

Konzept und Aufbau eines aktiven Atemgassimulators für die Sensorentwicklung

Henning Jürß, Institut für Allg. Elektrotechnik, Universität Rostock
henning.juerss@uni-rostock.de

Martin Degner, Institut für Allg. Elektrotechnik, Universität Rostock
martin.degner@uni-rostock.de

Hartmut Ewald, Institut für Allg. Elektrotechnik, Universität Rostock
hartmut.ewald@uni-rostock.de

Zusammenfassung

Es werden Konzept und Aufbau eines Atemgassimulators beschrieben, mit dem es möglich ist, Sensorik für die Hauptstrom-Atemgasanalyse zu untersuchen. Mit dem Gerät können typische Atemmanöver simuliert und die zu untersuchende Sensorik unter realistischen und reproduzierbaren Bedingungen getestet werden. Im aktuellen Aufbaustadium können Parameter wie z.B. das Verhältnis von Inspirations- und Expirationszeit (I:E), das Tidalvolumen V_{Tidal} , der Volumenstromverlauf $Flow_{(t)}$ und die Gaszusammensetzung (z.B. O_2 , CO_2 , N_2) variiert werden. Weitere Parameteränderungen, u.a. Gastemperatur und Luftfeuchte sind implementierbar. Anhand einer Untersuchung von zwei kommerziellen Flowsensoren wurde die Funktionsfähigkeit des Aufbaus nachgewiesen.

1 Einleitung

In der modernen Medizintechnik nehmen Bedarf und Anforderungen an nichtinvasiver Sensorik stetig zu. Ein Beispiel dafür ist die Atemgasuntersuchung, die in verschiedenen medizinischen Bereichen, wie Sportmedizin, Diagnostik und der Patientenüberwachung eingesetzt wird. Als Messgrößen sind zum Beispiel die Gaszusammensetzung (Konzentrationen von CO_2 , O_2 , Anästhesiegasen) und der Volumenstrom ($Flow_{(t)}$) von Bedeutung und stellen eine wichtige Unterstützung zur Beurteilung des Patientenzustands dar. Allein aus den verschiedenen Anwendungsfällen resultieren unterschiedliche Anforderungen an die Sensorik, unter anderem hinsichtlich Messbereich, Genauigkeit und zeitlicher Auflösung. Mechanische Eigenschaften und Einsatzbedingungen wie beispielsweise die zulässige Betriebstemperatur ergänzen das sensorische Anforderungsprofil.

Ein Problem bei der Messung von Atemgasen sind die unterschiedlichen Gaseigenschaften während Inspiration und Expiration: Die Expirationsluft weist in der Regel relativ konstante Eigenschaften auf, eine Gastemperatur von ca. 30-32°C, eine

vollständige Wasserdampfsättigung [1] und eine CO₂-Konzentration von circa 5%. In Abhängigkeit vom Zustand des Patienten, z.B. Unterkühlung, kann es jedoch auch zu Abweichungen kommen, weshalb eine Kalibrierung auf diese Umgebungsparameter nicht sinnvoll ist. Die Inspirationsluft kann eine relative Feuchtigkeit von 0-100% und Temperaturen von unter -10°C bis über 40°C betragen. Auch die Gaszusammensetzung kann, z.B. durch Zumischung von O₂ oder Anästhesiegasen, variieren. Aus diesem Grund können die spezifischen Gaseigenschaften, wie beispielsweise Wärmeleitfähigkeit und Viskosität, auch nicht als konstant vorausgesetzt werden.

Änderungen der Gaseigenschaften haben, je nach verwendetem Sensorprinzip, unterschiedliche Auswirkungen auf das Messergebnis. Beispielsweise basieren anemometrische Hitzdrahtsensoren auf dem Prinzip der Wärmeabgabe eines beheizten Elements an ein strömendes Fluid, wobei die Höhe der Wärmeabgabe ein Maß für die Strömungsgeschwindigkeit des Fluids ist. Die Wärmeabgabe wiederum ist u.a. auch abhängig von der Wärmeleitfähigkeit des strömenden Mediums. Die Entwicklung geeigneter Sensoren zur Atemgasanalyse erfordert daher eine Testumgebung, mit der es möglich ist, die Gaszusammensetzung, die Temperatur und die Feuchtigkeit von Gasen zu variieren sowie die Atmung mit realen Volumina und Volumenströmen möglichst realitätsnah nachzubilden.

