

Sensorsystem für die volumetrische Messung von Kohlenstoffdioxid für medizinische Anwendungen

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

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

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

Zusammenfassung

Die volumetrische Messung von Atemgasen ist in einer Reihe medizinischer Anwendungen von großem Interesse. Insbesondere die Genauigkeit derartiger Messungen ist für die Verwertbarkeit der Ergebnisse von großer Bedeutung. In diesem Beitrag wird über eine Sensorsystementwicklung für die volumetrische Erfassung von Kohlenstoffdioxid (CO₂) berichtet. Hierzu werden zwei CO₂-Sensoren vorgestellt, welche auf Basis der Infrarot-Absorptionsspektroskopie für die Haupt- und Nebenstromanwendung entwickelt wurden. In Kombination mit einem Durchflusssensor wird eine zeitlich hoch aufgelöste Erfassung des Volumenstroms und der CO₂-Konzentration ermöglicht. Auf Basis dieser Sensordaten können zeitlich aufgelöst die CO₂- Expirationsvolumina berechnet werden. Derartige Messwerte sind beispielsweise in der indirekten Kalorimetrie zur Charakterisierung metabolischer Vorgänge von Interesse.

1 Motivation

Sensoren und Messsysteme sind ein wesentlicher Bestandteil der modernen Medizin, in den unterschiedlichsten Bereichen liefern sie Daten, die für die Diagnose und Therapie von Patienten sehr wertvoll sind. Ein Bereich ist die Analyse von Atemgasen, so liefern moderne Kapnographen online den zeitlichen Verlauf der CO₂-Konzentration der Atmung in einer grafischen Darstellung. Wichtige medizinische Kenngrößen wie, bspw. der endexpiratorische CO₂-Wert, können direkt abgelesen werden. Einige Kenngrößen können aktuell nur mit Messsystemen erfasst werden, die häufig zu groß zu komplex und auch zu teuer sind, um sie im gewünschten Maß einsetzen zu können. Darüber hinaus ist teilweise

auch die Genauigkeit der Messergebnisse nicht ausreichend, um neue theoretisch zu erwartende nützliche Kenngrößen sicher zu bestimmen. Diese Argumente treffen unter anderem auf Anwendungen in der indirekten Kalorimetrie zu. Mit Hilfe der indirekten Kalorimetrie können Aussagen über den Stoffwechselumsatz und die Art des Stoffwechsels anhand der volumetrischen Messung von Sauerstoff und Kohlendioxid getroffen werden [1]. Durch eine Vereinfachung und Verbesserung der Messtechnik sind auch hier neue, hilfreiche medizinische Verfahren möglich. Daher soll hier die volumetrische Bestimmung der CO₂-Konzentration, als ein wesentlicher Bestandteil der indirekten Kalorimetrie, verbessert werden.

2 Sensorsystem

Die präzise Erfassung des expiratorischen CO₂-Volumens erfordert sowohl eine zeitlich hoch aufgelöste und präzise Messung der CO₂-Konzentration als auch eine zugehörige Messung des Volumenstroms. Die Frequenz der Atmung variiert in einem Bereich von wenigen Atemzügen (Az) pro Minute in Ruhe bis hin zu 40 Az/min oder mehr bei Säuglingen und ist beeinflusst durch Belastung oder krankhafte Zustände. Es ergeben sich stark zeitabhängige Verläufe der Gaskonzentrationen und des Volumenstroms während eines Atemzyklus, die zusätzlich bspw. in Abhängigkeit von der Belastung variieren. Für die Bestimmung des erzeugten und abgeatmeten CO₂-Volumens muss daher die Erfassung der Gaskonzentration und des Volumenstroms mit einer korrekten zeitlichen Zuordnung erfolgen. Es ist eine zeitliche Auflösung der Messungen in der Größenordnung von 10 ms bis 40 ms angestrebt. Der Zugang zu den Messgrößen erfolgt durch den Anschluss der Sensorik an eine standardisierte Atemmaske. Daher sollten die Sensorik bzw. deren Zugänge möglichst kompakt ausgeführt sein.

