline Tödter und Marvin Holtz, danke ich besonders für den starken emotionalen Rückhalt während der schwierigen Zeit der Bearbeitung.

Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern Axel Schmitt und Lydia Schmitt bedanken, die mir mein Studium durch ihre Unterstützung ermöglicht haben und stets ein offenes Ohr für meine Sorgen hatten.

Felix Schmitt,

Hamburg, 20.09.2018

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einführung</b>	<b>10</b>
1.1. Motivation . . . . .	10
1.2. Ziel . . . . .	11
1.3. Vorgehen und Gliederung . . . . .	11
1.4. Firmenvorstellung . . . . .	12
<b>2. Stand der Technik</b>	<b>13</b>
2.1. Strömungsmechanik . . . . .	13
2.1.1. Strömungen . . . . .	14
2.2. Ventile . . . . .	20
2.3. Systemanalyse und Regelungstechnik . . . . .	22
2.3.1. Zielfestlegung . . . . .	22
2.3.2. Systemanalyse . . . . .	23
2.3.3. Regelungsstrukturen . . . . .	28
2.3.4. Reglerparametrierung . . . . .	30
2.4. Mischertopologien . . . . .	31
<b>3. Anforderungsprofil</b>	<b>35</b>
3.1. Anforderungen an Pneumatik . . . . .	36
3.2. Anforderungen an Benutzerschnittstellen . . . . .	38
3.3. Allgemeine Anforderungen . . . . .	40
<b>4. Konzeption</b>	<b>45</b>
4.1. Pneumatik . . . . .	45
4.2. Regelung . . . . .	53
4.3. Benutzerschnittstelle . . . . .	57
<b>5. Entwicklung</b>	<b>59</b>
5.1. Pneumatik . . . . .	59
5.2. Elektronik . . . . .	71
5.3. Software . . . . .	75
5.3.1. Simulink Modell . . . . .	75
5.3.2. Hardwareadaption . . . . .	80

---

5.4. Benutzerschnittstelle . . . . .	82
<b>6. Implementierung und Test</b>	<b>84</b>
6.1. Flussmesser . . . . .	84
6.2. Gesamtsystem . . . . .	86
6.3. Flussregler . . . . .	88
6.4. Druckregler . . . . .	93
6.5. Test . . . . .	96
<b>7. Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>101</b>
<b>Literatur</b>	<b>102</b>
<b>A. Anhang</b>	<b>105</b>
A.1. Gleichzeitigkeitsanalyse . . . . .	105
A.2. Pneumatikschaltplan . . . . .	106
A.3. Elektronikschaltpläne . . . . .	107
A.4. Blockschaltbild der Regelung und Simulink Modell . . . . .	111
A.5. Ablaufpläne des Programms . . . . .	111
A.6. C-Quellcode . . . . .	114
A.7. Matlab Quellcode . . . . .	115
A.8. Datenblätter . . . . .	115
A.9. Kostrunktion Flussmessung . . . . .	115
A.10.Messdaten . . . . .	115

# Nomenklatur

## Abkürzungen

**CPAP** engl. continious positive airway pressure; CPAP bezeichnet eine assistierende Beatmungstherapieform, bei der während Ein- und Ausatmung ein positiver, konstanter Druck im Rachen des Patienten erzeugt wird.

**slpm** Standard-Liter pro Minute  $1 \text{ slpm} = \frac{1013,25 \text{ mbar} \cdot 1 \text{ l}}{60 \text{ s}}$  bei 293 K.

**ZV** zentrale medizinische Gasversorgung.

**MATLAB** MATLAB ist eine Software der Firma MathWorks.

**FiO2** engl. fraction of inspired oxygen; Anteil des Sauerstoffs im Inspirationsgas.

**XMC4000** Mikrocontrollerfamilie auf Basis des ARM Cortex-M von der Firma Infineon Technologies AG.

**Resistance** Strömungswiderstand:  $R = \frac{\Delta p}{V}$ .

## Symbolverzeichnis

### Strömungsmechanik

$A$	Anteil
$A$	Fläche
$c$	Schallgeschwindigkeit
$d$	Durchmesser
$d$	charakteristische Länge
$F$	Kraft
$l$	Länge
$\dot{m}$	Massestrom
$M$	molare Masse
$p$	Druck
$r$	Radius
$R_m$	allgemeine Gaskonstante
$R_{pneu}$	pneumatischer Widerstand
$Re$	Reynoldszahl
$t$	Zeit
$V$	Volumen
$\dot{V}$	Volumenstrom
$\eta$	dynamische Viskosität
$\rho$	Dichte
$v$	Strömungsgeschwindigkeit
$\zeta$	Druckverlustbeiwert



## Regelungstechnik

$e$	Regelfehler
$G(z)$	Diskrete Übertragungsfunktion
$k_B$	Backcalculationbeiwert
$k_D$	Differenzierbeiwert
$k_I$	Integralbeiwert
$k_P$	Proportionalbeiwert
$\hat{K}_m$	Schätzwert
$L$	Verlustfunktion
$n$	weißes Rauschen
$T$	Zeit
$T_I$	Nachstellzeit
$w$	Führungsgröße
$y$	Regelgröße
$y_P$	beobachteter Wert
$y_M$	vorhergesagter Wert
$z$	Störgröße
$\theta$	Scheduling-Variabel

## Elektrotechnik

$g$	Verstärkung
$h_{FE}$	Hybridparameter Kleinsignalstromverstärkung
$I$	Strom
$P$	Leistung
$R$	elektrischer Widerstand
$U$	elektrische Spannung
$\theta$	Temperatur

# 1. Einführung

## 1.1. Motivation

Gasmischer sind nach heutigem Stand in nahezu allen Beatmungsgeräten und Anästhesiegeräten zu finden. Sie dienen der Bereitstellung eines Atemgasgemisches mit einer einstellbaren Sauerstoffkonzentration. Dies ist entscheidend, um bei respiratorischer Insuffizienz die Oxygenierung des Blutes und somit des Körpers sicherzustellen. Eine aktuelle Entwicklung im Bereich der Beatmungstechnik ist die Miniaturisierung und Minimalisierung des Beatmungsgerätes. Dabei wird ein Beatmungsgerät geschaffen, welches auf die Beatmungssteuerung reduziert wird und von einer Vielzahl von Gasquellen versorgt werden kann. Dies können CPAP<sup>1</sup>-Therapiegeräte oder auch Gasflaschen mit Druckminderer sein. Zum Einsatz im Krankenhaus ist eine einstellbare Sauerstoffkonzentration unabdingbar. Aufgrund des technologischen Fortschritts lassen sich zum heutigen Tag weitaus mehr Vitalparameter des Patienten überwachen. Die Akquisition dieser Daten erfordert weitere Messgeräte, welche einen wachsenden Anteil des Platzes um das Krankenbett einnehmen. Die Miniaturisierung des Beatmungsgerätes entspannt diese Situation. Dies gilt jedoch nur, wenn der Mischer nicht einen überproportional wachsenden Platzbedarf besitzt. Es wird ein kompakter, eigenständiger Mischer ohne Verbindung zum Beatmungsgerät benötigt, um die Vorteile des Beatmungsgerätes nicht einzuschränken und trotzdem den Anforderungen des Einsatzgebietes gerecht zu werden.

---

<sup>1</sup>engl. continious positive airway pressure; CPAP bezeichnet eine assistierende Beatmungstherapieform, bei der während Ein- und Ausatmung ein positiver, konstanter Druck im Rachen des Patienten erzeugt wird.

## 1.2. Ziel

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf der Erstellung eines Technologiedemonstrators eines Gasmischers. Dieser soll einen Druckausgang mit einer einstellbaren Sauerstoffkonzentration zur Verfügung stellen und bis zu vier Beatmungsgeräte versorgen. Die Entnahme des Gases erfolgt mit der Dynamik der typischen Beatmungsformen, der unterstützenden und mandatorischen Beatmung. Der Druckausgang muss dies als Druckquelle ausgleichen können. Es sollen Komponenten genutzt werden, welche in einem Serienprodukt möglichst wenig Bauvolumen einnehmen. Dies erfordert den Einsatz von einem kleinen Puffervolumen. Damit gehen höhere Anforderungen an die Geschwindigkeit der Aktoren einher. Der Mischer wird an einer zentralen Gasversorgung betrieben. Das Besondere dieses Gerätes ist seine Eigenständigkeit. Eine Kommunikation mit dem Verbraucher ist hierbei nicht möglich. Das Gerät dient der Demonstration der Machbarkeit des pneumatischen Aufbaus und der Regelung des Drucks. Das System benötigt keine Sicherheitsmaßnahmen oder Bedienkonzepte, welche für einen Serieneinsatz nötig wären. Als Ergebnis dieser Arbeit sollen konkrete Hindernisse bei dem Konzept des eigenständigen Mischers identifiziert werden und das minimal benötigte Volumen für eine robuste Regelung bestimmt werden. Mit diesen Daten sollen die Risiken für eine Entwicklung zur Serienreife abgeschätzt werden können und nach Möglichkeit reduziert werden.

## 1.3. Vorgehen und Gliederung

Die vorliegende Arbeit ist in sechs Teile gegliedert. In dem 1. Kapitel wird das Umfeld sowie die Aufgabenstellung dargestellt.

Das 2. Kapitel beschreibt die zur Konzeption und Entwicklung benötigten Grundlagen und stellt die gängigen Mischertopologien vor.

Im folgenden 3. Kapitel werden die spezifischen Anforderungen an den Technologiedemonstrator bestimmt.

Anschließend werden anhand dieser Spezifikationen im 4. Kapitel unterschiedliche Konzepte evaluiert und eine konkrete Technologieskizze erstellt.

Mit der Technologieskizze werden im 5. Kapitel die Unterbaugruppen spezifiziert.

Diese werden im 6. Kapitel konstruiert und zu dem Gesamtsystem zusammengesetzt. Nach der Fertigstellung des Systems werden die Regler entworfen und das System gegen seine Spezifikationen validiert.

Das abschließende 7. Kapitel wertet die Ergebnisse aus und zeigt weiteren Handlungsbedarf auf.

## 1.4. Firmenvorstellung

Die Drägerwerk AG & Co. KGaA<sup>2</sup> ist ein in Lübeck ansässiger börsennotierter Familienbetrieb im Bereich der Medizin- und Sicherheitstechnik. Das Unternehmen beschäftigt weltweit mehr als 13.000 Mitarbeiter. Dräger wurde im Jahre 1889 gegründet und steht seitdem zu dem Leitspruch „Technik für das Leben“. Auf der ganzen Welt schützen und erhalten die Produkte der Firma Leben. Die Mitarbeiter sind auf rund 50 Länder aufgeteilt, wobei ein Großteil der Entwicklung bis heute in Lübeck verblieben ist.



Abbildung 1.1.: Firmenlogo [Dräger]

Die Produkte der Medizintechnik werden in Krankenhäusern und Rettungsdiensten auf der ganzen Welt eingesetzt. Das Portfolio reicht von Inkubatoren für Neonaten, über Beatmungs- und Anästhesiegeräte bis hin zu Patientenmonitoring und Gasversorgungssystemen. Die Sicherheitstechnik stellt Gassensorik und Atemschutzgeräte für die Industrie und Bergbau her sowie Tauchgeräte und Geräte für den Alkohol- und Drogennachweis.

Diese Arbeit ist in der Abteilung Advanced Engineering Solutions entstanden. Die Abteilung arbeitet im Bereich der Grundlagenentwicklung und beschäftigt sich mit der Erprobung von neuen Systemansätzen für beide Unternehmensbereiche.

---

<sup>2</sup>Im Folgenden nur Dräger.

## 2. Stand der Technik

### 2.1. Strömungsmechanik

Der im Atemgasmischer genutzte Stoff Sauerstoff und das Stoffgemisch Luft sind Fluide und können unter üblichen Bedingungen in einem Medizingerät als ideale Gase angesehen werden. Aufgrund der Aufgabe des Mischers soll im Folgenden auf einige relevante Aspekte der Strömungsmechanik und deren Analogie in der Elektrotechnik eingegangen werden. Eine umfassende Darstellung bietet das Buch [Surek 2014, Kapitel 5 - 10]. Die Analogiebeobachtungen zur Elektrotechnik entstammen [Leonhardt 2016, S. 23-27].

#### Stoffeigenschaften der Gase

Im Gegensatz zu Sauerstoff handelt es sich bei Luft um ein Gasgemisch, das zu 78,08% aus Stickstoff und zu 20,95% aus Sauerstoff besteht. Minimale Konzentrationen an Kohlenstoffdioxid und Edelgasen können an dieser Stelle vernachlässigt werden. In Tabelle 2.1 sind die Eigenschaften der beiden Fluide aufgezeigt. Es ist erkennbar, dass sich diese nur geringfügig unterscheiden.

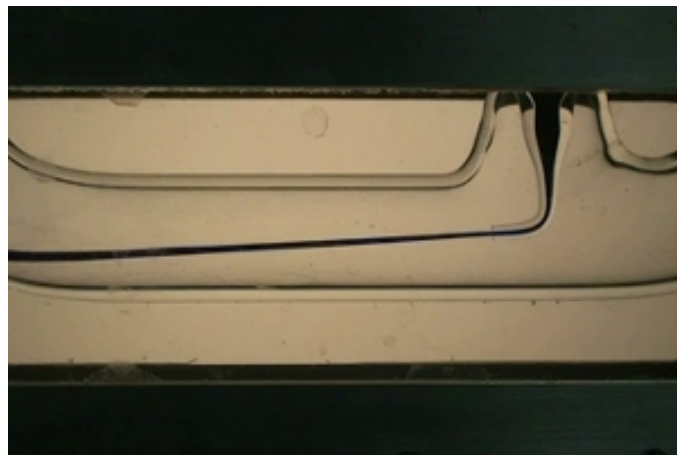
	Luft	Sauerstoff
Formel	$3N_2 + O_2$	$O_2$
Aggregatzustand	gasförmig	gasförmig
molare Masse $M$ in $\frac{g}{mol}$	28,96	32,00
Dichte $\rho$ in $\frac{kg}{m^3}$ bei 273,15 K und 1 bar	1,276	1,410
dynamische Viskosität $\eta$ in $\mu Pa \cdot s$ bei 273,15 K und 1 bar <sup>1</sup>	17,22	19,14

Tabelle 2.1.: Gaseigenschaften [GESTIS ],[VDI 2013]

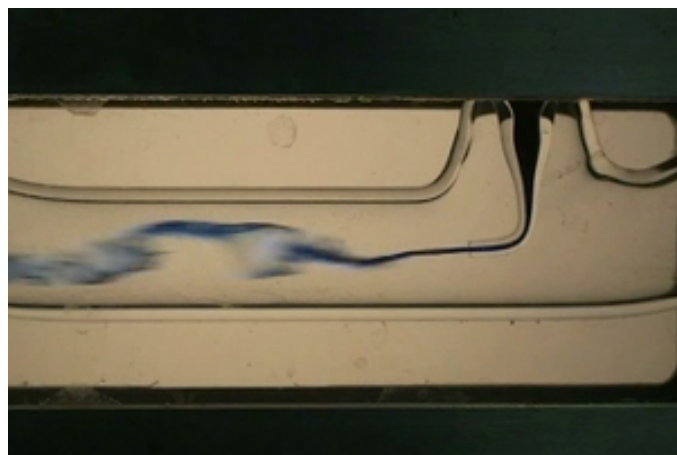
<sup>1</sup>  $1 \text{ bar} = 100 \text{ kPa}$  Nach der Richtlinie 80/181/EWG darf die Einheit Bar weiterhin verwendet werden. Im Bereich der Medizintechnik ist sie weiter verbreitet, als die Grundeinheit.

### 2.1.1. Strömungen

Wenn sich Fluide bewegen, spricht man von Strömungen. Dabei wird die Klasse der Schichtströmungen in laminare und turbulente Strömungen unterteilt. Hierbei werden einzelne Schichten der Strömung betrachtet. Diese weisen unterschiedliche Geschwindigkeiten auf und beeinflussen sich aufgrund von Reibung. Die beiden Formen unterscheiden sich in ihren Teilchenbahnen. Innerhalb eines Rohrs verlaufen diese bei laminaren Strömungen parallel zur Rohrwand. Turbulente Strömungen sind dagegen instationär und weisen Wirbel in den Bahnen auf. Dies führt zu einer starken Diffusion. In [Abbildung 2.1](#) ist ein Versuch abgebildet, bei dem ein Stromfaden eingefärbt wird. Bei der laminaren Strömung verbreitet sich dieser geringfügig aufgrund der Diffusion. Im turbulenten Fall verteilt sich die Farbe durch die Verwirbelung viel schneller [[Spurk 2010](#), 229f.].



(a) laminare Strömung



(b) turbulente Strömung

Abbildung 2.1.: Laminare und turbulente Rohrströmung [[UniMünchen](#) ]

## Rohrströmungen

Zur Nutzung von Fluiden müssen diese gezielt verteilt werden. Dies erfolgt in den meisten Fällen durch Rohrsysteme. Aufgrund der Reibung entsteht bei einer Rohrströmung durch ein Rohr mit dem Innenradius  $r_0$  und der Länge  $l$  ein Druckabfall  $p_1 - p_2$ . Dieser lässt sich bei laminaren Strömungen und der Annahme eines inkompressiblen Fluids durch das „Gesetz von Hagen-Poiseuille“ beschreiben.

$$\dot{V} = \frac{\pi}{8\eta l} \cdot (p_1 - p_2) \cdot r_0^4$$

Dabei ist:

$\dot{V}$	Volumenstrom in [ $m^3/s$ ]
$\eta$	dynamische Viskosität in [ $Pa \cdot s$ ]
$l$	Rohrlänge in [ $m$ ]
$p_1$	Druck bei $x = 0$ in [ $Pa$ ]
$p_2$	Druck bei $x = l$ in [ $Pa$ ]
$r$	Innenradius in [ $m$ ]

Damit lässt sich in Analogie zum elektrischen Widerstand ein pneumatischer Widerstand für laminare Strömungen definieren.

$$R_{fluid} = \frac{\Delta p}{\dot{V}} = \eta \cdot \frac{128}{\pi} \cdot \frac{l}{d^4}$$

Dabei ist:

$\Delta p$	Differenzdruck über Rohr in [ $Pa$ ]
$d$	Innendurchmesser in [ $m$ ]

Nennenswert ist hierbei, dass der Durchmesser des Rohres mit seiner vierten Potenz beeinflusst. Das heißt bereits kleine Änderungen des Durchmessers führen zu großen Änderungen des Druckabfalls im Rohr. Somit ist bei zunehmender Strömungsgeschwindigkeit das Auftreten von Turbulenzen wahrscheinlicher. Betrachtet man die Abhängigkeiten einer rein turbulenten Strömung, so ist zu sagen, dass der pneumatische Widerstand sich proportional zum Quadrat des Volumenstroms verhält.

## Reynolds-Zahl

Das Verhalten einer Strömung kann durch Ähnlichkeitszahlen beschrieben werden. Die bekannteste Kennzahl ist die Reynolds-Zahl  $Re$ . Es handelt sich um eine Ähnlichkeitszahl, da das Turbulenzverhalten von geometrisch ähnlichen Körpern mit gleicher Reynoldszahl gleich ist. Dies erlaubt die Nutzung von Modellen für Versuche im Windkanal.

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\eta}$$

Dabei ist:

$Re$	Reynoldszahl
$\rho$	Dichte in $[kg/m^3]$
$v$	Strömungsgeschwindigkeit in $[m/s]$
$d$	charakteristische Länge in $[m]$
$\eta$	dynamische Viskosität in $[Pa \cdot s]$

Die Reynolds-Zahl  $Re$  beschreibt das Verhältnis von Trägheits- und Reibungskräften. Bei der Berechnung ist die charakteristische Länge  $d$  von großer Bedeutung. Diese ist abhängig von der Problemstellung und bei Widerstandskörpern, wie einem Rohr, typischerweise die Breite des Körpers. Die Reynoldszahl gibt Aufschluss über die Anfälligkeit einer Strömung für turbulentes Verhalten. Wenn sie einen problemabhängigen kritischen Wert überschreitet, führen kleinste Störungen zu Turbulenzen innerhalb der Strömung. Bei den üblichen technischen Systemen mit unberuhigten Zuläufen liegt dieser Wert bei maximal:

$$Re_{krit} = 2300$$

Als Beispiel wird ein Rohr mit einem Innendurchmesser von 7 mm betrachtet. Dieses wird im Aufbau für die einzelnen Gaszweige genutzt. Die charakteristische Länge  $d$  ist damit auf 7 mm festgelegt. Es wird von den in Tabelle 2.1 angegebenen Werten von Sauerstoff und einem Volumenstrom von  $135 \frac{l}{min}$  ausgegangen.

$$v = \frac{135 \cdot \frac{(0,1 m)^3}{60 s}}{\left(\frac{7 mm}{2}\right)^2 \cdot \pi} = 58,47 \frac{m}{s}$$

$$Re_{7mm} = \frac{1,41 \frac{kg}{m^3} \cdot 58,47 \frac{m}{s} \cdot 7 mm}{19,14 \mu Pa \cdot s} \approx 30200$$

Die Strömung in den Rohren ist somit im vorliegenden Fall turbulent. Nur bei sehr geringen Volumenflüssen sind die Strömungen laminar. Der Umschlagpunkt wird bei folgender



Geschwindigkeit erreicht:

$$v_{krit} = \frac{2300 \cdot 19,14 \mu Pa \cdot s}{1,41 \frac{kg}{m^3} \cdot 7 mm} = 4,52 \frac{m}{s}$$

Dies entspricht einem Volumenstrom von:

$$\dot{V} = A \cdot v = \left(\frac{7 mm}{2}\right)^2 \cdot \pi \cdot 4,52 \frac{m}{s} = 0,174 \frac{m^3}{s} = 10,4 \frac{l}{min}$$

Dabei ist:

$A$  Querschnittsfläche des Rohrs in  $[m^2]$

## Volumenstrommessung

Bei der Messung des Durchflusses muss zwischen dem Volumenstrom  $\dot{V}$  und dem Massenstrom  $\dot{m}$  unterschieden werden.

$$\dot{V} = \frac{dV}{dt}$$

$$\dot{m} = \frac{dm}{dt} = \rho \cdot \dot{V}$$

Dabei ist:

$\dot{V}$	Volumenstrom in $[m^3/s]$
$\dot{m}$	Massestrom in $[kg/s]$
$V$	Volumen in $[m^3]$
$m$	Masse in $[kg]$
$\rho$	Dichte in $[kg/m^3]$

Die Angabe des Volumenstroms vernachlässigt somit die vorherrschende Dichte des Fluids. Dies ist bei inkompressiblen Fluiden nicht von Bedeutung, da sich diese kaum ändert. Bei Gasen ist die Dichte jedoch druckabhängig und der Volumenstrom gibt keinen Aufschluss über die tatsächliche Stoffmenge. 100 Liter Luft bei einem Absolutdruck von 1013 hPa bestehen aus der gleichen Stoffmenge wie 10 Liter Luft bei 10130 hPa. Es ist zweckmäßig, eine Mediums- und Zustandsunabhängige Einheit für den Durchfluss zu definieren. Dabei wird der Durchfluss bei Normalbedingungen angegeben. Dies ist für einen Druck von 1013 hPa die Einheit Standard-Liter pro Minute [slpm].

Die Flussmessung eines Gases kann mit unterschiedlichen Messkonzepten erfolgen. Ein guter Überblick ist in [Nitsche 2006] dargestellt. In dieser Arbeit soll auf zwei weit verbreitete Verfahren innerhalb der Medizintechnik eingegangen werden. Dies ist die Differenzdruck-

messung über einen pneumatischen Widerstand und die Hitzdrahtaneometrie. Bei den Differenzdruckverfahren wird der Druckverlust über einen pneumatischen Widerstand gemessen. Die Messung ist somit abhängig von der Reynoldszahl. Mit Laminar Flow Elementen wird diese unter den kritischen Wert gesenkt, sodass ein linearer Zusammenhang zwischen Volumenstrom und Druckabfall entsteht. Diese Elemente bestehen aus vielen parallelen Röhren. Die Röhren besitzen eine kleinere charakteristische Länge und verkleinern die Reynoldszahl, wenn die Flussgeschwindigkeit nicht gleichzeitig zunimmt. Zu diesem Zweck werden genügend Röhren parallel angeordnet. Eine weitere Möglichkeit ist die Messung über eine Blende. Diese zwingt die Strömung in eine turbulente Form, sodass der Druckabfall quadratisch von dem Durchfluss abhängt. Elemente wie Siebe oder Sinterscheiben ordnen sich zwischen diesen beiden Extremwerten an und werden durch gemischte Polynome beschrieben. Sie können aufgrund ihrer dreidimensionalen Geometrie nur statistisch beschrieben werden. In Abbildung 2.2 sind die Messprinzipien im Vergleich gezeigt.

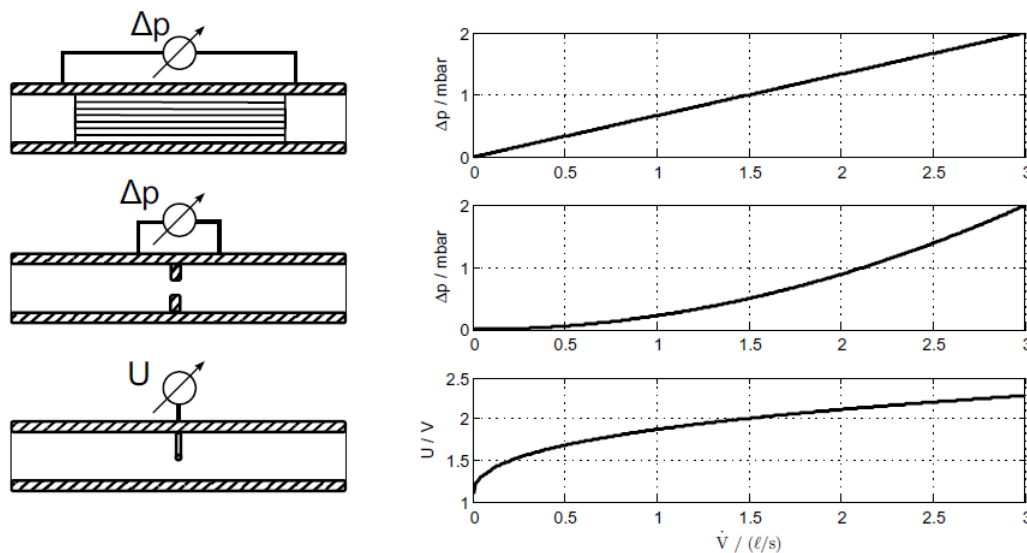


Abbildung 2.2.: Kennlinien Flussmessung: Laminar Flow Element (oben), Blende (mitte), Hitzdrahtaneometrie (unten) [Leonhardt 2016, S. 168]

Das dritte Messprinzip ist die Aneometrie. Diese ist ein thermoelektrisches Geschwindigkeitsmessverfahren. Bei der Hitzdrahtaneometrie wird ein dünner Metalldraht in die Strömung eingebracht. Der Draht ist an Stiften befestigt und wird mit Hilfe einer elektrischen Brückenschaltung auf eine definierte Temperatur aufgeheizt. Diese Temperatur liegt üblicherweise bei dem 1,5-fachen der Absoluttemperatur des zu messenden Fluids. Die erforderliche Heizspannung steht in Relation zum Wärmeverlust des Drahtes. Dieser entsteht hauptsächlich durch Konvektion und ist damit abhängig von der Strömungsgeschwindigkeit. Die prinzipielle Messschaltung ist in Abbildung 2.3 dargestellt. Diese Art der Messung ist teurer als die Messung über einen pneumatischen Widerstand. Bei der Ausführung in Form von

Flowsensoren zum Messen von Rohrströmungen, wie sie üblicherweise in der Medizintechnik verwendet werden, bieten die Sensoren die Vorteile eines sehr geringen Druckverlustes und einer schnellen zeitlichen Auflösung.

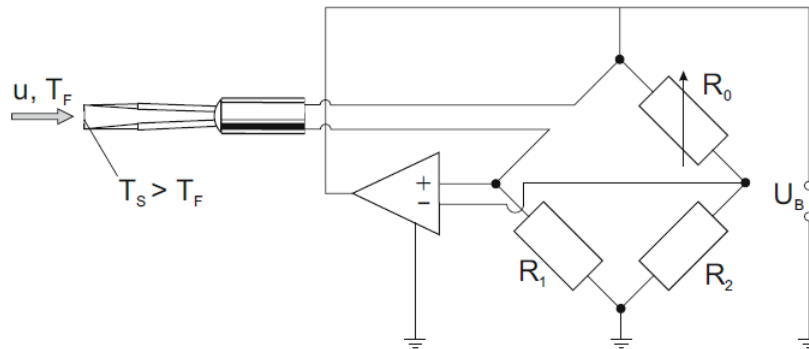


Abbildung 2.3.: Schematischer Aufbau eines Hitzdrahtaneometers [Nitsche 2006, S. 49]

## Analogiebetrachtung

Für das Verständnis von pneumatischen Zusammenhängen ist es hilfreich, diese durch eine Analogiebetrachtung der Elektrotechnik zu analysieren. Dabei wird der Volumenfluss  $\dot{V}$  in Analogie zum Strom  $I$  gesetzt und die Druckdifferenz  $\Delta p$  zur Potenzialdifferenz  $\Delta\phi$ . Es gibt für alle Grundelemente der Elektrotechnik ein pneumatisches Pendant. Diese sind in Tabelle 2.2 dargestellt. Dabei handelt es sich um Modelle, welche nur in engen Grenzen angewendet werden können.

Elektrotechnik	Pneumatik
ideale Stromquelle	Volumenstromquelle
ideale Spannungsquelle	Druckquelle
Widerstand	Strömungswiderstand laminare Strömung
Kondensator $u(t) = \frac{1}{C} \int_0^t i(\tau) d\tau$	Behälter mit nicht veränderlichem Volumen $p(t) = \frac{1}{V_1} \int_0^t \dot{V} \cdot \frac{\rho}{R_m}(\tau) d\tau$ <sup>2</sup>

Tabelle 2.2.: Analogie Elektrotechnik - Pneumatik

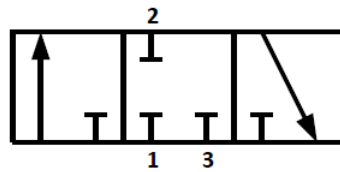
Dabei ist:

$u$	elektrische Spannung in [V]
$C$	Kapazität in [F]
$t$	Zeit in [s]
$i$	Strom in [A]
$V_1$	Behältervolumen in [ $m^3$ ]
$\dot{V}$	Volumenstrom in [ $m^3/s$ ]
$\rho$	Dichte in [ $kg/m^3$ ]
$R_m$	allgemeine Gaskonstante $8,3145 \frac{kg \cdot m^2}{s^2 \cdot mol \cdot K}$

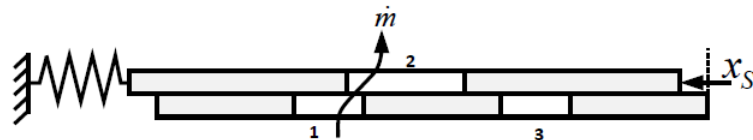
## 2.2. Ventile

Ventile sind Bauelemente, die den Durchfluss eines Fluids steuern können. Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über den Aufbau elektromechanischer Ventile gegeben werden. In Abbildung 2.4 ist das Schaltbild eines 3/3-Wegeventils und eine Prinzipdarstellung des mechanischen Aufbaus dargestellt. Die benötigte Kraft, um die Ventilstellung zu verändern, wird bei elektromechanischen Antrieben meist durch einen Proportionalmagneten aufgebracht. Somit lässt sich ein Modell in Form von Abbildung 2.5 entwerfen.

<sup>2</sup>Nach [Busch 2014, S. 57].



(a). Pneumatisches Schaltbild eines 3/3-Wegeventils



(b). Prinzipieller mechanischer Aufbau eines 3/3-Wege-Druckregelventils

Abbildung 2.4.: direkt gesteuertes 3/3-Wegeventil [Busch 2014, S. 64]

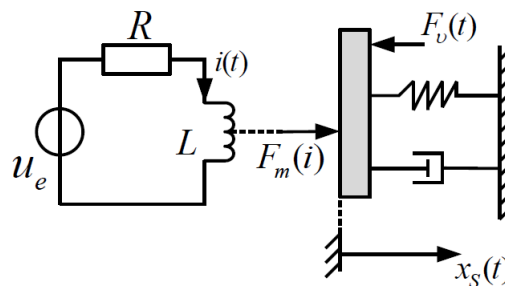


Abbildung 2.5.: Modell des elektropneumatischen Antriebs [Busch 2014, S. 65]

Dabei besteht das System aus einem elektrischen Stromkreis mit einer Spule, welche mit einer Kraft auf das mechanische Stellglied einwirkt. Das mechanische Stellglied ist durch ein Masse-Dämpfer-System modelliert. Die Kraft  $F_v(t)$  fasst alle Störgrößen zusammen. Dies sind unter anderem:

- Haft- und Gleitreibung des mechanischen Systems
- Kräfte aufgrund von vorhandenem Differenzdruck über dem Ventil

Reibungen sind nicht lineare Effekte und führen aufgrund von der Haftreibung zu einer Hysterese des Stellglieds. Außerdem müssen die Ventile im stromlosen Zustand vollständig geöffnet oder geschlossen sein. Dies führt dazu, dass es eine weitere Nichtlinearität in Form einer Totzone gibt. Das mechanische Stellglied verändert infolge einer Änderung der Spannung an der Spule seine Position und ändert damit den Öffnungsgrad des Ventilspalts und damit den Durchfluss.

## 2.3. Systemanalyse und Regelungstechnik

Zur Erfüllung der Aufgabenstellung müssen mehrere physikalische Größen in einem technischen System in einem weiten Betriebsbereich dynamisch angepasst werden. Dies erfordert eine Regelung. Der Entwurf eines Reglers gliedert sich in die folgenden Schritte:

1. Festlegen der Ziele der Regelung
2. Systemanalyse der Regelstrecke
3. Wahl der Reglerstruktur
4. Regler parametrieren

### 2.3.1. Zielfestlegung

Zur Bestimmung des Reglers müssen die Anforderungen an die Regelgüte definiert werden. Dabei wird diese in vier Teilgebieten [Lunze 2016a, 354 ff.] beschrieben.

- 1: Stabilität** Der geschlossene Regelkreis muss asymptotisch stabil sein. Diese Bedingung ist zwingend erforderlich, da ansonsten die Aufgabe verfehlt wird und sich alle anderen Kriterien nicht bewerten lassen.
- 2: Störkompensation und Sollwertfolge** Die Ausgangsgröße  $y(t)$  soll der Sollwertvorgabe  $w(t)$  in beliebiger Zeit folgen, sodass gilt  $y(t) \stackrel{!}{=} w(t)$ . Der Fehler  $e(\infty)$  soll gegen 0 streben.
- 3: Dynamik** Die Regelgröße soll innerhalb von einer gegebenen Zeit auf Änderungen der Führungsgröße oder der Störgröße  $z(t)$  reagieren.
- 4: Robustheit** Der geschlossene Regelkreis soll die Bedingungen 1-3 auch erfüllen, wenn die Regelstrecke sich aufgrund von äußeren Einflüssen oder Ungenauigkeiten im Modell ändert.

Insbesondere die Kriterien 2 und 3 lassen sich anhand von einigen aus der Sprungantwort des Systems ermittelten Kennwerten bewerten. Dies ist in Abbildung 2.6 dargestellt.

Die Güteanforderungen müssen je nach Entwurfsverfahren in Ersatzforderungen überführt werden. Diese können beispielsweise Bandbreite und Phasenreserve für die Dynamik sein. Außerdem müssen Randbedingungen, wie die Beschränkung der Stellenergie oder des Wertebereichs der Regelgröße, betrachtet werden. Diese können mit einigen Entwurfsverfahren direkt eingeschlossen werden oder müssen nach dem Entwurf getestet werden.

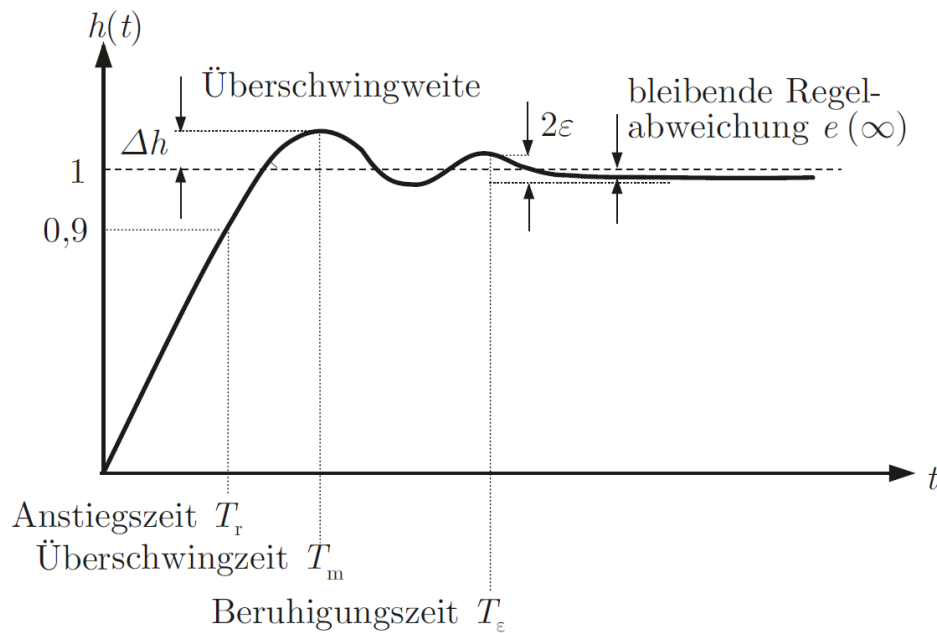


Abbildung 2.6.: Wichtige Kennwerte einer Führungsübertragungsfunktion [Lunze 2016a, S. 355]

### 2.3.2. Systemanalyse

Nachdem die Anforderungen an das System und somit an die Regelung definiert sind, folgt die Modellbildung der Strecke. Eine einfache, aber umfassende Beschreibung der Methoden der Identifikation ist den Büchern [Isermann 1988a] und [Isermann 1988b] zu entnehmen sowie dem Standardwerk [Ljung 1987] zu den mathematischen Methoden von einem der Hauptkontributoren zur „System Identification Toolbox“ von MATLAB<sup>3</sup>.

In Abbildung 2.7 ist das Vorgehen einer Systemanalyse abgebildet.

Es gibt zwei grundsätzliche Ansätze zur Modellbildung. Der erste ist die theoretische Analyse eines Systems. Das Modell beschreibt durch mathematische Formulierungen die physikalischen Zustände des Systems. Die rein mathematische Formulierung erfordert genaue Kenntnisse über die physikalischen Phänomene und über die beeinflussenden Parameter des Systems. Dies ist bei komplexen Systemen sehr zeit- und kostenintensiv.

Der zweite grundsätzliche Ansatz ist die experimentelle Analyse des Systems. Dazu werden die Ein- und Ausgangswerte des Systems gemessen und anhand dieser wird ein mathematischer Zusammenhang gebildet. Dabei können die Eingangssignale Testsignale oder natürlichen Ursprungs sein. Bei dieser Methode ist nicht unmittelbar klar, wie sich veränderte Systemparameter auf die identifizierten Parameter des Modells auswirken. Insbesondere bei

<sup>3</sup>MATLAB ist eine Software der Firma MathWorks.

einem Zustandsraummodell entsprechen die Zustände nicht klar definierten physikalischen Größen. Es sind mathematische Konstrukte, die sich nur mit großem Aufwand in die Grundgrößen des Systems überführen lassen.

Die Kombination der beiden Methoden erlaubt eine Überprüfung des Modells und eine erhöhte Genauigkeit bei geringerem Aufwand. Die experimentellen Methoden sind wesentlich störungsunabhängiger, wenn die Parameter einer Systemstruktur bestimmt werden müssen und kein nicht-parametrisches Modell gebildet werden muss.