Im Folgenden wird das Konzept und der Aufbau einer derartigen Testumgebung beschrieben, mit der das Inspiratorische und Expiratorische Volumen, die Volumenänderung, die Atemfrequenz, die Gaszusammensetzung, die relative Feuchte und die Gastemperatur variiert werden kann. Damit ist es möglich, verschiedene Sensordesigns und Messprinzipien unter reproduzierbaren Bedingungen zu testen und zu vergleichen.

2 Konzeption und Aufbau

2.1 Konzept

Das Funktionsprinzip des Atemgassimulators ist in Abb. 1 dargestellt. Der Aufbau besteht im Wesentlichen aus zwei einfachwirkenden Zylindern, mit denen die Atemarbeit simuliert wird. Die Zylinderkolben werden über Umlaufspindeln und Getriebe durch je einen Schrittmotor angetrieben. Die Zylinderbewegungen erzeugen durch Volumenverdrängung die Gasströmungen, während die Strömungswege über zwei 3/2-Wege-Magnetventile aktiv gesteuert werden.

Der Ablauf der Atmung wird in zwei Phasen unterteilt: Inspirationsphase (Abb. 1: blau) und Expirationsphase (Abb. 1: rot). Während der Inspirationsphase bewegen sich beide Zylinderkolben in Richtung A und vergrößern damit das Zylindervolumen. Dies hat einen Unterdruck in den Zylindern zur Folge, der durch einen Volumenstrom in die Zylinder hinein ausgeglichen wird. Das Inspirationsventil wird so angesteuert, dass Umgebungsluft durch den zu testenden Hauptstromsensor in den Inspirationszylinder strömt. Gleichzeitig strömt Gas aus dem Gasreservoir durch das Expirationsventil in den Expirationszylinder. Das Gasreservoir enthält das Expirationsgasgemisch, das in der Regel mit CO₂ angereichert ist und durch eine Gasmischanlage mit einem konstanten Volumenstrom bereitgestellt wird.

In der Expirationsphase bewegen sich die Zylinderkolben in Richtung B, womit das Gas aus den Zylindern hinausgedrückt wird. Entsprechend der Ventilstellungen wird das Gasgemisch des Inspirationszylinders (Umgebungsluft) wieder an die Umgebung abgegeben, während das Gasgemisch des Expirationszylinders durch ein Temperatur- und Befeuchtermodul geführt wird, bevor es durch den Sensor geleitet und an die Umgebungsluft abgegeben wird.