2.1 CO₂-Sensorik

Sowohl in der Klimatechnik als auch in der Medizintechnik, in Form von Kapnometern, sind CO₂-Sensoren weit verbreitet. Während in der Klimatechnik meist eine hohe Konzentrationsauflösung bei niedrigen Messraten erforderlich ist, ist in der Medizintechnik ein größerer Messbereich (bis ca. 10 % CO₂) bei deutlich höheren Messraten gefordert. Weiterhin ist insbesondere in der Klimamesstechnik eine hohe Langzeitstabilität von großer Bedeutung. Bei Kapnometern erfolgt die digitale Datenausgabe häufig im Bereich von 10 ms oder 50 ms, hingegen dauert die Erfassung physikalisch voneinander unabhängiger Werte meist deutlich länger und liegt z. B. bei 100 ms. In der Kapnometrie unterscheidet man zwischen den Haupt- und Seitenstromsensoren. Bei Hauptstromsensoren ist zumindest die Signalerfassungseinheit an einer Atemgasküvette angeordnet, durch die das gesamte Atemgas hindurch strömt. Seitenstromsensoren saugen über einen dünnen Schlauch kontinuierlich eine geringe Menge des Atemgases ab. Die eigentliche Gasmessung erfolgt hier räumlich getrennt von dem Hauptatemgaskanal. Die am Markt verfügbaren Sensoren weisen eine

vergleichsweise hohe Leistungsaufnahme von teilweise deutlich mehr als einem Watt bei Hauptstromsensoren auf. Dies wirkt sich bei der Realisierung kleiner und leichter Sensoren nachteilig auf die Akkulaufzeit aus. So liegt beispielsweise die praktische Nutzungsdauer des CO₂-Hauptstromsensors des vermeintlichen Marktführers *Masimo Co.* [2] nur bei etwa 4 Stunden. Unter anderem aufgrund der zusätzlich benötigten Pumpe für die Gasabsaugung ist der Energiebedarf bei Seitenstromsensoren zusätzlich deutlich erhöht. Mit dem Ziel die Eigenschaften der bisherigen Kapnometer zu verbessern wurden an der Universität Rostock im Institut für Allgemeine Elektrotechnik am Lehrstuhl für Technische Elektronik und Sensorik sowohl ein Haupt- als auch Seitenstromsensor neu entwickelt, diese werden im Folgenden vorgestellt.

Das zugrundeliegende Messprinzip der entwickelten Sensoren basiert auf der wellenlängenabhängigen Absorption von Kohlenstoffdioxid im mittleren Infrarot bei ca. 4,26 µm Wellenlänge. Dabei wird die Intensität des Lichtes in diesem Wellenlängenbereich, welches durch eine Küvette mit CO₂-haltigem Atemgas geleitet wird, durch die Interaktion mit den CO₂-Molekülen abgeschwächt. Die Transmission dieses Lichtes ($T(\lambda)$) ist entsprechend von der CO₂-Konzentration (c) abhängig und kann in guter Näherung durch das Bouguer-Lambert-Beer'sche Absorptionsgesetz wie folgt beschrieben werden:

$$I(\lambda) = I_0 e^{-\alpha(\lambda)xc} \quad \rightarrow \quad T(\lambda) = e^{-\alpha(\lambda)xc} \quad (1)$$

Hierbei ist $I(\lambda)$ die Intensität am Ende einer Absorptionsmessstrecke der Länge (x), wobei I_0 die eingestrahelte Intensität am Beginn der Strecke und $\alpha(\lambda)$ der wellenlängenabhängige Absorptionskoeffizient ist. Um eine Trennung der CO₂-bedingten Absorption von der Dämpfung des optischen Messkanals sowie von anderen Absorbern zu gewährleisten, wird zusätzlich zu der CO₂-Transmissionsmessung bei 4,26 µm eine weitere Messung bei einer Referenzwellenlänge durchgeführt. Bei der Auswahl der Referenz sind andere möglicherweise interferierende Absorber, wie etwa Wasser oder Lachgas (N₂O) zu berücksichtigen. Die zugehörigen Absorptionseigenschaften sind in der Abb. 1 in Abhängigkeit von der Wellenlänge aufgetragen.