Bei linearen zeitinvarianten Systemen lässt sich das Modell mit einer Vielzahl von Identifikationsmethoden bestimmen. Gängige Verfahren sind die Frequenzgangmessung, Korrelationsanalyse sowie die Kennwertermittlung anhand von Standardtestsignalen wie Sprüngen oder Rechteckfunktionen. Ein Modell lässt sich grundsätzlich im Frequenzbereich und im Zeitbereich beschreiben und darüber bestimmen. Beide Formen sind für die praktische Anwendung äquivalent. Die Beschreibungen lassen sich durch die Formel 2.1 ineinander überführen.

$$s = \delta + j\omega \quad (2.1)$$



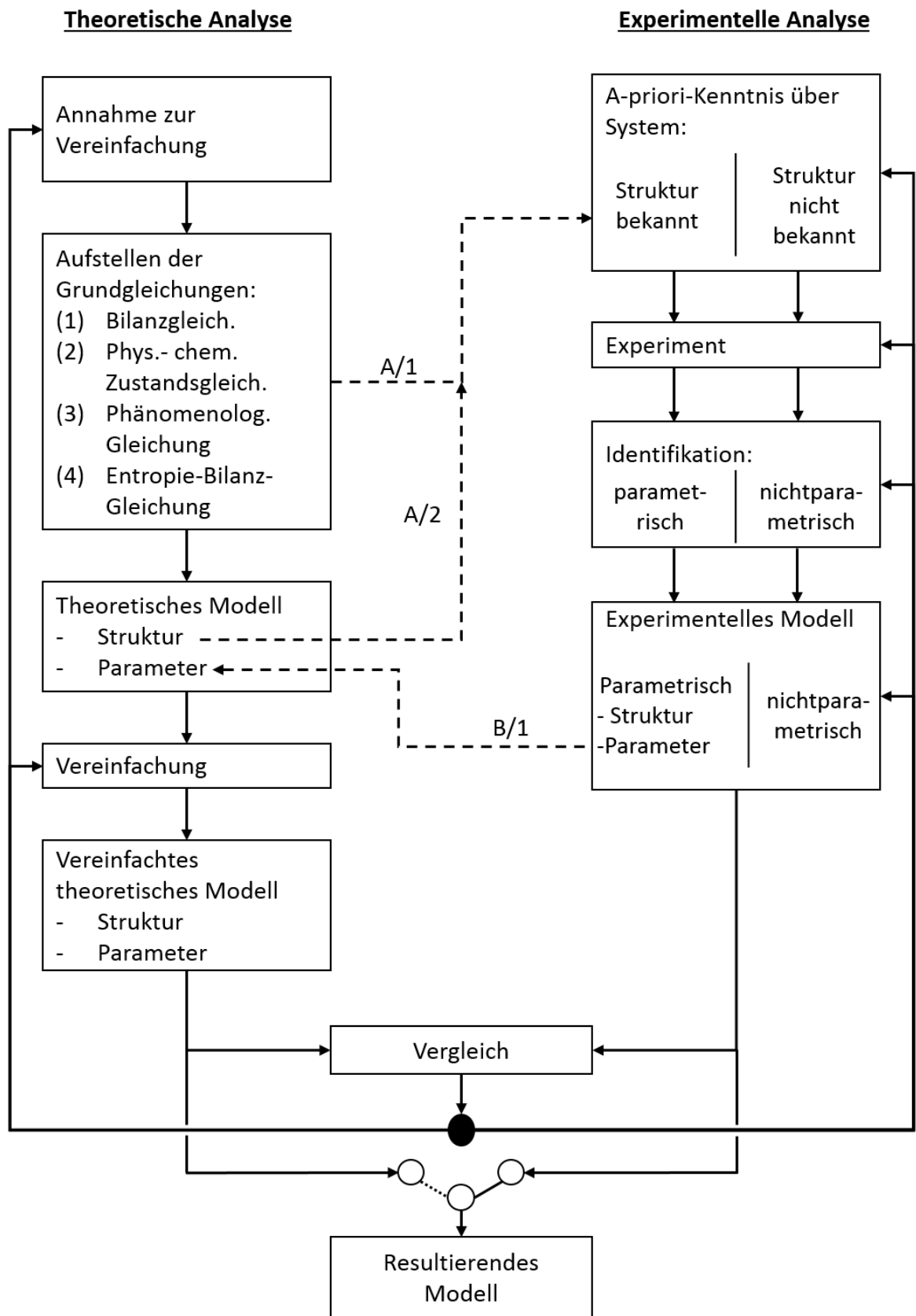


Abbildung 2.7.: Ablauf der Systemanalyse [Isermann 1988a, S. 4]

Wenn die Struktur des Systems bereits bekannt ist, lassen sich Parameterschätzverfahren verwenden. Im Falle eines PT1- oder PT2-Glieds ist dies händisch auf Basis der Sprungantwort möglich [Isermann 1988b, S. 150 - 161]. Für die rechnergestützte Bestimmung sind Verfahren, die nach dem Prinzip der kleinsten Quadrate oder deren Erweiterung arbeiten, besser geeignet. Bei dieser Methode wird eine Verlustfunktion definiert (vgl. [Isermann 1988a, S. 197 - 202]). Im einfachsten Fall ist dies die Summe der Fehlerquadrate.

Unter Annahme eines linearen statischen Prozesses

$$y(k) = a \cdot u(k)$$

und dem mit weißem Rauschen  $n$  überlagerten beobachteten Wert

$$y_p(k) = y(k) + n(k)$$

sowie der Vorhersage des Modells

$$y_M(k) = k_m \cdot u(k)$$

ergibt sich der Beobachtungsfehler:

$$e(k) = y_p(k) - y_M(k)$$

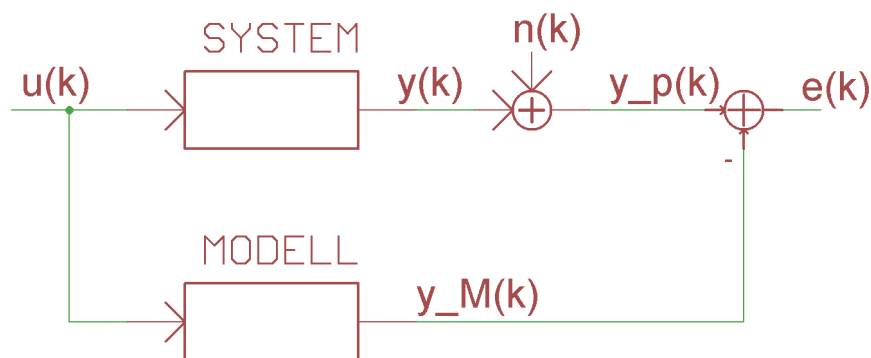


Abbildung 2.8.: Blockschaltbild Beobachtungsfehler

Damit lässt sich die Verlustfunktion folgendermaßen schreiben:

$$L = \sum_{i=0}^N e^2(i) = \sum_{i=0}^{N-1} [y_p(k) - k_m \cdot u(k)]^2$$

Diese Verlustfunktion soll minimiert werden. Dazu wird die Ableitung nach dem Parameter der Funktion zu 0 gesetzt.

$$\frac{dL}{dk_m} = -2 \cdot \sum_{i=0}^N [y_p(k) - k_m \cdot u(k)] \cdot u(k) = 0$$

Damit ergibt sich für den Schätzwert:

$$\hat{k}_m = \frac{\sum_{i=0}^N [y_p(k) \cdot u(k)]}{\sum_{i=0}^N u^2(k)}$$

Im zuvor beschriebenen Fall ist diese Methode auch als Regressionsverfahren bekannt. Bei der Erweiterung für dynamische Prozesse wird ein Modell der folgenden Form angenommen:

$$y(k) + a_1 y(k-1) + \dots + a_m y(k-m) = b_0 u(k) + b_1 u(k-1) + \dots + b_m u(k-m)$$

Durch die Bestimmung dieser Parameter lässt sich eine zeitdiskrete Übertragungsfunktion des Systems finden. Im Fall von dynamischen Systemen werden die Berechnungen der Regression zu Matrixoperationen. Bei Systemen, die nicht der Gattung der LTI-Systeme angehören, ist dies nicht so einfach möglich. Im Falle des zuvor beschriebenen Ventils ist die Reaktion des Systems abhängig von der Amplitude des Signals und von der vorherigen Richtung der Signaländerung. Damit ist das System nichtlinear. Nichtlineare Systeme lassen sich mit speziellen Modellen, wie Hammerstein- oder Wiener-Modellen, beschreiben. Wenn das System jedoch nur in einem begrenzten Umfeld um einen Arbeitspunkt bekannt sein muss, reicht die Linearisierung an diesem Punkt. Bei der Identifizierung des Systems muss dann darauf geachtet werden, dass das System nur in diesem Umfeld angesprochen wird. Zur Bestimmung des Modells können nun dieselben Verfahren wie für LTI-Systeme verwendet werden. Wenn dies an ausreichend vielen Arbeitspunkten durchgeführt wird, kann eine Approximation des nichtlinearen Systems in Form eines linear parameterveränderlichen (LPV)-Systems erstellt werden.

### 2.3.3. Regelungsstrukturen

In der Praxis verwendete Reglerstrukturen umfassen häufig mehr Komponenten als die einfachen Standardregler aus Kombinationen von Proportional-, Integral- und Differenzial-Anteil oder weichen von den einmaschigen Reglern ab. Einen guten Überblick geben [Lunze 2016a, S. 581 - 591] und [Isermann 1988a, S. 182 - 2017].

#### Vorsteuerung

Eine Möglichkeit, um das Verhalten des Systems zu verbessern, ist die Vorsteuerung. Sie ist in Abbildung 2.9 dargestellt. Sie wird genutzt, um die Verstärkung des Reglers zu minimieren oder, im Falle einer Kaskadenregelung, die Antwort der inneren Kreise zu beschleunigen. Die Vorsteuerung wirkt dabei nur bei Änderungen des Sollwerts. Es handelt sich um eine Steuerung, somit wird die Stabilität des Systems nicht beeinträchtigt. Wenn die Streckenübertragungsfunktion invertierbar ist, kann mit der Vorsteuerung eine komplette Entlastung des Reglers erreicht werden. Der Regler dient unter dieser Voraussetzung alleinig dem Ausgleich von Störgrößen am Systemausgang. Viele reale Systeme lassen sich nicht invertieren. In diesem Fall ist nur eine statische Vorsteuerung möglich. Bei linearen Systemen entspricht die Übertragungsfunktion der Vorsteuerung einem Proportional-Glied.

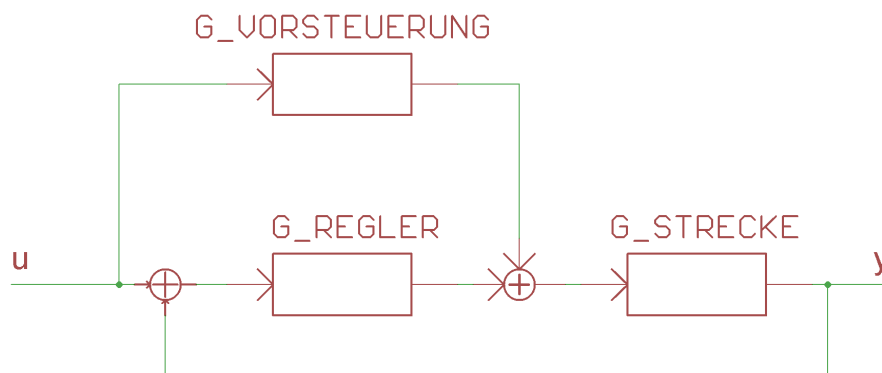


Abbildung 2.9.: Vorsteuerung

#### Kaskadenregelung

Die Kaskadenregelung besteht aus mindestens zwei ineinander verschachtelten Regelkreisen. Dies ist in Abbildung 2.10 gezeigt. Dabei liefert der äußere Regler den Sollwert des inneren Regelkreises. Der innere Kreis hat die Aufgabe, Störungen, die auf den Streckenabschnitt  $G_1$  wirken, so stark zu dämpfen, dass sie eine vernachlässigbare Auswirkung auf

den äußeren Kreis haben. Nach [Lunze 2016a, S. 588] gliedert sich der Entwurf einer Kaskadenregelung in die folgenden drei Schritte:

1. Entwurf des inneren Reglers: Der Regler muss stabil sein und die Störung  $d_1$  ausreichend dämpfen. Es ist zweckmäßig, zu fordern, dass der innere Regler schneller ist als der äußere.
2. Zusammenfassung des inneren Kreises: Die Regelstrecke für den äußeren Kreis besteht nun aus dem geschlossenen Regelkreis des inneren Reglers und der Teilstrecke  $G_2$ . Wenn der innere Kreis wesentlich schneller ist als der äußere Kreis, kann seine Übertragungsfunktion mit  $\approx 1$  angenommen werden.
3. Entwurf des äußeren Kreises: Der äußere Regler kann nun für eine weniger komplexe Streckenübertragungsfunktion entworfen werden. Er muss auf das geforderte Führungsübertragungsverhalten abgestimmt werden.

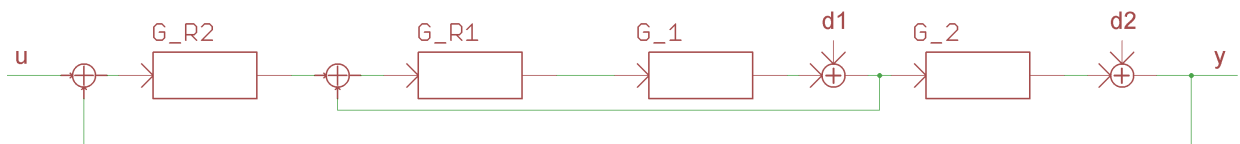


Abbildung 2.10.: Kaskadenregelung

## Gain-Scheduling

Das Gain-Scheduling wird den adaptiven Reglern zugeordnet. Es bezeichnet die Variation der Reglerparameter in Abhängigkeit einer Scheduling-Variable  $\theta$ . Diese Variable gibt Auskunft über die Betriebsbedingungen des Systems. Sie kann von Umgebungsvariablen oder den Zuständen des Systems abhängen. Bei der Temperaturregelung eines Wohnraums kann dies zum Beispiel die Außentemperatur sein. Dieser Ansatz wird zur Regelung nichtlinearer Systeme verwendet. Eine knappe Abhandlung zum Thema ist in [Bett 2005] zu finden.

Bei dem klassischen Gain-Scheduling wird die Regelstrecke an einer definierten Anzahl von Arbeitspunkten linearisiert und für jeden Arbeitspunkt wird ein Regler entworfen. Zum Entwurf werden die Methoden der klassischen linearen Regelungstechnik verwendet. Jeder Regler kann nur in einem begrenzten Umfeld um den Arbeitspunkt die Stabilität des Systems garantieren. Zwischen den entworfenen Reglern wird im Betrieb aufgrund der Scheduling-Variable oder einem Variablen-Vektor gewechselt. Diese sollen sich langsam verändernde Parameter sein, welche das Systemverhalten abbilden. Das Scheduling-Gesetz beschreibt die Übergänge zwischen den einzelnen Reglern. Es kann diskret oder kontinuierlich sein. Der einfachste diskrete Fall wäre eine Umschaltung zum nächsten Nachbarn innerhalb der Reglerentwürfe. Das ruckartige Umschalten zwischen Reglerparametern kann jedoch Stöße am Ausgang verursachen und Dynamiken des Systems anregen. Dies verschlechtert

die Leistungsfähigkeit. Aus diesem Grund gibt es Methoden, um weiche Übergänge zwischen den Parametern zu erzeugen. Ein kontinuierliches Gesetz interpoliert zwischen den einzelnen Parametersätzen. Damit verändern sich die Regler fortwährend, sobald sich die Scheduling-Variable ändert. Allgemein sollte vermieden werden, dass die Parameter extrapoliert werden. Das Verhalten des Systems ist in diesem Fall nicht vorhersehbar. Wenn ein Betrieb an diesen Punkten angestrebt ist, ist es empfehlenswert, das System an diesem Punkt ebenfalls zu linearisieren. Das dargestellte Vorgehen wird in der Industrie bereits seit Jahrzehnten angewendet [Wei 2014]. Es gibt aber für ein allgemeines nichtlineares System keine theoretische Beschreibung dieser Systeme. Die Anwendbarkeit wurde durch die erfolgreiche Nutzung in unterschiedlichsten Anwendungsfällen gezeigt [Bett 2005, S. 1107]. Für LPV-Systeme lassen sich robuste Gain-Scheduled-Regler direkt ableiten und ihre Stabilität formell beweisen. Der Entwurf von Reglern für LPV-Systeme ist umfassend in [White 2013] dargestellt.

### 2.3.4. Reglerparametrierung

Die Reglerparametrierung ist stark von der verwendeten Reglerstruktur abhängig. Die Entwurfsverfahren lassen sich in die folgenden Kategorien einordnen.

**Heuristische Einstellregeln** Auf eine Modellbildung kann verzichtet werden, wenn schwache Güteanforderungen an den geschlossenen Regelkreis gestellt werden und das System stabil ist und mit der Regelstrecke experimentiert werden kann. Diese Regeln dienen der Findung der Reglerparameter. Sie sind hauptsächlich auf PID-Regler anwendbar. Das bekannteste heuristische Verfahren ist die von Ziegler und Nichols dargestellte Methode in [Ziegler 1942]. Dabei wird der Proportionalanteil des Reglers erhöht, bis der geschlossene Kreis anfängt zu schwingen. Diese Verstärkung wird als kritische Verstärkung  $K_{krit}$  bezeichnet. Zusammen mit der Periodendauer der entstehenden Schwingung  $T_{krit}$  lässt sich ein PID-Regler parametrisieren.

Regler	Reglerparameter
P	$k_P = 0,5 \cdot k_{krit}$
PI	$k_P = 0,45 \cdot k_{krit}; T_I = 0,85 \cdot T_{krit}$
PID	$k_P = 0,6 \cdot k_{krit}; T_I = 0,5 \cdot T_{krit}; T_D = 0,12 \cdot T_{krit}$

**Analytische Methoden** Für Regelkreise mit linearen Streckenmodellen lassen sich Regler anhand von gegebenen Formeln entwerfen. Die gewählten Parameter führen zu einer gezielten Veränderung der Systemmatrix oder des offenen Kreises. Diese sind in [Lunze 2016a, S. 471 - 559] beschrieben. Für diese Verfahren ist zwingend ein Modell der Strecke im Frequenz- oder Bildbereich notwendig.

**Parameteroptimierung** Die Wahl der Parameter kann als Optimierungsproblem aufgefasst werden. Dazu werden die Anforderungen an die Regelgüte und die zusätzlichen Anforderungen an die Stellwertbeschränkung in ein Gütefunktional überführt. Dieses Funktional stellt eine Kostenfunktion dar und kann minimiert werden. Zur Nutzung wird ein genaues Modell der Strecke benötigt. Die Verfahren sind in [Lunze 2016b, S. 285-335] dargestellt.

## 2.4. Mischertopologien

Der Aufbau von Gasmischern ist kein aktuelles Thema der Forschung. Mischer für gasförmige Fluide werden in unterschiedlichen Bereichen eingesetzt. Unter anderem werden Mischer eingesetzt, um ein brennbares Gasgemisch für Schweißgeräte herzustellen, Tauchflaschen mit einem speziellen Gasgemisch für das Tauchen in großen Tiefen zu befüllen oder in der Lebensmittelbranche zum Erzeugen einer Schutzatmosphäre. Die Flüsse in diesen Anwendungsfällen ändern sich langsam und an die Dynamik werden geringe Anforderungen gestellt. Der Fokus liegt auf der Genauigkeit der Mischung und dem Preis. Innerhalb der Medizintechnik werden Gasmischer hauptsächlich im Bereich der Beatmung genutzt. Die genauen Anforderungen unterscheiden sich jedoch stark. Nach [Oczenski 2008, S. 723 - 728] lassen sich Gasmischer für die Beatmungstechnik in drei Untergruppen einteilen.

### Druckgasmischer

Die Gase werden direkt von dem Druckniveau der Zentralversorgung (3 - 5 bar) dosiert. Dies kann mit Proportionalventilen oder digitalen Ventilbänken erfolgen.

Die einfachste Variante des Druckgasmischer sind „Blender“. Ein Beispiel ist in Abbildung 2.11 dargestellt. Diese Geräte bestehen aus zwei von Hand einstellbaren Proportionalventilen und jeweils einer Flussmessung für die beiden Gase. Mit dieser Anordnung lässt sich bei einem konstanten Vordruck ein konstanter Ausgangsfluss mit einstellbarer Konzentration erzeugen. Dieses System wird zur Versorgung von Sauerstoffbrillen verwendet.

Die Mischung mit Proportionalventilen erfolgt in dem Intensivbeatmungsgerät „Dräger Evita“ über zwei High Pressure Servo-Ventile. Die Ventile sind Proportionalventile und bestehen aus einer Lochblende und einer beweglichen Rubinkugel. Die Position der Rubinkugel wird dabei bis zu 20000 mal/Minute auf wenige  $\mu m$  eingestellt. Der Spalt zwischen Rubinkugel und Lochblende bestimmt zusammen mit dem Vordruck den Durchfluss. Der Mischer der Evita wird als einstellbare Flussquelle mit einem weiten Einstellbereich des Volumenstroms verwendet. Sie ist für die Anwendung bei Erwachsenen und Kindern geeignet. Die Dosierung erfolgt mit überkritischen Druckverhältnissen.

Ventilbänke werden in dem Pädiatrie-Intensivresperator Dräger Babylog 8000/8000plus und



Abbildung 2.11.: Blender der Firma Heyer Medical AG [Heyer ]

dem Anästhesiegerät Zeus genutzt. Die maximalen Flüsse in diesen beiden Anwendungen betragen nur ungefähr 1/10 der Flüsse der Evita. Diese Mischer sind ebenfalls Flussquellen. Heutige Anästhesiegeräte unterscheiden sich stark von Beatmungsgeräten. Die meisten Geräte sind Rückatemsysteme. Diese Geräte lassen einen Teil des Atemgases zwischen Anästhesiegerät und Patienten zirkulieren und füllen den verbrauchten Sauerstoff im Gas bei gleichzeitiger Absorption des Kohlenstoffdioxids wieder auf. Auf diese Weise wird der Verbrauch teurer Anästhesiemittel minimiert. Damit sind die Geräte komplexer, aber der Mischer kann einfacher ausgeführt sein, da er quasi konstant einen definierten Frischgasfluss mit einer eingestellten Konzentration zuführen muss. In [Bunke 2000] wird ein Gasmischer für den Einsatz in der Anästhesie beschrieben, der zwei Ventilbänke nutzt, um Gase zu mischen. Diese Ventilbänke bestehen aus mehreren parallel geschalteten Digitalventilen mit integrierten Flussblenden. Diese Flussblenden sind so ausgebildet, dass stufenweise ein konstanter Volumenstrom eingestellt werden kann. Außerdem ist ein zusätzliches Ventil mit Flussblende vorhanden, welches als Taktventil genutzt wird. Dieses Ventil dient der Einstellung des Flusses zwischen den Stufen. Der Vordruck ist bei diesem Mischer ebenfalls nach unten begrenzt, da die Dosierung mit kritischen Druckverhältnissen stattfinden soll. Damit hat der Hinterdruck keine Auswirkungen auf den Frischgasfluss.

## Strömungsmischer

Strömungsmischer werden hauptsächlich in Anästhesiegeräten genutzt. Bei ihnen wird der Gasdruck vor der Dosierung auf einen Druck von ungefähr 0,2 bar reduziert und anschließend das Gas dosiert. Dies ist bereits ausreichend, um Frischgasflüsse für die Kreislaufgeräte bereitzustellen. In älteren Geräten ist der Mischer mit Feinregulierventilen und Gasflussröhren ausgeführt. Die Funktionsweise ist dabei identisch mit der eines Blenders. In



Geräten neuerer Baureihen wird dieser rein pneumatische Mischer durch eine elektronisch gesteuerte Gasdosierung ersetzt. Der Aufbau eines solchen Mixers ist in Abbildung 2.12 dargestellt. Die Gase mit reduziertem Druck werden über Proportionalventile in einen Mischtank dosiert. Der zum Patienten oder in das Kreislaufsystem ausgehende Volumenstrom wird mit einem weiteren Proportionalventil moduliert. Dies erlaubt einen schwankenden Druck im Mischtank ohne Auswirkung auf den abgehenden Frischgasfluss. Ein solches Gerät ist der Dräger Primus. Die Einteilung der Mischer in die oben genannten Hauptgruppen richtet sich

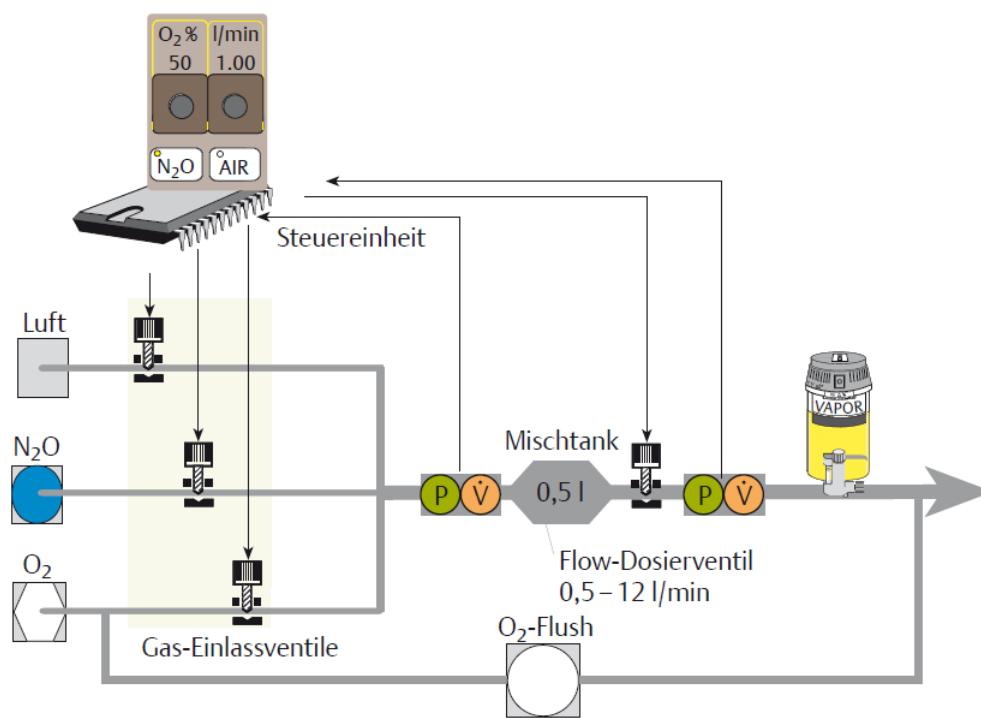


Abbildung 2.12.: Frischgasmischer [Oczenski 2008, S. 726]

nach dem Vordruck der dosierenden Ventile. Die genannten Technologien sind Beispiele für diese Mischer. Bei dem Intensivbeatmungsgerät „V500“ von Dräger wird ebenfalls aus einem Mischvolumen dosiert. Bei diesem Gerät wird der Druck von den Versorgungsanschlüssen auf ca. 3 bar herunter reguliert und danach wird mit zwei Proportionalventilen der Zufluss in das Mischvolumen geregelt. Es handelt sich somit um einen Druckmischer. Der Druck im Mischvolumen darf dabei in engen Schranken schwanken.

## Injektormischer

Bei einem Injektormischer wird Sauerstoff als Treibmedium für eine Venturi-Düse genutzt. Durch eine Verengung des Querschnitts nimmt die Geschwindigkeit des Gases in der Düse zu und damit kommt es am Ausgang der Düse zu einer Reduzierung des statischen Drucks. Wenn der statische Druck unter den Umgebungsdruck sinkt, wird Umgebungsluft angesaugt.

Dieses Prinzip wird häufig bei Mischern für den Notfalleinsatz genutzt, um mit einer einzigen Druckgasflasche als Quelle beatmen zu können. Es muss jedoch immer Sauerstoff genutzt werden, um Umgebungsluft anzusaugen. Die Konzentration ist typischerweise nur bis 40% FiO<sub>2</sub> nach unten einstellbar. Außerdem ist die Konzentration von dem Hinterdruck des Injektors und dem Umgebungsdruck abhängig. Die Notfallbeatmungsgeräte der Oxylog-Familie von Dräger benutzen Mischer dieser Bauform. Die Mischer sind im Patent [\[Rossen 2000\]](#) beschrieben. Erwähnenswert ist dabei, dass die Verstellbarkeit der Sauerstoffkonzentration erreicht wird, indem der Fluss des Treibmediums in den Injektor geregelt wird und in die Ansaugleitung zusätzlich Sauerstoff dosiert werden kann. Die Konzentration ist damit stufenlos ab der Untergrenze verstellbar.

### 3. Anforderungsprofil

Das zu entwickelnde System ist mit seinen Ein- und Ausgängen in Abbildung 3.1 dargestellt. Im Folgenden werden die Anforderungen an das System und seine Funktionen spezifiziert. Dabei werden die Anforderungen an die Pneumatik, an die Benutzerschnittstellen und allgemeine Anforderungen an das System unterschieden.

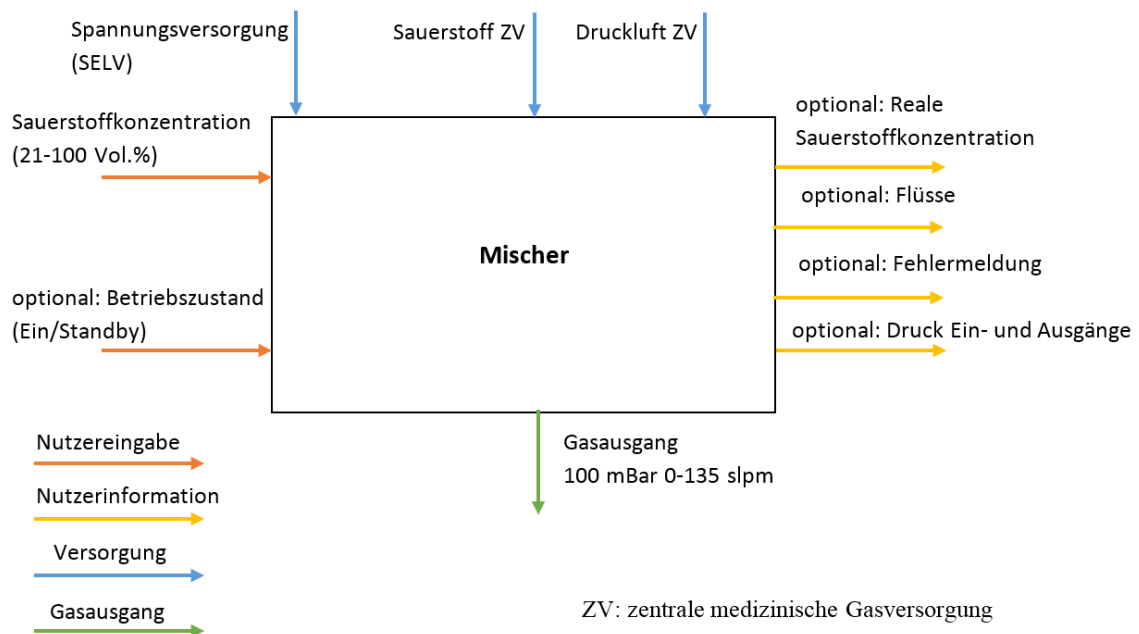


Abbildung 3.1.: Blockschaltbild des Systems

Das Gerät mischt medizinischen Sauerstoff und medizinische Luft zu einem Gasgemisch mit einstellbarer Konzentration und stellt dieses mit dem Verhalten einer Druckquelle mit 100 *mbar* bereit. Der Technologiedemonstrator soll die kritischen Aspekte der Konstruktion eines Mischers mit Druckausgang und einem hohen Dynamikumfang des Ausgangsflusses identifizieren. Eine Datenverbindung zu den Verbrauchern ist dabei nicht erlaubt. Es dient der Erprobung eines Mischers ohne Vorsteuerung vom Beatmungsgerät unter Verwendung eines kleinen Puffervolumens.

## 3.1. Anforderungen an Pneumatik

### Versorgungsanschlüsse

Die Bereitstellung der Gase erfolgt über Anschlüsse an die zentrale medizinische Gasversorgung [ZV] eines Krankenhauses. Diese sind nach der DIN EN ISO 7396-1/7.2.1 [ISO7396-1 2016] genormt. Der Druck der Zentralversorgung soll nach Norm 4 – 5 bar betragen. Die Drücke innerhalb der Gasversorgung können jedoch nicht garantiert werden. Ältere Installationen besitzen häufig eine starke Lastabhängigkeit. Darüber hinaus muss das System in einem Druckbereich von 2,7 – 4 bar und 5 – 6 bar eingeschränkt funktionsfähig sein. Eine Rückspeisung und somit Verunreinigung der Zentralversorgung ist zu vermeiden. Die Gasversorgung erfolgt mit den in der Norm beschriebenen Anschlüssen.

Die Spannungsversorgung muss mit einem externen Netzteil erfolgen. Die Spannungen im Gerät dürfen 60 V Gleichspannung oder 25 V Wechselspannung nicht überschreiten.

Druck der Zentralversorgung	4 – 5 bar voll funktionsfähig; 2,7 – 4 bar und 5 – 6 bar eingeschränkte Funktionsfähigkeit
Spannungsversorgung	Schutzkleinspannung (SELV) 0-60 V DC; 0-25 V AC

Tabelle 3.1.: Definition der Versorgungsparameter

### Gasausgang

Der Mischer soll bis zu vier Beatmungsgeräte gleichzeitig speisen können. Jedes Beatmungsgerät besitzt einen maximalen durchschnittlichen Atemgasverbrauch inklusiver aller Leckagen von 25 slpm<sup>1</sup>. Ein Erwachsener besitzt im Mittel ein Atemzugvolumen von 500 ml bei einer durchschnittlichen Atemfrequenz von 12 Atemzügen pro Minute [Piper 1975]. Dies entspricht 6 slpm. Der Volumenstrom besitzt dabei eine hohe Dynamik. Die Entnahme erfolgt in einer der in Abbildung 3.2 dargestellten Verläufe. Dabei treten der konstante Flow bei der Verwendung der volumenkontrollierten Beatmung, der dezelerierende Flow bei dem Einsatz der druckregulierten Beatmung und ein sinusförmiger Flow bei der Spontanatmung auf. Die Verläufe sind idealisiert. Die Anstiegszeiten und Abfallszeiten der Flüsse sind aufgrund der verwendeten Ventile in den Beatmungsgeräten auf  $80 \frac{\text{slpm}}{50 \text{ ms}}$  begrenzt.

<sup>1</sup>Standard-Liter pro Minute  $1 \text{ slpm} = \frac{1013,25 \text{ mbar} \cdot 1 \text{ l}}{60 \text{ s}}$  bei 293 K.

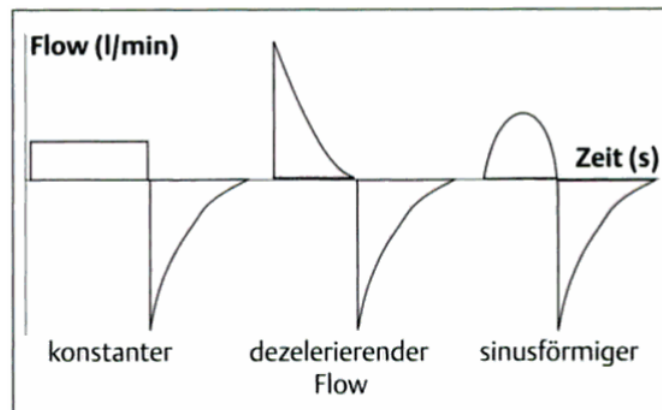


Abbildung 3.2.: idealisierte Flowkurven [Oczenski 2008]

Die Verbraucher am Ausgang sind nicht synchronisiert. Bei typischen Periodenzeiten von 3 bis 10 Sekunden kann davon ausgegangen werden, dass nicht alle vier Beatmungsgeräte gleichzeitig einen maximalen Flow von 60 slpm abfordern. Bei einem mittleren Ausgangsflow von 100 slpm kann der Spitzenfluss 135 slpm erreichen. Der maximale Fluss tritt bei der druckregulierten Beatmung auf. Anhand der maximalen Anstiegsgeschwindigkeit, dem maximalen Flow und einer minimalen Periodendauer von 3 Sekunden lässt sich eine Wahrscheinlichkeit für das Überschreiten der maximalen Liefermenge bei der Kombination von 4 Beatmungsgeräten berechnen. Die Berechnung ist im Anhang [A.1] dargestellt. Diese ist mit einer Wahrscheinlichkeit von 0.94‰ sehr gering. Im Falle des Auftretens wird der Ausgangsdruck nicht erreicht. Es entsteht jedoch keine Gefährdung für den Patienten, da der Druck bis zur nächsten Atemphase wieder hergestellt ist und das Beatmungsgerät über ein Ventil verfügt, welches bei Unterdruck im Innenbereich Umgebungsluft eindringen lässt.

Wenn das Gerät an eine Zentralversorgung mit Drücken nach der Norm angeschlossen wird, darf der Ausgangsdruck von 100 mbar um nicht mehr als 15% abweichen. Beim Betrieb im erweiterten Druckbereich muss dies mit 3 Beatmungsgeräten erfüllt werden. Dies entspricht einem durchschnittlichen Massenstrom von 75 slpm und einem Spitzenfluss von 110 slpm.

Die Sauerstoffkonzentration des Gases muss zwischen 21 Vol.-%<sup>2</sup> und 100 Vol.-% FiO<sub>2</sub><sup>3</sup> einstellbar sein. Dabei darf der durchschnittliche Anteil des Sauerstoffes während einer Atemperiode nicht um mehr als 10 % FiO<sub>2</sub> von dem eingestellten Wert abweichen. Der Gaswechsel muss nach vier Atemzyklen eines Erwachsenen abgeschlossen sein. Dies entspricht einer Volumenentnahme von 2 Litern. Eine Spülfunktion ist optional zu realisieren. Bei einem Fehlerfall in der Gasversorgung darf das Gerät die Toleranzgrenzen der Konzen-

<sup>2</sup>Die Einheit Volumen-% beschreibt den Anteil eines Stoffes am Gasgemisch. Die Ergänzung der dimensionslosen Einheit % ist nach der aktuellen Norm DIN EN ISO 80000-1 nicht mehr zulässig. Sie geht auf eine frühere Ausgabe der Norm DIN 1310 (April 1926) zurück. [Leonhardt 2016, S. 12] Im Bereich der Medizintechnik wird sie trotzdem weiterhin verwendet.

<sup>3</sup>engl. fraction of inspired oxygen; Anteil des Sauerstoffes im Inspirationsgas.

tration oder des Flusses verlassen. Wenn das Gerät jedoch nur eins der Gase dosieren muss und diese Gas-Versorgung nicht beeinträchtigt ist, muss es in seinen Betriebsparametern betrieben werden können.

Der Gasausgang soll als Steckverbinder mit einem Rohraußendurchmesser von 12 mm ausgeführt sein.

Ausgangsdruck	100 mbar; +/- 15%
Durchschnittliche Volumenentnahme	0-100 slpm
Durchschnittliche Volumenentnahme eingeschränkte Funktionalität	0-75 slpm
maximale Volumenentnahme	135 slpm
maximale Volumenentnahme eingeschränkte Funktionalität	110 slpm
Änderungsrate Volumenstrom	max. $80 \frac{slpm}{50 ms}$
Konzentration Sauerstoff	21 % und 100 % FiO2
Gaswechsellvolumen	2 Standard-Liter

Tabelle 3.2.: Definition des Gasausgangs

## 3.2. Anforderungen an Benutzerschnittstellen

### Nutzereingabe

Die Apparatur muss über eine Möglichkeit verfügen, die Sauerstoffkonzentration einzustellen. Dies kann über einen externen Computer erfolgen oder über ein am Gerät zugängliches Bedienelement. Dabei ist das Bedienelement am Gerät zu favorisieren. Die eingestellte Sauerstoffkonzentration muss erkennbar sein.

Der Betriebszustand des Gerätes soll optional gewechselt werden können. Dies erfolgt ebenfalls über eine Bedienmöglichkeit am Computer oder ein Bedienelement am Gerät. Im Modus „Standby“ ist der Gasausgang drucklos und es wird der Zentralversorgung kein Gas entnommen. Im Zustand „Ein“ soll das Gerät arbeiten und die zuvor beschriebenen Anforderungen an den Gasausgang erfüllen. Der Betriebszustand muss erkennbar sein.

## Nutzerausgabe

Die Ausgabe an den Benutzer ist optional zu implementieren. Dabei sind folgende Informationen wünschenswert:

- Volumenstrom Sauerstoff
- Volumenstrom Luft
- Gesamtvolumenstrom
- Fehlercode
- reale Sauerstoffkonzentration
- Druck am Ausgang
- Druck der Zentralversorgung

Die Ausgabe erfolgt dabei ebenfalls über einen externen Computer oder am Gerät. Die Ausgabe am Computer wird aufgrund besserer Visualisierungsmöglichkeiten bei geringeren Kosten favorisiert.

Bedienelement	Ein/Ausgabe	Priorität	Präferenz
Sauerstoffkonzentration	E/A	erforderlich	Hardware
Betriebszustand	E/A	optional	Hardware
Volumenströme	A	optional	Software
Fehlercode	A	optional	Software
Ausgangsdruck	A	optional	Software
Versorgungsdrücke	A	optional	Software

Tabelle 3.3.: Definition der Benutzerschnittstelle

### 3.3. Allgemeine Anforderungen

#### Randbedingungen

Die Anwendung eines solchen Mischers soll in Krankenhäusern erfolgen. Krankenhäuser gibt es auf der ganzen Welt und damit in unterschiedlichen Höhenlagen. Somit können die Temperaturen und der Luftdruck in weiten Bereichen schwanken. Es werden für beide Größen die üblichen Anforderungen an die Geräte von Dräger genutzt. Zur Vergleichbarkeit soll die Größe auf das Volumen der Dräger Evita<sup>®</sup> Infinity<sup>®</sup> V500<sup>4</sup> begrenzt werden. Dies ist ein Beatmungsgerät aus dem Intensivbereich. Das Volumen des Grundgeräts beträgt 53 Liter. Außerdem soll ein Mikrocontroller der Mikrocontrollerfamilie XMC4000<sup>5</sup> verwendet werden. Im Unternehmensbereich wird dieser für den Prototypenbau in den meisten Projekten genutzt. Dadurch sind die benötigten Entwicklungstools vorhanden und die Besonderheiten der Hardware bekannt. Damit ergeben sich die in Tabelle 3.4 dargestellten Randbedingungen.

Umgebungstemperatur	5 - 40°C
Luftdruck	700 bis 1060 hPa
Bauvolumen	<53 l
Mikrocontroller	XMC4000

Tabelle 3.4.: Umgebungsbedingungen

Außerdem ist der Gasmischer innerhalb von drei Personenmonaten zu entwickeln. Dies erfordert eine schnelle Beschaffbarkeit der Komponenten und kurze Entwicklungszeiten.

---

<sup>4</sup>Es handelt sich um ein Intensivbeatmungsgerät, welches die medizinischen Gase aus der Zentralversorgung bezieht.

<sup>5</sup>Mikrocontrollerfamilie auf Basis des ARM Cortex-M von der Firma Infineon Technologies AG.