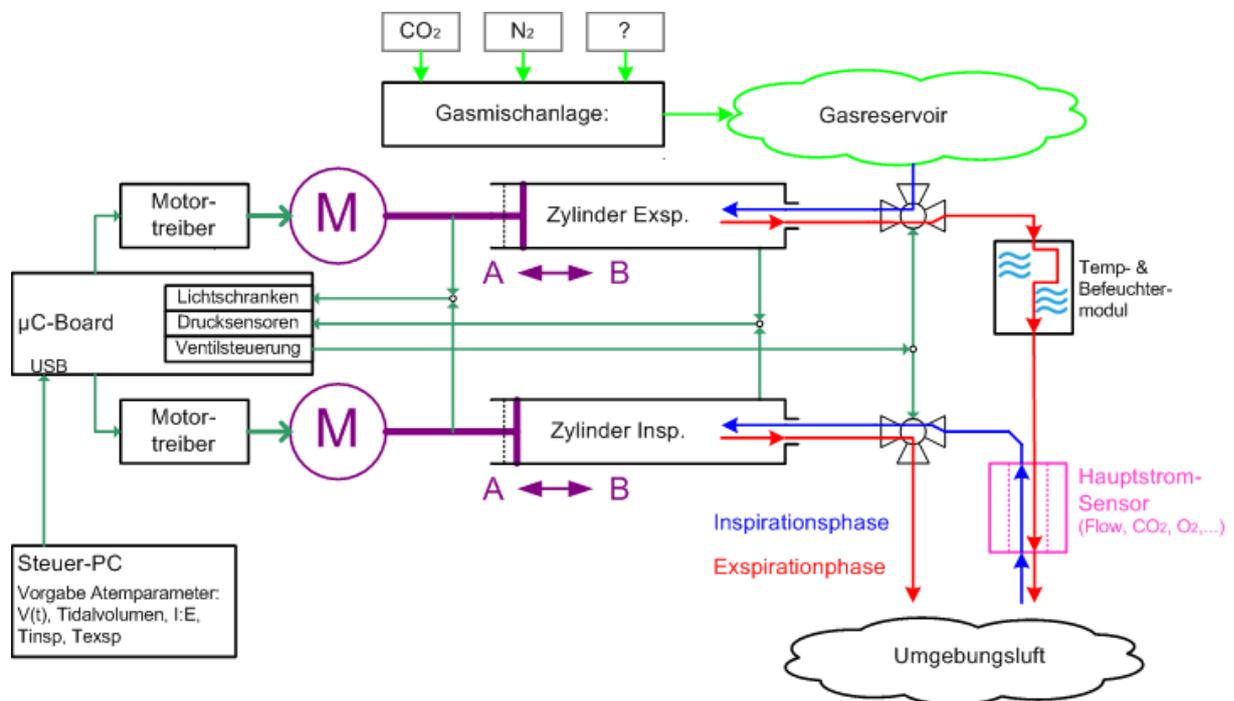


Abbildung 1: schematischer Aufbau des Atemgassimulators

Das kombinierte Temperatur- und Befeuchtermodul besteht aus einem temperaturgeregeltem Wasserbad, das durch Heizdrähte erwärmt wird. Das Expirationsgas wird mäanderförmig über das Wasser geführt. Die Wände der Gasführung bestehen aus Messing und tauchen teilweise in das Wasserbad ein, so dass sie sich ebenfalls erwärmen und Wärme an das Expirationsgas abgeben. Die Wände sind derart angeordnet, dass sie einerseits einen geringen Strömungswiderstand darstellen und andererseits eine möglichst große Oberfläche bilden, um einen effizienten Wärmeübergang auf das Gas zu gewährleisten. In dem Wasserbad befindet sich ein Ultraschallvernebler zur Befeuchtung des Gasgemisches.

Während der Inspirationsphase wird das Expirationsgas in der Temperaturkammer nicht bewegt. In dieser Phase findet der wesentliche Teil der Erwärmung und der Befeuchtung des Gases statt. Das dafür wirksame Gasvolumen entspricht dem maximalen Tidalvolumen. Das Expirationsgasgemisch verweilt demnach für mindestens eine Inspirationsphase in der Temperaturkammer. Bei geringeren Tidalvolumina ist die Verweildauer in der Temperaturkammer entsprechend länger, so dass die Temperatur des Wasserbads an das aktuelle Tidalvolumen angepasst werden muss, um die Expirationsluft auf die Zieltemperatur zu erwärmen.

2.2 Aufbau

Die Verwendung von Schrittmotoren ermöglicht es, das Atemzugvolumen im μL -Bereich zu dosieren. Die Motoransteuerung erfolgt im Mikroschrittbetrieb. Aus der Spindelsteigung S , der Motorkonstante M , der Getriebeübersetzung G , dem Zylinderquerschnitt A und dem Mikroschritt-Teiler μStep ergibt sich nach (1) eine Volumenauflösung von $124 \mu\text{L}/\text{Schritt}$.