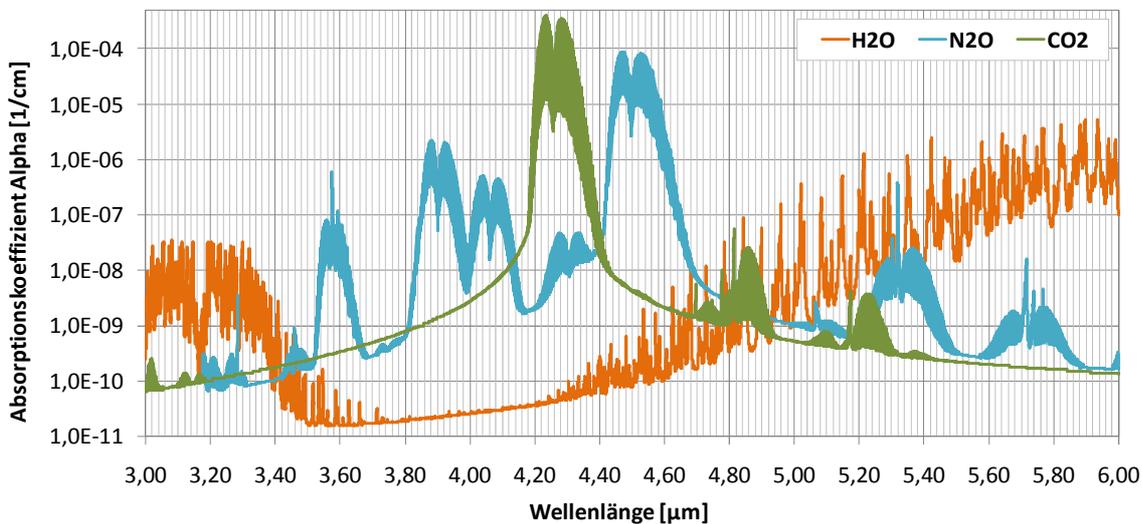


Abbildung 1: Absorptionscharakteristiken von CO₂, N₂O und H₂O im mittleren Infrarot [3]

Für die CO₂-Messung wurde sowohl ein kompakter Hauptstromsensor (MIRA – main stream infrared absorption sensor, siehe Abb. 2 b)) als auch ein Seitenstromsensor (SIRA – side stream infrared absorption sensor, siehe Abb. 2 a)) entwickelt und in mehreren Aufbaustufen optimiert. Im Gegensatz zu herkömmlichen Kapnometern wurden die beide Sensortypen auf Basis von Mikroglühfadenlampen und Infrarot-Photodioden (PD) aufgebaut. Hierdurch wird eine quasi punktförmige Abbildung ermöglicht. Umgesetzt wurde diese mit Hilfe von eigens entwickelten Reflexionsoptiken, die jeweils auf die Anforderungen des Haupt- und Seitenstromsensors angepasst sind. Insgesamt wird dadurch eine sehr effiziente optische Übertragung ermöglicht, wodurch für den gesamten Analogteil der optischen CO₂-Messung weniger als 100 mW erforderlich sind.

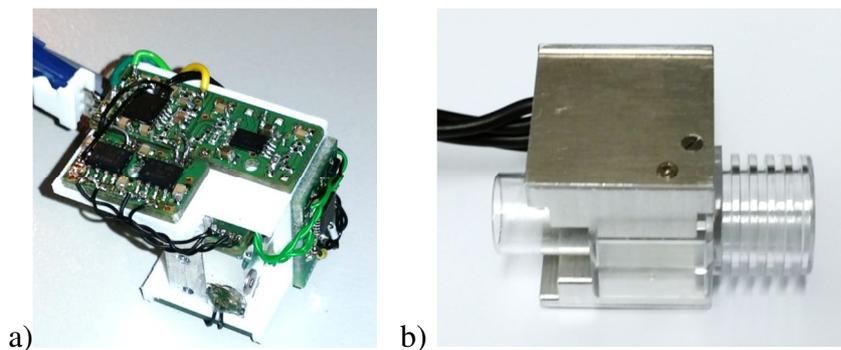


Abbildung 2: Abbildungen der realisierten CO₂-Sensoren, a) SIRA III – Seitenstrommodul (Optikbaugruppe und Elektronik), b) MIRA II – Hauptstromsensor mit Küvette

Die Erfassung voneinander unabhängiger Messwerte erfolgt im Bereich von wenigen 10 ms (im AC-Modus), in Abhängigkeit von der erforderlichen Signalaufösung. In der Abb. 3 ist eine CO₂-Kalibriergasmessung des Seitenstrommoduls (SIRA III) dargestellt. Die CO₂-Konzentration wurde hier von 0 % CO₂ in 1 %-Schritten auf 5 % erhöht.