## Relevante Anforderungen für die Technologieauswahl

Ziel der Arbeit ist ein Laboraufbau, an dem die technischen Herausforderungen identifiziert werden können. Dabei ist die Benutzerschnittstelle von vernachlässigbarer Bedeutung, da das Gerät nur von ausgewiesenen Personen mit entsprechenden Kenntnissen bedient wird. Dies erfordert jedoch den Einsatz des im Unternehmensbereich verwendeten Controllers. Die Anforderungen an die Umgebungsbedingungen sind erst in einem folgenden Schritt zu beachten. Sie sind bei der Materialauswahl und bei einer gezielten Optimierung des Verhaltens wichtig. Im Rahmen des Laboraufbaus können sie jedoch vernachlässigt werden. Das pneumatische Verhalten ist das entscheidende Merkmal, daher müssen die Anforderungen an die Versorgungsanschlüsse und den Gasausgang sowie die zeitlichen Anforderungen besonders beachtet werden. Sie sind entscheidend für die Technologiewahl der Pneumatik und Regelung. Aufgrund der Durchführung im Rahmen einer Abschlussarbeit muss der Entwicklungsaufwand begrenzt sein und muss bei der Auswahl der Technologie beachtet werden. Diese lassen sich in folgenden Kriterien zusammenfassen:

### Pneumatik

Dynamik	Massestrom: 0 – 135 $slpm$ ; maximale Änderungsrate: $80 \frac{slpm}{50 ms}$ Ausgangsdruck 100 $mbar \pm 15\%$
Gasmischung	21% - 100% $FiO_2 \pm 10 Vol.-%$ ; Gaswechsel innerhalb von 2 Litern
Entwicklungsaufwand	<3 Personenmonate
Betriebsbereich	4-5 bar, eingeschränkter Bereich 2,7-4 bar; 5-6 bar
Störung des Drucks durch Stellglied	<15% zusammen mit Störeinwirkung durch Flowentnahme
Bauvolumen	<53 l

Tabelle 3.5.: Zusammenfassung der Anforderungen an die Pneumatik

Zur Bewertung der in Kapitel 4 dargestellten Pneumatikkonzepte werden die Kriterien der Tabelle 3.5 genutzt, um eine Nutzwertanalyse durchzuführen. Dazu werden die Kriterien in Tabelle 3.6 miteinander verglichen und gewichtet.

Die dynamischen Eigenschaften sind das entscheidende Merkmal des Atemgasmischers im Vergleich mit am Markt verfügbaren Gasmischern für den breiten Industrieinsatz. Die Erfüllung dieser Anforderung ist wichtiger als alle anderen Kriterien. Die Gasmischung im gesamten Bereich stellt eine weitere Grundeigenschaft eines Mischers für den Einsatz im Intensivpflegebereich dar. Der Aufwand muss aufgrund der begrenzten Zeit für die Ausarbeitung der

vorliegenden Arbeit höher gewichtet werden als der Betriebsbereich und das Bauvolumen. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass mit einem geringen Entwicklungsaufwand eine Filterung für evtl. auftretende Druckstörungen konstruiert werden kann. Die Erfüllung der Spezifikationen des erweiterten Betriebsbereichs lässt sich nicht durch die Verwendung von einem größeren Puffervolumen oder durch das Anpassen eines pneumatischen Filters erreichen. Damit ist das Kriterium wichtiger, als das Bauvolumen oder entstehende Druckstörungen. Die Druckstörungen können als Rauschen um den Sollwert betrachtet werden. Durch die Verwendung eines großen Volumens in Verbindung mit der Resistance der Anschlussschläuche der Beatmungsgeräte lassen sich diese wirkungsvoll filtern. Zur Vergleichbarkeit wird das Bauvolumen höher gewertet, um ein übermäßig großes Gerät zu vermeiden.

<b>als</b> <b>wichtiger</b>	Dynamik	Gasmischung	Aufwand	Betriebsbereich	Druckstörung	Bauvolumen	Summe
Dynamik		1	1	1	1	1	5
Gasmischung	0		1	1	1	1	4
Aufwand	0	0		1	0	1	2
Betriebsbereich	0	0	0		1	1	2
Druckstörung	0	0	1	0		0	1
Bauvolumen	0	0	0	0	1		1

Tabelle 3.6.: Paarweiser Vergleich Pneumatikanforderungen

## Regelung

Der Entwicklungsaufwand der Regelung muss auf drei Wochen begrenzt werden, um innerhalb der drei Personenmonate Gesamtaufwand ein vollständig getestetes und dokumentiertes Ergebnis erstellen zu können.

Druckregelverhalten	siehe Anforderungen an die Dynamik in <a href="#">3.5</a>
FiO <sub>2</sub> -Regelverhalten	Gaswechsel innerhalb von 2 Litern
Entwicklungsaufwand	<3 Personenwochen
Anforderungen Controller	implementierbar in Mikrocontrollerfamilie XMC4000 Flash: <2 MB; RAM: <352kB; CPU: 144 MHz

Tabelle 3.7.: Zusammenfassung der Anforderungen an die Regelung

Für die Regelung werden die Anforderungen ebenfalls miteinander verglichen. Aufgrund der geringen Anzahl und dem Bedarf, einzelne Aspekte verstärkt zu bewerten, wird kein paarweiser Vergleich gewählt, sondern die folgende Skala für die Relevanz:

0	keine Bedeutung
1-3	geringe Bedeutung
4-7	notwendig für die Erfüllung
8-10	Hauptmerkmal des Systems

Damit lässt sich die Gewichtung der Kriterien in Tabelle [3.8](#) festlegen.

Kriterium	Gewichtung
Druckregelverhalten	9
FiO <sub>2</sub> -Regelverhalten	5
Entwicklungsaufwand	6
Anforderungen Controller	3

Tabelle 3.8.: Gewichtung der Anforderungen an die Regelung

Diese ist im Folgenden begründet. Das Druckregelverhalten ist besonders relevant. Der vom Verbraucher entnommene Volumenstrom muss kompensiert werden, um den Druck im Mischtank aufrechtzuerhalten und die Funktionsfähigkeit der Miniaturatemgeräte zu gewährleisten. Im Vergleich zu diesem sind die Anforderungen an die Konzentrationsregelung geringer. Das Regelverhalten ist mit einer Toleranz von 10 Vol.- % angegeben und einem Gaswechselvolumen von 2 Litern bei Umgebungsdruck. Diese Anforderungen sind im Vergleich zum stark gestörten Druck gering. Der Entwurfsaufwand wird leicht stärker gewichtet als das FiO<sub>2</sub>-Regelverhalten, da die zeitliche Limitierung von drei Wochen bindend ist, um

den Mischer innerhalb der Bearbeitungszeit der vorliegenden Arbeit zu erstellen. Wenn diese zeitliche Limitierung aufgehoben wird, können Konzepte betrachtet werden, welche Konzept 1 um einen FiO<sub>2</sub>-Regler ergänzen. Die Anforderungen an den Controller sind von ihrer Relevanz am geringsten bewertet. Die Familie besteht aus sechs Mikrocontrollern mit steigender Leistung. Aufgrund des eingebauten DSP-Befehlssatzes sind diese für Aufgaben im Bereich der Signalverarbeitung und Regelungstechnik gut geeignet. Da es sich bei dem Mischer um ein Labormuster handelt, können bei Leistungsengpässen Funktionen in einen weiteren Mikrocontroller ausgelagert werden.

### Benutzerschnittstelle

Die Anforderungen an die Benutzerschnittstelle sind in Tabelle 3.3 angegeben. Zur Bewertung dieser werden lediglich zwei Kriterien benötigt. Dies sind zum einen der Entwurfsaufwand und zum anderen die Priorität des Elements. Wie bereits zuvor dargestellt, wird der Mischer nur im Labor eingesetzt und von fachkundigen Personen bedient. Dies erlaubt die Erstellung einer rudimentären Benutzerschnittstelle. Aufgrund der begrenzten Zeit müssen nur die erforderlichen Elemente vorhanden sein. Es ergibt sich die folgende Bewertung mit der zuvor genutzten Skala:

Kriterium	Gewichtung
Entwurfsaufwand	7
Priorität - erforderlich	9
Priorität - optional	3

Tabelle 3.9.: Gewichtung der Anforderungen an die Benutzerschnittstelle

## 4. Konzeption

Im Folgenden werden die vorgestellten Mischer-Topologien aus Kapitel 2.4 genutzt, um an die Aufgabenstellung angepasste pneumatische Aufbauten zu entwickeln. Diese werden anhand der in Kapitel 3 vorgestellten Anforderungen miteinander verglichen. Die Regelung beeinflusst das Verhalten des Mixers grundlegend. Für sie und die Benutzerschnittstellen werden ebenfalls Konzepte entwickelt und mithilfe der entsprechenden Anforderungen bewertet.

### 4.1. Pneumatik

In Konzept 1 und 2 werden zwei unabhängige Gaszweige genutzt, um ein Gasgemisch am Ausgang zu erzeugen. Dabei besteht jeder Gaszweig aus einer Flussmessung und einem Stellglied. Der Volumenfluss in jedem Gas berechnet sich in Abhängigkeit von der eingestellten Sauerstoffkonzentration. Die Konzepte 1 und 2 (Abb. 4.1) weichen nur in der Wahl des Stellgliedes voneinander ab. In Konzept 1 werden Proportionalventile genutzt. Der Gasfluss kann in beiden Zweigen kontinuierlich verändert werden. Das zweite Konzept nutzt schaltende Ventile. Bei diesen lassen sich die Flüsse nur ein- oder abschalten. In beiden Konzepten sind die einzelnen Gaszweige gleich aufgebaut. Sie bestehen aus einer Gaseinlassesektion, welche das Gerät vor Verschmutzungen im Gas schützt und die Zentralversorgung vor Verunreinigungen durch zurückfließendes Gas. Anschließend wird der Gasfluss durch das Stellglied moduliert und mit dem darauffolgenden Flussmesser erfasst. Zu diesem Zweck wird der Gasfluss durch ein Sieb in eine laminare Strömung überführt und der Differenzdruck über ein folgendes Sieb gemessen. Dieser Aufbau wird durch ein weiteres Sieb von der Druckkammer und somit von dem anderen Gaszweig abgekoppelt. Im zusammenfließenden Zweig vermischen sich die beiden Gase. Das Volumen fungiert als Speicherelement und puffert den Ausgangsdruck, welcher von einem Drucksensor überwacht wird. Aufgrund der Nutzung von schaltenden Ventilen in Konzept 2 muss der Fluss pulsmoduliert werden. Für eine kontinuierliche Verstellbarkeit werden Impulse benötigt, die weitaus höhere Frequenzanteile enthalten als der maximale Frequenzanteil des zu stellenden Flusses. Außerdem müssen die Flanken des Flusses einen kleinen Teil der Periodendauer ausmachen und die Schaltfrequenz hoch genug gewählt werden, sodass das Volumen zusammen mit der Verschlauchung als Tiefpass wirken kann.

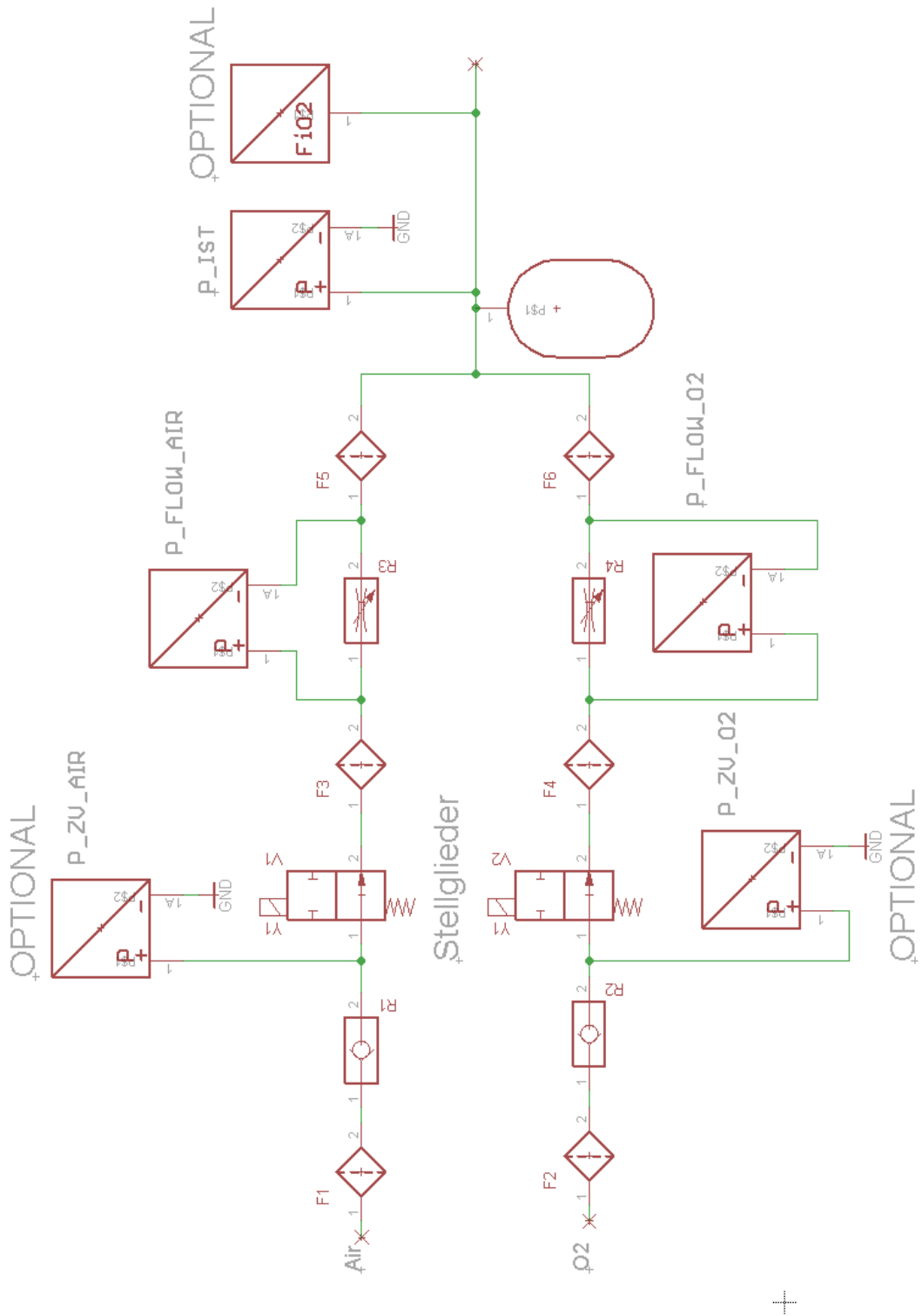


Abbildung 4.1.: Konzept 1: Proportionalventile als Stellglieder  
 Konzept 2: Schaltventile als Stellglieder

Das dritte Konzept (Abb. 4.2) unterscheidet sich von den vorherigen, indem es eine Ventilbank nutzt. Diese besteht aus mehreren schaltenden Ventilen und sehr genau gefertigten Blenden. Bei einer richtigen Auswahl der Geometrie und einer ausreichenden Druckdifferenz wird ein kritisches Druckverhältnis erreicht. Dabei strömt das Gas an der Blende mit Schallgeschwindigkeit<sup>1</sup>. Dies ist die maximale Geschwindigkeit für eine Blende, diese kann auch mit einer Erhöhung des Drucks nicht überschritten werden. Der Massestrom ist in diesem Moment unabhängig vom Hinterdruck. Damit lassen sich die Gase ohne Flussmessung dosieren. Die Blenden sind so auszulegen, dass sich die Masseströme mit jeder Stufe verdoppeln. Der kleinste Zweig wird zusätzlich mit einer höheren Frequenz pulsmoduliert.

Konzept 4 (Abb. 4.3) nutzt den Sauerstoff als Treibmedium für einen Injektor. Der Volumenfluss des Sauerstoffs wird von einem Proportional- oder Schaltventil moduliert. Dieser Volumenfluss saugt im Injektor Umgebungsluft an. Der Injektor ist in einem Gehäuse eingebaut, in dem der Umgebungslufteinlass von einem Ventil gesteuert werden kann. Nach dem Injektor folgt ein Rückschlagventil. Dieses trennt den Druckbereich von dem Injektor ab, um einen Rückfluss zu verhindern. Der Widerstand des Rückschlagventils muss bei jeder Dosierung überwunden werden.

---

<sup>1</sup>Unter einer kritischen Strömung eines Gases versteht man eine Strömung, deren Geschwindigkeit nahe der Schallgeschwindigkeit liegt. Bei überkritischer Geschwindigkeit können sich somit eingangsseitige Änderungen nicht zum Ausgang hin propagieren.

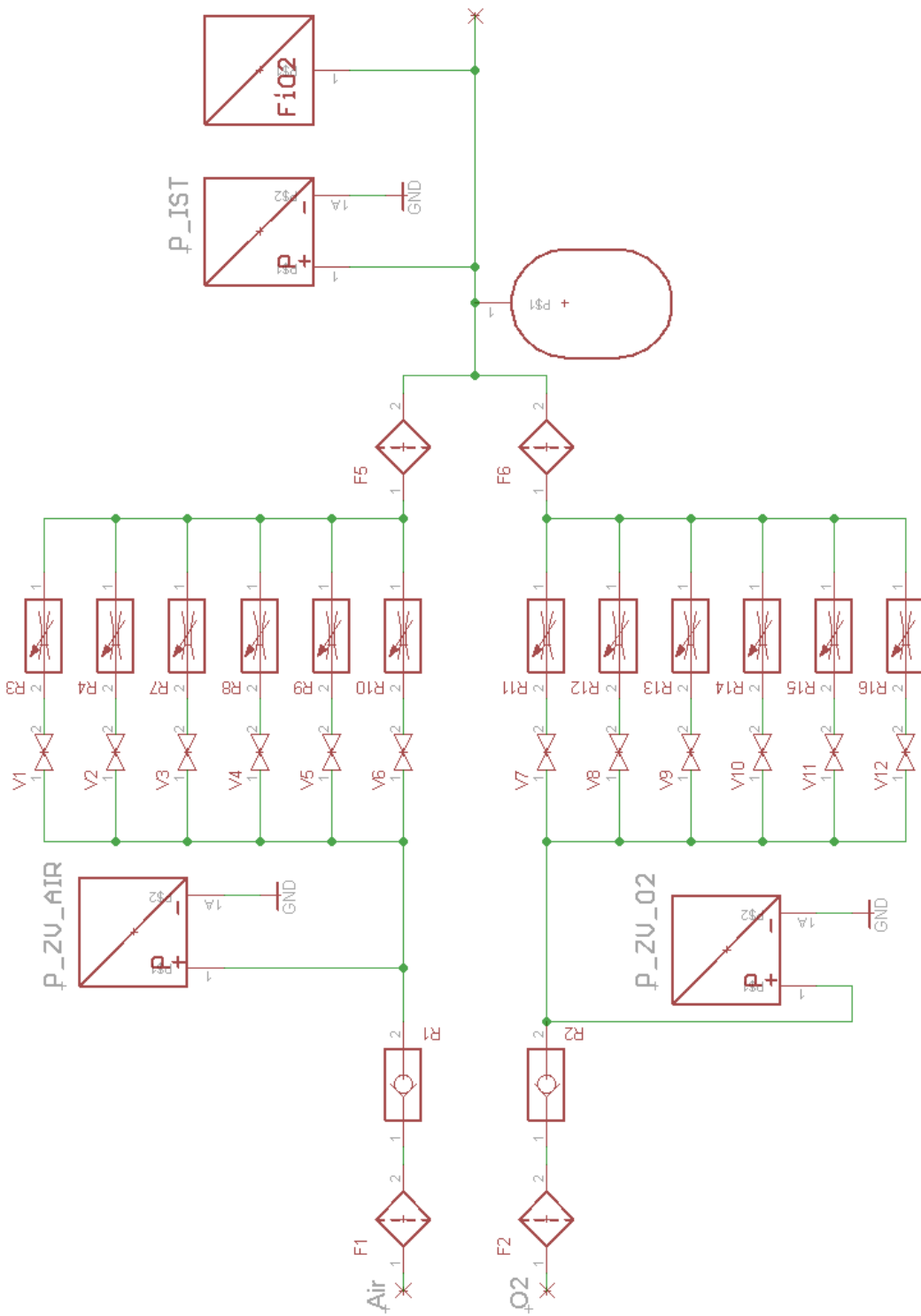


Abbildung 4.2.: Konzept 3: Digitale Ventilbänke als Stellglied  
 Jede Ventilbank besteht aus 6 Digitalventilen.



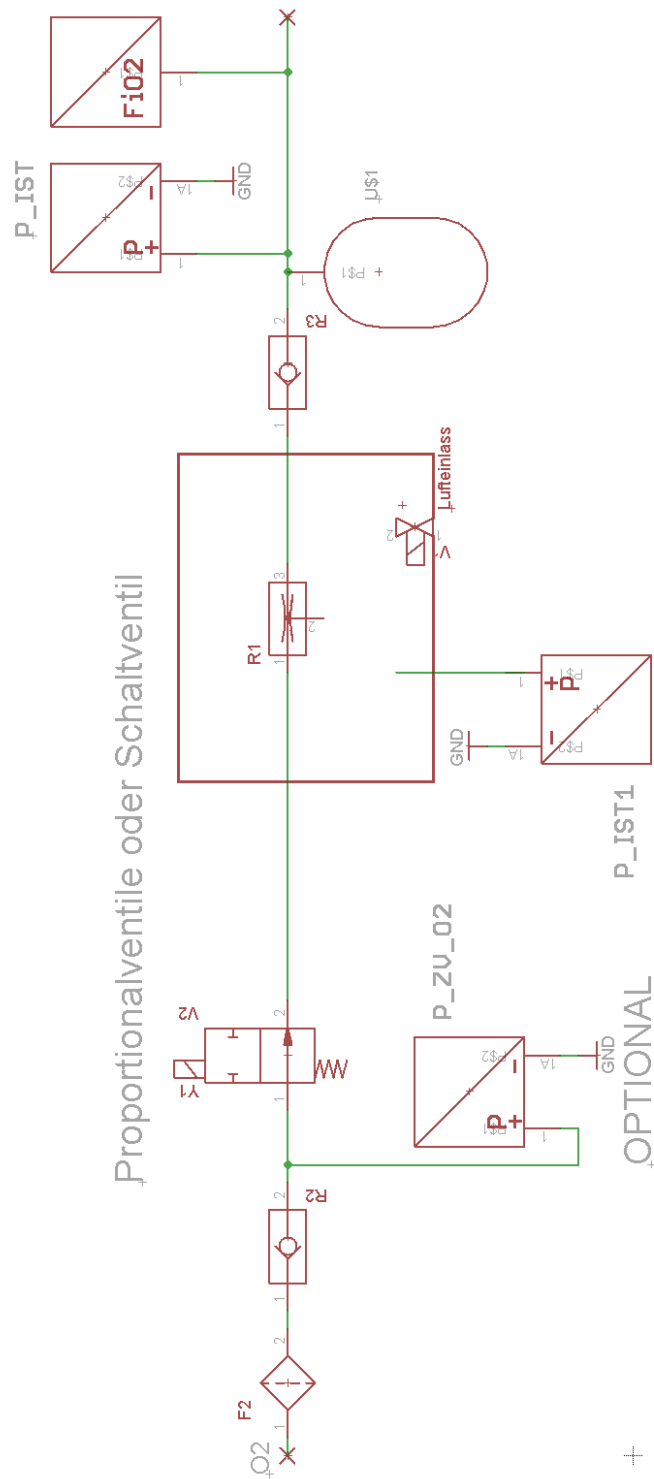


Abbildung 4.3.: Konzept 4: Injektor

Die vorgestellten Pneumatikkonzepte lassen sich mit den in Tabelle 3.6 ermittelten Kriterien bewerten. Die zusammengefasste Nutzwertanalyse ist in Tabelle 4.1 dargestellt und wird im folgenden Absatz begründet.

Dabei wird die folgende Skala angewendet:

0	Bedingung wird nicht erfüllt
1-3	Anforderung nur sehr bedingt erfüllt
4-7	Anforderung wird erfüllt
8-10	Anforderung wird übertroffen

	Gewichtung	Konzept 1: Proportional- ventil		Konzept 2: Schalt- ventil		Konzept 3: Ventil- bank		Konzept 4: Injektor	
		Bewertung	Wert	Bewertung	Wert	Bewertung	Wert	Bewertung	Wert
Dynamik	5	7	35	4	20	7	35	7	35
Gasmischung	4	10	40	10	40	10	40	0	(0)/-
Aufwand	2	7	14	9	18	5	10	3	6
Betriebsbereich	2	7	14	7	14	4	8	5	10
Druckstörungen	1	8	8	3	3	5	5	8	8
Bauvolumen	1	8	8	8	8	5	5	5	5
	<b>Summe</b>		<b>119</b>		<b>103</b>		<b>103</b>		<b>(0)/ 64</b>

Tabelle 4.1.: Nutzwertanalyse Pneumatikkonzept

Den Dynamikanforderungen an das Stellglied genügt das Proportionalventil besonders. Es ist als einziges Ventil kontinuierlich in seinem Betriebsbereich verstellbar. Ein schnelles Proportionalventil mit dem geforderten Maximalfluss besitzt eine T10-90-Zeit von 10 bis 20 ms. Das Schaltventil muss hingegen eine sehr kurze An- und Abstiegszeit besitzen, um einen ähnlichen Dynamikumfang zu erreichen, da eine Pulsmodulation zur kontinuierlichen Verstellung des Flows erfolgen muss. Andernfalls ist die Dosierung zu ungenau und kann den zeitlichen Anforderungen nicht gerecht werden. Typische Ventile für den geforderten Volumenfluss besitzen T10-90-Zeiten im Bereich von mehreren Millisekunden. Bei der Verwendung einer Pulsmodulation muss die Pulsdauer mindestens der Summe der An- und Abfallszeit entsprechen. Dies ergibt eine minimale Pulsdauer von 2 ms. Dieser Impuls entspricht der kleinsten Teileinheit des Flows. Bei der Verwendung eines 8-Bit PWM liegt die Periodendauer des Signals bei  $T = 2^8 \cdot 2 \text{ ms} = 0,256 \text{ s}$ . Dies liegt nur um eine Zehnerpotenz

unterhalb der Größenordnung der minimalen Periode der Atmung. Bei der Ventilbank wird dieses Problem durch die Kombinationsmöglichkeit der einzelnen Ventile umgangen. Das modulierte Ventil muss einen kleineren Wertebereich abdecken und kann mit einer geringeren Auflösung moduliert werden. Der Injektor kann bei Verwendung eines Proportionalventils die gleichen Anforderungen erfüllen und hat bei der Verwendung eines Schaltventils dieselben Einschränkungen.

Die Konzentration des Gases können die Konzepte 1 bis 3 im gesamten Bereich verstellen. Nur der Injektor kann die Konzentration nicht im geforderten Bereich verstellen, da der Injektor Sauerstoff als Treibmedium nutzt, um Umgebungsluft anzusaugen. Die Konzentration lässt sich typischerweise zwischen 40 Vol.-% und 100 Vol.-% verstellen. Dies ist für den Notfalleinsatz geeignet, jedoch nicht für den Einsatz in der Intensivmedizin<sup>2</sup>.

Der Entwicklungsaufwand des ersten Konzeptes wird größer eingeschätzt, da diese Ventile Nichtlinearitäten, wie Hysterese und Sättigung, besitzen. Diese müssen beim Entwurf der Regelung bedacht werden. Das Schaltventil besitzt im mittleren Betriebsbereich einen linearen Zusammenhang zwischen Flow und Steuersignal. Es kann um den Arbeitspunkt der Flowentnahme linear geregelt werden. Der restliche Aufbau der beiden Konzepte unterscheidet sich nicht. Das Konzept mit den Ventilbänken benötigt viel Entwicklungsarbeit für die Konstruktion der Ventilbänke. Jede Kombination aus Ventil und Blende muss für den jeweiligen Flow ausgelegt werden und ihr minimaler Arbeitsdruck beachtet werden. Der Injektor benötigt die gleiche Arbeit wie die ersten beiden Konzepte. Bei diesem muss jedoch eine weitere Steuerung für die Umgebungsluftzufuhr erstellt werden und das Verhalten des Rückschlagventils beachtet werden.

Den Anforderungen des erweiterten Betriebsbereichs können die Konzepte 1 und 2 durch die Auswahl eines passenden Durchmessers der Ventilöffnung gerecht werden. Die Ventilbank ist auf die kritische Strömung angewiesen. Dies erfordert einen Mindesteingangsdruck zum Betrieb. Unterhalb von diesem Druck ist die Dosierung abhängig vom Hinterdruck und somit ungenau. Der Injektor kann auch mit niedrigen Drücken betrieben werden. Zum Ansaugen der Umgebungsluft wird jedoch ein Mindestdruck benötigt. Der Einstellbereich der Konzentration wird geringer.

Bei dem Proportionalventil entstehen aufgrund der längeren Anstiegs- und Abfallzeiten geringe Druckstöße als bei dem Schaltventil, außerdem ist die Amplitude und Wiederholfrequenz der Sprünge kleiner als bei den schaltenden Ventilen. Der Injektor und das Proportionalventil erzeugen daher geringere Störungen als die schaltenden Ventile. Die Druckstörungen der

---

<sup>2</sup>Im Notfalleinsatz liegt der Fokus auf dem Erhalt des Lebens, bis der Patient in ein Klinikum eingeliefert wird. Dabei ist insbesondere die Sauerstoffversorgung des Gehirns sicherzustellen. Die Nebenwirkungen einer erhöhten Sauerstoffgabe werden vernachlässigt. In der Intensivmedizin wird der Patient längerfristig behandelt und soll genesen. Eine inspiratorisch Sauerstoffkonzentration von über 60 Vol.-% kann bei Vorliegen einer alveoläre Belüftungsstörung in der Patientenlunge zu einem Kollabieren von Alveolen führen, was unbedingt vermieden werden muss.

Ventilbank sind ebenfalls niederfrequenter und von geringerer Amplitude als die des Schaltventils, da die einzelnen Ventile seltener geschaltet werden und der jeweils geschaltete Flow geringer ist.

Das Bauvolumen der Konzepte 1 und 2 ist aufgrund des ähnlichen Aufbaus gleich zu bewerten. Die Ventile unterscheiden sich im inneren Aufbau, sind jedoch bei dem selben Maximalfluss ähnlich groß. Bei dem Injektor muss ebenfalls ein solches Ventil verwendet werden. Dazu muss das System mit dem Injektor selbst und einem entsprechendem Gehäuse um diesen herum sowie einem Einlassventil ergänzt werden. Bei geringen Flüssen entsteht ein geringer Unterdruck am Injektor. Daher muss die Ansaugöffnung für die Umgebungsluft groß gewählt werden, um die Resistance<sup>3</sup> zu minimieren. Konzept 3 benötigt 2 Ventilbänke mit mehreren Ventilen. Diese Ventile sind größer zu dimensionieren als im Fall von Konzept 2, da ein zu großer Druckabfall über ihnen zu einer Minimierung des Betriebsbereichs führt. Das kritische Druckverhältnis für Luft liegt bei  $\frac{p_h}{p_v} = 0.528$ . Damit ergibt sich eine Mindestdruckdifferenz von

$$p_v - p_h = \frac{1.013 \text{ bar} + 0.1 \text{ bar}}{0.528} - (1.013 \text{ bar} + 0.1 \text{ bar}) \approx 1 \text{ bar}$$

Dies begrenzt den Druckabfall über den Ventilen und allen Verbindungsschläuchen für den Hauptbetriebsbereich auf 2.9 bar.

Von möglichen 150 Punkten erreicht das Konzept mit den Proportionalventilen 119 Punkte und hat damit einen Vorsprung von 16 Punkten zu den Konzepten zwei und drei. Diese liegen mit 103 Punkten deutlich hinter dem ersten Konzept. Auffallend ist jedoch, dass das Schaltventil einen Großteil der Punkte im Bereich der Dynamik einbüßt. Für den vorliegenden Anwendungsfall wird ein Aufbau mit jeweils einem Proportionalventil in den beiden Gaszweigen gewählt und im Folgenden ein Konzept der Regelung für dieses erstellt.

---

<sup>3</sup>Strömungswiderstand:  $R = \frac{\Delta p}{V}$ .

## 4.2. Regelung

Das System muss den geforderten Druck sowie die Sauerstoffkonzentration am Gasausgang bereitstellen. Dies lässt sich mit verschiedenen Regelungskonzepten erreichen. Aufgrund der Wahl der Proportionalventile als Stellglieder müssen die Eigenschaften von diesen beachtet werden. Als Lösungsalternativen bietet sich eine Kaskadenregelung oder eine getrennte Regelung des Drucks und der Sauerstoffkonzentration an. Diese werden nachfolgend erläutert.

Das erste Konzept (Abb. 4.4) besteht aus einer Kaskadenregelung. Der äußere Kreis besteht aus der Druckregelung, welcher aufgrund des Puffervolumens langsam ist. Dieser Regler gibt den benötigten Gesamtgasfluss vor. Dieser wird in der Komponente „FLOW\_MIX“ anhand der eingestellten Sauerstoffkonzentration aufgeteilt. Zum Erreichen dieser Flows müssen die Proportionalventile geregelt werden. Dies wird mit einem arbeitspunktabhängigen Flow-Regler erreicht. Die Ventile werden vorgesteuert, um die Reaktionsgeschwindigkeit zu erhöhen und geringere Verstärkungen einsetzen zu können. Die Vorsteuerung ist abhängig von dem eingestellten Fluss und dem Vordruck. Der Regler ist ebenfalls von dem aktuellen Arbeitspunkt abhängig. Der innerste Kreis ist ein Stromsteller. Dieser wird genutzt, um das Proportionalventil immer im Bereich des Nennstroms zu betreiben. Andernfalls müsste die Verlustleistung des Ventils überwacht werden und die Spannungsquelle überdimensioniert werden. Im Volumen summieren sich die Flüsse. Das Volumen wirkt um den Arbeitspunkt als Integrator.

Das zweite Konzept besteht aus 2 Reglern. Dabei werden der Druck und die Sauerstoffkonzentration geregelt. Zur Linearisierung der Ventile wird die Vorsteuerung aus Konzept 1 genutzt. Die Komponente „FLOW\_MIX“ wird von beiden Reglern beeinflusst. Der Konzentrationsregler beeinflusst darüber das Verhältnis der Steuersignale der beiden Ventile. Der Druckregler ist priorisiert. Der Druck kann unabhängig von dem Signal des Konzentrationsreglers geregelt werden, da beide Gase bei einem Zufluss den Druck erhöhen. Die Konzentration im Gasgemisch kann jedoch nur verändert werden, wenn ein Flow vorgegeben wird. Die Ventile werden ebenfalls mit einer Stromregelung betrieben.

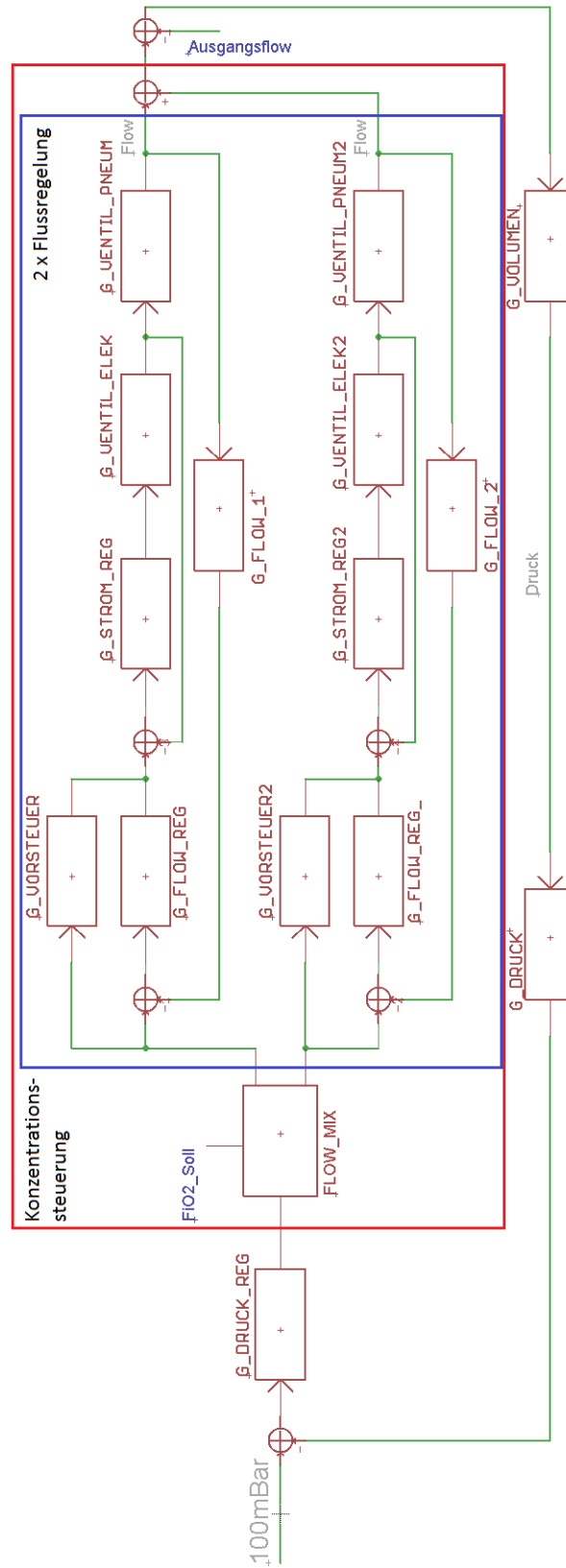


Abbildung 4.4.: Konzept 1: Kaskadenregelung mit Steuerung der Konzentration

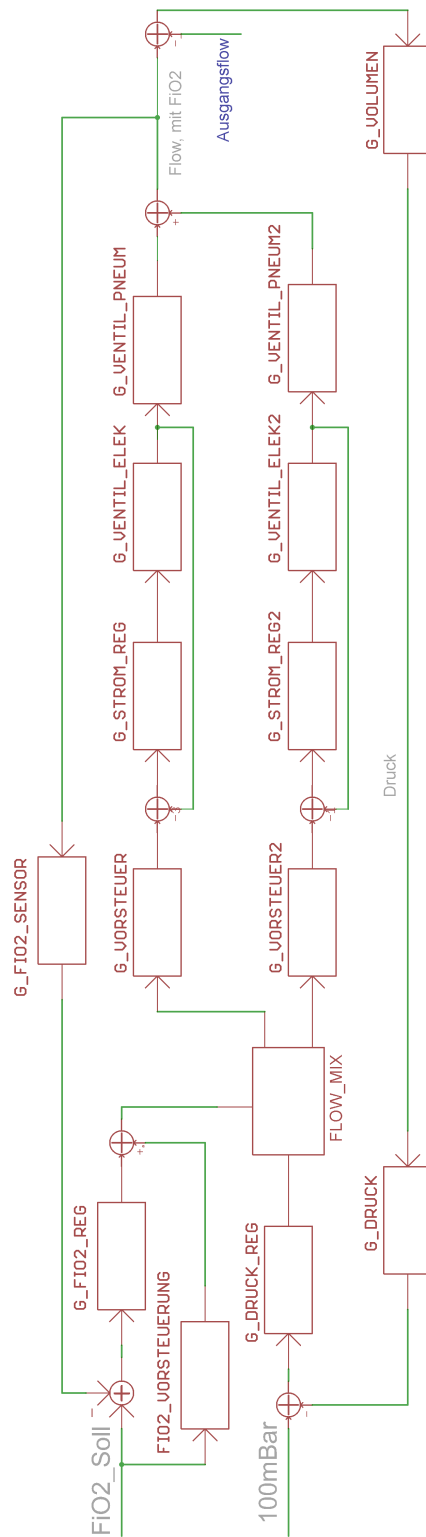


Abbildung 4.5.: Konzept 2: Druckregler und Konzentrationsregler

Im Tabelle 4.2 werden die beiden Regelungskonzepte unter Nutzung der Gewichtung in Tabelle 3.8 miteinander verglichen und anhand des Ergebnisses ein Konzept ausgewählt. Dabei wird die gleiche Bewertungsskala wie bei der Nutzwertanalyse der Regelung verwendet und die Bewertung nachfolgend erläutert. Die Regelungsstruktur in Konzept 1 ist mit 5 Reglern

	Gewichtung	Konzept 1: Kaskadenregelung		Konzept 2: Druck- + FiO2-Regler	
		Bewertung	Wert	Bewertung	Wert
Druck-Reglerverhalten	9	7	63	5	45
FiO2-Regelverhalten	5	7	35	8	40
Entwurfsaufwand	6	5	30	6	36
Anforderungen Controller	3	6	18	7	21
	<b>Summe</b>		<b>146</b>		<b>142</b>

Tabelle 4.2.: Nutzwertanalyse Reglerkonzept

und 2 Vorsteuerungen deutlich komplexer als die Struktur in Konzept 2. Dies wird genutzt, um das nichtlineare Verhalten der Proportionalventile, bestehend aus Hysterese und Sättigung, für den vorgeschalteten Druckregler zu linearisieren. Dies beschleunigt das Verhalten der Proportionalventile und erlaubt eine schnellere Auslegung des Druckreglers. Der Druck als Ausgangsgröße ist die Hauptregelgröße. Sie darf nur um 15% von 100 mbar abweichen, obwohl sie stark von der Volumenentnahme gestört wird. Aufgrund des besseren Verhaltens der Ventile ist die Antwort des Volumenstroms schneller als in Konzept 2. Im ersten Konzept müssen mehr Komponenten entworfen werden. Im zweiten Konzept muss hingegen mehr Aufwand in den Entwurf der einzelnen Regler verwendet werden. Diese müssen Strecken mit hoher Komplexität und in einem weiten Arbeitsbereich stabil regeln können.