Die verwendeten Motoren können das erforderliche Drehmoment bis zu einer Drehzahl von $n = 120 \text{ U}/\text{min}$ aufbringen und einen sicheren Betrieb gewährleisten. Damit ergibt sich nach (2) ein maximaler Flow von $47,6 \text{ L}/\text{min}$. Berücksichtigt man die Ventilumschaltzeiten von 40 ms , so sind, bei einem Tidalvolumen von 500 mL , Atemfrequenzen bis zu $40 \text{ Atemzügen}/\text{min}$ möglich.

$$\frac{S \cdot G \cdot A}{M \cdot \mu\text{Step}} = \frac{4 \cdot [\text{mm}/\text{U}] \cdot 14 \cdot 7088 \cdot [\text{mm}^2]}{200 \cdot [\text{Schritt}/\text{U}] \cdot 16} = 124 \cdot [\mu\text{L}] \quad (1)$$

$$n \cdot G \cdot S \cdot A = 120 \cdot [\text{U}/\text{min}] \cdot 4 \cdot [\text{mm}/\text{U}] \cdot 14 \cdot 7088 \cdot [\text{mm}^2] = 47,6 \cdot [\text{L}/\text{min}] \quad (2)$$

Unter diesen Voraussetzungen kann eine Vielzahl von Atemmanövern, wie sie unter normalen Atembedingungen und bei maschineller Beatmung vorkommen, simuliert werden. Spitzen-Volumenströme von mehr als $50 \text{ L}/\text{min}$, wie sie beispielsweise im Sportbereich durchaus üblich sind, können mit dem vorliegenden Aufbau nicht realisiert werden. Der Aufbau ermöglicht Tidalvolumina von maximal $1,6 \text{ L}$. Beide Schrittmotoren werden unabhängig voneinander angesteuert, so dass unterschiedliche inspiratorische und expiratorische Volumina verwendet werden können und damit eine Leckage während einer maschinellen Beatmung simuliert werden kann.

Sämtliche für die Gasströmung relevanten Komponenten, wie zum Beispiel Ventile und Gasleitungen, wurden so ausgelegt, dass sie einen großen Querschnitt in Strömungsrichtung aufweisen und damit nur einen geringen Druckabfall verursachen. Der zu testende Sensor wird drucklos, direkt an der Umgebungsluft, betrieben. Es treten somit keine signifikanten Druckdifferenzen im System auf.

In Abb. 2 ist der aktuelle Aufbau dargestellt. Er beinhaltet den Inspirations- und Expirationszylinder, die Ventile sowie die Ansteuerungs- und Überwachungselektronik. Noch nicht implementiert ist hingegen die Temperatur- und Befeuchtungskammer.

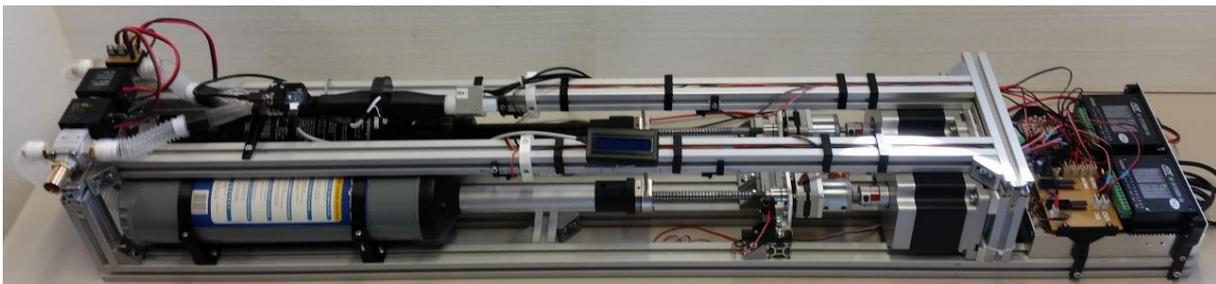


Abbildung 2: Aufbau des Atemgassimulators

Die Steuerung des Atemgassimulators erfolgt über einen PC und einem LabVIEW-basierten GUI, mit dem u.a. auch die verschiedenen Atemprofile (Vorgabe des zeitlichen Volumenstromverlaufs $Flow_{(t)}$) erstellt werden. Die Steuerdaten werden über ein serielles Protokoll an ein μ C-Board übertragen, mit dem die Ansteuerung der Motoren sowie die Überwachung der Statussignale realisiert sind. Die Statussignale umfassen Lichtschranken zur Positionsbestimmung und Drucksensoren zur Überwachung des Zylinderdrucks. Eine Logikschaltung schützt den mechanischen Aufbau vor einer Fehlbedienung und ermöglicht das Anfahren definierter Positionen.