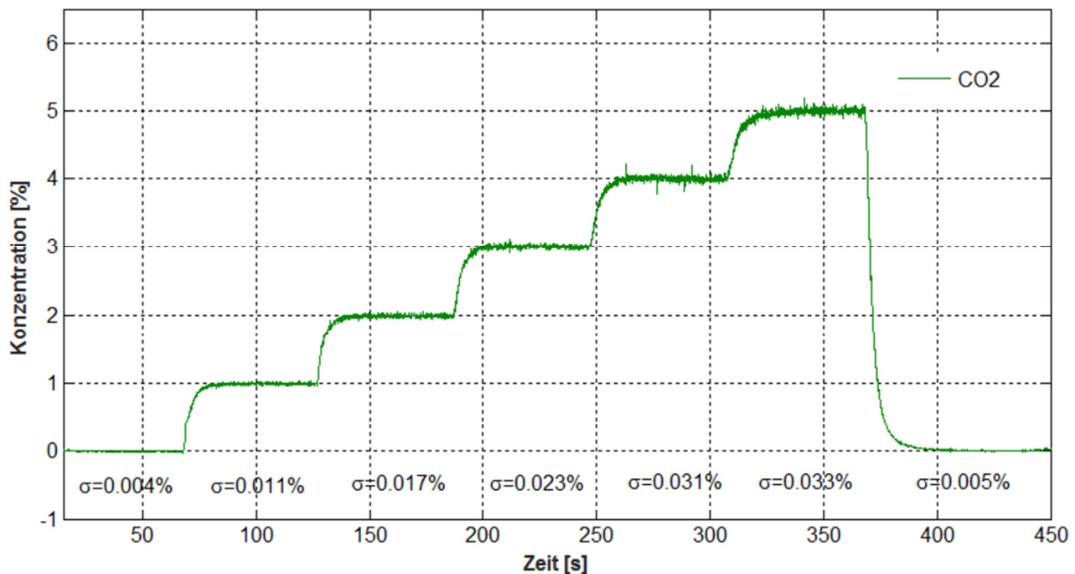


Abbildung 3: CO₂-Kalibriergasmessung, aufgenommen mit dem SIRA III –Modul (Zeitauflösung 50 ms, AC-Modus)

Die Messsignalauflösung ist aufgrund der CO₂- Absorptionseigenschaften von der Konzentration abhängig. Die ISO Norm 80601-2-55 schreibt für kapnometrische Messungen eine Genauigkeit von $\pm 0,43\% \text{ CO}_2 + 8\%$ des Messwerts vor. In der Abb. 3 ist die Standardabweichung des Signalrauschens für jeden Konzentrationsbereich zusätzlich angegeben. Anhand der dargestellten Beispielmessung wird ersichtlich, dass die Anforderungen der Norm durch die neu entwickelten Sensoren übertroffen werden.

In der Abb. 4 ist die Beispielmessung einer realen Atmung des MIRA-Hauptstromsensors im DC-Betriebsmodus dargestellt. In dieser Betriebsart sind kürzere Zeiten gegenüber dem AC-Modus realisierbar, allerdings wird dadurch auch die Signalstabilität reduziert. Die hohe zeitliche Auflösung wird durch den vergrößert dargestellten Diagrammbereich verdeutlicht. Der Signalanstieg sowie der gesamte Atemverlauf der hier applizierten Ruheatmung werden mit 10 ms zeitlich sehr hoch aufgelöst abgetastet. Bereits im Verlauf und auch nach den fünf Atemzügen ist ein Anstieg der minimalen CO₂-Konzentration zu erkennen. Dieser Anstieg kann auf die Erhöhung der CO₂-Konzentration in der inspirierten Luft vor dem Hauptstromsensor zurückgeführt werden.