Aufgrund der Regelbarkeit der Volumenflüsse lässt sich die Konzentration des zuströmenden Gases stellen und muss nicht geregelt werden. Infolge der Regelung der Sauerstoffkonzentration ist der Gaswechsel im Volumen bei kleinen Flüssen schneller in Konzept 2. Das erste Konzept erfüllt die Anforderungen an den Gaswechsel jedoch ebenfalls unter der Bedingung, dass das Puffervolumen kleiner  $2 \tau$  ist und das Volumen einen Eingang und einen Ausgang an entgegengesetzten Seiten enthält, da die Konzentration des zuströmenden Gases dem Sollwert entspricht. Dieses Gas kann nur zuströmen, wenn aus dem Mischer Gas entnommen wird. Das neue Gas ersetzt das alte Gas. Nach den 2 Litern ist das Volumen gespült. Die Anforderungen an den Controller sind aufgrund der höheren Anzahl von Eingangssignalen und mehr Komponenten im ersten Konzept größer.



Für die Umsetzung wird die Kaskadenregelung gewählt. Diese wird im Druckregelverhalten wesentlich besser bewertet und siegt deshalb trotz Nachteilen in allen anderen Kriterien.

### 4.3. Benutzerschnittstelle

In den Anforderungen an die Benutzerschnittstelle sind Vorgaben für die Bedienelemente der Benutzerschnittstelle gegeben. Diese sollen umgesetzt werden. Dies lässt sich durch eine unterschiedliche Aufteilung der Bedienelemente erreichen. Dabei wird für die Softwarelösung das Programm „ $\mu$ C-Probe<sup>4</sup>“ genutzt.

Konzept 1 ist in Tabelle 4.3 und Konzept 2 in Tabelle 4.4 dargestellt.

Bedienelement	Plattform	Implementierung
Sauerstoffkonzentration	Hardware	Potentiometer
Betriebszustand	Hardware	Schalter + LED
Volumenströme	Software	Verlaufsgraph
Fehlercode	Hardware	LED
Ausgangsdruck	Software	Verlaufsgraph
Versorgungsdrücke	Software	Numerische Anzeige

Tabelle 4.3.: Konzept 1

In Konzept 1 wird am Potentiometer eine Skala angebracht, um den eingestellten Wert zu signalisieren. Der Betriebszustand wird durch eine grüne LED signalisiert und kann mit einem Schalter gewechselt werden. Der Fehlercode wird mit einer roten LED angezeigt. Es wird bei dem Fehler nicht zwischen den verschiedenen Ursachen unterschieden und nur die Existenz eines Fehlers angezeigt. Alle anderen Bedienelemente werden mit  $\mu$ C-Probe bedient.

Bedienelement	Plattform	Implementierung
Sauerstoffkonzentration	Hardware	Inkrementalgeber + 7-Segment Anzeige
Betriebszustand	Software	Schalter
Volumenströme	Software	Verlaufsgraph
Fehlercode	Software	Enum-Anzeige
Ausgangsdruck	Software	Verlaufsgraph
Versorgungsdrücke	Software	Numerische Anzeige

Tabelle 4.4.: Konzept 2

<sup>4</sup>Eine Produkt von Silicon Labs (Micrium). Im Folgenden nur  $\mu$ C-Probe.

In Konzept 2 wird ein Drehinkrementalgeber zur Einstellung der Sauerstoffkonzentration genutzt und diese mit einer 7-Segment Anzeige dargestellt. Dies erlaubt bei einem zu geringen Versorgungsdruck einer Versorgungsleitung die Anzeige einer korrigierten Konzentration und die genaue Einstellung der Konzentration. Alle anderen Elemente werden in der Softwarelösung erstellt. Dabei ist eine Besonderheit die Darstellung der Fehlercodes in Form von Zeichenketten. Dies erlaubt die Anzeige von beschreibenden Fehlern.

Mit der Gewichtung der Kriterien aus Tabelle 3.9 lässt sich die folgende Bewertung vornehmen:

	Gewichtung	Konzept 1		Konzept 2	
		Bewertung	Wert	Bewertung	Wert
Entwurfsaufwand	7	8	56	4	28
Priorität - erforderlich	9	7	63	9	81
Priorität - optional	3	6	18	9	27
	<b>Summe</b>		<b>137</b>		<b>136</b>

Tabelle 4.5.: Nutzwertanalyse Reglerkonzept

Konzept 1 ist eine minimalistische Lösung, welche die Bedienung des Mischers ohne einen externen Computer ermöglicht. Bei den Hardwarekomponenten handelt es sich um einfach zu integrierende Bauteile, die ohne weitere Protokolle mit dem Mikrocontroller ausgelesen oder angesteuert werden können. In Konzept 2 sind die Hardwarekomponenten ebenfalls ohne weitere Bauelemente auszulesen und anzusteuern. Es muss jedoch eine Auswertung für den Inkrementalgeber und ein Zustandsautomat für die Bedienung entwickelt werden. Außerdem muss für die Anzeige von Fehlercodes eine Logik implementiert werden, welche die Fehler auswertet und eingrenzt. Dies ist insbesondere bei der Verkettung von Fehlern aufwendig. Daher wird der Entwicklungsaufwand für Konzept 1 besser bewertet. Die Anzeigemöglichkeiten sind in Konzept 2 größer und übertreffen aufgrund der Anzeige des korrigierten Konzentrationswertes und der Aufschlüsselung in einzelne Fehler die Möglichkeiten von Konzept 1. Dies implementiert lediglich die Grundfunktionen. Es erfüllt jedoch die Anforderungen.

Aufgrund des starken Fokus auf den Entwicklungsaufwand wird Konzept 1 für die Benutzerschnittstelle gewählt. Eine erweitertes Bedienkonzept soll in einem späteren Schritt erfolgen.

# 5. Entwicklung

Das zuvor entwickelte Konzept muss zur Umsetzung genauer ausformuliert werden. Dazu werden für die Kernkomponenten des Aufbaus die Spezifikationen anhand der Anforderungen hergeleitet.

## 5.1. Pneumatik

Bei dem Entwurf der Pneumatik muss der maximale Druckabfall über das System betrachtet werden. Der vollständige Pneumatikschaltplan ist im Anhang A.2 dargestellt. In Abbildung 5.1 ist der Zweig des Sauerstoffs dargestellt. Der Einfachheit halber wird dieser vom Ausgang zum Eingang unter der Annahme einer reinen Sauerstoffgabe analysiert. In diesem Fall ist der Fluss in dem Gaszweig am größten und somit ist die Wirkung von pneumatischen Widerständen am größten. Zuerst wird ein kurzer Überblick über die Zusammenhänge gegeben, um anschließend die einzelnen Komponenten zu spezifizieren.

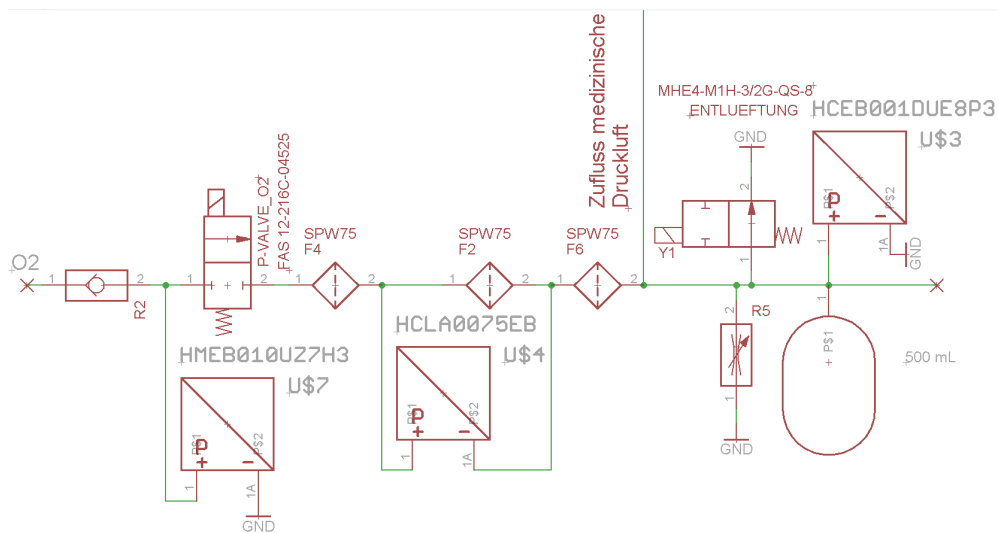


Abbildung 5.1.: Sauerstoff Gaszweig

Der Ausgang ist über das Puffervolumen und Schläuche sowie Verbindungsstücke mit der Flussmessung verbunden. In diesem Bereich wird der Ausgangsdruck gemessen. Der Druck liegt bei 100 mbar. Zur Minimierung des Druckabfalls müssen große Querschnitte genutzt werden. Das Volumen bildet zusammen mit den pneumatischen Widerständen am Ausgang des Mischers einen pneumatischen Tiefpass. Es dient dazu, die Auswirkungen von schnellen Flussänderungen zu minimieren und die benötigten Bandbreiten des Flussreglers und des Druckreglers zu verkleinern.

Der Differenzdruck über die Flussmessung ergibt zusammen mit den 100 mbar den Hinterdruck der Proportionalventile. Der maximale Hinterdruck von Proportionalventilen ist meist in den Datenblättern angegeben. Bei einigen Bauweisen darf dieser nur wenige Prozent des Vorderdrucks betragen. Er bildet zusammen mit dem Vorderdruck, der Federkraft des Ventils und der elektromagnetischen Kraft ein Kräftegleichgewicht. Wenn der Vorderdruck oder der Hinterdruck außerhalb der Spezifikationen liegen, kann das Ventil seine Funktion verlieren. Der Mischer ist für einen großen Druckbereich der Versorgung spezifiziert. Bei dem Aufbau ist außerdem darauf zu achten, dass der Hinterdruck des Ventils durch den Aufbau von dem Volumenfluss abhängig ist und sich somit im zeitlichen Verlauf ändert. Der Hinterdruck bildet zusammen mit dem Vordruck die Druckdifferenz über das Ventil. Bei einem Abfall des Vordrucks oder einem Anstieg des Hinterdrucks nimmt der Volumenfluss durch das Ventil bei gleichem Öffnungsgrad ab. Dies fügt dem System eine weitere Dynamik hinzu und erfordert eine größere Auslegung des Ventils. Zur Minimierung dieser Auswirkung darf die Druckdifferenz über die Flussmessung nicht zu groß sein. Außerdem wird der Vordruck des Ventils mit einem Drucksensor bestimmt, um die Regelung daran anpassen zu können. Das Ventil muss beim minimalen Betriebsdruck den maximalen Fluss dosieren können. Es muss in der Lage sein, den dynamischen Änderungen des Flusses folgen zu können.

Wenn kein Fluss entnommen wird, liegt über dem Ventil der komplette Betriebsdruck an. Es muss somit zusammen mit dem Bereich vor dem Ventil für den maximalen Betriebsdruck ausgelegt sein. Aufgrund des höheren Drucks ist der Volumenfluss in diesem Bereich wesentlich kleiner als hinter dem Ventil. Der maximale Volumenfluss am Ausgang des Mischers von 135 slpm entspricht bei einem Versorgungsdruck von 4,5 bar einem Volumenfluss von

$$135 \frac{l}{min} \cdot \frac{1013 \text{ mbar}}{1013 \text{ mbar} + 4500 \text{ mbar}} = 24,81 \frac{l}{min}$$

vor dem Ventil. Die Querschnitte in diesem Bereich dürfen somit kleiner gewählt werden.

Zur Vermeidung von Rückflüssen in die Versorgungsleitungen muss der Bereich vor den Ventilen zur Versorgungsleitung mit einem Rückschlagventil gesichert werden. Dieses erzeugt ebenfalls einen Druckabfall.

## Proportionalventile

Die Komponenten mit der größten Auswirkung auf das Systemverhalten und den meisten Einschränkungen sind die Proportionalventile in den beiden Gaszweigen. Die Ventile für die Mischer müssen bei einer Differenzdruck von  $4 \text{ bar} - 0,1 \text{ bar} - 0,5 \text{ bar} = 3,4 \text{ bar}$  einen Volumenfluss von 135 slpm dosieren können. Dies entspricht der unteren Grenze des Betriebsbereichs. Dabei sind die 0,5 bar auf alle anderen Systemkomponenten aufzuteilen und sind eine Annahme, um das System auslegen zu können. Im erweiterten Betriebsbereich ist diese Grenze noch enger gewählt. Das Ventil muss 110 slpm bei einem Differenzdruck von  $2,7 \text{ bar} - 0,1 \text{ bar} - 0,5 \text{ bar} = 2,1 \text{ bar}$  liefern können. Damit lassen sich die Anforderungen an das Ventil wie folgt zusammenfassen:

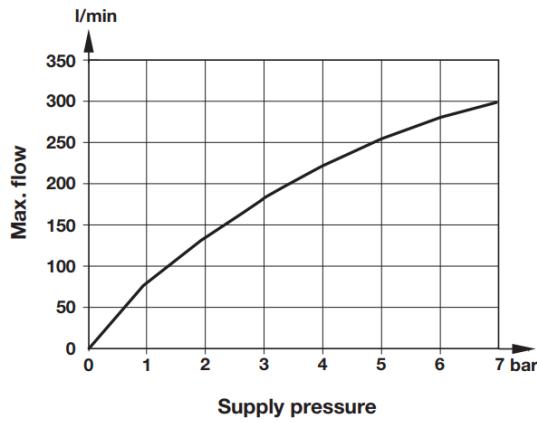
Durchfluss	135 slpm bei 3,4 bar; 110 slpm bei 2,1 bar
Stellgeschwindigkeit	mindestens $80 \frac{\text{slpm}}{50 \text{ ms}}$

Tabelle 5.1.: Anforderungen Ventil

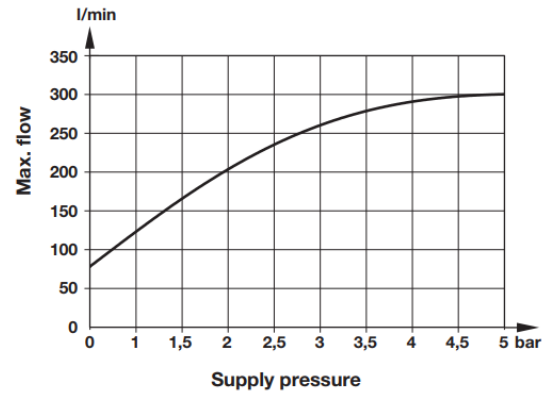
Seit der Einführung der Dräger Evita hat sich die Technologie der Proportionalventile weiter entwickelt. Speziell für den Einsatz in der Medizintechnik haben Firmen wie FAS<sup>1</sup> Ventile entwickelt, die schnelle Stellvorgänge zulassen und dabei eine kompakte Bauform besitzen. Diese werden in der Baureihe FLATPROP angeboten. Für den maximalen Durchfluss von 135 slpm kommen die Ventile der Baureihe EQI und EQP infrage. Diese unterscheiden sich in dem Durchmesser des Ventilspalts um 0,1 mm. Dies erlaubt den EQP-Ventilen einen höheren maximalen Durchfluss. In Abbildung 5.2 sind die Kennlinien der beiden Ventile dargestellt.

Als Ventil wird ein Ventil der Baureihe EQI genutzt. Bei diesem ist der maximale Fluss im Bereich des Hauptbetriebsbereichs geringer und der minimale Fluss im erweiterten Betriebsbereich übertroffen. Der geringere Maximalwert erhöht den Aussteuerbereich des Ventils und verringert somit die Anforderungen an die Auflösung des Stellsignals. Die Ventile sind nicht lineare Bauelemente. In Abbildung 5.3 ist die Hysterese des Ventils dargestellt. Es ist erkennbar, dass die Totzone des Ventils und die Differenz der Durchflüsse zwischen ansteigendem und abfallendem Durchfluss abhängig von dem Vordruck sind. Dies muss für die Regelung beachtet werden. Es wird das Modell FAS 12-216C-04525 gewählt. Dieses ist vergleichbar mit dem Standardmodell 12-216C-04521. Die Nominalspannung ist mit 9,5 V angegeben und der Strom mit 264 mA bei einem Widerstand von  $36 \Omega$ . Die Ventile unterscheiden sich durch die Wahl des Dichtmaterials.

<sup>1</sup>FAS MEDIC S.A.



(a) EQI-Ventil [FAS EQI ]



(b) EQP-Ventil [FAS EQP ]

Abbildung 5.2.: Typischer Maximalfluss gegen Vordruck  
Luft, 20°, ohne Hinterdruck

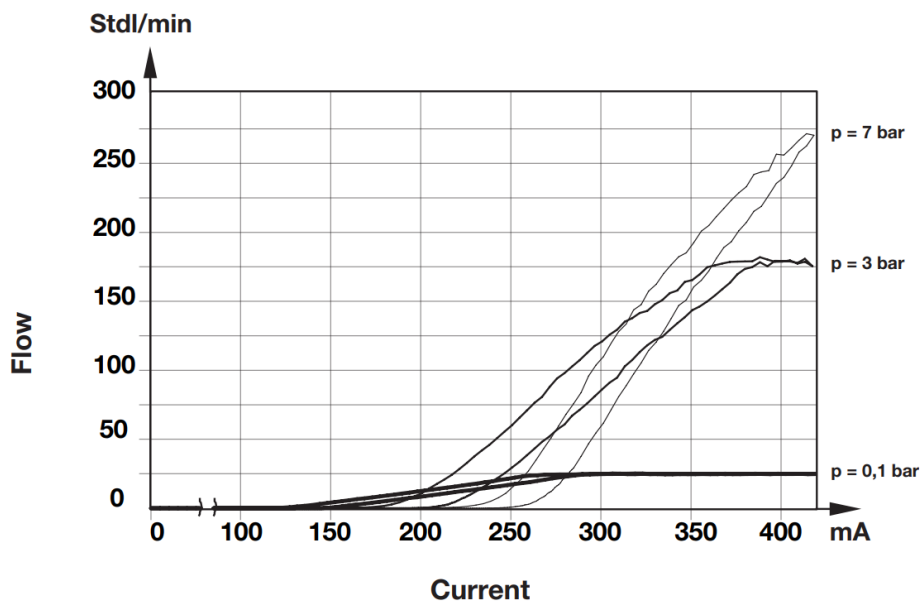


Abbildung 5.3.: Hysterese der EQI-Ventile [FAS EQI ]  
Luft, 20°, ohne Hinterdruck

Im Datenblatt wird außerdem der maximale Hinterdruck des Ventils mit 10% vom Vordruck angegeben. Damit lässt sich der maximale Druckabfall über die Flussmessung und Schläuche zum Ausgang bestimmen. Der minimale Vordruck ergibt sich aus dem Eingangsdruck der Versorgung und dem Druckabfall über dem Rückschlagventil, sowie den Schläuchen vor dem Ventil. Ein Rückschlagventil öffnet bei einer definierten Druckdifferenz. Das genutzte Rückschlagventil 7996 10 00 ist mit 300 mbar als Öffnungsdruck spezifiziert. Es wird aufgrund seiner Steckrohranschlüsse und einem hohen maximalen Durchfluss von 2230 slpm bei 6 bar ausgewählt. Mit dieser Spezifikation werden die geforderten 135 slpm bei weitem überschritten und es ist mit einem geringen Strömungsdruckverlust zu rechnen. Dazu sind im Datenblatt keine Angaben gemacht. Der Druckabfall der Verschlauchung wird aufgrund der geringen Flussgeschwindigkeit und geringen Länge vernachlässigt. Damit ergibt sich der maximale Hinterdruck des Ventils wie folgt:

$$p_{\text{Hinter}} = (2,7 \text{ bar} - 0,3 \text{ bar}) \cdot 10\% = 240 \text{ mbar}$$

Somit verbleiben für den Druckabfall über die Flussmessung und die Verschlauchung hinter dem Ventil:

$$p_{\text{Schlauch}} + p_{\text{Flussmessung}} = 240 \text{ mbar} - 100 \text{ mbar} = 140 \text{ mbar}$$

## Flussmessung

Die Flussmessung kann mit einer Differenzdruckmessung oder einer Hitzdrahtaneometrie erfolgen. Die Hitzdrahtaneometrie benötigt eine aufwendige Elektronik und ist aufgrund der dünnen Metallfäden anfällig für mechanische Beschädigungen. Sie bietet dafür den Vorteil einer hohen Sensitivität bei niedrigen Durchflüssen und einem geringen Druckverlust über den Sensor. Zusätzlich zum Sensor muss die Flussmessung die Strömung zunächst harmonisieren und diese von der nachfolgenden Mischkammer entkoppeln. Dies erfordert ein Sieb oder ein Gitter vor und hinter dem eigentlichen Sensorelement. Die Entkopplung wird benötigt, um eine Beeinflussung der beiden Flussregelungen voneinander zu minimieren. Die Zweige werden direkt hinter der Flussmessung zusammengeführt und besitzen gemeinsame pneumatische Widerstände. Die Kopplung ist vergleichbar mit einer galvanischen Kopplung in der Elektrotechnik. Eine starke Kopplung erlaubt es nicht, die beiden Flussregelungen unabhängig voneinander zu betrachten. Somit teilt sich der Druckverlust der Flussmessung zwischen dem Messelement und zwei Sieben auf. Aufgrund der zusätzlichen Anforderungen bei der Verwendung der Hitzdrahtaneometrie wird von dieser Lösung Abstand genommen und das Konzept mit einer Differenzdruckmessung evaluiert.

Bei der Differenzdruckmessung ist eine besondere Herausforderung die Messung von geringen Flüssen. Die Kennlinie ist ein Polynom höherer Ordnung. Die Sensitivität ist im unteren

Messbereich kleiner als im oberen Bereich. Außerdem ist das Signal bei geringen Flüssen klein und sehr stöempfindlich. Bei einer durchschnittlichen Volumenentnahme von 25 slpm eines Beatmungsgeräts muss der absolute Fehler der Volumenflüsse kleiner als folgende Berechnung sein, um den Fehler auf unter 10 Vol.-% zu begrenzen. Dabei wird von einer Abweichung beider Kanäle und einer Volumenentnahme von 25 slpm ausgegangen. Bei gleichen Volumenanteilen von Luft und Sauerstoff wird eine Konzentration von 60,5 Vol.-% erzeugt. Die Formeln zur Berechnung der Anteile werden in dem folgenden Abschnitt 5.3.1 hergeleitet.

$$e_{max} = \frac{25 \text{ slpm} \cdot \frac{70,5-21}{79} - 12,5 \text{ slpm}}{2} = 1,58 \text{ slpm}$$

Die verbleibende Druckdifferenz für die Messung und die Verschlauchung wird hauptsächlich auf die Flussmessung verteilt. Die Differenz über die Schläuche kann durch die Wahl eines größeren Durchmessers einfach beeinflusst werden. Bei der Messung sind jedoch mehr Parameter zu beachten und die Störanfälligkeit kann durch einen größeren Druckabfall über dem Messelement gemindert werden. Damit lassen sich die folgenden Anforderungen an die Flussmessung definieren.

Maximaler Fehler der Messung	1,6 slpm bei 12,5 slpm Entnahme
Druckabfall über Anordnung	maximal 130 mbar

Tabelle 5.2.: Anforderungen Flussmessung

Die Flussmessung wird im Rahmen dieser Arbeit konstruiert. Aufgrund der nahezu identischen Eigenschaften hinsichtlich ihrer Dichte kann für beide Gaszweige dieselbe Konstruktion genutzt werden. In Abbildung 5.4 ist eine Explosionsansicht der Flussmessung ohne den Differenzdrucksensor abgebildet. Die Messeinrichtung ist symmetrisch um ein Metallsieb aufgebaut. Auf beiden Seiten des Siebs sind Stutzen zum Anschluss von dünnen Messschläuchen für den Differenzdrucksensor in den Grundkörper eingelassen. Dieser besteht aus insgesamt 5 Teilen, welche mit O-Ringen gegenüber der Umwelt unter Nutzung von Schrauben abgedichtet werden. Die Stutzen sind so positioniert, dass diese auf Höhe des Wanddurchbruchs im Inneren enden. Dies dient der Messung des statischen Drucks und soll die Beeinflussung durch einen nicht idealen Anströmwinkel der Düse verhindern. Außerdem sind auf der Ein- und Ausgangsseite jeweils ein weiteres Sieb eingebracht. Alle drei Siebe in der Einrichtung sind identisch. Das zu messende Gas wird mit Steckrohr-Anschlüssen der Messstrecke zugeführt und muss ein Sieb auf der Eingangsseite passieren. Dieses Sieb erzeugt eine laminare Strömung. Von diesem Sieb bis zum Sieb am Ausgang verändert sich der Querschnitt der Gasdurchführung nicht. Dies soll dazu dienen, den Übergang zu einer turbulenten Strömung möglichst weit nach hinten im Messbereich zu schieben. Bei diesem Aufbau ist die Auswahl der Siebe entscheidend. Es werden Siebe aus einem Metallgeflecht genutzt, da diese reproduzierbar sind, mit einer hohen Genauigkeit gefertigt werden können



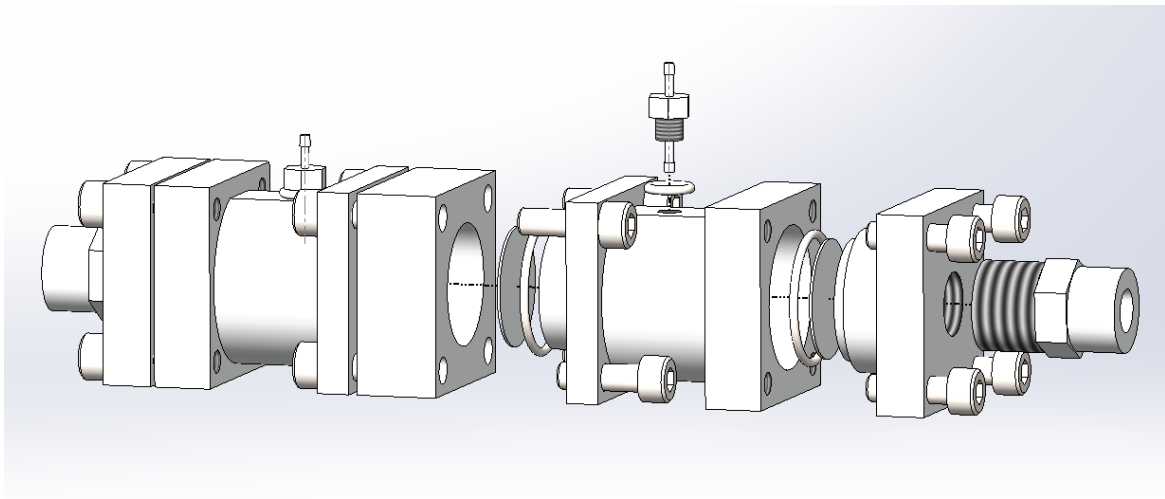


Abbildung 5.4.: Explosionsansicht der Flussmessung

und eine geringe Abhängigkeit von Temperatur und Feuchtigkeit besitzen. Das Metallgeflecht der Siebe ist aufgrund des Webvorgangs eine dreidimensionale Struktur. Dies ist in Abbildung 5.5 dargestellt.

Aufgrund dieser Struktur lässt sich ohne großen Aufwand kein mathematisches Modell des Siebs erzeugen. Die Druckdifferenz muss empirisch ermittelt werden. Da die Siebe hauptsächlich zur Filtration von Medien dienen, gibt es kaum Informationen zu den genauen Druckverläufen. Der Hersteller Haver & Boecker gibt zum Vergleich der Permeabilität der Filtergewebe den dimensionslosen Druckverlustbeiwert

$$\zeta = \frac{\Delta p}{\frac{\rho}{2} \cdot v^2}$$

an. Dieser ist für das Medium Luft mit einer Dichte von  $\rho = 1,2041 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$  und einer Strömungsgeschwindigkeit von  $v = 1 \frac{\text{m}}{\text{s}}$  bestimmt. Das Filtergewebe SPW75 entstammt einer alten Produktreihe. Bei dieser sind statt dem Druckverlustbeiwert Koeffizienten für ein Polynom zweiter Ordnung angegeben. Diese lassen sich in den Druckverlustbeiwert zum Vergleich mit den Filtergeweben der aktuellen Produktreihe umrechnen. Dabei sind die unterschiedlichen Einheiten der Differenzdrücke und Anströmgeschwindigkeiten zu beachten.

$$\zeta_{SPW75} = \frac{(Y \cdot v \cdot 100 \frac{\text{s}}{\text{m}} + M \cdot (v \cdot 100 \frac{\text{s}}{\text{m}})^2) \cdot Pa}{\frac{\rho}{2} \cdot v^2} =$$

$$\frac{(3,86 \cdot 100 + 0,01297 \cdot (100)^2) \cdot Pa}{\frac{1,2041 \text{ kg}}{2 \text{ m}^3} \cdot 1 \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2}} = 85,66$$

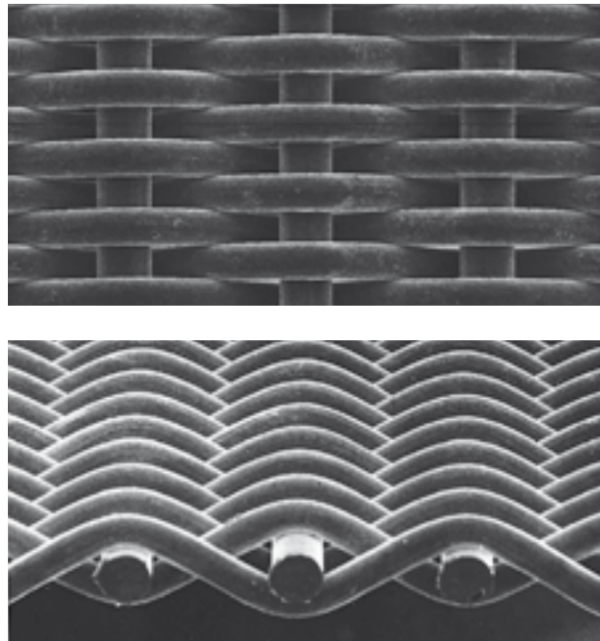


Abbildung 5.5.: Nahaufnahme des Drahtgeflechts [HaverBoecker ]

Dabei ist:

$\zeta$	Druckverlustbeiwert
$Y$	linearer Anteil des Polynoms für $v$ in $cm/s$
$M$	quadratischer Anteil des Polynoms für $v$ in $cm/s$
$v$	Strömungsgeschwindigkeit in $[m/s]$
$\rho$	Dichte in $[kg/m^3]$
$R_m$	allgemeine Gaskonstante $8,3145 \frac{kg \cdot m^2}{s^2 \cdot mol \cdot K}$

Die Datenblätter sind im Anhang A.8 angefügt. Das Filtergewebe SPW75 der Firma wird bereits in Produkten von Dräger genutzt. Dieses weist bei einer Messung bei 24 Grad Celsius und einer Anströmgeschwindigkeit von  $20 \frac{m}{s}$  einen Differenzdruck von 33 mbar auf. Beim maximalen Durchfluss von 135 slpm ergibt sich zum Erreichen dieser Anströmgeschwindigkeit ein benötigter Querschnitt von:

$$A = \frac{135 \frac{0.001 m^3}{60 s}}{20 \frac{m}{s}} = 0,1125 \cdot 10^{-3} m^2$$

Mit diesem Querschnitt lässt sich der Innendurchmesser des Flussmessers bei der Wahl eines runden Durchbruchs bestimmen:

$$d_{innen} = 2 \cdot \sqrt{\frac{A}{\pi}} = 11,97 \text{ mm}$$

Es wird ein Durchmesser von 11,8 mm gewählt, da die verfügbaren Rohrverschraubungen ein G1/4 Außengewinde besitzen. Das Kernloch muss dafür 11,8 mm groß sein. Mit dieser Auslegung kann ein Differenzdrucksensor ausgesucht werden. Aufgrund der Anbindung an ein Microcontrollerboard ist ein Sensor mit einer digitalen Schnittstelle zu wählen. Es wird ein 75 mbar Sensor der HCLA-Baureihe von FirstSensor gewählt. Dieser erlaubt die Messung von Flüssen von über 160 l/min. Die Sensoren übermitteln über die I<sup>2</sup>C Schnittstelle ein mit 12 bit aufgelöstes Sensorsignal. Die Sensoren sind kalibriert und temperaturkompensiert. Eine Besonderheit dieser Baureihe ist die geringe Antwortverzögerung von 0,5 ms trotz interner digitaler Signalaufbereitung. Das Datenblatt ist im Anhang A.8 angefügt.

### Schläuche

Über die Schläuche hinter dem Ventil darf maximal die verbleibende Druckdifferenz von 10 mbar abfallen. Dies kann durch die Länge der Verbindungen und den Durchmesser beeinflusst werden. Außerdem muss beachtet werden, dass die Schläuche aufgrund des Masse-transportes eine Totzeit in das System einbringen. Dies muss besonders bei der Verbindung zwischen den Proportionalventilen und der Flussmessung beachtet werden. Das Proportionalventil ist mit einer pneumatischen Anstiegszeit von 10 ms spezifiziert. Die Totzeit des Systems sollte wesentlich kleiner sein um diese vernachlässigen zu können. Als Kompromiss zwischen abfallender Druckdifferenz über die Anordnung wird die Verzögerung auf 0,5 ms festgesetzt. Der Abstand zwischen den Ventilen und der Flussregelung muss zur Einhaltung klein gewählt werden. Die Totzeit ergibt sich unter der Annahme eines inkompressiblen Fluids durch die Länge der Leitung und der Schallgeschwindigkeit. Aufgrund der Kontinuitätsgleichung muss der hineinfließende Massenstrom in ein Element gleich dem her ausfließenden sein. Sie berechnet sich als:

$$T_t = \frac{l}{c} = \frac{l}{343 \frac{m}{s}}$$

Dabei ist:

$T_t$	Totzeit des Schlauchs für Volumenstrom in [s]
$l$	Länge des Schlauchs in [m]
$c$	Schallgeschwindigkeit im Medium in [m/s]

Dies ist jedoch eine Näherung. Aufgrund der Kompressibilität des Gases und der Elastizität der Schläuche wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit, ähnlich wie bei einer elektrischen Stromwelle in der Leitungstheorie, gemindert. Dabei kann der Schlauch ebenfalls in infinitesimale kleine Abschnitte aus pneumatischem Widerstand und einer Kapazität betrachtet werden.

Für die Druckfestigkeit wird aufgrund des Laboraufbaus und der einfachen Sicherheitseinrichtung für beide Abschnitte eine 1,5-fache Sicherheit gewählt. Bei dem Schlauch vor dem

Ventil ist die Länge nicht kritisch. Diese wirkt wie eine Verlängerung des Versorgungsnetzes. Die dadurch bedingte Verzögerungszeit verändert das Verhalten des Systems nicht. Der Druckabfall bei maximaler Volumenentnahme von 135 slpm mindert jedoch den Vordruck und muss beschränkt sein. Dieser wird mit 50 mbar spezifiziert, da dies eine Änderung von 5 mbar des erlaubten Hinterdrucks zur Folge hat. Als Anforderungen an die Verschlauchung ergeben sich die Tabelle 5.3 für den Abschnitt vor den Ventilen und die leicht abweichenden Anforderungen in der Tabelle 5.4 für die Verschlauchung hinter den Ventilen.

Druckfestigkeit	9 bar
Druckabfall über Schläuche	maximal 50 mbar bei 135 slpm

Tabelle 5.3.: Anforderungen Schläuche vor den Proportionalventilen

Druckfestigkeit	9 bar
Druckabfall über Schläuche	maximal 10 mbar bei 135 slpm
maximale Totzeit	hinter der Flussmessung < 10 ms zwischen Ventil und Flussmessung < 0,5 ms

Tabelle 5.4.: Anforderungen Schläuche hinter den Proportionalventilen

Für alle Schläuche bis zur Zusammenführung der Gase werden lebensmittelzugelassene Kunststoffschläuche PUN-H-10X1,5 A.8 mit einem Innendurchmesser von 7 mm verwendet. Diese sind für die Montage mit Steckverbindern geeignet. Nach der Zusammenführung der Gaszweige wird ein Schlauch mit 8 mm Innendurchmesser verwendet. Damit ergibt sich für die Schlauchverbindung zwischen dem Ventil und der Flussmessung eine maximale Länge von:

$$l = T_t \cdot c = 0,5 \text{ ms} \cdot 343 \frac{\text{m}}{\text{s}} = 0,17 \text{ m}$$

### Ausgangssektion

Hinter den beiden Flussmessungen werden die Gasströme vereinigt und dem Speichervolumen und dem Gasausgang zugeführt. Ohne Flussentnahme bildet das Volumen einen Integrator ohne Ausgleich. Das durch die Ventile dosierte Gas kann dem System nicht entweichen und baut einen Druck auf. Dieses System ist schwer kontrollierbar. Um einen Ausgleich zu schaffen, wird eine Drossel gegen Atmosphäre genutzt. Diese kann auf einen Volumenstrom zwischen 0 und 10 slpm bei 100 mbar eingestellt werden. Die Messung des Ausgangsdrucks erfolgt direkt vor dem abgehenden Schlauch zu den Beatmungsgeräten. Dies führt aufgrund der Regelung zu einer Kompensation der pneumatischen Widerstände des Reglers, solange der Versorgungsdruck im erweiterten Betriebsbereich liegt. Für den

Drucksensor wird ein 1 bar Sensor mit SPI-Schnittstelle ausgewählt. Dieser besitzt eine Auflösung von 14 Bit bei einer Antwortverzögerung von 1 ms. Es wird ein Sensor mit diesem Druckbereich gewählt, um den Ausgangsdruck für spätere Laboranwendungen erhöhen zu können. Für das Volumen wird eine Druckflasche mit 0,5 Litern Volumen gewählt. Damit wird der Toleranzbereich des Ausgangsdrucks von -15 mbar bei einem Anstieg des entnommenen Flusses in Form des in der Gleichzeitigkeitsanalyse A.1 beschriebenen dezelerierenden Flusses innerhalb von 24 ms verlassen. Mit der thermischen Zustandsgleichung idealer Gase [Nitsche 2006, S. 7] lässt sich das ausgeflossene Gas für einen Druckabfall um 15 mbar unter der Annahme einer Temperaturkonstanz berechnen.

$$p = \frac{m}{V} \cdot R \cdot T$$

Dabei ist:

$p$	Druck in [Pa]
$m$	Masse in [kg]
$V$	Volumen in [ $m^3$ ]
$R$	spezifische Gaskonstante in [ $J \text{ kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$ ]
$T$	Absolute Temperatur in [K]

$$p \cdot V = \text{const}$$

$$1113 \text{ mbar} \cdot 0,5 \text{ L} = 1013 \text{ mbar} \cdot V_{n1}$$

$$V_{n1} = 0,54936 \text{ L}$$

$$1098 \text{ mbar} \cdot 0,5 \text{ L} = 1013 \text{ mbar} \cdot V_{n2}$$

$$V_{n2} = 0,54195 \text{ L}$$

$$V_{n1} - V_{n2} = 0,00741 \text{ L}$$

Dabei ist:

$p$	Druck in [bar]
$V$	Volumen in [l]
$V_{n1}$	Gasvolumen bei Entspannung von 1113 mbar auf 1013 mbar in [l]
$V_{n2}$	Gasvolumen bei Entspannung von 1098 mbar auf 1013 mbar in [l]

Somit dürfen 7,41 mL aus dem System entnommen werden, bis der Druck seine Toleranzgrenze verlässt. Wenn der Fluss von 0 slpm auf 60 slpm mit einer Steigung von  $80 \frac{\text{slpm}}{50 \text{ ms}}$

ansteigt, ergibt sich eine Zeit von:

$$0,00741 \text{ L} = \int_0^t 80 \frac{\frac{\text{L}}{60 \text{ s}}}{50 \text{ ms}} \cdot \tau \, d\tau$$
$$0,00741 \text{ L} = \frac{40 \text{ L}}{3 \text{ s}^2} \cdot t^2$$
$$t = \sqrt{0,00741 \text{ L} \cdot \frac{3 \text{ s}^2}{40 \text{ L}}} = 23,6 \text{ ms}$$

Wenn das Gesamtsystem mit dieser Auslegung die Anforderungen nicht erfüllen kann, ist eine weitere Anschlussmöglichkeit für ein Volumen vorgesehen. Die gewählte Druckflasche wird insbesondere aufgrund ihrer Beschaffbarkeit durch die betriebseigene Produktion und ihrer Druckfestigkeit bis 20 bar ausgewählt. Diese Druckfestigkeit wird im Normalbetrieb nicht benötigt. Es handelt sich jedoch um einen Laboraufbau ohne unabhängige Sicherheitseinrichtungen und ein Fehlverhalten kann nicht ausgeschlossen werden. Somit kann der Druck der Gaseingangsseite auch am Ausgang anliegen. Bei der Verschlauchung ist aufgrund des geringen Volumens und des elastischen Materials von einem geringen Verletzungsrisiko auszugehen. Der Druckspeicher ist aus Hartplastik oder Metall gefertigt und kann durch die Bildung von Schrapnellen zu erheblichen Verletzungen führen. Als einfache Sicherheit wird ein Entlüftungsventil angebracht. Dieses wird durch den Mikrocontroller gesteuert. Das Ventil muss auch bei maximalem Eingangsdruck und vollständiger Öffnung beider Proportionalventile den Druckbehälter entlüften können und den Druck auf unter 1,5 bar begrenzen können. Diese Grenze wird gewählt, da die Sensoren der HCLA-Reihe nur bis 2 bar Gleichaktdruck spezifiziert sind. Es wird das Ventil MHE4-M1H von Festo gewählt. Dieses ist mit einem Normnennendurchfluss<sup>2</sup> von 400 l/min spezifiziert.

---

<sup>2</sup>Der Normnennendurchfluss wird von Festo mit dem Medium Luft bei  $20 \pm 3^\circ\text{C}$  und einem Eingangsdruck von 6 bar sowie einem Druckabfall über dem Ventil von 1 bar bestimmt.