3 Messergebnisse und Ausblick:

3.1 Ergebnisse

Die Funktionsfähigkeit des Aufbaus wurde mit einem Test von zwei unterschiedlichen kommerziellen Massenflusssensoren (Tabelle 1) nachgewiesen.

	Funktionsprinzip	Messbereich	rel. Genauigkeit	Abtastrate
Sensor 1	Anemometrisch	-200...200 L/min	1,5 %	1000 Hz
Sensor 2	Ultraschall	-300...300 L/min	1,75 %	100 Hz

Tabelle 1: für den Funktionsnachweis getestete Sensoren

Mit dem Atemgassimulator wurden zwei Flowprofile (Abb. 3, oben) vorgegeben und der gemessenen Flow ausgewertet (Abb. 3, mitte u. unten). Profil A entspricht einer üblichen maschinellen Beatmung mit einem I:E = 1:2, ca. 470 ml Tidalvolumen und einer Atemfrequenz von ca. 10 Atemzüge/min. Profil B besitzt kurze Beschleunigungs- und Abbremsphasen und längere Phasen mit konstantem Flow. Das Tidalvolumen dieses Profils beträgt ca. 940 ml bei einem I:E = 1:1 und Atemfrequenz von ca. 10 Atemzügen/min. Beide Profile besitzen eine 300 ms lange Pause zwischen den Inspirations- und Expirationszyklen. Der gemessene zeitliche Verlauf der Volumenströme ist in Abb. 3 (mitte) dargestellt, die daraus nach Gleichung (3) abgeleiteten Volumenverläufe und deren linearer Trend in den unteren Darstellungen von Abb. 3.

$$\int Flow_{(t)} \cdot dt = V_{(t)} \quad (3)$$

$$\int_{Insp} Flow_{(t)} \cdot dt = V_{Insp} \quad ; \quad \int_{Exsp} Flow_{(t)} \cdot dt = V_{Exsp} \quad (4)$$

$$\overline{V_{Insp}} \quad \overline{V_{Exsp}} = V_{Tidal} \quad (5)$$

Der Vergleich der Volumenströme zeigt, dass beide Sensoren unterschiedliche Spitzen-Volumenströme messen (Profil A), wobei die Messergebnisse von Sensor 1 eine geringere Abweichung vom Sollwert aufweisen. Nach Gleichung (4) wird aus dem Volumenstrom das mittlere inspiratorische bzw. expiratorische Volumen (V_{Insp} und V_{Exp}) bestimmt. Beide Sensoren weisen eine Differenz zwischen inspiratorischen- und expiratorischen Volumen auf, wobei jeweils gilt: $|V_{Insp}| < |V_{Exp}|$. Diese Abweichung zeigt sich in der Drift (Trend, Abb. 3 unten) des zeitlichen Volumenverlaufs und ist abhängig vom verwendeten Profil: ein konstanter Flow (Profil B) führt bei der Auswertung beider Sensordaten zu einer geringeren Drift.