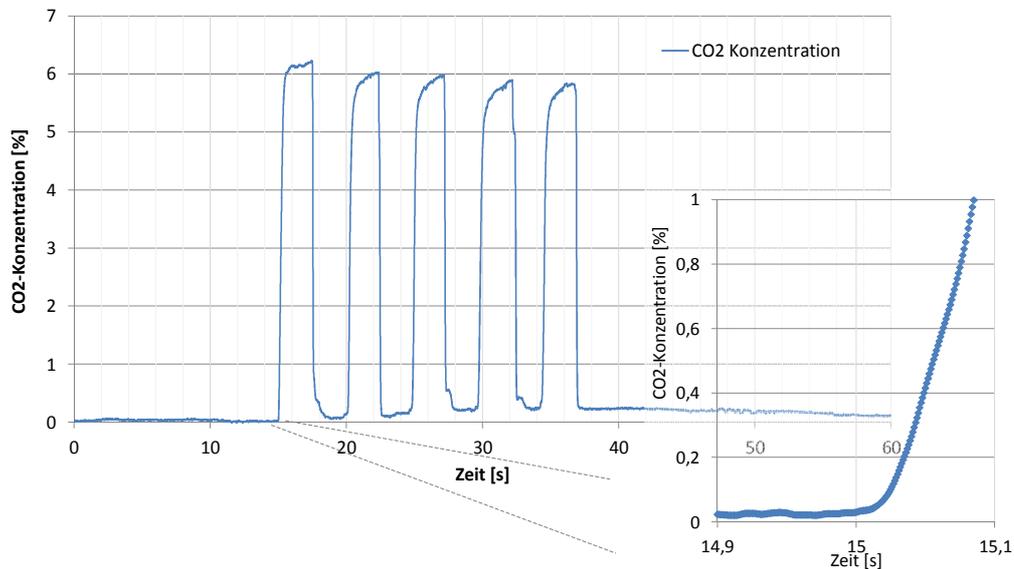


Abbildung 4: CO₂-Beispielmessung einer normalen Atmung (5 Atemzüge), erfasst mit dem MIRA-Hauptstromsensor (Zeitauflösung 10 ms, DC-Modus)

2.2 Volumenstrommessung

Die präzise Volumenstrommessung von Atemgasen stellt besonders hohe Anforderungen an die Sensorik, da sich die Gaseigenschaften während eines Atemzyklus sehr stark ändern. Während der Inspiration sind das Gasgemisch, die –temperatur und -feuchte durch die aktuell vorhandene Umgebungsluft definiert. Hier können die angeführten Parameter in einem großen Bereich variieren. In der Expirationsphase hat sich die Gaszusammensetzung gegenüber der Einatmung stark geändert: Die Sauerstoffkonzentration ist verringert und entsprechend die CO₂-Konzentration erhöht. Die Temperatur entspricht etwa der Körperkerntemperatur und die relative Feuchte (rF) ist nahezu gesättigt. Diese Parameter haben Einfluss auf die Eigenschaften des Gasgemisches, wie etwa die Viskosität, die Wärmekapazität und die Wärmeleitfähigkeit. Durchflusssensoren sind in Abhängigkeit von dem zugrundeliegenden Messprinzip unterschiedlich stark querempfindlich bezüglich der genannten Eigenschaften.

Weiterhin ist die Strömungsprofilabhängigkeit der Sensoren zu berücksichtigen. Die in der Strömungsmesstechnik häufig geforderten Einlaufstrecken sind nicht mit der in der medizinischen Anwendung geforderten kompakten Sensorbauform vereinbar.

Aufgrund der genannten Einflussfaktoren können insbesondere zwischen der Inspiration und der Expiration je nach Messverfahren signifikante Volumenmessfehler auftreten.

Für die Realisierung einer möglichst gut an die Erfordernisse angepassten Volumenstrommessung werden aktuell verschiedene Sensorprinzipien und Aufbauvarianten, bspw. auf Basis der Differenzdruck-, thermischer Anemometer-, Ultraschall- und Flügelradmessung vergleichend untersucht und werden u. a. durch Kombination mit zusätzlichen Messdaten (z.B. rF) optimiert. Hierzu werden die Sensoren bei gezielter Variation der Strömungs- und Gaseigenschaften mittels eines technischen Atemgassimulators

[4] getestet. Mit diesem technischen Simulator können unter anderem das Volumenstromprofil und die Gaszusammensetzung gezielt variiert und getrennt für Ein- und Ausatmung vorgegeben werden.

Als Beispiel wird im Folgenden der in Abb. 5 dargestellte Differenzdruck-Durchflusssensor näher beschrieben. Dieser Sensor wurde, angepasst an die Atemgasmessung, mit Hilfe eines 3D-Druck-Verfahrens hergestellt.



Abbildung 5: Abbildungen des realisierten Differenzdruck-Durchflusssensors

Im Strömungspfad innerhalb des Sensors wird mit Hilfe einer über den Strömungsquerschnitt räumlich verteilten Blende ein dynamischer Druckabfall im Bereich von ± 25 Pa (bei erhöhter Atemfrequenz) erzeugt. Diese geringe Druckänderung wird mit einem digitalen Differenzdrucksensor richtungsabhängig erfasst. Anhand einer sensorabhängigen Kalibrierkurve wird der zeitabhängige Volumenstrom mit einem μ Controller berechnet und via UART ausgegeben. Die Messwertaufnahme erfolgt dabei innerhalb von weniger als 10 ms.