## 5.2. Elektronik

### Sensoren

Die Elektronik besteht aus den Sensoren, dem Mikrocontroller, den Treibern für die Ventile und der Benutzerschnittstelle. Die vollständigen Schaltpläne sind im Anhang A.3 dargestellt. Für den Mikrocontroller wird das Entwicklungsboard XMC4800 Relax EtherCAT Kit genutzt [Anhang A.8]. Dies beinhaltet einen In-Circuit Debugger und die notwendige Peripherie für den Mikrocontroller. Insbesondere die Bereitstellung von 3,3 V und 5 V mit einer Strombelastbarkeit von insgesamt 500 mA erlaubt die Versorgung der Sensoren. Der microSD Anschluss bietet die Möglichkeit, Messreihen mit hohen Abtastraten aufzunehmen. Aufgrund von Lieferengpässen müssen für die Differenzdrucksensoren zur Flussmessung 5 V Typen verwendet werden. Die Sensoren nutzen den I<sup>2</sup>C-Bus oder den SPI-Bus, wobei die Messung des Vorzugs der Proportionalventile durch einen gemeinsamen SPI-Bus erfolgt. Beim I2C ist dies nicht mit den Standardmodellen des Herstellers umsetzbar, da die Sensoren fest einprogrammierte Adressen nutzen.

Die Sensoren werden nach den Applikationsschaltungen des Herstellers beschaltet. Die Sensoren zur Flussmessung und für den Ausgangsdruck verfügen über einen D/A-Wandler zur analogen Ausgabe der Messwerte. Diese werden ebenfalls beschaltet und auf Messpins geführt, um eine vom Programmcode unabhängige Überprüfung zu ermöglichen. Alle Sensoren sind temperaturkompensiert und verfügen über eine interne Signalverarbeitung. Dies erlaubt den Verzicht auf weitere Sensoren zur Messung der Umgebungsparameter. In Abbildung 5.6 ist die Schaltung zur Sauerstoffflussmessung dargestellt. Aufgrund der Verwendung des 5 V Typs muss der Bus Buffer P82B96 verwendet werden. Dieser ist als Interface für die Logik-Level 5 V und 3,3 V beschaltet.

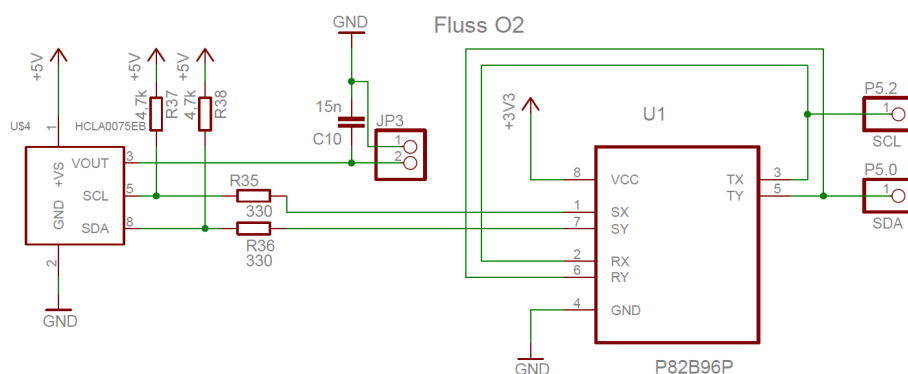


Abbildung 5.6.: I2C-Bus mit Bus Buffer

## Ventilansteuerung

Aufgrund der Verwendung im Laboreinsatz wird von dem Vorhandensein von Labornetzteilen ausgegangen. Diese sind zwischen 0 und 30 V kontinuierlich einstellbar und werden für die Spannungsversorgung des Entlüftungsventils und der Proportionalventile eingesetzt. Zur Ansteuerung des Entlüftungsventils wird das Darlingtontistorarray ULN2803 genutzt. Die Spule des Ventils ist bei 24 V mit 8,5 W in der Hochstromphase spezifiziert. Das Labornetzteil zur Versorgung des Ventils wird daher auf 24 V eingestellt, dabei wird die Sättigungsspannung des Treibers vernachlässigt. Aus der maximalen Leistung des Ventils und der Spannung ergibt sich ein Spulenstrom von

$$I_{max} = \frac{8,5 \text{ W}}{24 \text{ V}} = 354 \text{ mA}$$

Bei diesem Strom beträgt die Sättigungsspannung der Kollektor-Emitter-Strecke maximal 1,6 V. Somit fällt eine Leistung von

$$P_{IC} = 1,6 \text{ V} \cdot 0,354 \text{ A} = 0,567 \text{ W}$$

an dem IC ab. Der Wärmewiderstand zwischen Chip und Umgebung ist mit  $66,4 \frac{^{\circ}\text{C}}{\text{W}}$  angegeben. Dies führt zu einem maximalen Aufheizen des IC-Gehäuses bei der maximal spezifizierten Umgebungstemperatur von  $40^{\circ}\text{C}$  auf:

$$\theta_{max} = 0,567 \text{ W} \cdot 66,4 \frac{^{\circ}\text{C}}{\text{W}} + 40^{\circ}\text{C} = 77,65^{\circ}\text{C}$$

Diese Temperatur wird für den Laboraufbau akzeptiert. Sie ist bei Berührung jedoch schon deutlich unangenehm und kann bei Exposition der Haut zu Brandverletzungen führen. Die Treiber für die Proportionalventile sind für die Leistungsfähigkeit des Systems relevant. Sie sind in [Abbildung 5.7](#) dargestellt.

Es handelt sich um spannungsgesteuerte Stromsenken. Diese prägen auf die Spulen der Ventile einen Strom auf. Dabei handelt es sich um einen Regelkreis, welcher die elektrische Anstiegszeit der Spulen in den Ventilen verkürzt und somit die Gesamtanstiegszeit. Dafür wird ein NPN-Leistungstransistor über einen Emitterwiderstand rückgekoppelt. Aufgrund der hohen Stromverstärkung des Darlington-Transistors und des geringen Kollektorstroms, wird von einer konstanten Spannung von 1,4 V über die Basis-Emitter-Strecke ausgegangen. Damit ergibt sich der Strom in einfacher Näherung unter Vernachlässigung der Stromabhängigkeit der Basis-Emitter Strecke.

$$I = \frac{U_b - 1,4 \text{ V}}{1,5 \cdot 5,6 \Omega}$$

Die Spannung an der Basis wird vom Mikrocontroller vorgegeben. Die Ausgabe erfolgt mittels



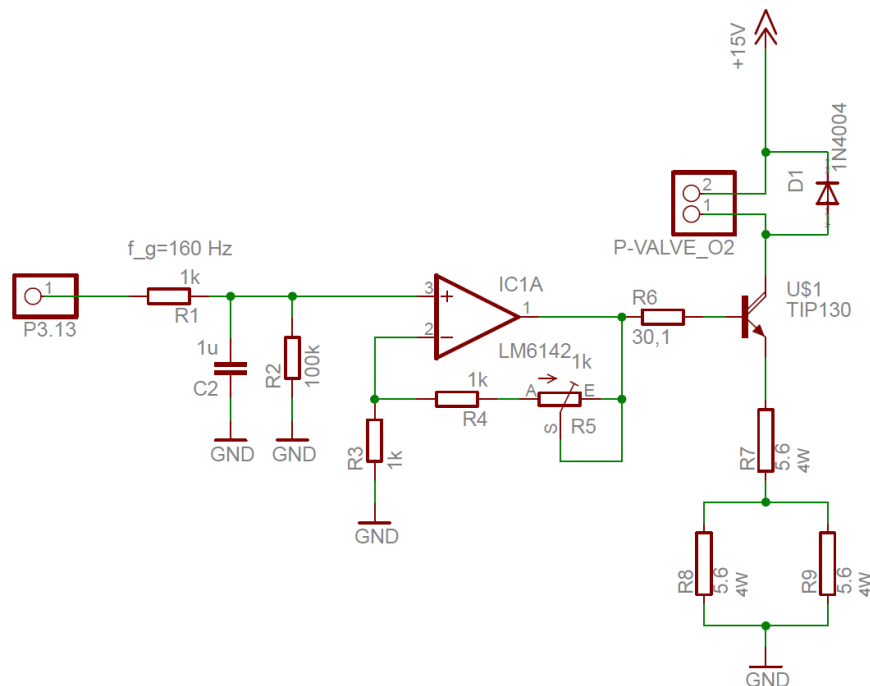


Abbildung 5.7.: Stromansteuerung Proportionalventil

Pulsweitenmodulation und wird durch einen Tiefpass gefiltert. Es wurde PWM gewählt, da zu Beginn die Spule des Motors als Tiefpass dienen sollte und der Transistor im Schaltbetrieb genutzt werden sollte. Diese Idee wurde jedoch zugunsten der Stromregelung verworfen. Das PWM-Signal besitzt eine Grundfrequenz von 42 kHz. Aufgrund der hohen Frequenz im Vergleich zur Bandbreite des Ventils ist ein Tiefpass erster Ordnung ausreichend. Dieser wird mit einer Grenzfrequenz von 160 Hz entworfen. Bei 42 kHz beträgt die Dämpfung 48 dB. Mithilfe des folgenden nicht invertierenden Verstärkers kann der Transistor getrieben werden. Dabei ist zu beachten, dass der Operationsverstärker als Impedanzwandler geschaltet ist und die Rückkopplung nicht von der Spannung über die Leistungswiderstände erfolgt. Dies führt zu einer Totzone in der Ansteuerung der Ventile, da unter 1,4 V kein nennenswerter Strom fließen kann. Die Verstärkung des Verstärkers ist zur Feinjustage mit einem Potentiometer veränderbar. Die Verstärkung ergibt sich mit der maximalen Ausgangsspannung des Mikrocontrollers von 3,3 V und der erforderlichen Basis Spannung zum Treiben des Nennstroms von 264 mA. Am Basiswiderstand beträgt bei einer Gleichspannungsverstärkung von 500 der Spannungsabfall

$$U_{R6} = \frac{I_{nenn}}{h_{FE-1}} \cdot R_6 = \frac{264 \text{ mA}}{500} \cdot 30,1 \Omega = 16 \text{ mV}$$

Aufgrund des geringen Spannungsabfalls wird dieser nicht beachtet und die benötigte Verstärkung ergibt sich als:

$$g = \frac{I_{nenn} \cdot 1,5 \cdot 5,6 \Omega + 1,4 V}{3,3 V} = \frac{264 \text{ mA} \cdot 1,5 \cdot 5,6 \Omega + 1,4 V}{3,3 V} = 1,1$$

Die Versorgungsspannung wird auf 15 V festgelegt. Bei Nennstrom fallen

$$U_{V+R} = 264 \text{ mA} \cdot (32 \Omega + 1,5 \cdot 5,6 \Omega) = 11,7 V$$

an den Proportionalventilen und den Lastwiderständen ab. Damit verbleiben 3,3 V für die Sättigungsspannung der Kollektor-Emitter-Strecke. Die maximale Verlustleistung entsteht, wenn der Widerstand der Kollektor-Emitter Strecke der Summe aus dem ohmschen Widerstand der Spule und den Lastwiderständen entspricht. Somit berechnet sich die Verlustleistung am Transistor als

$$P_T = \frac{15 V^2}{2} \cdot \frac{1}{32 \Omega + 1,5 \cdot 5,6 \Omega} = 1,4 W$$

Diese Verlustleistung kann der Transistor mit einer Erwärmung um

$$1,4 W \cdot 1,785 \frac{^{\circ}C}{W} = 2,5^{\circ}C$$

abführen.

## Benutzerschnittstelle

In Abbildung 5.8 ist die Hardwarebenutzerschnittstelle dargestellt. Neben den im Konzept beschriebenen Schnittstellen wird ein Wahlschalter für den Ausgangsdruck ergänzt. Dieser erlaubt im Laborbetrieb, den Ausgangsdruck an die Anwendung anzupassen.

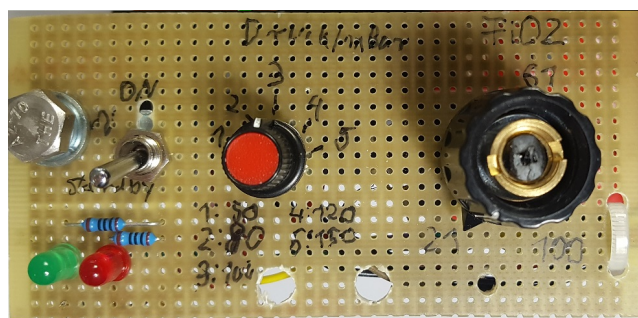


Abbildung 5.8.: Hardwaregebundene Benutzerschnittstelle

## 5.3. Software

Die Software auf dem Mikrocontroller beinhaltet die Regelung des Drucks und die dafür benötigten Flussregelungen sowie die Anbindung der Sensoren und Aktoren und der Bedienelemente. Die Regler werden mittels Simulink entworfen und mithilfe des Embedded Coder der Firma Mathworks in einen C-Code überführt. Dieser besteht aus einer Initialisierungsfunktion und einer Schrittfunktion. Die Schrittfunktion berechnet anhand der Eingangsdaten und dem Zustand des Systems aus dem vorherigen Schritt den Folgezustand. Dieses Vorgehen erlaubt die Entwicklung des Systems in abstrahierter Form durch die Nutzung eines Blockdiagramms. Die Hardwareadaption wird in C mithilfe von DAVE-Apps vorgenommen. Diese Apps erzeugen Programmstrukturen zur Konfiguration und Nutzung von den Hardware-Peripherie-Komponenten des Mikrocontrollers.

### 5.3.1. Simulink Modell

Die vollständige Dokumentation des Simulink Modells ist in elektronischer Form im Anhang abgelegt und kann aufgrund der Größe nicht dargestellt werden. Das Subsystem Mischer-uC ist das in C-Code zu wandelnde System. Es ist in Abbildung 5.9 dargestellt. An dieser Stelle sollen die Strukturen des Systems erklärt werden. Die Parametrisierung der Regler erfolgt im Kapitel 6. Das Subsystem besteht wiederum aus den Komponenten Druckregler und Konzentrationssteuerung. Der Druckregler stellt den äußeren Regler der Kaskade dar und die Konzentrationssteuerung enthält die Aufteilung des Volumensflusses anhand der eingestellten Konzentration auf die beiden inneren Flussregler. Bei der Erstellung des Simulink Modells muss bereits beim Entwurf die Zykluszeit festgelegt werden. Diese muss bei der Implementierung auf dem Mikrocontroller für die Ausführung der Schrittfunktion eingehalten werden. Für das vorliegende Modell werden  $500 \mu s$  gewählt. Diese erlaubt die Betrachtung aller vorhandenen Regler quasi-kontinuierlich, da die kleinste dominierende Zeitkonstante die der Proportionalventile ist. Diese ist mit 10 ms angegeben. Die Zykluszeit beträgt damit nur 5%.

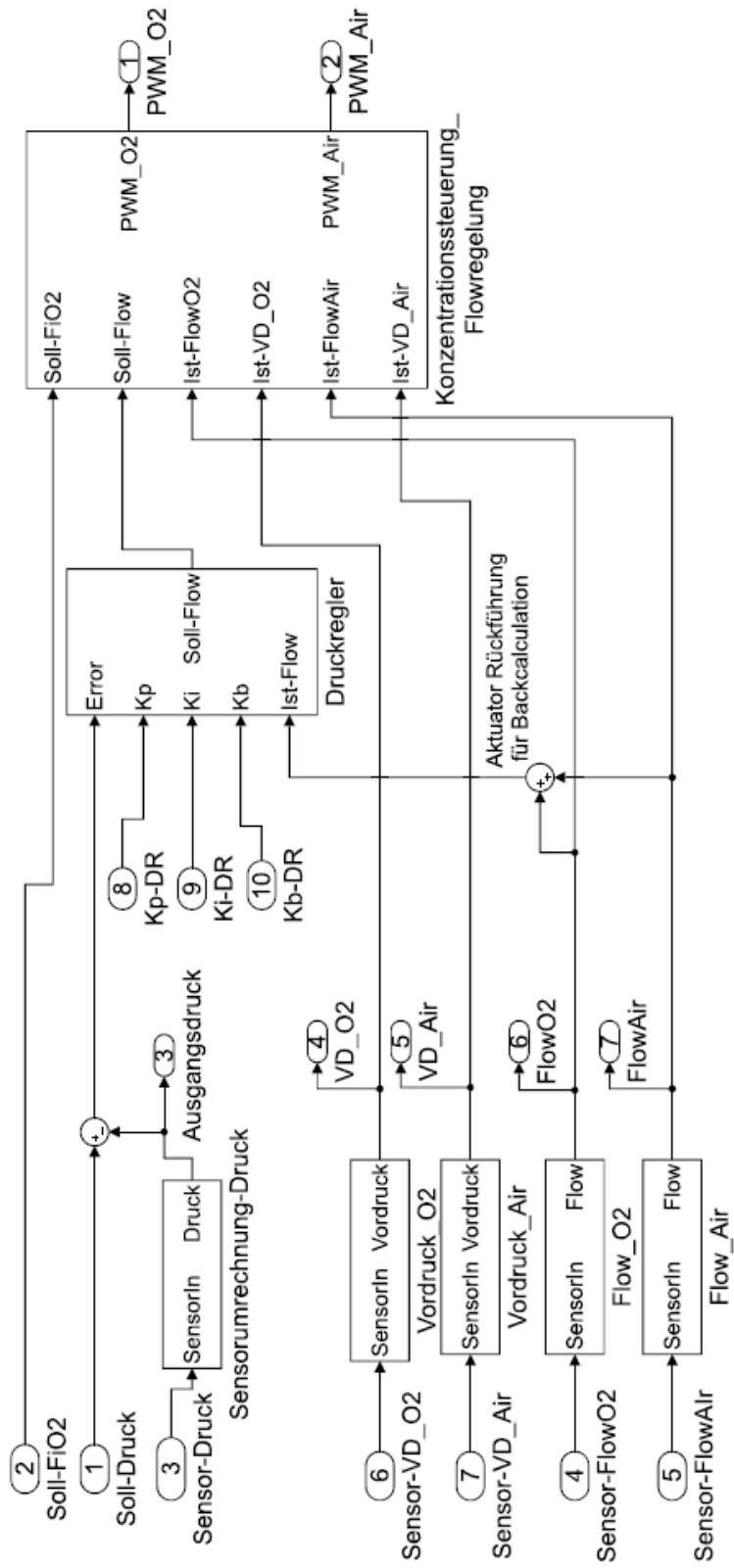


Abbildung 5.9.: Subsystem Mischer-uC

## Druckregler

Als Druckregler wird ein PI-Regler implementiert. Durch die Drossel zur Atmosphäre wird das System unter Annahme, dass das Verhalten der Flussregler optimal ist und diese selbst PT-Strecken bilden, zu einer PT-Strecke. Der Druckregler kann dann linear ausgelegt werden. Eine Herausforderung ist die unterschiedliche Lieferkapazität der beiden Gaszweige. Wenn der Versorgungsdruck höher als der minimal definierte Betriebsdruck ist, können sie einen höheren Volumenfluss liefern. Wenn der Druck am Ausgang nicht erreichbar ist, aufgrund von zu geringen Versorgungsdrücken oder einer zu großen Leckage, kann der Integrator des Reglers sich unkontrolliert aufsummieren, ohne dass die folgende Flussregelung folgen kann. Er weist ohne weitere Maßnahmen ein Wind-Up-Effekt auf. Eine Abhilfe ist die statische Begrenzung des Integrators. Diese senkt jedoch die Leistungsfähigkeit des Systems bei höheren Versorgungsdrücken und eine dynamische Anpassung der Sättigung des Integrators ist aufwendig. In [Åström 1995] ist eine Abhilfe mit dem Back-Calculation-Algorithmus beschrieben. Der Algorithmus verwendet die Differenz zwischen realem Ausgangssignal und dem Ausgangssignal des Reglers. Der Druckregler gibt einen Soll-Fluss vor und die folgende Konzentrationssteuerung kann als Aktor angesehen werden. Durch Aufbau des in Abbildung 5.10 dargestellten Reglers kann eine dynamische Begrenzung des Integrators erzeugt werden. Diese ist stark von der Konstante  $K_b$  abhängig. Reale Systeme folgen ihren Eingangssignalen oft verzögert. Die Konstante muss dafür klein genug gewählt werden, um die Integration trotz einer Abweichung durch das Verhalten des Aktor nicht zu beeinflussen und im Bereich der Sättigung den Integrator zu begrenzen. Für PID-Regler gibt es dafür Einstellregeln. Beim PI-Regler funktionieren diese nicht und es wird der Verlauf der Integration im realen Betrieb betrachtet.

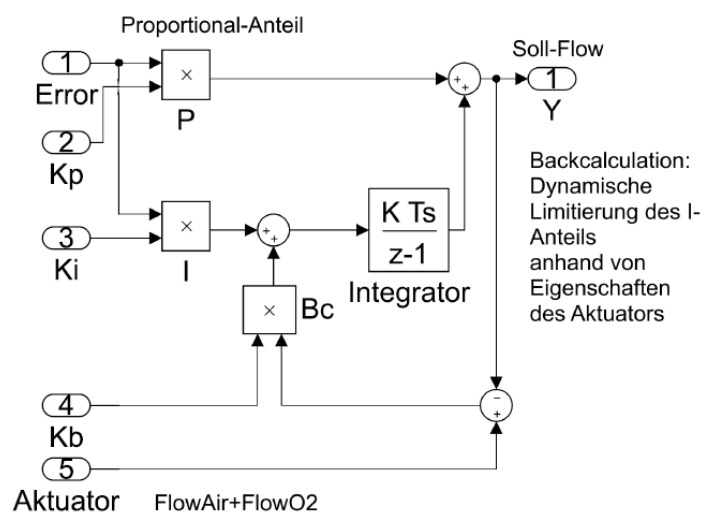


Abbildung 5.10.: PI-Regler mit Backcalculation

## Konzentrationssteuerung

Die Konzentrationssteuerung besteht aus der Aufteilung des Soll-Flusses und den beiden Flussreglern. Für die Aufteilung muss beachtet werden, dass 21 Vol.-% FiO<sub>2</sub> einer reinen Versorgung durch medizinische Druckluft und 100 Vol.-% FiO<sub>2</sub> einer ausschließlichen Speisung mit Sauerstoff entsprechen. Damit ergeben sich für die Anteile von Sauerstoff und medizinischer Druckluft unter Nutzung des Dreisatzes die folgenden Formeln:

$$A_{O_2} = \frac{\frac{FiO_2}{Vol.-%} - 21}{79}$$

$$A_{Air} = 1 - A_{O_2} = 1 - \frac{\frac{FiO_2}{Vol.-%} - 21}{79} = \frac{100 - \frac{FiO_2}{Vol.-%}}{79}$$

Dabei ist:

$A_{O_2}$	Anteil des Sauerstoffgaszweigs an dem Gesamtvolumenstrom
$A_{Air}$	Anteil des Druckluftgaszweigs an dem Gesamtvolumenstrom
$FiO_2$	Eingestellte Sauerstoffkonzentration in [Vol. - %]

Diese Anteile werden mit dem Soll-Fluss multipliziert und als Soll-Wert für die beiden Flussregler genutzt. Die Flussregler sind identisch aufgebaut. Der Regler für Sauerstoff ist in Abbildung 5.11 dargestellt.

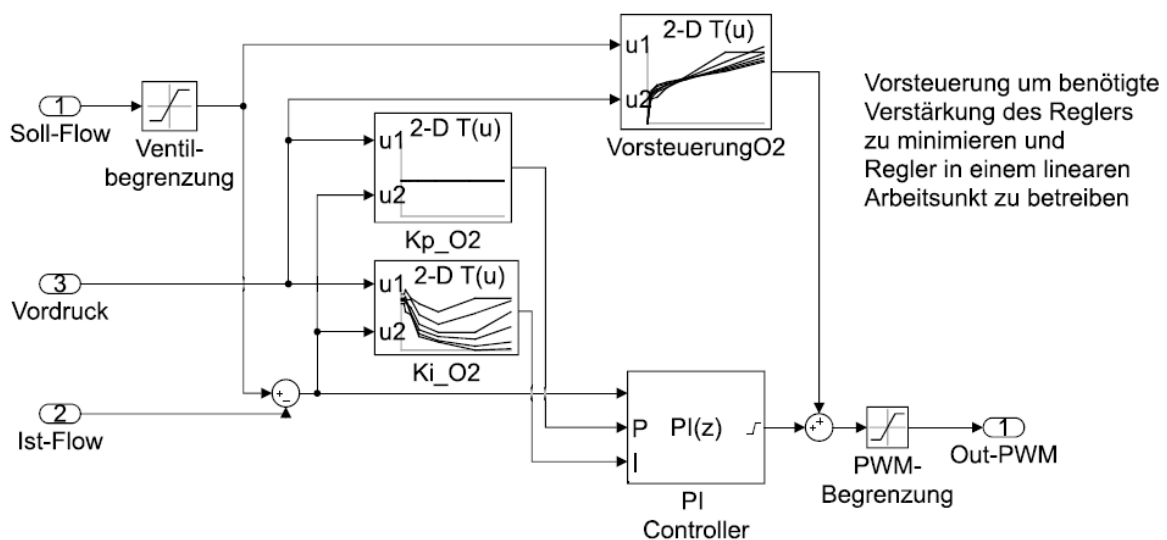


Abbildung 5.11.: Sauerstoff Flussregler mit Gain-Scheduled PI-Regler

Der Regler besteht aus einem Gain-Scheduled PI-Regler und einer Vorsteuerung. Die Vorsteuerung ist abhängig vom Soll-Fluss und dem Vordruck. Sie wird ermittelt, indem die Hys-

terese der Ventile gemittelt wird. Sie dient einer Beschleunigung der Systemantwort und ermöglicht eine Wahl von geringeren Verstärkungen für den Regler. Der Gain-Scheduled PI-Regler ist abhängig von dem Ist-Fluss und dem Vordruck. Diese beiden Parameter beschreiben den aktuellen Arbeitspunkt des geregelten Ventils. Die Parameter der Vorsteuerung und der Regler werden mit Lookup-Tabellen ermittelt. Da immer zwei Variablen darauf Einfluss haben, handelt es sich um zweidimensionale Tabellen. Bei diesen ist die Wahl des Interpolationsalgorithmus und des Extrapolationsalgorithmus wichtig. Für die Extrapolation wird der jeweils nächste Wert in der Tabelle gewählt. Die aufzunehmenden Daten müssen den gesamten Arbeitsbereich abdecken. Bei der Interpolation wird eine abschnittsweise lineare Funktion gewählt. Diese führt zu einem kontinuierlichen Übergang. Bei der Vorsteuerung würden ansonsten Sprünge entlang der Trajektorie des Systems erzeugt. Im Falle der Regler kann eine sprunghafte Änderung der Regelparameter unbekannte Dynamiken des Systems anregen. Mit einer Interpolation kann dies vermieden werden und es müssen keine weiteren Maßnahmen, wie ein bumpless Transfer, genutzt werden.

### Sensorauswertung

Die Sensoren werden in eigenen Untersystemen ausgewertet. Dabei erfolgt für den Ausgangsdruck eine Umrechnung des Sensorwerts in einen auf 1 mbar bezogenen Druck, anhand der folgenden Formel:

$$\frac{p}{\text{mbar}} = \frac{(u - 5530) \cdot 100}{10000 - 5530} \cdot c_{\text{Korrektur}}$$

Dabei ist:

$p$	Druck in [mbar]
$u$	Sensorwert
$c_{\text{Korrektur}}$	Korrekturfaktor

Der Wert der Konstante  $c_{\text{Korrektur}}$  dient der Korrektur eines Verstärkungsfehlers, welcher bei der Implementierung erkannt wird. Die Berechnung des Flusses ist in Abbildung 5.12 dargestellt. Diese berechnet aus dem Sensorwert zunächst einen Druck und anschließend den Fluss. Das Polynom wird in Kapitel 6.1 durch Vermessen des Flussmessers ermittelt. Dabei ist insbesondere der Offsetwert bei der Berechnung des Drucks entscheidend. Bereits geringe Abweichungen führen zu deutlichen Abweichungen im ermittelten Fluss, da es sich bei der folgenden Zuordnung um ein Polynom mit gebrochenem Exponenten handelt.

Die Auswertung des Vordrucksensors besteht aus einer ähnlichen Zuordnung der Druckwerte, die bei der Ermittlung des Ausgangsdrucks genutzt wird. Hinter dieser folgt jedoch ein

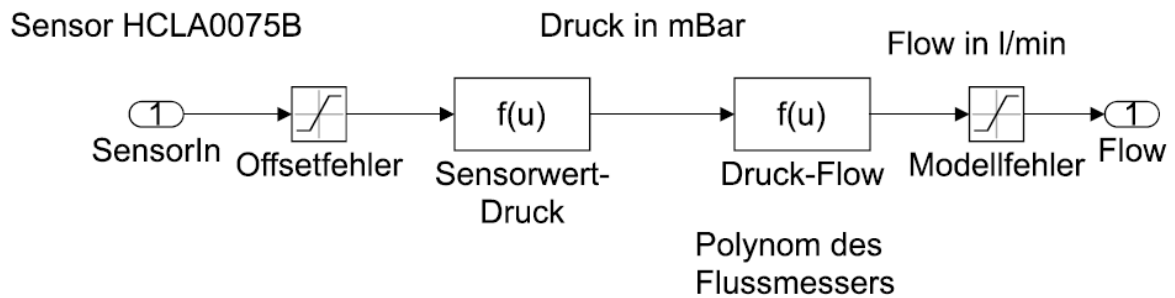


Abbildung 5.12.: Sensordatenauswertung: Fluss

digitaler Filter mit der Übertragungsfunktion

$$G(z) = \frac{0,0009995}{z - 0,999}$$

Diese Funktion beschreibt einen Tiefpass Filter, welcher als IIR-Filter implementiert ist und eine Grenzfrequenz von  $2 \frac{rad}{s}$  besitzt. Dies dient der Verlangsamung der Änderung des Gain-Scheduling Parameters Vordruck. Jeder Stellvorgang der Proportionalventile beeinflusst aufgrund der Eigenschaften der Versorgung den Vordruck. Insbesondere bei schnellen Änderungen entspricht der gemessene Vordruck aufgrund der Leitungswiderstände nicht dem realen Liefervermögen. Die Grenzfrequenz entspricht einer Zeitkonstante von 0,5 s. Somit kann die Variable dem Anstieg des Flusses beim dezelerierenden Fluss nur stark verlangsamt folgen.

### 5.3.2. Hardwareadaption

Simulink nutzt eine feste Abtastzeit. Dazu muss die erzeugte Funktion periodisch mit dieser Zeit aufgerufen werden. Die Einhaltung dieser Zeit ist essenziell, da die Filter und Integratoren darauf abgestimmt sind. Zu diesem Zweck wird die Schrittfunktion des Modells in einer Interruptroutine ausgeführt. Diese wird beim Überlauf eines periodischen Timers aufgerufen. Die Periodendauer ist auf die zuvor gewählten  $500 \mu s$  determiniert. Innerhalb dieses Zeitraums müssen alle Operationen der Daten Ein- und Ausgabe sowie die Berechnung des Modells stattfinden. Die Sensoren werden über digitale Schnittstellen ausgelesen und sind mit einer maximalen Frequenz von 400 kHz des Clock-Signals spezifiziert. Die Sensoren mit SPI-Interface senden grundsätzlich 3 Bytes, wobei das zuerst übermittelte keinen Inhalt besitzt. Die Sensoren mit I2C-Interface senden 2 Bytes. Es wird jedoch im Vorweg ein Byte mit der Adresse und der Datenrichtung von dem Master gesendet. Somit benötigen alle 5 Sensoren zur Übermittlung eines Sensorwerts jeweils 3 Byte. Dies entspricht einer Bitzahl von  $5 \cdot 3 \cdot 8 \text{ bit} = 120 \text{ bit}$ . Unter Vernachlässigung von protokollspezifischen Start- und



Stoppbedingungen sowie controllerabhängigen Operationen zum Steuern des Datentransfers, benötigt das sequenzielle Lesen aller 5 Sensoren:

$$120 \text{ bit} \cdot \frac{1}{400 \text{ kHz} \cdot \text{bit}} = 300 \mu\text{s}$$

Dies entspricht 60% der gesamten Zykluszeit. Der Mikrocontroller verfügt über 4 Universal Serial Interface Channels, welche in 2 Modulen angeordnet sind. Es handelt sich um Hardwareeinheiten, welche über ein eigenes Steuerwerk verfügen und eine serielle Kommunikation mit minimalem Eingriff der CPU etablieren können. Dabei wird zwischen einem „Direkten Modus“ („Direct-Mode“) und einem Interrupt getriebenen Modus („Interrupt-Mode“) unterschieden. Bei dem Direct-Mode handelt es sich um einen blockierenden Aufruf. Nach dem Start der seriellen Datenübertragung wartet die CPU auf die Beendigung der Kommunikation. Im Interrupt-Mode wird ein Interrupt von dem USIC nach Beendigung der Kommunikation angefordert. Es handelt sich um einen nicht-blockierenden Aufruf. Das Programm wird nach dem Start fortgesetzt. Es wird diese Variante gewählt, um genügend Zeit für die Schrittfunktion bereitstellen zu können und die Vorteile des Mikrocontrollers zu nutzen. Innerhalb des Interrupts werden zuerst die Datenübertragungen der Sensoren für die Flussmessung und den Ausgangsdruck gestartet und anschließend die Sprungfunktion ausgeführt. Dabei sind die Prioritäten der End of Receive Interrupts der Sensoren geringer gewählt, als die der Reglungs-Interrupt Routine ControllRQ. Dadurch werden die Messwerte der Sprungfunktion nicht während der Berechnung geändert und die Konsistenz sichergestellt. Die Datenübertragung zu dem gerade aktiven Vordrucksensor wird nach der Sprungfunktion gestartet. Obwohl sich das verwendete USIC-Modul mit dem des I2C\_Air unterscheidet, stören sich die beiden Kommunikationen und werden auf diese Weise voneinander getrennt.

Die Initialisierung der Interrupts und der Hardware findet in der Hauptfunktion statt. Dabei wird der Interrupt zur Bearbeitung der Schrittfunktion erst vor dem Beginn der Hauptschleife aktiviert. Diese kann ansonsten die Initialisierung stören. Wie bereits zuvor erwähnt, müssen den Interrupts Prioritäten zugewiesen werden. Der Mikrocontroller implementiert 64 vom Benutzer zu vergebende Prioritäten, die mit absteigender Zahl höher bewertet werden und weitere 3 Prioritäten zur Behandlung von Fehlern und dem RESET. Das gesamte Programm deklariert 5 Interruptroutinen. Diese sind in Tabelle 5.5 zusammen mit der Priorität ihrer Quelle dargestellt.

Die Sensoren zur Bestimmung des Volumenflusses können den Drucksensor und den Vordrucksensor verdrängen. Die innere Regelstrecke ist schneller als die äußere Strecke. Falls es zu einer Unregelmäßigkeit in der Kommunikation kommt, sollen die Daten für die Flussregelung aktuell sein. Aufgrund der größeren Zeitkonstante des Druckregelkreises ist ein einmaliger Datenfehler tolerierbar. Die Vordrücke werden alternierend durch eine Interruptroutine ausgelesen. Diese kann von allen anderen Sensoren verdrängt werden. Die Vordrücke dienen als Scheduling-Variablen für die beiden Flussregler und werden durch einen Tiefpassfilter stark geglättet. Ein fehlender Wert hat kaum Einfluss auf das System.

Interruptquelle	Priorität	Interruptroutine
Timer_0	40	ControllIRQ
I2C_Air_RX	49	MEORAir
I2C_O2_RX	49	MEORO2
SPI_Druck_RX	51	MEORDruck
SPI_Vordruck_RX	52	MEORPP

Tabelle 5.5.: Prioritäten der Interruptquellen

Innerhalb der Hauptfunktion wird nach der Beendigung der Initialisierung eine Dauerschleife ausgeführt. Diese bindet die Bedienelemente an und überträgt diese Daten in die globalen Variablen der Schrittfunktion. Dies wird im Hauptprogramm vorgenommen, da die Bearbeitung nicht zeitkritisch ist und kein weiterer Timer benötigt wird. Dies ist jedoch mit dem Nachteil verbunden, dass die Filter zum langsamen Übergang des Solldruckwerts keine genau definierbare Sprungfunktion besitzen. Im Anhang [A.5](#) ist der Ablauf des Hauptprogramms und der ControllIRQ dargestellt. Die verbleibenden Abläufe sind in elektronischer Form abgelegt.

## 5.4. Benutzerschnittstelle

Die Benutzerschnittstelle ist aufgeteilt in eine Hardwarekomponente für die wichtigsten Bedienelemente und eine Softwarekomponente für die Anzeige der Verläufe und der Veränderung der Parameter des Druckreglers. Die Hardwarekomponente ist in der Sektion [5.2](#) beschrieben. Dabei haben die Hardwarekomponenten folgende Funktionen:

Kippschalter	Betriebszustand wählen Ein / Standby
Drehschalter	Druck wählen 50 / 80 / 100 / 120 / 150 mbar
Potentiometer	Sauerstoffkonzentration 21 - 100 Vol.-%
grüne LED	Betriebszustand anzeigen leuchtend: Ein
rote LED	Fehler anzeigen leuchtend: Fehler vorhanden Ausgangsdruck nicht erreicht; Initialisierung nicht erfolgreich; Kommunikation mit Flusssensoren unterbrochen

Es wird bei dem Fehler nicht zwischen den verschiedenen Ursachen unterschieden und nur die Existenz eines Fehlers angezeigt. Die Visualisierung erfolgt mit Micrium. Die Oberfläche zur Anzeige des Druckverlaufs und der Flussentnahme ist in Abbildung 5.13 gezeigt. Diese Oberfläche setzt das gewählte Bedienkonzept um. Dabei sind der Soll-Druck und der Soll-FiO<sub>2</sub> Wert Anzeigen. Diese beiden Werte müssen über die Hardwarebedienelemente geändert werden. Aufgrund der Nutzung im Labor kann eine Veränderung der Schläuche und der Anforderungen an das System nicht ausgeschlossen werden. Der Druckregler ist dabei im besonderen Maße abhängig von der Wahl der Verbindung zu den Verbrauchern und muss daran angepasst werden. Zu diesem Zweck wird die weitere Oberfläche in Abbildung 5.14 eingeführt, die die Anpassung der Regelparameter erlaubt und den Zustand des Integrators anzeigt. Mit dieser Anzeige lässt sich der Wert von  $K_b$  bestimmen.

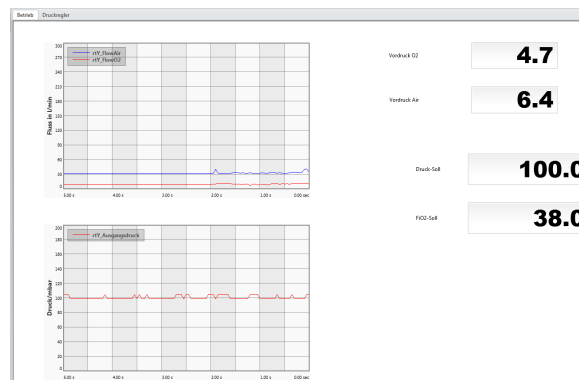


Abbildung 5.13.: Bedienoberfläche: Betrieb

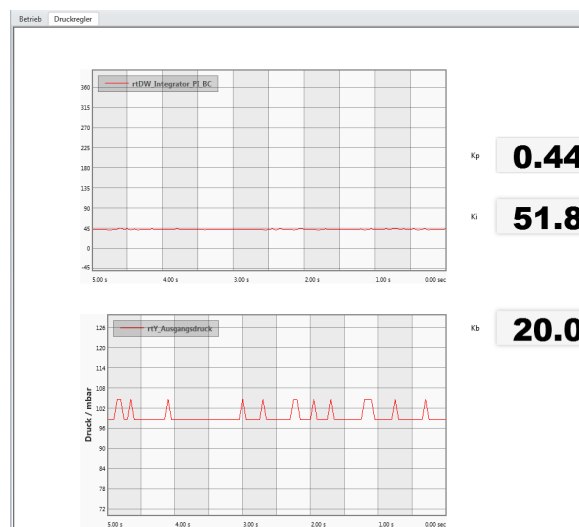


Abbildung 5.14.: Bedienoberfläche: Druckregler

## 6. Implementierung und Test

Die in Kapitel 5 beschriebenen Komponenten werden in diesem Kapitel gefertigt und zu einem Gesamtsystem kombiniert. Dieses wird anschließend auf die Erfüllung der Anforderungen in Kapitel 3 überprüft.

### 6.1. Flussmesser

Der Flussmesser kann mittels additiver Fertigung in Form eines 3D-Drucks oder mittels konventioneller subtraktiver Fertigungsverfahren erfolgen. Es wird die additive Fertigung gewählt. Dazu wird dem Modell im Bereich der Dichtungen mehr Material hinzugefügt, um diese nach der Fertigung durch Drehen oder Fräsen entfernen zu können. Durch diese Bearbeitungsschritte werden glatte Dichtflächen geschaffen. Nach der Fertigung erfolgt die Ermittlung der Kennlinie. Dazu wird eine Flowquelle genutzt und der zugeführte Fluss vor dem Flussmesser mit einem Massendurchflussmesser TSI 4043 überprüft. Die Messung des Drucks erfolgt mit einem Druckmessgerät bis 200 mbar.