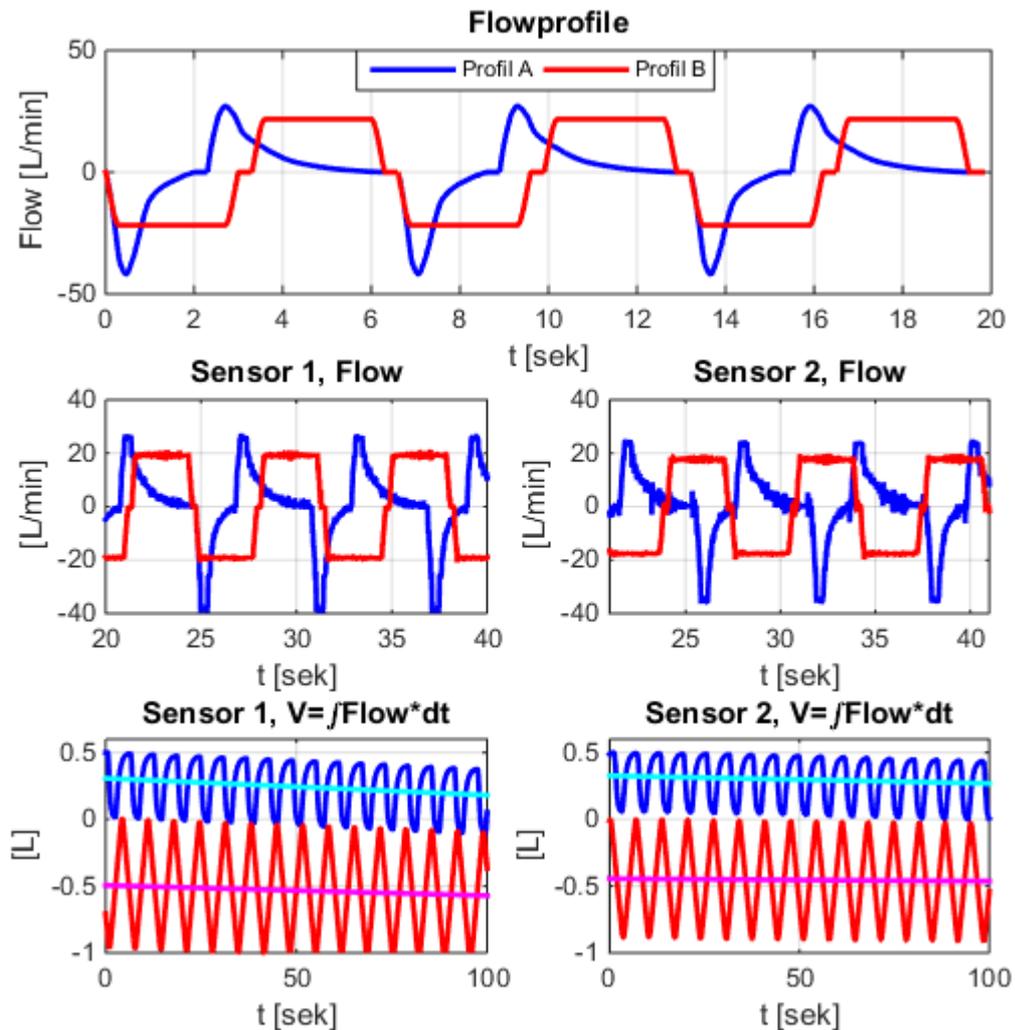


Abbildung 3: vorgegebene Flowprofile (oben) des Atemgassimulators und Messergebnisse der Sensoren (mitte, unten)

Nach Gleichung (5) wurden die mittleren Tidalvolumina und deren Abweichung vom Sollwert bestimmt und in Tabelle 2 dargestellt: die auf Basis von Sensor 1 bestimmten Volumina weisen, unabhängig vom verwendeten Profil, eine geringere Abweichung auf. Die Messwerte von Sensor 2 sind demnach zu niedrig gewichtet und führen daher in der Auswertung zu einem zu geringen Messvolumen.

	Profil A	Profil B
Sensor 1	478ml (+1,6%)	959ml (+2,0%)
Sensor 2	436ml (-7,3%)	885ml (-5,9%)
Sollwert	470ml	940ml

Tabelle 2: aus Sensormesswerten berechnete Tidalvolumina

3.2 Ausblick

Bereits dieser einfache Vergleich mit dem Atemgassimulator zeigt die Unterschiede zwischen den getesteten Flow-Sensoren verschiedenen Typs. Nach Implementierung des Temperatur- und Befeuchtermoduls sind wesentlich detailliertere Untersuchungen im Bereich der Flow- und Atemgassensorik unter realistischen Atembedingungen möglich. Mit Hilfe des Atemgassimulators können Eigenentwicklungen effektiv aufgebaut und getestet werden, aktuelle Sensoren können auf Basis der Untersuchungsergebnisse klassifiziert und/oder nachträglich kalibriert werden.

Literatur

- [1] Oczenski, Wolfgang: *Atmen - Atemhilfen*, Georg Thieme Verlag KG, 2008