Die Abb. 6 zeigt eine Beispielmessung dieses Differenzdruck-Durchflusssensors (blau) im Vergleich mit der ultraschallbasierten Messung des Referenzmessgerätes PF-300 (rot) der Firma *imtmedical AG*. Das dargestellte Volumen-Zeitprofil wurde mit Hilfe eines Atemgassimulators erzeugt. Es kann eine gute Übereinstimmung des Sensormesssignals mit dem des Referenzgerätes festgestellt werden.

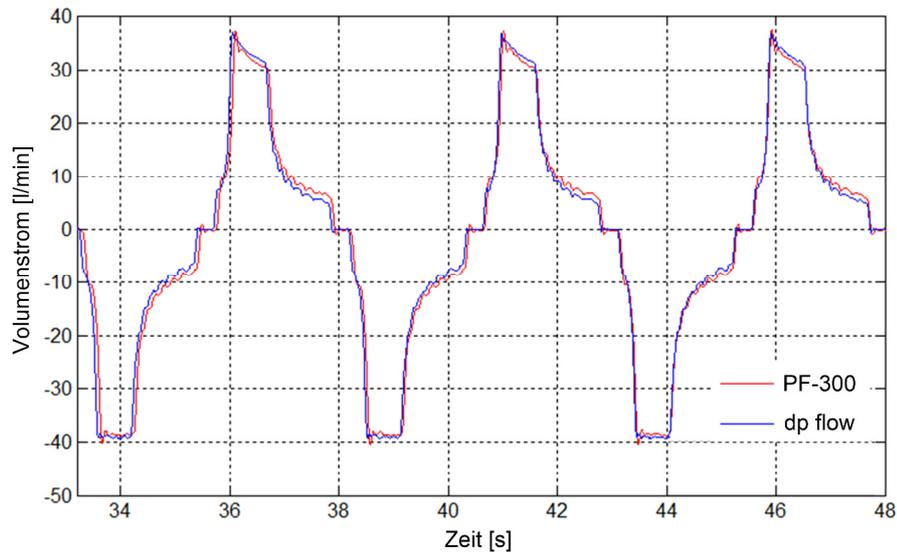


Abbildung 6: Volumenstrom-Beispielmessung des Differenzdruck-basierten Sensors (blau) überlagert mit den Messergebnissen des ultraschallbasierten Referenzgerätes PF-300 (rot, Fa. *imtmedical AG*)

3 Zusammenfassung

In diesem Beitrag wird ein im Aufbau befindliches Sensorsystem beschrieben, welches die präzise und zeitlich hoch aufgelöste Erfassung der volumenaufgelösten CO₂-Atemgasmessung ermöglichen soll. Hierfür sind zeitlich fest zueinander gehörige Messungen der CO₂-Konzentration und des Volumenstroms erforderlich. Die neu entwickelten CO₂-Sensoren zeigen im Vergleich zum Stand der Technik verbesserte Eigenschaften in Bezug auf die zeitliche und quantitative Auflösung der Konzentrationsmessung. Außerdem ist hier die elektrische Leistungsaufnahme fast um eine Größenordnung geringer. Weiterhin wird in diesem Beitrag auf die Herausforderungen einer präzisen Volumenmessung im Atemgas eingegangen und ein Lösungsbeispiel in Form eines Differenzdruck-Durchflusssensors gegeben.

Literatur

- [1] E.-J. Speckmann, J. Heschler, R. Köhling: „Physiologie“, 5. Auflage, Elsevier Urban & Fischer, ISBN: 978-3-437-41318-6
- [2] L. S. Rothman et. al. "The HITRAN2012 molecular spectroscopic database" (PDF). *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer*. 130 (HITRAN2012 special issue): 4–50; <https://www.cfa.harvard.edu/hitran/>
- [3] <http://www.masimo.de/oem/capnography.htm>
- [4] H. Jürß, M. Degner, H. Ewald: „Konzept und Aufbau eines aktiven Atemgassimulators für die Sensorentwicklung“, AUTSYM 2017, Germany Wismar, 09/2017