Für die spätere Funktion des Mischers ist die absolute Zuordnung der Werte nicht von Relevanz. Die relativen Werte bestimmen die Genauigkeit der Gasmischung. Daher können Einflüsse, wie der Umgebungsdruck und die Temperatur des Gases, vernachlässigt werden. Die Messung wird mit beiden Flussmessern durchgeführt. Dabei wird jedem Flussmesser ein Gas zugeordnet. Bei der Messung ergeben sich die in Abbildung 6.1 dargestellten Kennlinien. Die Kennlinien besitzen den erwarteten Verlauf eines Polynoms 2. Ordnung. Bereits im unteren Flussbereich können die Kennlinien nicht mehr als linear angesehen werden. Zur Bestimmung der Zuordnung des Drucks zum Durchfluss wird das folgende Polynom für ein Regressionsverfahren genutzt:

$$\frac{\dot{V}}{l/min} = a \cdot \left(\frac{\Delta p}{mbar}\right)^{0.5} + b \cdot \frac{\Delta p}{mbar} + c$$

Dabei ist:

$\dot{V}$	Volumenstrom in [l/min]
$a$	Koeffizient der Quadratwurzel
$b$	linearer Anteil
$c$	Offset
$\Delta p$	Druck in [mbar]

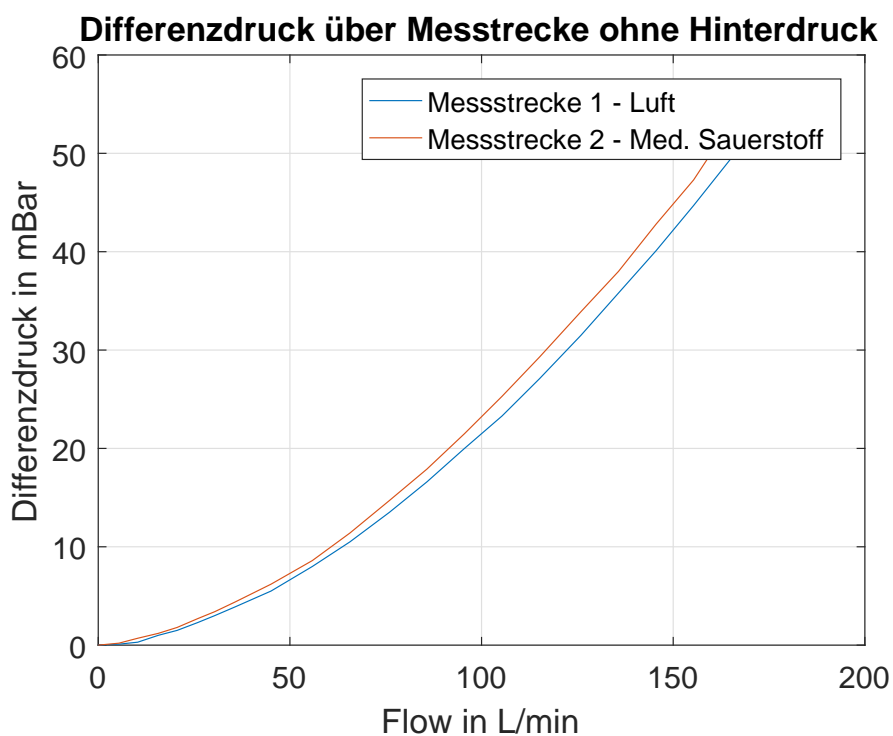


Abbildung 6.1.: Kennlinien der Flussmesser

Die Wurzelfunktion ist die Umkehrfunktion des quadratischen Einflusses des Volumenstroms aufgrund von Turbulenzen. Als Ergebnis ergeben sich die Koeffizienten in Tabelle 6.1. Diese weichen aufgrund der leicht anderen Stoffeigenschaften und der Fertigungstoleranzen voneinander ab.

Diese Polynome werden in das Simulink Modell eingefügt und für alle weiteren Messungen genutzt. Zur Nutzung der Umrechnung ist der korrekte Nullpunktgleich der Differenzdrucksensoren essenziell. Im unteren Messbereich bewirken selbst geringe Offsets einen großen Messfehler.

Messeinrichtung	a	b	C
Flussmesser Druckluft	17,69	0,8705	-1,312
Flussmesser Sauerstoff	17,41	0,8151	-3,27

Tabelle 6.1.: Polynomkoeffizienten der Flussmesser

## 6.2. Gesamtsystem

Alle Hardwarekomponenten werden nach der Beschaffung auf einer Grundplatte für optische Messungen aufgebaut. Diese erlaubt aufgrund ihrer im Raster verteilten Gewindebohrungen einen sicheren Aufbau. In [Abbildung 6.2](#) ist der Aufbau dargestellt.

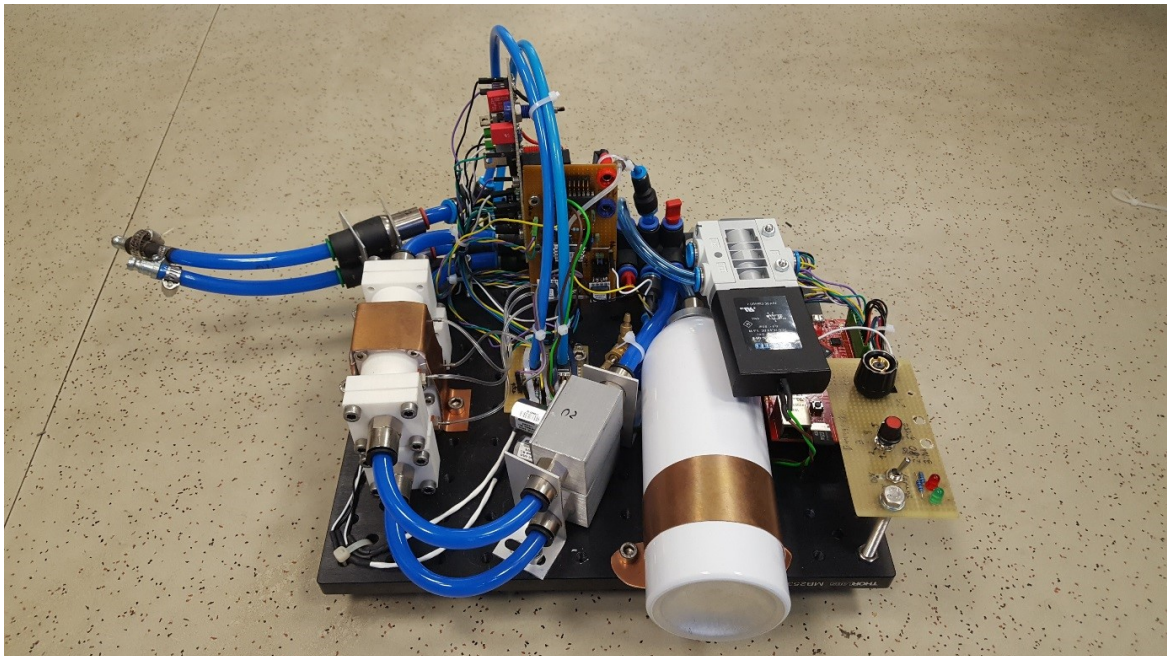
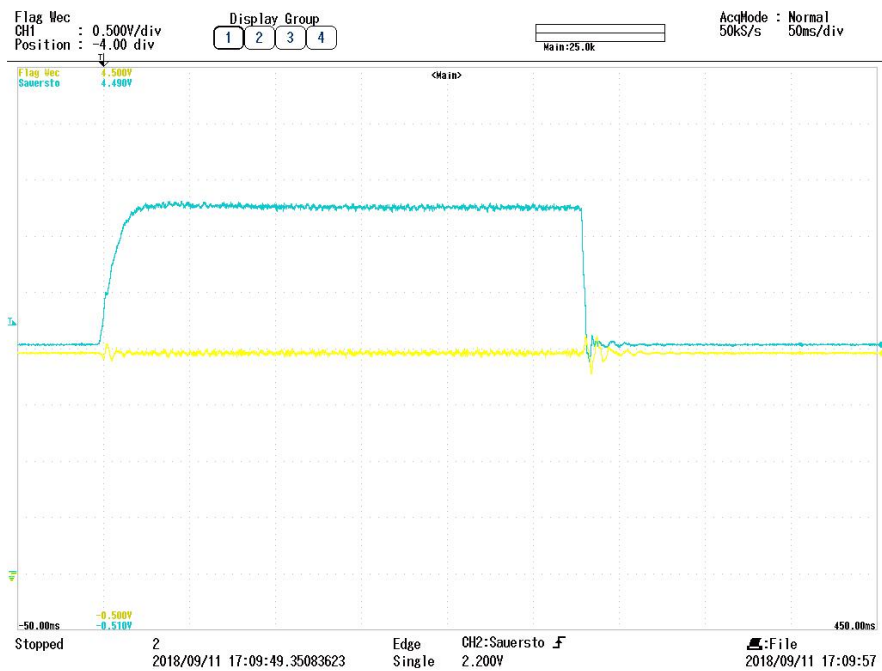
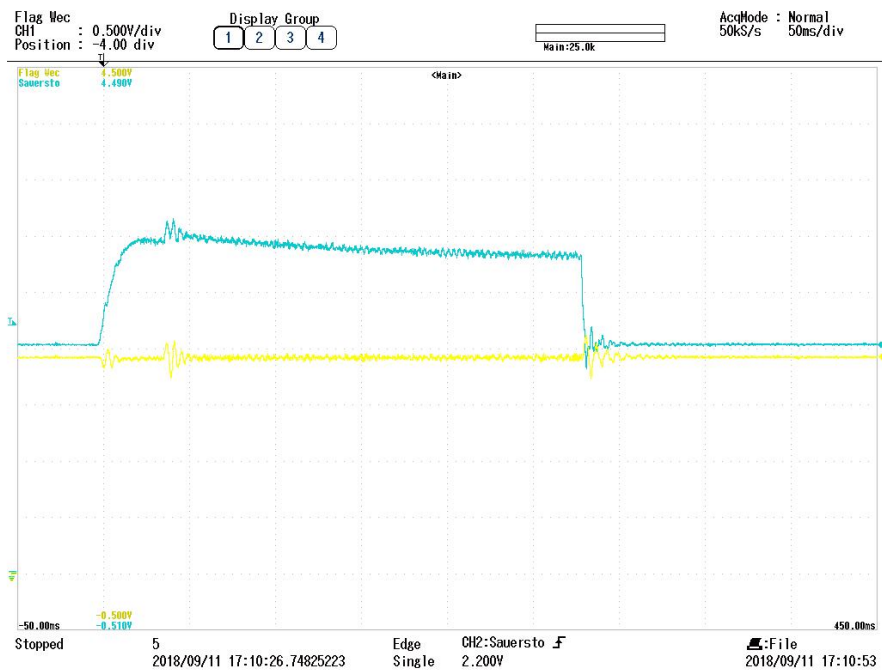


Abbildung 6.2.: Gesamtaufbau

Nach dem Aufbau kann die Kreuzbeeinflussung der beiden Strecken gemessen werden. Dazu wird ein Proportionalventil mit 5 bar Vordruck versorgt und mit einem Stromsprung auf Nennwert beaufschlagt. Der Ausgang des Mischers ist in der ersten Messung offen und in der zweiten Messung verschlossen. Das Entlüftungsventil öffnet bei 200 mbar Druck am Ausgang des Mischers. Die analogen Ausgangsspannungen der Flussmesser werden aufgezeichnet. In [Abbildung 6.3](#) ist erkennbar, dass es eine Beeinflussung des nicht aktiven Flussmessers gibt. Diese tritt verstärkt beim Abfallen des Volumenstroms auf. Diese ist jedoch in beiden Messungen vernachlässigbar klein und von kurzer Dauer. Beim verschlossenen Ausgang entstehen die stärksten Störungen beim Öffnen des Entlüftungsventils.



(a) Kreuzbeeinflussung mit offenem Ausgang



(b) Kreuzbeeinflussung mit geschlossenem Ausgang

Abbildung 6.3.: Kreuzbeeinflussung der Flussmessstrecken  
 5 bar O<sub>2</sub>-Vordruck; Nennstrom an Ventil  
 Blau: Sauerstoff Flussmesser; Gelb: Air Flussmesser

### 6.3. Flussregler

Für die beiden Gase wird derselbe Datensatz für die Vorsteuerung und die Regler genutzt. Dies ist möglich, da sich die verwendeten Fluide kaum in ihren Eigenschaften unterscheiden. Zur Bestimmung der Vorsteuerung und der Koeffizienten des Reglers wird der Messaufbau in Abbildung 6.4 genutzt.

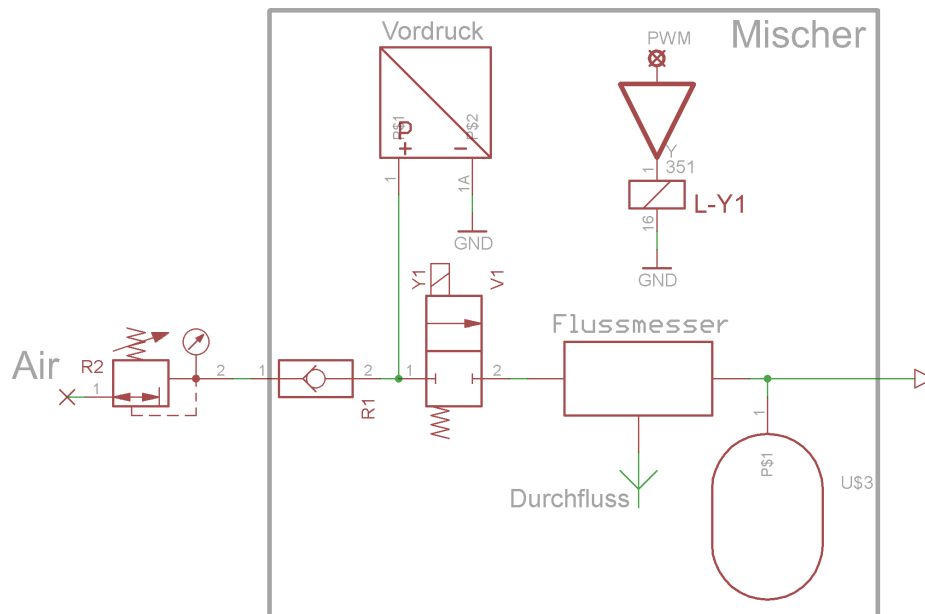


Abbildung 6.4.: Messaufbau Flussregelung

Das Ventil wird von der zuvor entworfenen Elektronik angesteuert und zur Messung des Durchflusses wird der zuvor aufgebaute Flussmesser mit der aufgenommen Kennlinie für das Medium Luft genutzt. Die Verstärkung der Ventiltreiber wird zunächst so eingestellt, dass bei einem Tastgrad von 1 des PWM-Signals der Nennstrom von  $264 \text{ mA}$  durch die Ventilsolenoiden fließt. Für die anschließende Messung wird das PWM Signal variiert. Die Ansteuerung und Datenerfassung erfolgt mit dem Mikrocontroller unter Nutzung des microSD Kartenlesers. Die Abtastung erfolgt mit  $500 \mu\text{s}$  und wird durch einen Timer via Interrupt gesteuert. Die Abtastfrequenz wird durch das Wechseln des Signalzustands eines IO-Pins mit einem Oszilloskop überprüft. Das Testprogramm ist im Anhang A.6 enthalten. In Abbildung 6.5 ist der Durchfluss in Abhängigkeit von dem Tastgrad dargestellt. Die Darstellung dient der Abschätzung. Es muss beachtet werden, dass der Vordruck aufgrund der Quellenimpedanz vom Durchfluss abhängt. Der Verlauf der Kennlinien und insbesondere der Hysterese entspricht der Grafik aus dem Datenblatt. Es ist erkennbar, dass sich der Durchfluss nur im Bereich von 40% bis 90% verändert. Ab 80% ist jedoch der maximal geforderte Fluss im normalen Betriebsbereich bereits überschritten. Zur genaueren Erfassung des Steuerbereichs



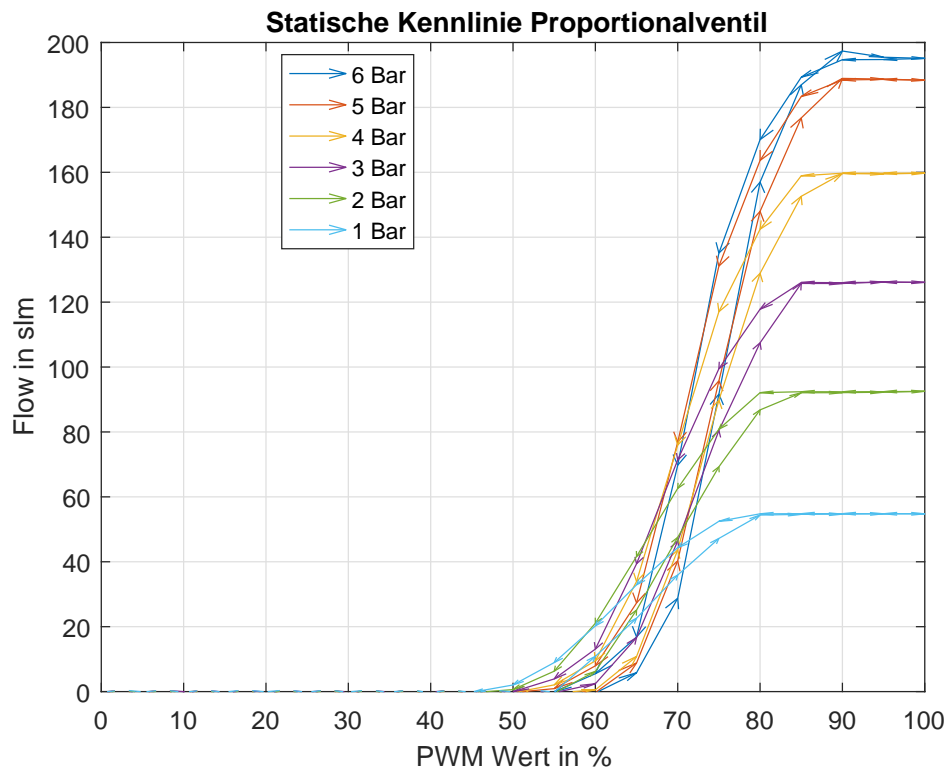


Abbildung 6.5.: Hysterese der Proportionalventile

wird der Tastgrad von 0,4 bis 1,0 und wieder zurück in 0,02er Schritten variiert, um die Vorsteuerung zu ermitteln. Dies hat kleine, aber messbare Änderung des Durchflusses in Form von Sprungantworten zur Folge. Diese führen zu einer geringen Änderung des Vordrucks. Die Datenpunkte für die Vorsteuerung werden folgendermaßen ermittelt:

1. Datensatz mit Rohdaten laden.
2. Rohdaten umrechnen zu Vordruck und Durchfluss.
3. Negative Werte aufgrund von Rauschen zu 0 setzen.
4. Bei jedem Sprung die letzten 500 Werte vor dem Sprung des Durchflusses und des Vordrucks mitteln.
5. Vordruck und Durchfluss des gleichen PWM-Werts von steigender Kurve und abfallender Kurve mitteln.
6. Wenn sich der gemittelte Wert des Vordruck bei steigender Kurve und abfallender Kurve um weniger als 30 mbar unterscheidet, Vordruck und zugehörigen PWM Wert an Endwerttabelle anhängen.
7. Wertetabelle bestehend aus PWM-Wert, Vordruck und Durchfluss an Vorsteuerungswertetabelle anhängen.
8. Solange weitere Datensätze vorhanden sind, mit neuem Datensatz an Schritt 1 fortfahren, sonst mit folgendem Schritt fortfahren.
9. Zweidimensionales Gitter mit festen Koordinaten anhand der Vorsteuerungswertetabelle berechnen. Dabei werden die Datenpunkte anhand der gewichteten Summe der umgebenden 3 Eckpunkte des umschließenden Dreiecks berechnet.
10. Allen Elementen des Gitters mit 0 Flow, einen PWM-Wert von 40 zuordnen, da diese Daten außerhalb der Messdaten lagen,
11. Wenn der PWM-Wert bei steigendem Durchfluss und gleichem Vordruckswert abfällt, durch NaN ersetzen.
12. Endwerttabelle nach steigendem Vordruck sortieren.
13. Lineare Funktion  $\text{EndPWM}()$  an Endwerttabelle mit Regressionsverfahren anpassen.
14. NaN Werte oder Werte größer als  $\text{EndPWM}(\text{Vordruck})$ , durch  $\text{EndPWM}(\text{Vordruck})$  ersetzen.
15. Funktionswerte des Gitters und zugehörige Koordinaten abspeichern.

Das Gitter beinhaltet Koordinaten mit den Vordrücke 1, 2, 3, 4, 5, 6 und 6,5 bar in Kombination mit Durchflüssen von 0, 0,5, 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 und 190 l/min. Die feine Aufteilung der Flüsse ist in der großen Anzahl von Daten bei kleinen Durchflüssen begründet. Bei jedem anliegenden Vordruck lassen sich Durchflüsse im niedrigen Bereich dosieren. Hohe Flüsse sind jedoch nur bei einem hohen Vordruck möglich. Die höhere Zahl von Datenpunkten im Gitter ermöglicht die Wahl von anderen Interpolationsverfahren als der linearen Interpolation bei den Lookup-Tabellen. Das Gitter der Regelparameter ist das Selbige.

Für die Ermittlung der Reglerparameter werden ebenfalls die zuvor aufgenommenen Daten genutzt. Die Daten werden in einzelne Sprünge aufgeteilt und diese mit dem IV-Verfahren identifiziert, welches eine Erweiterung des Regressionsverfahrens ist. Dabei werden Systemmodelle ohne Nullstelle und mit 2 Polen an die Sprünge angepasst. Dies entspricht PT2-Gliedern. Diese werden gewählt, da dies den Entwurf eines PI-Reglers ermöglicht und

das Ventil selbst einem Sprung nur verzögert folgt, sowie die Schläuche und das Messelement selbst Volumen beinhalten, welches als PT-Glied wirkt.

Die verwendeten Messwerte sind symmetrisch um den Sprung angeordnet und mittelwertbereinigt. Die identifizierten Systeme sollen der Linearisierung am Arbeitspunkt entsprechen. Eine Funktion wird linearisiert, indem die Ableitung der Funktion gebildet wird. Dabei verschwindet der Absolutwert. Dies entspricht bei den symmetrischen Sprüngen der Mittelwertbereinigung. Die identifizierten Systeme werden genutzt, um PI-Regler mit einer Durchtrittsfrequenz von  $60 \frac{rad}{s}$  des offenen Regelkreises und einer Phasenreserve von  $60^\circ$  auszulegen. Dies entspricht einer ungefähren Anstiegszeit  $T_{a,50}$ <sup>1</sup> des geschlossenen Regelkreises von [Unbehauen 1997, S. 262]:

$$T_{a,50} \approx \frac{1,5}{\omega_c} = 25 \text{ ms}$$

Dabei ist:

$T_{a,50}$	Anstiegszeit in [s]
$\omega_c$	Durchtrittsfrequenz des offenen Regelkreises in [rad/s]

Die Auslegung kann händisch anhand des Frequenzgangs der identifizierten Systeme erfolgen. Aufgrund der großen Anzahl wird der PID-Tuner der Control System Toolbox von Matlab genutzt. Wie bei der Vorsteuerung müssen die Werte gemittelt werden, da die Richtung der Änderung des Arbeitspunktes keine Beachtung finden soll und somit die Hysterese des Ventils vernachlässigt wird.

---

<sup>1</sup>Die Anstiegszeit  $T_{a,50}$  ergibt sich aus dem Schnittpunkt der Tangente, die im Zeitpunkt  $t_{50}$  gebildet wird, mit der 0% und 100% Linie von  $h(t)$ . Bei dem Zeitpunkt  $t_{50}$  hat  $h(t)$  gerade 50% seines Sollwerts erreicht [Unbehauen 1997, S. 224].

Die Parameter werden mit den folgenden Schritten ermittelt:

1. Datensatz mit Rohdaten laden.
2. Rohdaten umrechnen zu Vordruck und Durchfluss.
3. negative Werte aufgrund von Rauschen zu 0 setzen.
4. Nächsten Sprung auswerten.
5. 500 Werte vor dem Sprung und 500 Werte nach dem Sprung des Durchflusses in neuen Datensatz data überführen.
6. Datensatz data vom Mittelwert befreien.
7. Wenn die Differenz der Mittelwerte der ersten 100 Werte und der letzten 100 Werte des Durchflusses größer als 1,35 slpm ist, weiter mit Schritt 8, ansonsten für  $K_p$ ,  $K_i$  = NaN setzen und weiter mit Schritt 13.
8. Parameter eines PT-2 Glieds identifizieren.
9. Identifiziertes System auf Plausibilität prüfen durch Vergleich der Systemverstärkung und der zuvor ermittelten Differenz der Mittelwerte. Wenn die Streckenverstärkung größer als  $0,5 \cdot \Delta \dot{V}$ , weiter mit Schritt 10, ansonsten weiter mit Schritt 12.
10. Zustandsmodell 2. Ordnung identifizieren.
11. Identifiziertes System auf Plausibilität prüfen durch Vergleich der Systemverstärkung und der zuvor ermittelten Differenz der Mittelwerte, wenn die Streckenverstärkung größer als  $0,5 \cdot \Delta \dot{V}$ , Fehler ausgeben.
12. PI-Regler mit Durchtrittsfrequenz von  $\omega_c = 60 \frac{rad}{s}$  und Phasenreserve  $\Psi = 60^\circ$  auslegen.
13. Parameter in Vektor eintragen.
14. Solange nicht ausgewertete Sprünge vorhanden sind, bei Schritt 4 fortfahren, sonst mit folgendem Schritt fortfahren.
15. Parameter von Regler zwischen steigendem und abfallendem Wert mit selben Start-PWM-Wert mitteln.
16. Mit NaN bestimmte Parameter mit dem nächsten Nachbarn mit reellem Wert auffüllen
17. Wertetabelle bestehend aus  $K_p$ -Wert,  $K_i$ -Wert an Parameterwertetabelle anhängen
18. Solange weitere Datensätze vorhanden sind, mit neuem Datensatz bei Schritt 1 fortfahren, sonst mit folgendem Schritt fortfahren.
19. Für  $K_i$  und  $K_p$  ein getrenntes 2-Dimensionales Gitter mit den für die Vorsteuerung genutzten festen Koordinaten erzeugen. Dabei werden die Werte von  $K_p$  und  $K_i$  der Parameterwertetabelle den zuvor gemittelten Werten des Vordrucks und des Durchflusses der Vorsteuerung zugeordnet. Dies erfolgt anhand des PWM-Werts.
20. NaN Werte beginnend beim höchsten Fluss getrennt für jeden Vordruckwert durch letzten bestimmten Wert mit selben Vordruck ersetzen, bis erstes bestimmtes Element erreicht wird.
21. Für jeden Flowert des Gitters eine Funktion  $PWM_{\dot{V}} = f(p_{Vor})$  ermitteln. Dabei NaN Werte und die ersten 2 Werte nicht beachten.

22. Verbleibende NaN Werte mit Funktionswerten der zuvor bestimmter Funktion ersetzen.
23. Funktionswerte der Gitter und zugehörige Koordinaten abspeichern.

In Abbildung 6.6 sind die Schritte 20 bis 22 an einem Beispieldatensatz dargestellt.

Vordruck \ Durchfluss	1	3	4	5
1	NaN	NaN	8	10
2	NaN	9	9	9
4	9	8	NaN	8
8	NaN	10	NaN	NaN

(a) Ergebnis Schritt 19

Vordruck \ Durchfluss	1	3	4	5
1	NaN	NaN	8	10
2	NaN	9	9	9
4	9	8	9	8
8	9	10	9	8

(b) Schritt 20

Vordruck \ Durchfluss	1	3	4	5
2	NaN	NaN	8	10
4	NaN	9	9	9
8	9	8	9	8
10	9	10	9	8

(c) Schritt 21

Vordruck \ Durchfluss	1	3	4	5
2	2	6	8	10
4	9	9	9	9
8	9	8	9	8
10	9	10	9	8

(d) Schritt 22

Abbildung 6.6.: Bereinigender Funktionswerte des Gitters

Die Berechnung der Matrizen für die Lookup Tabellen der Vorsteuerung und der Regelparameter erfolgt in einem gemeinsamen Matlab-Skript, sodass die Schritte 1 bis 3 nur einmal ausgeführt werden müssen. Das Skript ist im Anhang A.7 enthalten.

Nach der Berechnung der Gitter und der Koordinaten werden diese in den Workspace von Simulink geladen und für die Lookup Tabellen genutzt. Das Modell ist vollständig spezifiziert und kann mit dem Embedded Coder in einen C-Code überführt werden. Dazu wird dieser für eine ARM-Cortex Zielarchitektur mit „Float-Unterstützung“ konfiguriert und die Ausführungseffizienz als Hauptziel der Synthese ausgewählt. Die entstehenden C-Dateien und H-Dateien müssen dem C-Code des Mischers hinzugefügt werden. Das vollständige Projekt kann kompiliert werden und für die Reglerparametrierung des Druckreglers genutzt werden.

## 6.4. Druckregler

Der Druckregler wird mit der Methode von Ziegler und Nichols für den geschlossenen Regelkreis bestimmt. Dabei wird der Proportionalanteil des Reglers erhöht, bis der geschlossene Kreis anfängt zu schwingen. Aufgrund der begrenzten Zeit wird dieses Verfahren genutzt. Der Auftraggeber stellt einen Schlauch für die Verbindung mit dem Verbraucher zur Verfügung. Das System wird mit diesem Schlauch bestimmt. Außerdem muss die Drossel für den

Ausgleich des Volumens eingestellt werden. Diese wird auf 2,5 slpm bei 100 mbar eingestellt. Dieser Wert führt zu einem ausreichenden Ausgleich, ohne den Gasverbrauch übermäßig zu erhöhen. Der zusätzliche Verbrauch wird um 10% des durchschnittlichen Verbrauchs eines Verbrauchers erhöht. Dabei wird das Ende verschlossen, da damit die höchste Streckenverstärkung erwartet wird. Wenn der Schlauch vernachlässigt wird, ist der Mischer für den Einsatzzweck zu langsam. Das Ergebnis ist ein stabiler Regler, der jedoch in seiner Leistung weiter verbessert werden kann. In Abbildung 6.7 ist der Verlauf des Drucks bei kritischer Verstärkung dargestellt.

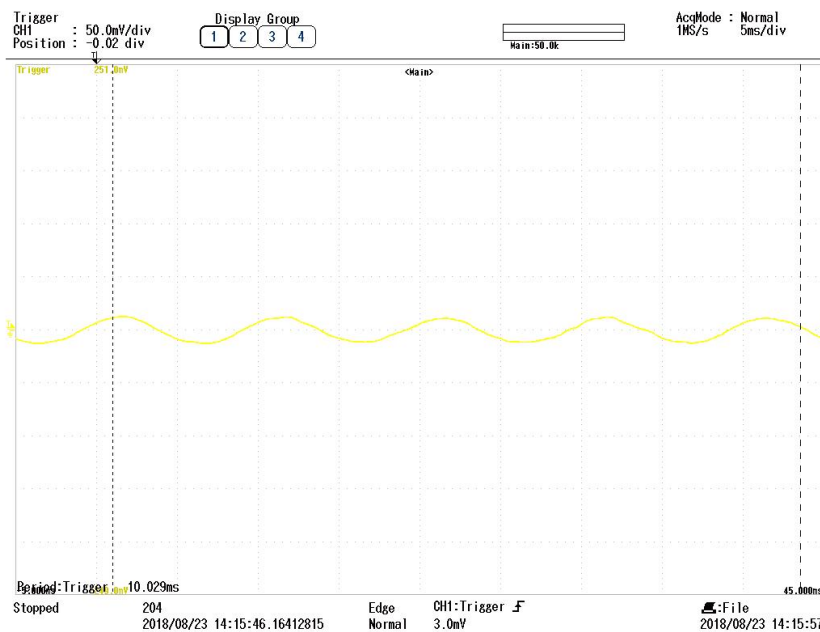


Abbildung 6.7.: Druckverlauf bei kritischer Verstärkung - AC-Kopplung

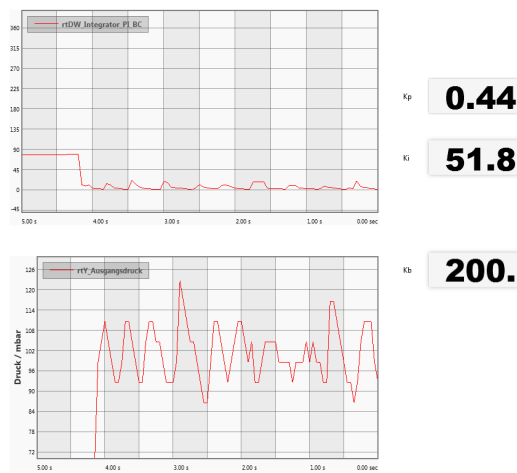
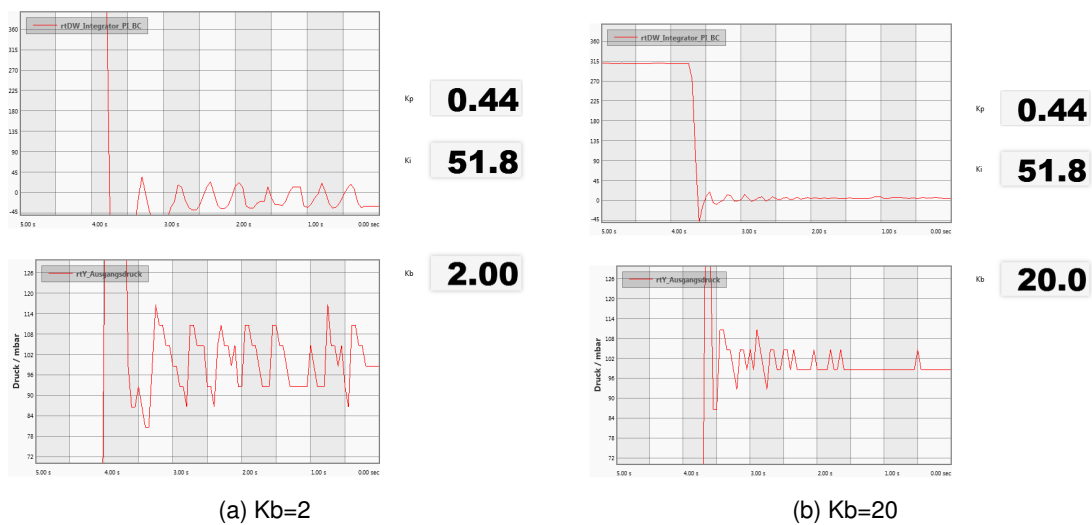
Die Periode des schwingenden Signals beträgt 10 ms bei einer kritischen Verstärkung von  $k_{pkrit} = 0.98$ . Aufgrund des überwiegend integralen Verhaltens der Regelstrecke und der leichten Nichtlinearität aufgrund der Volumenstrommessung und der Kompressibilität der Gase, wird durch eine anfängliche geringe Verstärkung  $K_{IR}$  ein Ausgangsdruck von 100 mbar am Ausgang erzeugt. Damit ergeben sich die folgenden Parameter für den Regler:

$$K_{PR} = 0,45 \cdot 0,98 = 0,44$$

$$K_{IR} = \frac{0,44}{0,85 \cdot 10 \text{ ms}} = 51,8 \frac{1}{s}$$

Der Parameter  $K_{BR}$  wird anhand der Verläufe des Integrators bestimmt. Dazu wird eine Konzentration von 21 Vol.-% eingestellt und die medizinische Druckluft mit einem Druck von 2

Bar versorgt. Dabei ist der Mischer nicht in der Lage, den Ausgangsdruck ohne Verbraucher zu halten und der Integrator beginnt zu steigen. Anschließend wird der Ausgang sprunghaft verschlossen und die Antwort betrachtet. In der Abbildung 6.8 sind die Verläufe mit einer unterschiedlichen Wahl des Parameters dargestellt. Dabei ist erkennbar, dass die Wahl von  $K_{BR} = 100$  eine starke Beeinflussung des Integrators im normalen Betrieb darstellt und das System dauerhaft um den Sollwert schwingt. Bei der Wahl von  $K_{BR} = 20$  ist keine Beeinflussung festzustellen. Der Integrator wird beim Erreichen der Sättigung jedoch begrenzt.

(c)  $K_b=200$ Abbildung 6.8.: Wahl des Parameters  $K_b$  anhand der Integratorverläufe

## 6.5. Test

Das Testen des Systems erfolgt mit drei unterschiedlichen Versuchsaufbauten. Dabei wird im ersten Test das statische Verhalten des Mischers und in den anderen beiden das dynamische Verhalten des Drucks und des Gaswechsels getestet. An dieser Stelle werden die Versuchsaufbauten und die Testmethode erläutert sowie eine Zusammenfassung der Test präsentiert. Im Anhang befinden sich die detaillierten Testergebnisse aller Szenarien.

### Statischer Test

Bei dem System handelt es sich um ein geregeltes System. Dieses wird bei diesem Test im eingeschwungenen Zustand ohne Änderungen der Betriebsbedingungen getestet. Dazu wird der Mischer aus der Zentralversorgung oder einem Druckminderer versorgt und systematisch eine Kombination aus einer kontinuierlichen Flussentnahme und einer definierten Sauerstoffkonzentration getestet. Dazu wird das System mit einem Flussmesser und einem Messgerät zur Bestimmung der Sauerstoffkonzentration verbunden. Die Einstellung des Flusses erfolgt mit einem Kugelventil und wird mit dem Flussmesser überprüft. Das Sauerstoffmessgerät entnimmt das Gas hinter dem Kugelventil, um eine drucklose Messung zu garantieren.

In der ersten Messung wird die zur Verfügung stehende Zentralversorgung genutzt. Beide Drücke überschreiten den geforderten Druckbereich der vollen Funktionsfähigkeit. Aufgrund technischer Gegebenheiten ist es nicht möglich, den Druck zu mindern, ohne die Impedanz der Quelle stark zu erhöhen. Beim zweiten Test wird die medizinische Druckluft über einen Druckminderer geführt und der Druck auf 2,8 bar reduziert. Dabei ist zu beachten, dass diese Quelle stark vom entnommenen Volumenstrom abhängig ist. Bei 105 l/min bricht der Druck auf 1,8 bar an der Quelle ein. Die Quelle ist resistiver als eine typische Zentralversorgung.

Im Anhang [A.10](#) werden die Testergebnisse und der Messaufbau dargestellt. Dabei ist auffallend, dass der Druck im gesamten Betriebsbereich leicht höher ist als die geforderten 100 mbar. Dies lässt auf einen kleinen Verstärkungsfehler des Drucksensors schließen. Dieser Fehler liegt mit einer Abweichung um 4% im Toleranzbereich. In der zweiten Messung werden die Anforderungen an den Ausgangsdruck bis zu 200 l/min eingehalten. Dies entspricht 148 % des geforderten maximalen Flusses. Die Sauerstoffkonzentration wird an allen Messpunkten erfüllt. Der festgelegte maximale Fehler bei der Dosierung der Sauerstoffkonzentration (10 vol.-% vom Einstellwert) wird unterhalb von 15 l/min Gesamtflow und einem O<sub>2</sub> Einstellwert von 80 Vol.-% überschritten. Diese geringen Flüsse haben einen geringen Beitrag an dem Tidalvolumen eines Patienten. Somit ist dieser Fehler tolerierbar. Er weist jedoch auf eine Abweichung des Flussmessers für die medizinische Druckluft hin. Der gemessene



Fluss ist größer als der reale Fluss. Dieser Fehler wirkt sich bei geringen Flüssen und bei hohen Sauerstoffkonzentrationen besonders stark aus.

Bei der Messung mit vermindertem Versorgungsdruck ist das Verhalten nahezu identisch mit dem ersten Test. Der maximale Fluss ist jedoch bei einer alleinigen Entnahme von medizinischer Druckluft nicht möglich. Die Quelle kann maximal 105 l/min bereit stellen. Dies ist in der hohen Impedanz der Quelle begründet. Der anliegende Versorgungsdruck wird dem erweiterten Betriebsbereich zugeordnet. Somit muss der Mischer 110 l/min für eine begrenzte Zeit liefern können. Davon kann aufgrund des Druckabfalls der Quelle und dem vorhandenen Puffervolumen ausgegangen werden.

### **Dynamischer Test - Druck**

Dieser Test soll das Druckregelverhalten überprüfen. Dazu wird ein Expirationsventil der V500 genutzt, um den entnommenen Volumenstrom zu modellieren. Das Expirationsventil dient bei der V500 der gezielten Steuerung des aus dem Patienten abfließenden Gases. Es ist für große Flussmengen bei geringen Drücken konzipiert und dadurch als Modell des Miniaturbeatmungsgeräts geeignet. Das Peepventil wird mit einem Rechtecksignal mit definierter Flankensteilheit beaufschlagt, um die Veränderung des entnommenen Volumenstroms nachzustellen. Ein Kugelventil mit vorgeschaltetem Flussmesser vor dem Peepventil dient der Begrenzung des maximal entnommenen Flusses. Der Aufbau und die Testbedingungen sind im Anhang A.10 dargestellt. Die Messdaten sind in elektronischer Form abgelegt. In Abbildung 6.9 sind die Druckverläufe bei einer Volumenentnahme mit der spezifizierten Anstiegsgeschwindigkeit dargestellt. Hierbei ist auffallend, dass sich das Verhalten aufgrund der unterschiedlichen Gase nur geringfügig ändert. Der Ausgangsdruck verlässt beim Anstieg und beim Abfallen des Flussentnahme seinen spezifizierten Bereich um 10 mbar und schwankt somit zwischen 75 mbar und 125 mbar. Innerhalb von 100 ms wird der Toleranzbereich eingehalten.

### **Dynamischer Test - Gaswechsel**

Bei diesem Test wird das Gaswechselvolumen bestimmt. Am Ausgang des Mischers wird der Ausgangsvolumenfluss mit einem Messgerät erfasst. Mit dem darauf folgenden Kugelventil wird der ausgehende Fluss eingestellt. Hinter diesem wird von dem Sauerstoffmessgerät kontinuierlich eine Messprobe mit 500 ml/min entnommen und der verbleibende Gasstrom wird durch einen folgenden Schlauch gegen Atmosphäre fortgeführt, um eine Beeinflussung der Messung durch die Umgebungsluft zu verhindern. Die Entnahme der Probe erfolgt aufgrund der großen Schlauchdurchmesser aus einem drucklosen Gas. Das Programm des Mischers wird in abgeänderter Form genutzt. Dabei wird das Auslesen des Potentiometers

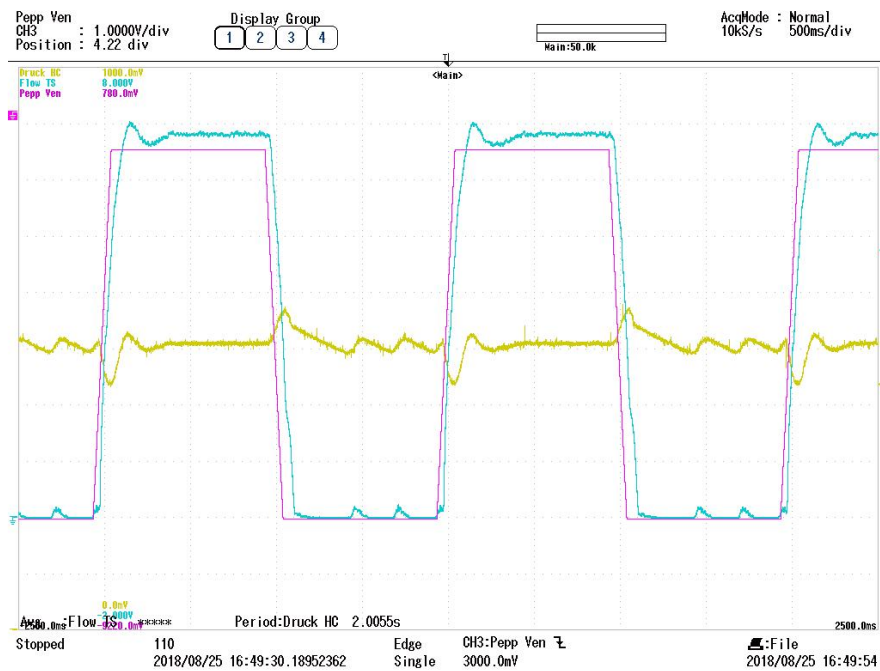
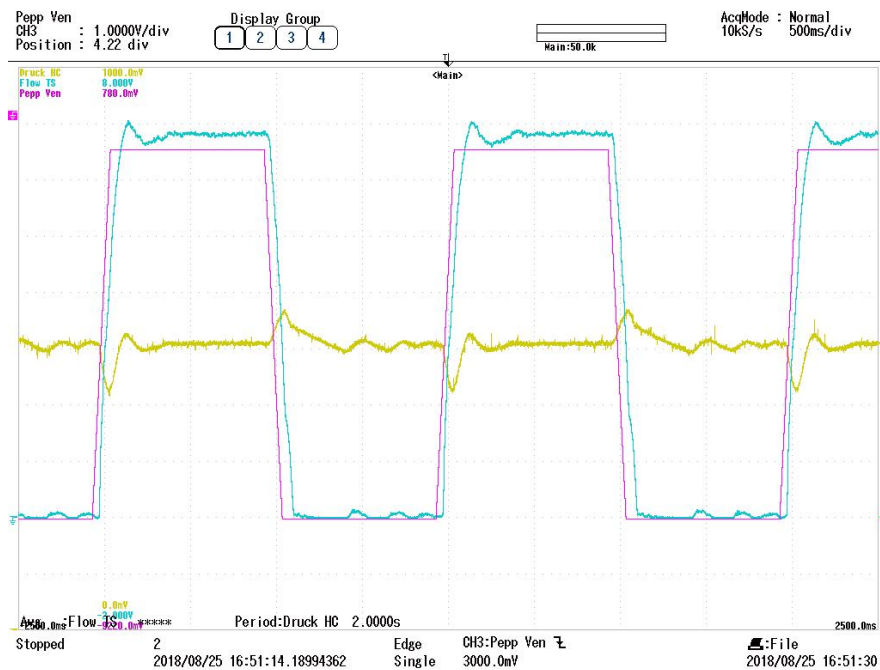
(a) FiO<sub>2</sub>=40 Vol.-%(b) FiO<sub>2</sub>=80 Vol.-%

Abbildung 6.9.: Änderung der Volumenflussentnahme mit  $80 \frac{\text{slpm}}{50 \text{ ms}}$   
Maximaler Fluss 135 slpm

verhindert und die Konzentration durch Micrium gesteuert. Außerdem wird die rote LED eingeschaltet, wenn eine Konzentration von über 60 Vol.-% vorgegeben wird. In Abbildung 6.10 ist ein Gaswechsel von 30 auf 90 Vol.-% bei einem Volumenfluss von 160 slpm dargestellt. Bei diesem Fluss werden die 2 Liter Gaswechselvolumen innerhalb von

$$T_{GW \max} = \frac{2 \text{ l}}{\frac{160 \text{ l}}{60 \text{ s}}} = 0,75 \text{ s}$$

aus dem System befördert. Der gesamte Graph stellt nur 0,5 Sekunden dar. Das Gaswechselvolumen wird somit eingehalten.

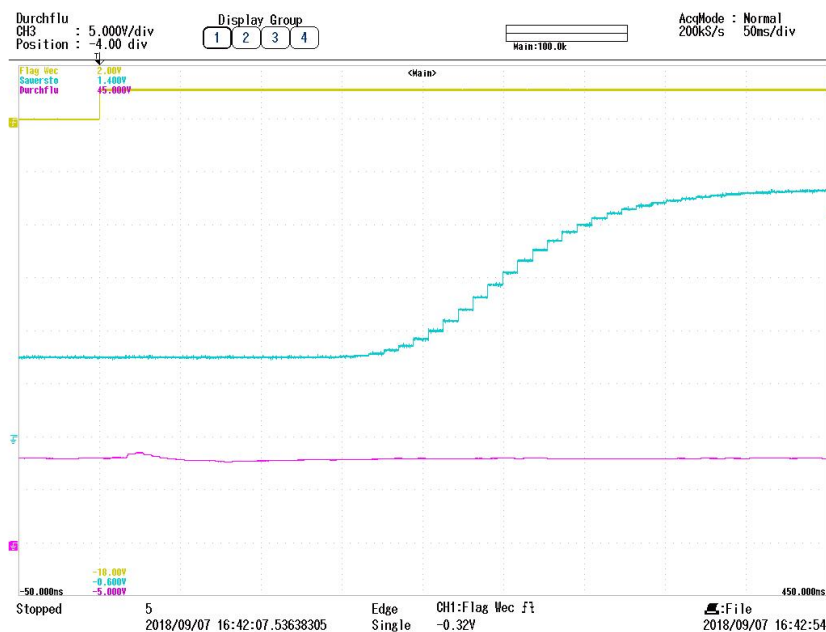


Abbildung 6.10.: Sauerstoffkonzentration im ausfließenden Gas  
blau: Konzentration; lila: Volumenstrom; gelb: Sprungmarke

## Allgemeine Tests

Die Temperaturbereiche und Umgebungsdruckbereiche können aufgrund einer hohen Auslastung der benötigten Klimakammern nicht getestet werden. Die verbleibenden Anforderungen sind in Tabelle 6.2 zusammen mit ihrem Testergebnis dargestellt. Dabei wird das Erfüllen der Anforderung nur überprüft, da es sich um Ja/Nein Entscheidungen handelt, welche keine Messreihen benötigen.

Anforderung	Ergebnis	Anmerkung
Spannungsversorgung	erfüllt	Alle Spannungen sind kleiner als 24 V
Benutzerschnittstelle	bedingt erfüllt	Alle Bedienelemente sind vorhanden Fehlerzustand statt Fehlercode
Bauvolumen	erfüllt	Grundplatte ist 25 cm x 30 cm groß Damit ist das Volumen kleiner als 27 l
Microcontroller	erfüllt	XMC4800

Tabelle 6.2.: Allgemeine Tests

## 7. Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein kompakter Gasmischer entworfen und gebaut, der vier Beatmungsgeräte gleichzeitig mit einem Luft/Sauerstoffgemisch versorgen kann. Die Regelung mit einem Mikrocontroller und der dafür erforderlichen Komponenten wie zum Beispiel die Flussmessung wurden ebenfalls entwickelt und aufgebaut. Die Auflistung dieser Komponenten macht klar, dass viele Entscheidungen getroffen wurden, die hier in Übersichtsform kurz kritisch bewertet werden sollen.

Wichtig ist zunächst einmal zu betonen, dass der Aufbau die statischen Anforderungen an die Druckkonstanz voll erfüllt. Die Sauerstoffkonzentration wird in allen relevanten Bereichen ebenfalls erreicht. Die Druckkonstanz bei dynamischen Störungen in Form einer statistischen Flussentnahme der vier angeschlossenen Geräte kann bei großen Sprüngen bei der Flussentnahme nicht ganz erfüllt werden. Der Druck verlässt sein Toleranzband bei bestimmten, jedoch eher selten auftretenden Kombinationen aus Gas und Flow um 10 mbar und benötigt etwa 100 ms um den Ausgangswert wieder zu erreichen. Dies wäre jedoch für einen Patienten nicht problematisch, da diese Zeit um den Faktor von 2 bis 3 kürzer ist als eine Einatemphase eines Erwachsenen. Eine Einatmung wird somit klinisch gesehen nicht relevant gestört.

Zur Umsetzung wurde eine Kaskadenregelung gewählt. Den äußeren Kreis bildet ein Druckregler, welcher einen Volumenstrom für den inneren Kreis vorgibt. Dieser Regler ist mit dem empirischen Verfahren von Ziegler und Nichols ausgelegt. Aufgrund des nichtlinearen Verhaltens der Ventile musste zusätzlich eine Vorsteuerung der Ventile zusammen mit einem Gain-Scheduled PI-Regler eingesetzt werden. Die Parameterwahl folgte anhand von linearisierten Systemen. Diese wurden aus einer Vielzahl von Sprungantworten der Ventile ermittelt. Das Verhalten des Druckreglers kann zur Verbesserung der Regelleistung durch eine Störgrößenaufschaltung des entnommenen Flusses ergänzt werden und anhand eines Modells parametrisiert werden.

Die Genauigkeit der Konzentrationseinstellung ist maßgeblich von der Flussmessung abhängig. In der Arbeit ist ein Druckdifferenzverfahren genutzt worden. Die Genauigkeit kann im unteren Bereich durch die Nutzung eines Hitzdrahtverfahrens verbessert werden. Dies muss jedoch im Vergleich zu der Robustheit des vorliegenden Systems vom Anwendungsfall abhängig gemacht werden.

# Literatur

- [Åström 1995] Karl J. Åström und Tore Hägglund. *PID controllers: Theory, Design, and Tuning*. Research Triangle Park, N.C: International Society for Measurement und Control, 1995. ISBN: 1-55617-516-7.
- [Bett 2005] Christopher J. Bett. "9 - Gain-Scheduled Controllers". In: *The Electrical Engineering Handbook*. Hrsg. von Wai-Kai Chen. Burlington: Academic Press, 2005, S. 1107–1114. ISBN: 978-0-12-170960-0. DOI: [10.1016/B978-012170960-0/50086-4](https://doi.org/10.1016/B978-012170960-0/50086-4).
- [Bunke 2000] Claus Bunke, Magnus Klütz und Martin Meyer. "Gasdosiervorrichtung für ein Beatmungssystem". Deutsch. DE 100 09 274 C 1. 2000.
- [Busch 2014] Christian Busch. "Ein Beitrag zum modellbasierten Regelungsentwurf elektropneumatischer Applikationen". Diss. Apr. 2014. URL: [https://www.db-thueringen.de/receive/dbt\\_mods\\_00023954](https://www.db-thueringen.de/receive/dbt_mods_00023954).
- [Dräger ] *Dräger-Logo*. Drägerwerk Intranet. URL: <https://d-world-inform.draeger.com> (besucht am 25.05.2018).
- [FAS EQI ] *FAS 16mm FLATPROP EQI*. URL: <http://fas.ch/pdf/X1220003.pdf> (besucht am 09.09.2018).
- [FAS EQP ] *FAS 16mm FLATPROP EQP*. URL: <http://fas.ch/pdf/X1220001.pdf> (besucht am 09.09.2018).
- [GESTIS ] *GESTIS-Stoffdatenbank*. URL: <http://gestis.itrust.de> (besucht am 06.09.2018).
- [HaverBoecker ] *MINIMESH® S Metall-Filtergewebe*. URL: [https://www.diedrahtweber.com/fileadmin/P\\_49\\_D\\_Minimesh-S-Metall-Filtergewebe\\_0615.pdf](https://www.diedrahtweber.com/fileadmin/P_49_D_Minimesh-S-Metall-Filtergewebe_0615.pdf) (besucht am 30.08.2018).
- [Heyer ] *Heyer Medical - Respiratory gas blender 675-0100*. URL: [http://img.medicaexpo.com/images\\_me/photo-m2/68736-141567.jpg](http://img.medicaexpo.com/images_me/photo-m2/68736-141567.jpg) (besucht am 21.08.2018).
- [Isermann 1988a] Rolf Isermann. *Identifikation dynamischer Systeme - Band 1*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1988. ISBN: ISBN 3-540-12635-X.

- [Isermann 1988b] Rolf Isermann. *Identifikation dynamischer Systeme - Band 2*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1988. ISBN: 3-540-18694-8.
- [ISO7396-1 2016] *Rohrleitungssysteme für medizinische Gase - Teil 1: Rohrleitungssysteme für medizinische Druckgase und Vakuum*. Norm. DIN EN ISO 7396-1:7.2.1. 2016.
- [Leonhardt 2016] Steffen Leonhardt, Marian Walter u. a. *Medizintechnische Systeme: Physiologische Grundlagen, Gerätetechnik und automatisierte Therapieführung*. Hrsg. von Steffen Leonhardt und Marian Walter. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2016. ISBN: 9783642412394. DOI: [10.1007/978-3-642-41239-4](https://doi.org/10.1007/978-3-642-41239-4).
- [Ljung 1987] Lennart Ljung. *System identification - Theory for the User*. New York: Prentice-Hall, 1987. ISBN: 0-13-881640-9.
- [Lunze 2016a] Jan Lunze. *Regelungstechnik 1*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2016. DOI: [10.1007/978-3-662-52678-1](https://doi.org/10.1007/978-3-662-52678-1).
- [Lunze 2016b] Jan Lunze. *Regelungstechnik 2*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2016. DOI: [10.1007/978-3-662-52676-7](https://doi.org/10.1007/978-3-662-52676-7).
- [Nitsche 2006] Wolfgang Nitsche und André Brunn. *Strömungsmesstechnik*. 2. Aufl. VDI-Buch. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006. ISBN: 978-3-540-32487-4. DOI: [10.1007/3-540-32487-9](https://doi.org/10.1007/3-540-32487-9).
- [Oczenski 2008] Wolfgang Oczenski. *Atmen - Atemhilfen - Atemphysiologie und Beatmungstechnik ; 53 Tabellen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2008. ISBN: 978-3-131-37698-5. DOI: [10.1055/b-002-21532](https://doi.org/10.1055/b-002-21532).
- [Piiper 1975] J. Piiper und H.P. Koepchen. *Atmung*. Physiologie des Menschen. Urban & Schwarzenberg, 1975. ISBN: 9783541053223.
- [Rossen 2000] Thomas Rossen und Joachim Schröter. "Vorrichtung zum Mischen von mindestens 2 Gaskomponenten". DE199 07 362 A1. 2000.
- [Spurk 2010] Joseph Spurk und Nuri Aksel. *Strömungslehre*. Springer Berlin Heidelberg, 2010. ISBN: 978-3-642-13143-1. DOI: [10.1007/978-3-642-13143-1](https://doi.org/10.1007/978-3-642-13143-1). URL: <https://doi.org/10.1007/978-3-642-13143-1>.
- [Surek 2014] Dominik Surek und Silke Stempin. *Technische Strömungsmechanik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2014. ISBN: 978-3-658-06062-6. DOI: [10.1007/978-3-658-06062-6](https://doi.org/10.1007/978-3-658-06062-6).
- [Unbehauen 1997] Heinz Unbehauen. *Regelungstechnik 1*. Vieweg - Verlag Braunschweig, 1997. ISBN: 3528833327.

- [UniMünchen ] *Laminare und turbulente Strömung*. URL: [https://expvorl.physik.uni-muenchen.de/versuche\\_mechanik/stroemende\\_medien/laminar\\_turbulent/](https://expvorl.physik.uni-muenchen.de/versuche_mechanik/stroemende_medien/laminar_turbulent/) (besucht am 07.09.2018).
- [VDI 2013] *VDI-Wärmeatlas*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013. ISBN: 978-3-642-19981-3. DOI: [10.1007/978-3-642-19981-3](https://doi.org/10.1007/978-3-642-19981-3).
- [Wei 2014] Guoliang Wei u. a. "A Survey on Gain-Scheduled Control and Filtering for Parameter-Varying Systems". In: *Discrete Dynamics in Nature and Society* 2014 (2014), S. 1–10. DOI: [10.1155/2014/105815](https://doi.org/10.1155/2014/105815). URL: <https://doi.org/10.1155/2014/105815>.
- [White 2013] Andrew P. White, Guoming Zhu und Jongeun Choi. *Linear Parameter-Varying Control for Engineering Applications*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013. DOI: [10.1007/978-1-4471-5040-4](https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5040-4). URL: <https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5040-4>.
- [Ziegler 1942] John G. Ziegler und Nathaniel B. Nichols. "Optimum Settings for Automatic Controllers". In: *Transactions of the ASME* 64 (1942), S. 759–768.



# A. Anhang

Die Anhänge A5 bis A8 sind ausschließlich in elektronischer Form auf einer CD abgelegt und beim Prüfer Prof. Dr.-Ing. J. Dahlkemper einzusehen.

## A.1. Gleichzeitigkeitsanalyse

Für die Berechnung der Wahrscheinlichkeit eines Flows  $> 135$  slpm wird davon ausgegangen, dass 4 Beatmungsgeräte mit einem dezelerierenden Flow beatmen. Dabei wird von einer Periodenzeit von 3 Sekunden und einem maximalen Flow von 60 slpm mit einer Anstiegsgeschwindigkeit von  $80 \frac{\text{slpm}}{50 \text{ ms}}$  ausgegangen. Der Abfall erfolgt mit einer logarithmischen Funktion mit einer Zeitkonstante von 0,3 Sekunden. Die Berechnung der Wahrscheinlichkeit erfolgt mit Matlab. Das Matlab Skript ist im Anhang [A.7](#) abgelegt. Dabei werden die folgenden Schritte bearbeitet:

1. Wertebereich der Beatmungsfunktion in  $n$  Intervalle der Größe  $\frac{\max(f(t))}{n}$  einteilen
2. Jedem Intervall eine Wahrscheinlichkeit gemäß der zeitlichen Dauer zuweisen. Alle Intervalle, außer dem obersten, werden einmal beim Anstieg und einmal beim Abfall durchschritten.

$$P_i(X \in I_i) = \frac{T_1(I_i) + T_2(I_i)}{T}$$

3. Berechnung der Wahrscheinlichkeit für das Auftreten der Ereignisse  $e = (I_i | I_k)$

$$P((I_i | I_k)) = P(I_i) \cdot P(I_k)$$

4. Zuordnen und zusammenfassen der Ereignisse zu der Summe der Flüsse. Die Wahrscheinlichkeiten der Ereignisse der Ereignismenge  $E$  summieren sich.

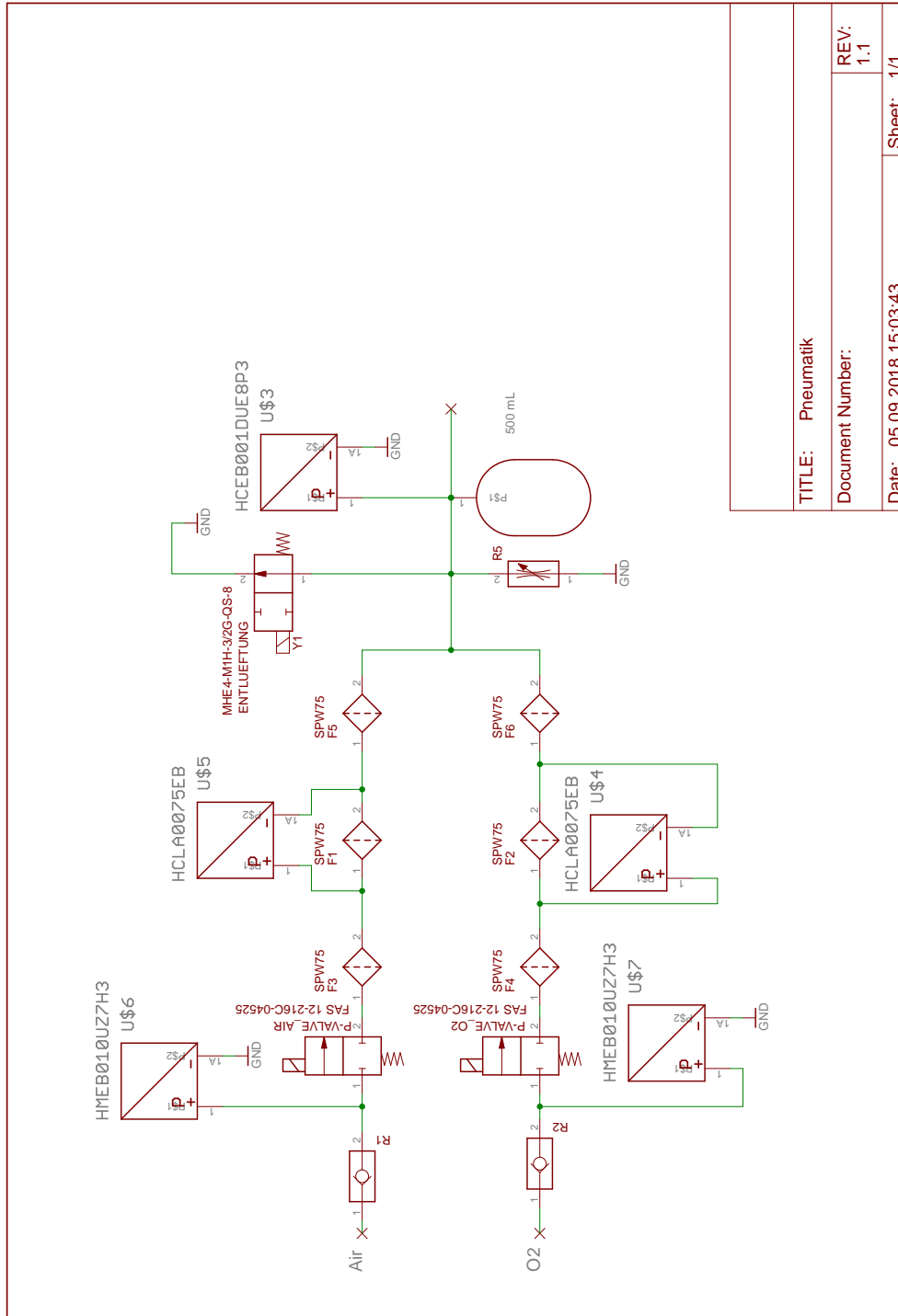
$$P(E) = \sum_{e \in E} P(e)$$

5. Wiederholen der Schritte 3 und 4 mit den zuvor berechneten Flüssen.

6. Summieren der Wahrscheinlichkeiten der Ereignismengen größer des maximalen Flusses

$$P(E > 135 \text{slpm}) = \sum_{E=\{\text{Flow} > 135 \text{slpm}\}} P(E)$$

## A.2. Pneumatikschaltplan

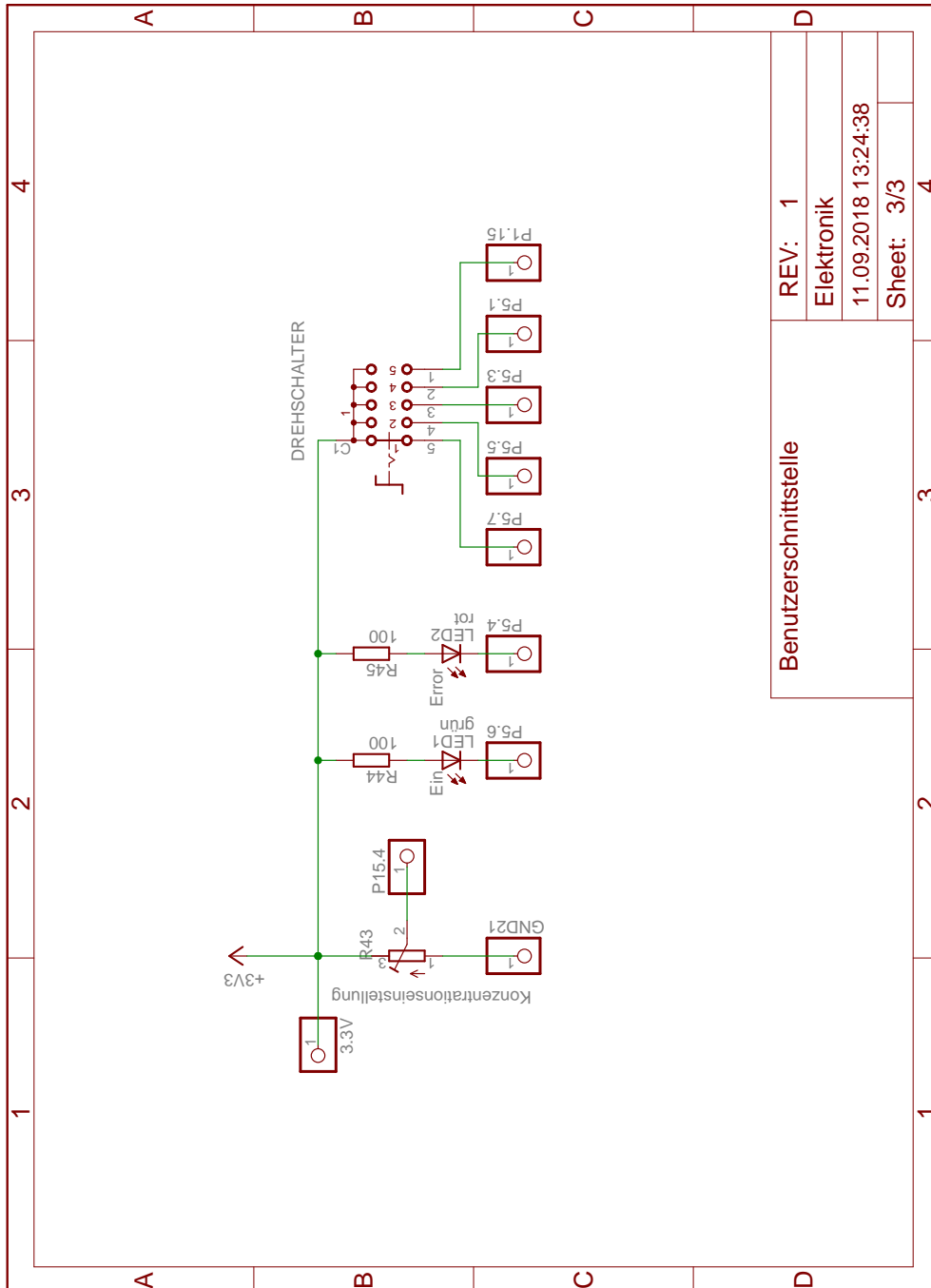


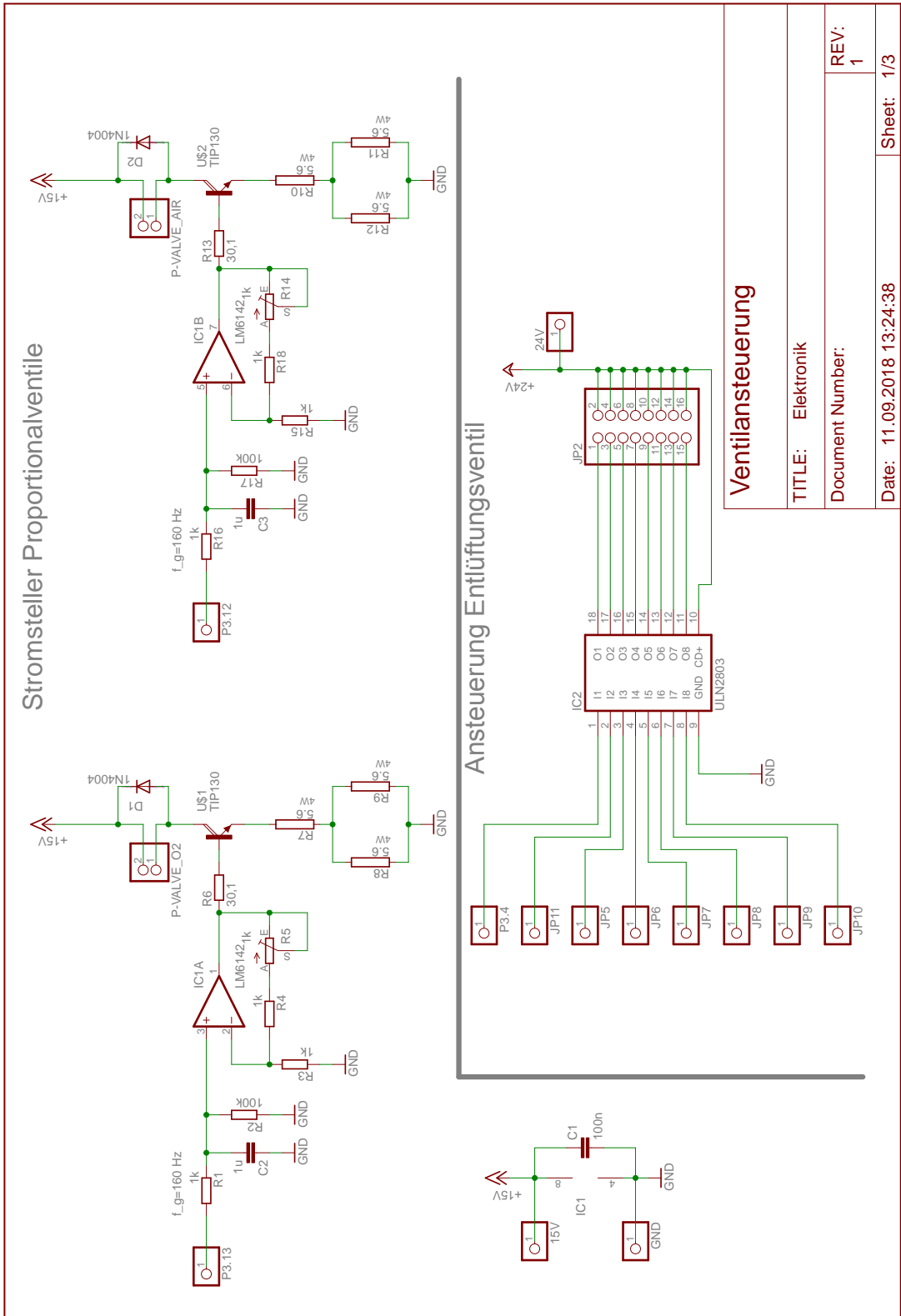
TITLE: Pneumatik

Document Number: REV: 1.1

Date: 05.09.2018 15:03:43 Sheet: 1/1

### A.3. Elektronikschaltpläne





**Ventilansteuerung**

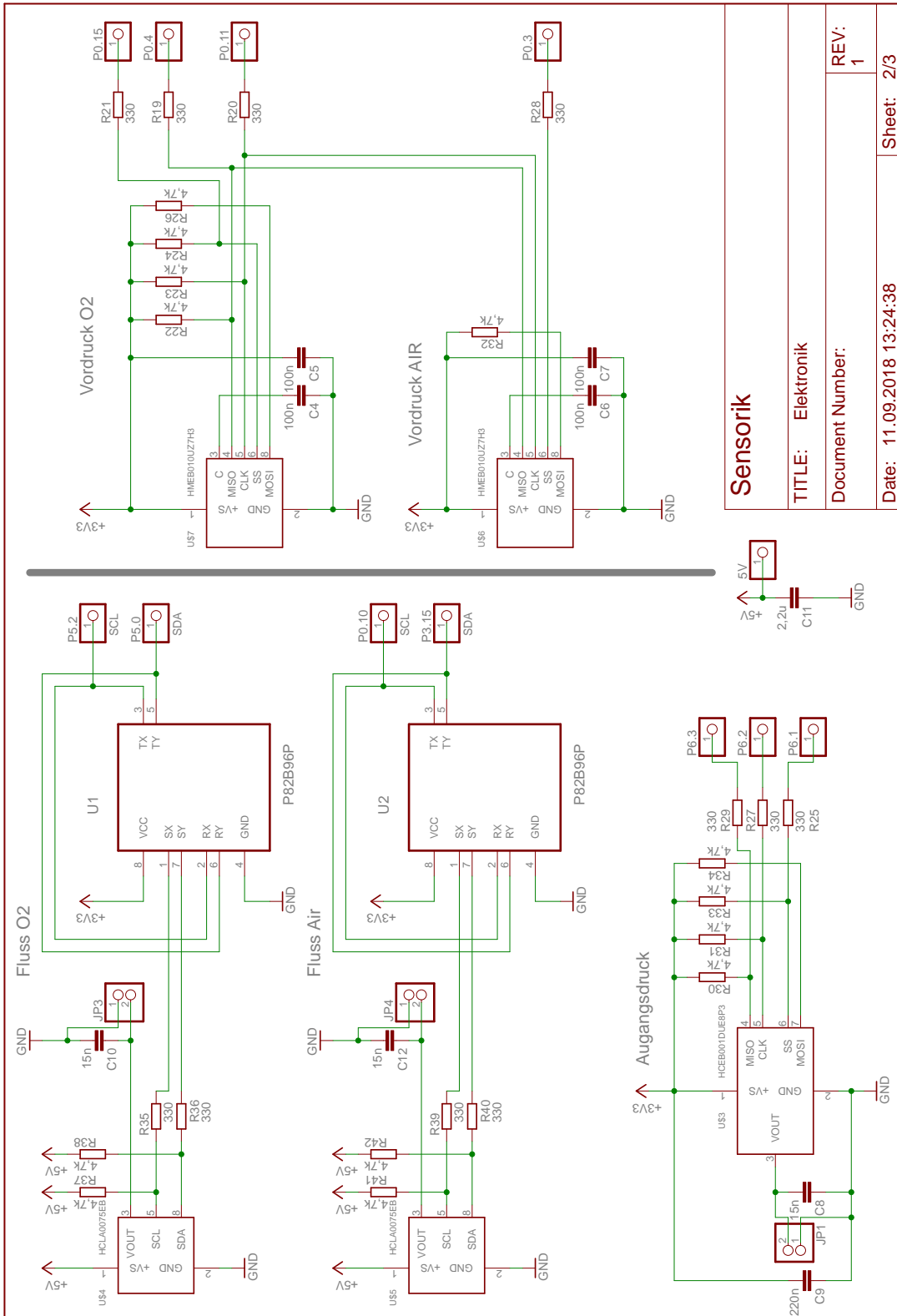
TITLE: Elektronik

Document Number:

REV: 1

Date: 11.09.2018 13:24:38

Sheet: 1/3



**Sensorik**

TITLE: Elektronik

Document Number:

REV: 1

Date: 11.09.2018 13:24:38

Sheet: 2/3

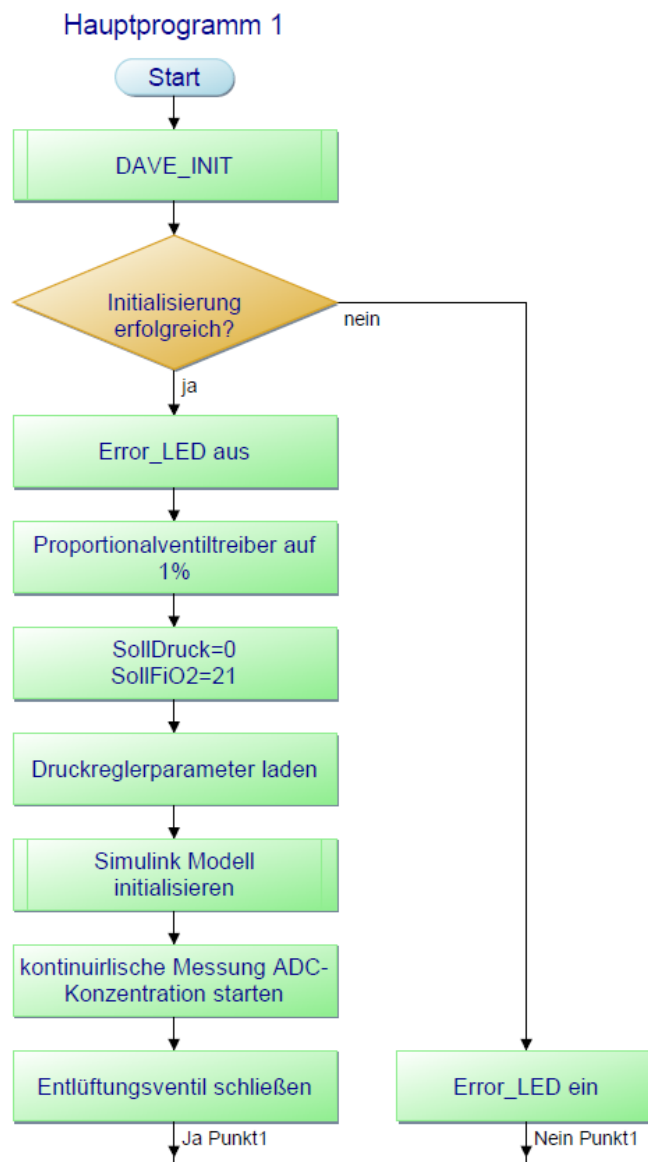
Pinbelegung XMC4800 - Atemgasmischer SmartMask

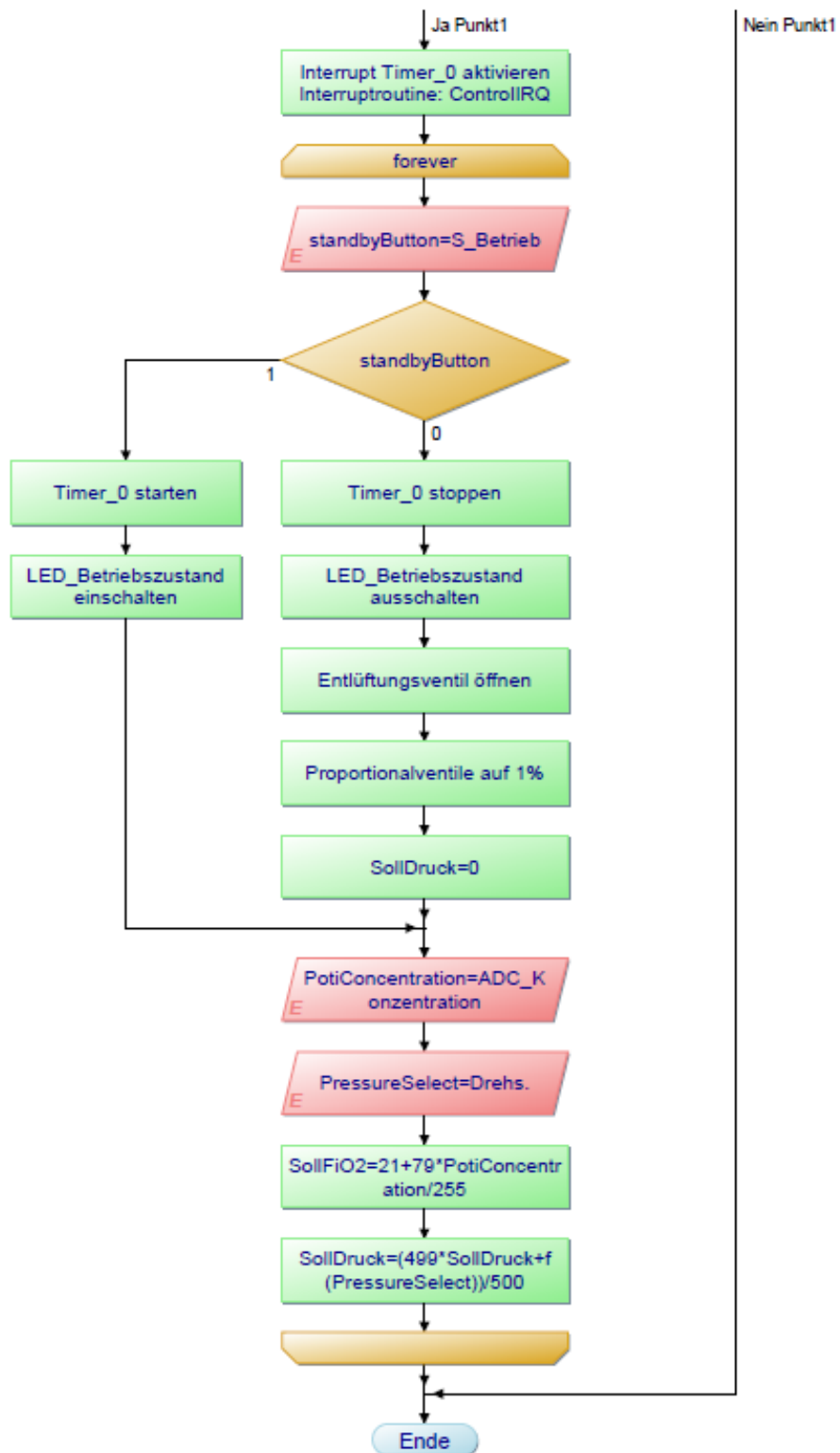
Funktionsblock	App Instance Name	App Pin Name	Pin Nummer	Besonderheit
Poti-Konzentrationseinstellung	ADC_Konzentration	pin_Channel_A	P15.4	Analoge Lingabe zwischen 0 und 3,3V
Betriebszustandsanzeige-Ein	ON	pin	P5.6	
Betriebszustandsanzeige-Fehleranzeige	Error	pin	P5.4	Open-Collector -> 1 in Programm := LED aus
Druckwahlschalter	Pressure_Select	pad_bus_0	P5.7	One-Hot Coding -> Immer nur eine Leitung High
		pad_bus_1	P5.5	Druck 0
		pad_bus_2	P5.3	Druck 2 -> Standard und bei Fehler
		pad_bus_3	P5.1	Druck 3
		pad_bus_4	P1.15	Druck 4
Standby Schalter	Standby	pin	P2.6	High -> Mischer ist in Betrieb
Differenzdrucksensor Flussmessung Air	IPC_Air	SCL	P0.10	Sensor 5V -> Pegelumsetzter P82B96
		SDA	P3.15	
Differenzdrucksensor Flussmessung O2	IPC_O2	SCL	P5.2	Sensor 5V -> Pegelumsetzter P82B96
		SDA	P5.0	
Drucksensor	SPL_Druck	MISO pin	P6.3	Sensor benötigt keine Kommunikation Master->Sensor
		MOSI pin		
		SCLKOUT pin	P6.2	
		Slave Select 0 pin	P6.1	
Vordrucksensor	SPL_Vordruck	MISO pin	P0.4	Die Vordrucksensoren werden alternierend ausgelesen
		MOSI pin		Sensoren benötigt keine Kommunikation Master->Sensor
		SCLKOUT pin	P0.11	
		Slave Select 0 pin	P0.15	Vordrucksensor O2
		Slave Select 1 pin	P0.14	Vordrucksensor Air
Entlüftungsventil	VentEntlueftung	pin	P3.4	Steuert Darlington Array -> High Ventil ist geschlossen
Proportionalventil Air	VentAir	PWM Output Pin	P3.12	PWM Vorgabe des Stromwertes für P-Ventil Air
Proportionalventil O2	VentO2	PWM Output Pin	P3.13	PWM Vorgabe des Stromwertes für P-Ventil O2

## A.4. Blockschaltbild der Regelung und Simulink Modell

## A.5. Ablaufpläne des Programms

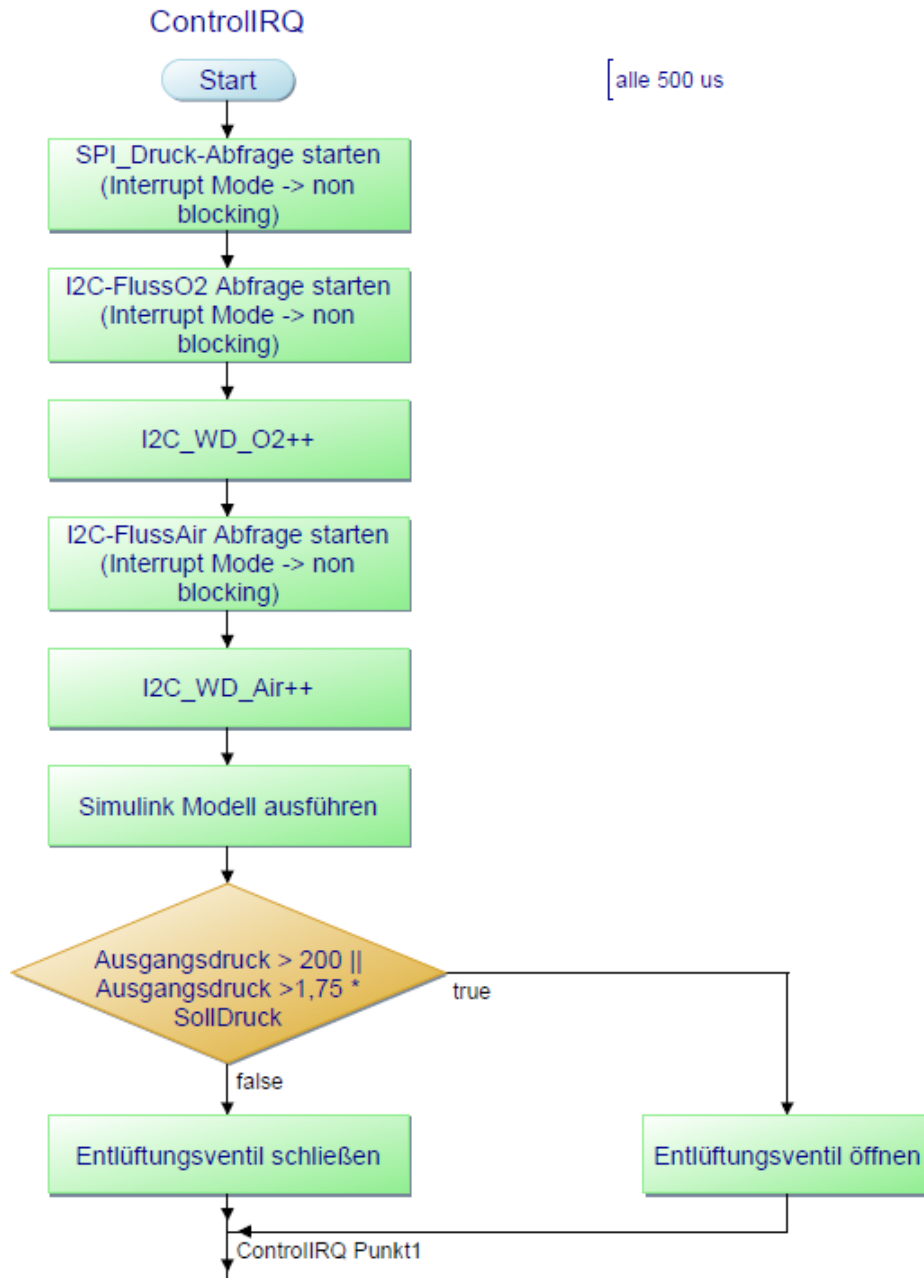
### Hauptprogramm

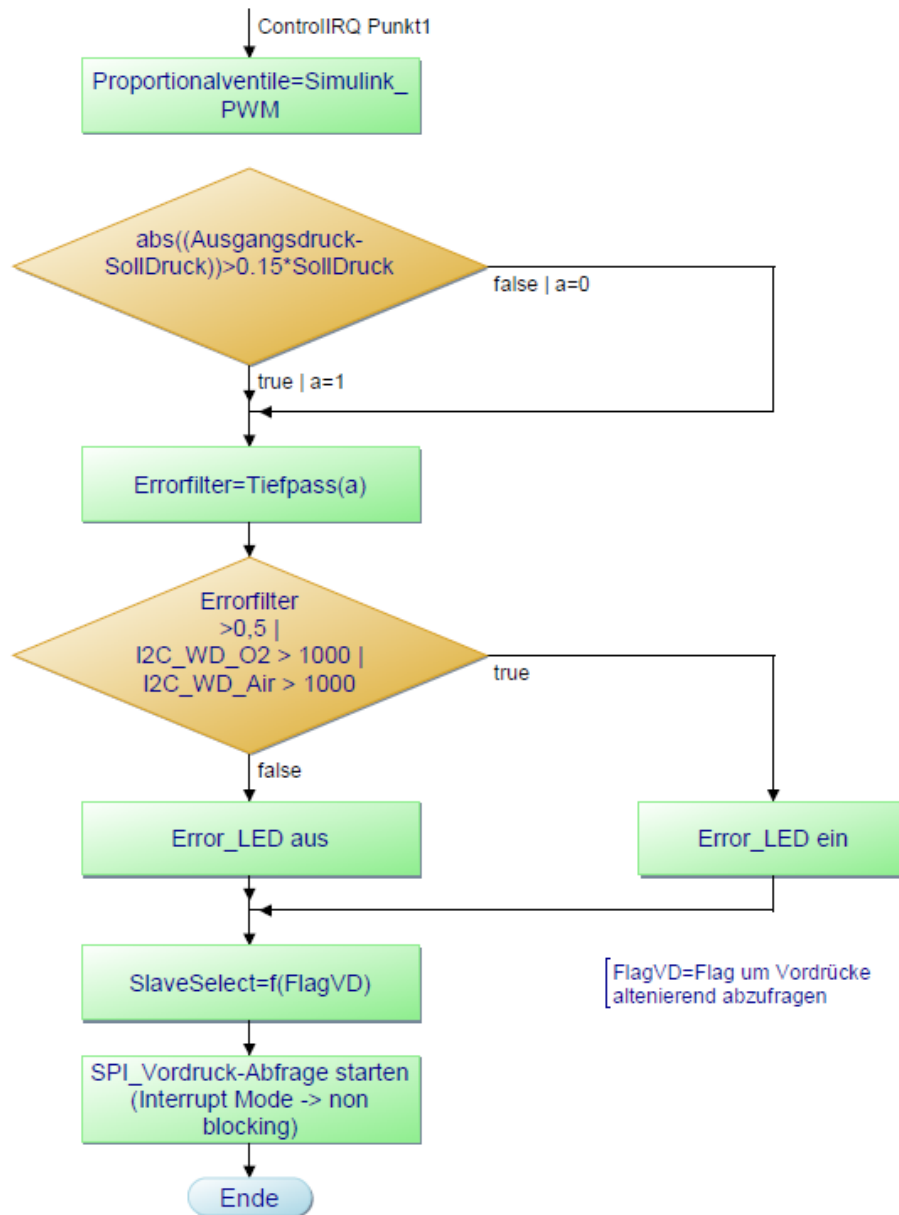






## ControllIRQ





## A.6. C-Quellcode

### Mischer

Das Programm beinhaltet den Softwarestand vom 10.09.2018 für den Mischer.

## Testprogramm

Das Programm dient der Erzeugung der Daten für die Identifizierung der Flussregelung.

## A.7. Matlab Quellcode

## A.8. Datenblätter

## A.9. Kostrunktion Flussmessung

## A.10. Messdaten

### Identifizierung der Flussmesser

Datum:	Temperatur = 22.3 °C	Umgebungsdruck = 1008 hPa
Flowmessgerät:	TSI 4043 H S/N: 4043 1824 011	Span: 200l/min

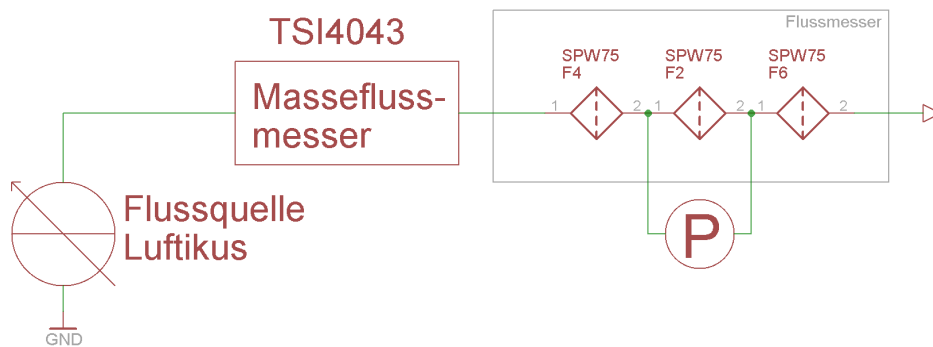


Abbildung A.1.: Messaufbau Identifizierung des Flussmessers

## Identifizierung der Flussregelstrecke

Datum:	Temperatur = 22 °C	Umgebungsdruck = 1017 hPa
Sensor:	HCLA0075 H	Span: 75 mbar

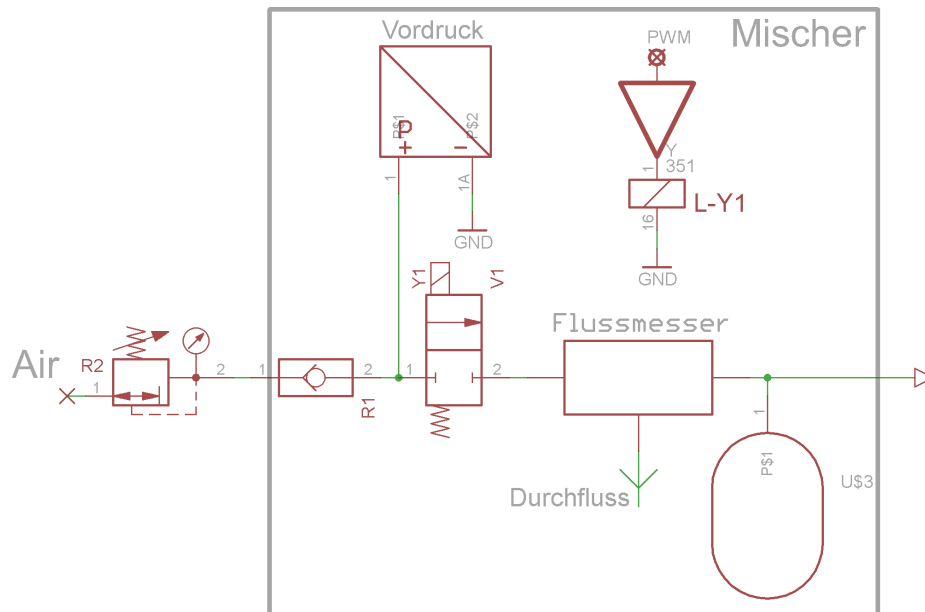


Abbildung A.2.: Messaufbau Identifizierung Regelstrecke Flussregelung

## Statischer Test

Datum:	Temperatur = 24.1 °C	Umgebungsdruck = 1004 hPa
Vordruck O2 = 4,9 bar	Vordruck Air = 6,4 bar / 2,8 bar	
Flowmessgerät:	TSI 4043 H S/N: 4043 1824 011	Span: 200l/min → 10V
Sauerstoffanalysator:	OXIGRAF O2 S/N: O2-02016	100 Vol.-% O2 → 1000 mV 250 ml/min Probegasentnahme

Die Messung aller Werte erfolgt in 2 Messreihen. Dabei wird der Vordruck variiert, um die Lieferfähigkeit des Mischers zu testen.

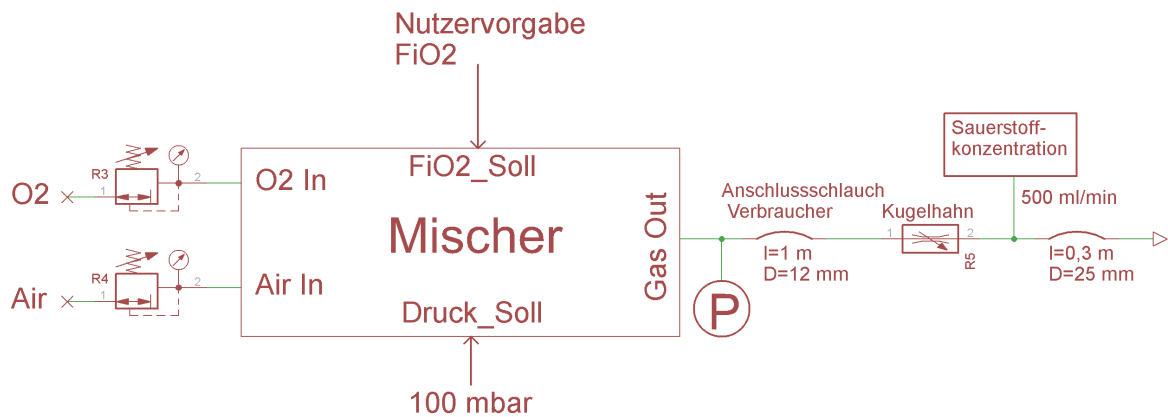


Abbildung A.3.: Messaufbau statischer Test

Vordruck O2: 4,9 bar  
 Vordruck Air: 6,3 bar

FiO2/Vol.-%:	21	40	60	80	100
Flow/l/min:	Druck/mb; Konz.	Druck/mb; Konz.	Druck/mb; Konz.	Druck/mb; Konz.	Druck/mb; Konz.
0	102 -	101 -	102 -	103 -	103 -
15	103 21	102 41	103 66	102 90	103 100
30	103 21	103 40	103 63	103 87	103 100
45	103 21	103 39	103 62	103 85	103 100
60	103 21	103 39	103 62	103 84	103 100
75	103 21	103 39	103 61	103 83	104 100
90	103 21	103 39	103 61	103 83	104 100
105	103 21	103 39	103 61	103 82	104 100
120	104 21	104 39	103 60	103 82	104 100
135	104 21	103 39	103 60	103 82	104 100
150	104 21	103 40	104 60	103 81	104 100
165	104 21	104 40	104 60	103 81	104 100
180	104 21	104 40	104 60	103 81	104 100
195	104 21	104 40	104 60	103 81	104 100
210	104 21	104 40	104 60	103 81	97 100



Flow nicht erreicht

Vordruck O2: 4,9 bar  
 Vordruck Air: 2,8 bar

FiO2/Vol.-%:	21	40	60	80	100	
Flow/l/min:	Druck/mb: Konz.		Druck/mb: Konz.		Druck/mb: Konz.	
0	103 -	103 -	101 -	103 -	102 -	
15	103 21	103 41	103 66	103 90	103 100	
30	103 21	103 40	103 63	103 87	103 100	
45	103 21	103 40	103 62	103 85	104 100	
60	103 21	103 40	103 62	103 84	104 100	
75	103 21	103 39	103 61	103 83	104 100	
90	103 21	103 40	103 61	104 83	104 100	
105	96 21	103 40	103 61	103 82	104 100	
120	nicht erreichbar	104 40	104 61	104 82	104 100	
135	Versorgung am	103 40	103 61	103 82	104 100	
150	Druckminderer auf	92 44	104 61	103 81	104 100	
165	2,4 bar, im Mischer	nicht erreichbar	104 60	103 81	104 100	
180	auf 1.8 bar gesunken		104 60	103 81	104 100	
195			104 60	103 81	104 100	
210			104 60	103 81	nicht erreichbar	

Flow nicht erreicht

### Dynamischer Test - Druck

Datum:	Temperatur = 24.5 °C	Umgebungsdruck = 1004 hPa
Flowmessgerät:	TSI 4043 H S/N: 4043 1824 011	Span: 200l/min → 10V
Druckmessgerät:	interner Sensor des Mischers	100 mbar → 500 mV 2,15 mV/mbar

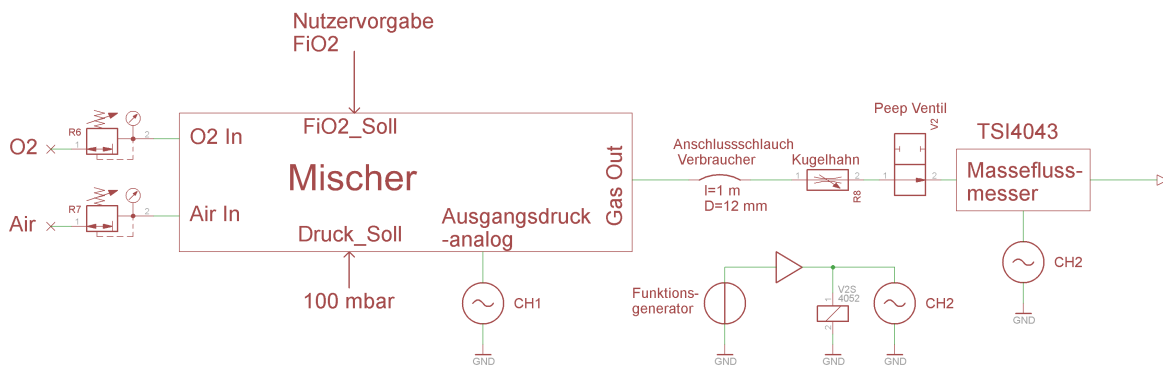


Abbildung A.4.: Messaufbau dynamischer Test - Druck

Bei allen Messungen werden die in der folgenden Tabelle dargestellten Parameter zur Ansteuerung des Peep-Ventils genutzt. Das Ansteuersignal ist ein Rechtecksignal mit definierten Anstiegs und Abfallzeiten. Das Peep-Ventil schließt mit steigender Spannung.

Periode	1 s
Tastgrad	50 %
High-Level	7,22V
Low-Level	0,72V

Die Messungen sind den Dateien und Parametern in der folgenden Tabelle zugeordnet:

Messung	Datei	FiO2	Max. Fluss	Flanke	Vordruck O2	Vordruck Air
1	500M0000	21	135	84,375	4,9	6,4
2	500M0001	40	135	84,375	4,9	6,4
3	500M0002	60	135	84,375	4,9	6,4
4	500M0003	80	135	84,375	4,9	6,4
5	500M0004	100	135	84,375	4,9	6,4
6	500M0005	21	135	40	4,9	6,4
7	500M0006	40	135	40	4,9	6,4
8	500M0007	60	135	40	4,9	6,4
9	500M0008	80	135	40	4,9	6,4
10	500M0009	100	135	40	4,9	6,4
11	500M0010	21	180	84,375	4,9	6,4
12	500M0011	40	180	84,375	4,9	6,4
13	500M0012	60	180	84,375	4,9	6,4
14	500M0013	80	180	84,375	4,9	6,4
15	500M0014	100	180	84,375	4,9	6,4
16	500M0015	21	135	84,375	4,9	4 - Druckminderer
17	500M0016	40	135	84,375	4,9	4 - Druckminderer
18	500M0017	60	135	84,375	4,9	4 - Druckminderer
19	500M0018	80	135	84,375	4,9	4 - Druckminderer
20	500M0019	100	135	84,375	4,9	4 - Druckminderer
21	500M0020	21	135	84,375	4,9	2,8 - Druckmind.
22	500M0021	40	135	84,375	4,9	2,8 - Druckmind.
23	500M0022	60	135	84,375	4,9	2,8 - Druckmind.
24	500M0023	80	135	84,375	4,9	2,8 - Druckmind.
25	500M0024	100	135	84,375	4,9	2,8 - Druckmind.

Bei dem verwendeten Druckminderer handelt es sich um einen Labordruckminderer. Dieser ist stark lastabhängig. Er sinkt bei einem Ausgangsflow von 110 l/min von 2,8 bar auf 2,2 bar ab.

Die Messungen in der nachfolgenden Tabelle werden mit einer abfallenden Exponentialfunktion mit denselben Anfangs- und Endwerten wie die vorherigen Messung durchgeführt. Die Periodendauer ist auf 1,5 Sekunden festgelegt.

Messung	Datei	FiO2	Max. Fluss	Periodendauer	Vordruck O2	Vordruck Air
26	500M0025	21	135	1,5	4,9	6,4
27	500M0026	40	135	1,5	4,9	6,4
28	500M0027	60	135	1,5	4,9	6,4
29	500M0028	80	135	1,5	4,9	6,4
30	500M0029	100	135	1,5	4,9	6,4

### Dynamischer Test - Gaswechsel

Datum:	Temperatur = 24.5 °C	Umgebungsdruck = 1013 hPa
Vordruck O2 = 4,9 bar	Vordruck Air = 6,4 bar	
Flowmessgerät:	TSI 4043 H S/N: 4043 1824 011	Span: 200l/min → 10V
Sauerstoffanalysator:	OXIGRAF O2 S/N: O2-02016	100 Vol.-% O2 → 1000 mV 250 ml/min Probegasentnahme

Die folgende Tabelle ordnet die Messungen zu den entnommenen Flüssen und den Anfangs- und Endwert der Konzentration zu.

Messung	Datei	Fluss	Anfangswert FiO2	Endwert FiO2
1	500M0000	15	30	90
2	500M0001	15	50	70
3	500M0002	60	30	90
4	500M0003	60	50	70
5	500M0004	100	30	90
6	500M0005	100	50	70
7	500M0006	160	30	90
8	500M0007	160	50	70



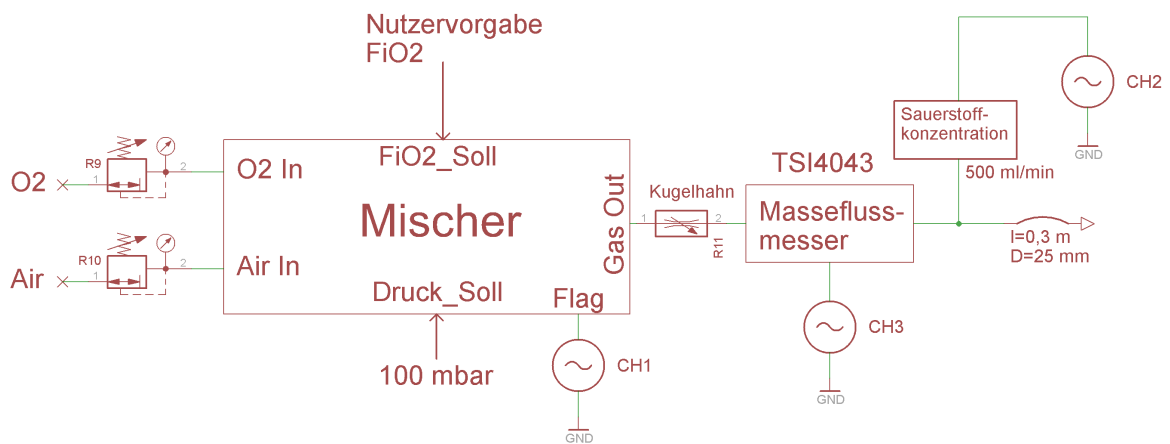


Abbildung A.5.: Messaufbau dynamischer Test - Gaswechsel

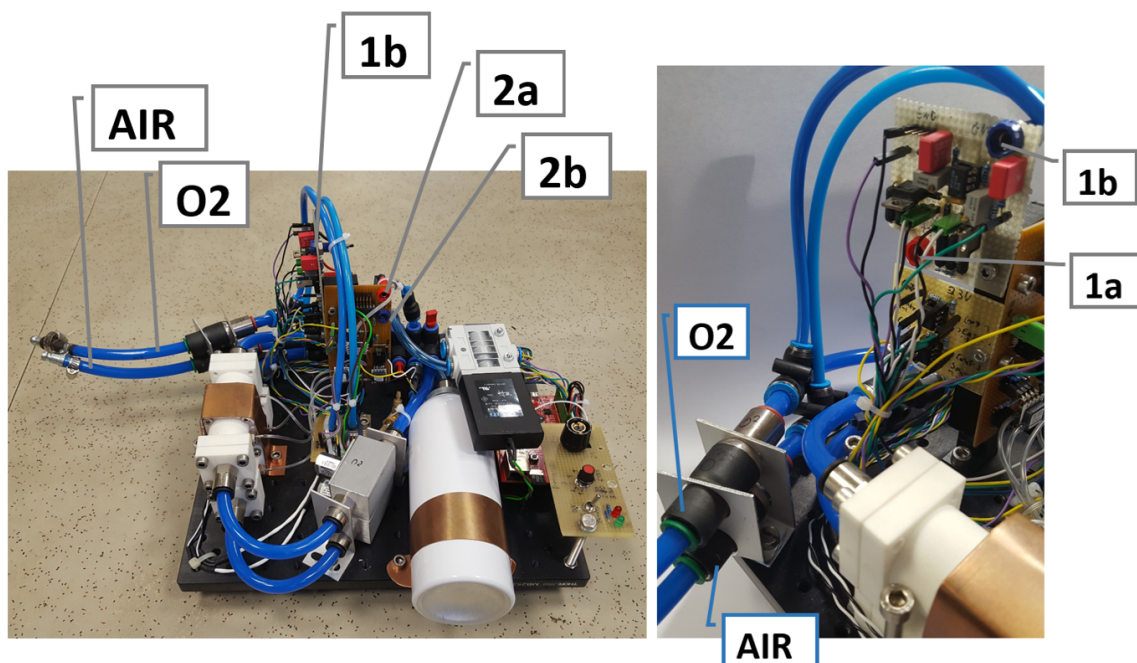
## Anhang A11: Kurzanleitung

### Inbetriebnahme

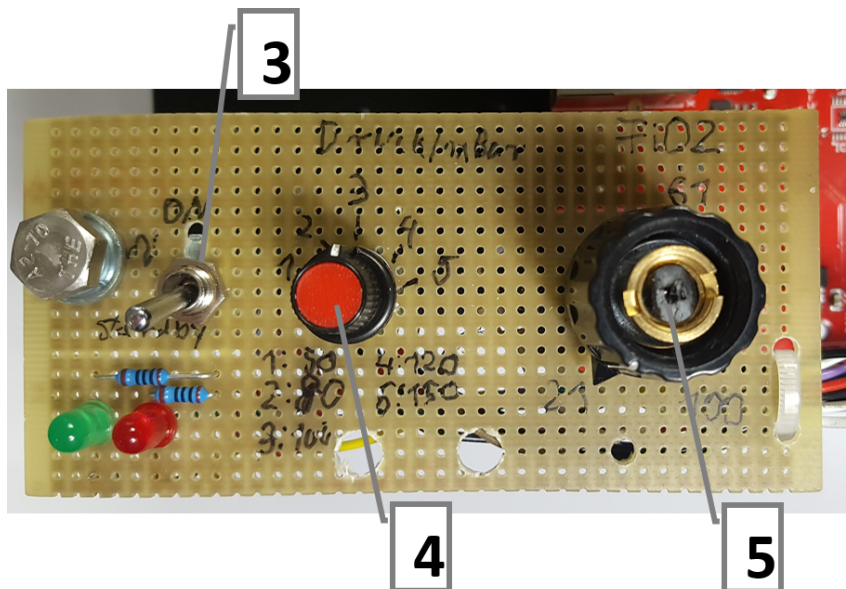
Der Atemgasmischer ist ein Laboraufbau und benötigt verschiedene Anschlüsse für den Betrieb.

Die folgenden Schritte sind für die Inbetriebnahme auszuführen:

1. Schließen Sie die Sauerstoffquelle und die medizinische Druckluft an den Mischer an. Der Mischer muss mit einem Druck zwischen 2,7 bar und 6 bar versorgt werden.
2. Schließen Sie die Spannungsversorgung für die Proportionalventile an. Die Spannung muss 15 V betragen und einen Strom von 0,5 A bereitstellen können. Die rote mit 1a gekennzeichnete Laborbuchse ist mit +15 V zu verbinden und die blaue mit 1b gekennzeichnete Laborbuchse ist mit der Masse zu verbinden. Eine Verpolung führt zur Zerstörung der Treiber.
3. Schließen Sie die Spannungsversorgung für das Entlüftungsventil an. Die Spannung muss 24 V betragen und einen Strom von 0,4 A bereitstellen können. Die rote mit 2a gekennzeichnete Laborbuchse ist mit +24 V zu verbinden und die blaue mit 2b gekennzeichnete Laborbuchse ist mit der Masse zu verbinden. Eine Verpolung führt zur Zerstörung des Treibers.



4. Schließen Sie die Spannungsversorgung für den Mikrocontroller an. Die Spannung muss 5 V betragen und mit einem Micro-USB Kabel zugeführt werden. Die Quelle muss 0,5 A bereitstellen können. Wenn die grafische Anzeige am Computer genutzt werden soll, muss der USB-Anschluss eines Computers mit Micrium als Spannungsquelle genutzt werden.
5. Wählen Sie den Betriebszustand mit dem Schalter 3. Im Standbymodus wird der Mischer entlüftet und kein Gas nachdosiert. Im eingeschalteten Zustand wird Gas dosiert und der Soll-Druck am Ausgang geregelt.
6. Wählen Sie mit dem Druckwahlschalter 4 den Soll-Druck. Dieser kann auf 50, 80, 100, 120, 150 mbar eingestellt werden.
7. Wählen Sie mit dem Potentiometer 5 die Sauerstoffkonzentration am Ausgang des Mischers. Diese kann zwischen 21 und 100 Vol.-% verstellt werden.



Die LEDs auf dem Bedientableau zeigen den Betriebszustand des Mischers an.

**Grüne LED** Der Mischer ist eingeschaltet. Die LED erlischt, wenn der Betriebswahlschalter auf Standby gestellt wird.

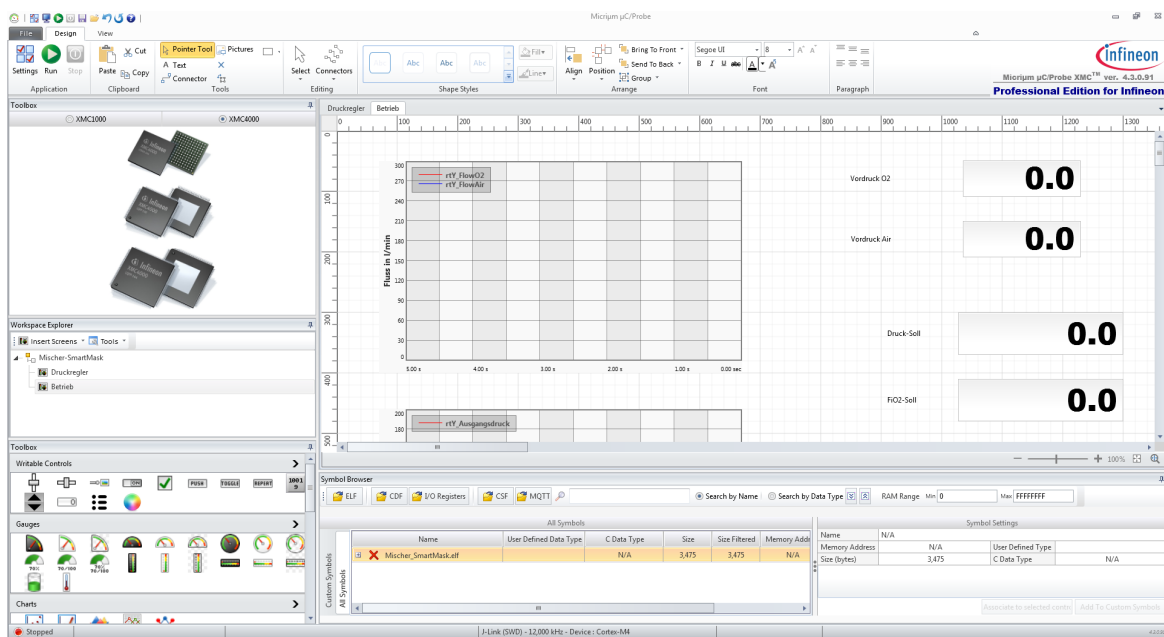
**Rote LED** Es ist ein Fehler aufgetreten. Die rote LED signalisiert verschiedene Fehler:

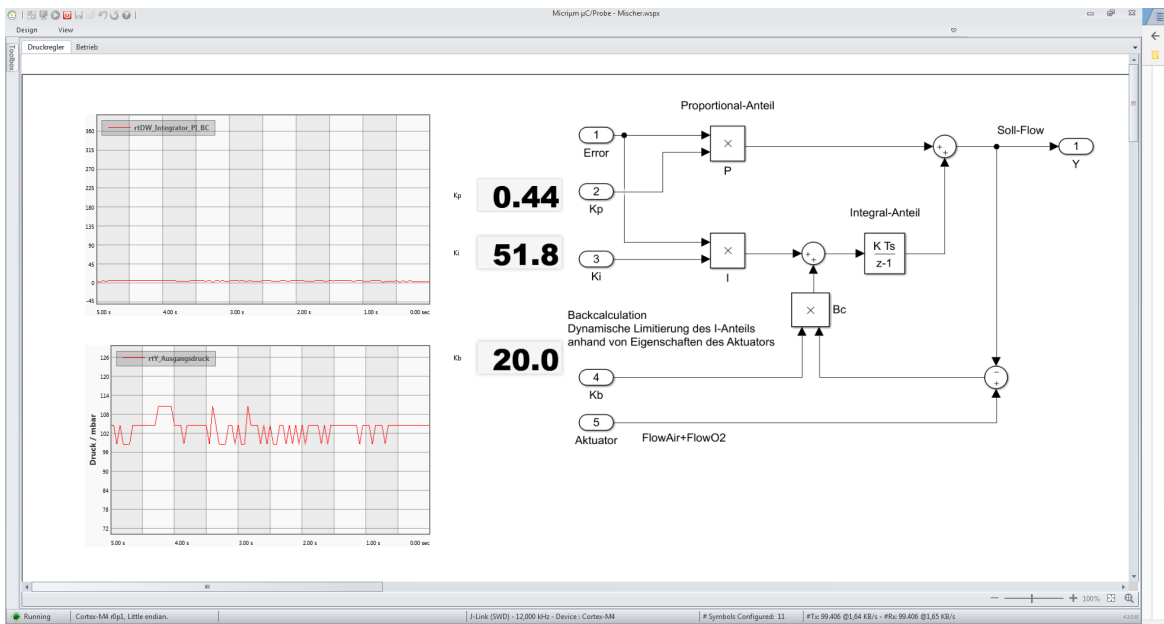
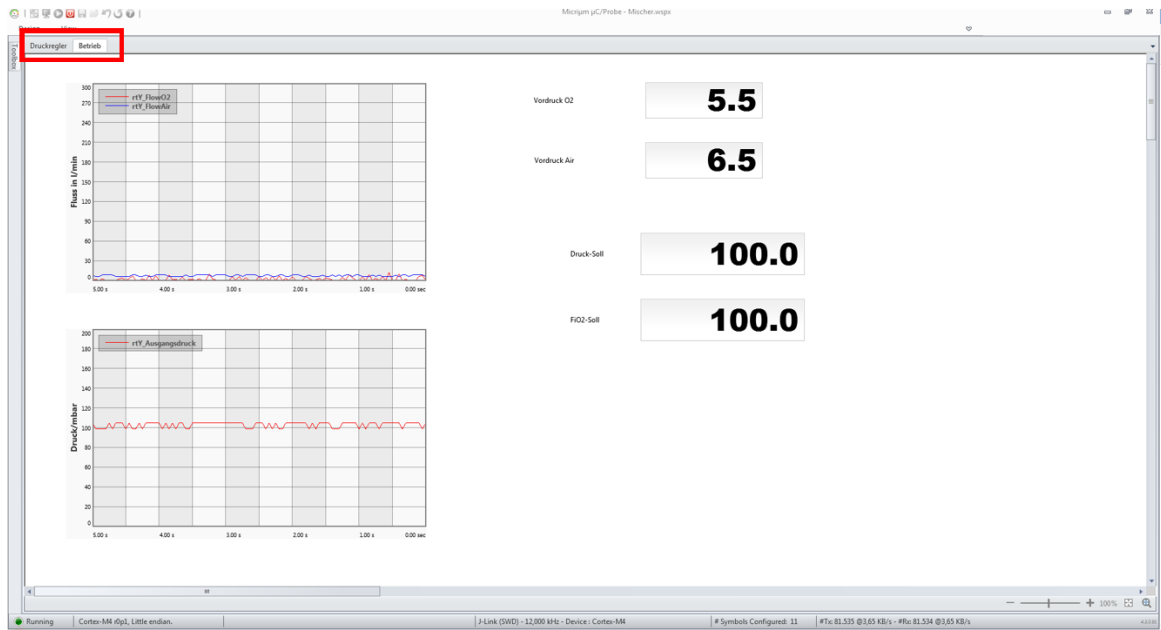
- Der Ausgangsdruck liegt außerhalb des Toleranzbereich von +/-15 %.
- Die Kommunikation mit den Flusssensoren ist unterbrochen.
- Die Initialisierung des Programms ist fehlgeschlagen.

## Grafische Benutzerschnittstelle

Zur Nutzung der grafischen Nutzerschnittstelle mit Micrium müssen die folgenden Schritte durchgeführt werden.

1. Führen Sie die Inbetriebnahme des Mischers durch. Verwenden Sie dabei für die Spannungsversorgung des Mikrocontrollers den zu nutzenden Computer. Stellen Sie sicher, dass der Micro-USB Anschluss „DEBUG“ an dem Entwicklungsboard genutzt wird.
2. Starten Sie die Datei „Mischer.wspcx“. Die Datei wird von Micrium for Infeion geöffnet. Falls dies nicht der Fall ist, prüfen Sie die Installaton und öffnen Sie das Programm und anschließend die Datei aus dem Programm heraus.
3. Starten Sie die Datenverbindung mit der grünen Schaltfläche „Run“ in der linken Ecke.
4. Mit der makierten Schaltfläche können Sie zwischen der Anzeige des Zustandes des Mischers und der Konfiguration des Druckreglers wechseln.
5. Die Konfiguration des Mischers wird sofort übernommen. Bei einem RESET des Mikrocontrollers wird die ursprüngliche Konfiguration wieder geladen.





## Fehlerbehandlung

Wenn der Mischer nicht funktioniert, sollten folgende Fehlerquellen überprüft werden:

### **Der Mischer erzeugt keinen Ausgangsdruck.**

- Stellen Sie sicher, dass alle drei Spannungsversorgungen an den Mischer angeschlossen sind und eingeschaltet sind. Am Mikrocontroller muss die Power LED leuchten. Wenn die grüne LED am Bedientableau leuchtet, muss das Entlüftungsventil eingeschaltet sein und die Proportionalventile einen Fluss dosieren. Dies kann überprüft werden, indem der von den Spannungsquellen getriebene Strom gemessen wird. Dieser muss bei beiden Quellen zwischen 100 mA und 400 mA liegen.
- Stellen Sie sicher, dass die Druckversorgung angeschlossen ist. Wenn von der 15 V Spannungsversorgung ein Strom getrieben wird, muss ein Gasfluss hörbar sein.

**Der Mischer schwingt bei geringen Flüssen und die rote LED leuchtet.** Trennen Sie den Mikrocontroller von der Spannungsversorgung und schließen Sie diese nach einigen Sekunden wieder an.

**Micrium kann den Debugger nicht finden.** Prüfen Sie den verwendeten Micro-USB Anschluss am Mikrocontroller. Es muss der Anschluss „DEBUG“ genutzt werden. Wechseln Sie den verwendeten USB-Port am Computer, falls der Fehler fortbesteht.

# Versicherung über die Selbstständigkeit

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit im Sinne der Prüfungsordnung nach §15(6) APSO-INGI ohne fremde Hilfe selbstständig verfasst und nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen habe ich unter Angabe der Quellen kenntlich gemacht.

Hamburg, 20. September 2018

\_\_\_\_\_  
Ort, Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift