

Theoretische und experimentelle Untersuchungen zu einem Low-Cost-CO₂-Atemgassensor

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

Hannes Nierath, Institut für Allg. Elektrotechnik, Universität Rostock
hannes.nierath@uni-rostock.de

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

Zusammenfassung

In diesem Beitrag werden die Grundlagen für die Neuentwicklung eines CO₂-Atemgassensors beschrieben. Zunächst wird ein Überblick über aktuelle Sensoren und ihre Spezifikationen gegeben. Anschließend wird aus dem aktuellen Stand der Technik die Notwendigkeit einer Weiterentwicklung abgeleitet. In den weiteren Untersuchungen werden die Grundkonzepte medizinischer Atemgasanalyse verglichen und ein geeignetes Konzept für einen verbesserten CO₂-Sensor herausgestellt. In einer vergleichenden Analyse werden einzelne, aktuell verfügbare Komponenten eines CO₂-Atemgassensors gegenübergestellt und hinsichtlich ihrer Eignung für einen neuen, weiterentwickelten CO₂-Sensor untersucht.

1 Einleitung

1.1 Motivation

Die sensorische Erfassung von medizinischen Parametern ist ein elementarer Bestandteil der Diagnostik. Sie stellt dem medizinischen Personal Werkzeuge zur Verfügung, um eine optimale Therapie zu gewährleisten. Ein wichtiger Parameter ist dabei die CO₂-Konzentration der Expirationsluft, anhand derer die metabolischen Grundfunktionen des Kreislaufsystems direkt abgelesen werden können. Die Anwendungsbereiche für einen CO₂-Atemgassensor reichen von der Notfall- und Intensivmedizin bis hin zu Home-Care-Anwendungen (u.a. Schlafapnoetherapie) und dem Leistungssport (Ermittlung des respiratorischen Quotienten als Maß für die Ausbelastung und Stoffwechselsituation [19]).

Eine Voraussetzung für einen CO₂-Atemgassensor ist eine in Zeit- und Amplitude hochaufgelöste Messung mit einer Messrate von mindestens 20 Hz, was eine detaillierte Bestimmung des Kapnogramms ermöglicht. Im klinischen Einsatzbereich der Intensivmedizin ist eine hohe Genauigkeit und Langzeitstabilität erforderlich. Eventuell erforderliche Kalibrierungen dürfen die CO₂-Messung nicht beeinflussen, der Sensor muss ohne Unterbrechung, über mehrere Tage und Wochen zuverlässig arbeiten. Diagnosegeräte in der Notfallmedizin sollen mobil und handlich sein und dürfen sowohl das medizinische Personal als auch den Patienten nicht behindern oder einschränken. Dies gilt besonders auch für die Sportmedizin, wo unter Belastungsbedingungen bei sportlicher Aktivität des Athleten gemessen wird. Weiterhin stehen nur begrenzte Energieressourcen zur Verfügung und die Geräte müssen bei unterschiedlichen und varianten Umweltbedingungen (u.a. Druck, Temperatur) funktionieren. Daher sind ein kleiner, leichter und mechanisch robuster Aufbau, sowie ein großer Temperaturbereich und eine geringe Leistungsaufnahme notwendig. Im Home-Care-Bereich ist der Preis eines Sensors ein entscheidender Faktor.

1.2 Stand der Technik

Der Großteil der aktuell verfügbaren CO₂-Sensoren ist für langsame Prozesse, z.B. Raumluftanwendungen, konzipiert und kann die Anforderungen nicht erfüllen. Im Bereich der Atemgasanalyse existieren ebenfalls bereits mehrere Sensoren, wie die Auswahl in Tabelle 1 zeigt. Anhand der Eigenschaften wie Leistungsaufnahme, Messgenauigkeit und Querempfindlichkeit, ergeben sich die Notwendigkeit einer Neuentwicklung sowie die Anforderungen an einem verbesserten CO₂-Atemgassensor.

| | CO ₂ - Messbereich | CO ₂ -Messgenauigkeit | Leistungs-aufnahme [mW] | Funktionsweise / Besonderheiten / Querempfindlichkeit |
|---|-------------------------------|----------------------------------|-------------------------|--|
| IRMA CO ₂ (Masimo Co.) | 0-15% | ±(0.2% + 2%Messwert) | 500mW | HS, Mechan. Shutter; Querempfindlichkeit N ₂ O |
| EMMA (Masimo Co.) | 0-13% | ± 0.26% (2mm HG) | 300mW | HS, Mechan. Shutter; Querempfindlichkeit N ₂ O |
| CapnoStat 5 (Philips GmbH, Respironics) | 0-20% | ± 0.26% (2mm HG) | 1125mW | HS, Druckkomp. vom Host, Querempf. N ₂ O, O ₂ , He, Anesthäsiegase |
| C500 (GoldWEI Co.) | 0-20% | ± 0.26% (2mm HG) | 800mW | HS, Unzureichende spektrale Referenz |
| Prior-Care (LH900) | 0-20% | ± 0.26% (2mm HG) | 1300mW | HS, Querempfindlichkeit: N ₂ O, O ₂ , He |
| Prior-Care (Capno Emer) | 0-20% | ± 0.26% (2mm HG) | 600mW | HS, |
| UT100C (Utech Co., Ltd.) | 0-20% | ± 0.26% (2mm HG) | 840mW* | HS, * → inkl. Handheld |
| ISA CO ₂ (Masimo Co.) | 0-15% | ±(0.2% + 2%Messwert) | <1.4W | SS, Mechan. Shutter/N ₂ O |
| LoFlo Sidestream (Philips GmbH, Respironics) | 0-20% | ± 0.26% (2mm HG) | 800mW | SS, Druckkomp. vom Host, Querempf. N ₂ O, O ₂ , He, Anesthäsiegase |
| C300 LowFlow Sidestream (GoldWEI Co.) | 0-20% | ± 0.26% (2mm HG) | 500mW | SS, unzureichende spektrale Referenz |
| CAPNOS (medlab GmbH) | 0-10% | ± 0.26% (2mm HG) | 1.2W* | SS, Querempfindlichkeit N ₂ O/O ₂ * → inkl. Handheld |
| etCO ₂ Microstream (Covidien Dt. GmbH) | 0-13% | ± 0.26% (2mm HG) | 2,5W* | SS, * → inkl. Handheld |
| Prior-Care (H100C, Sidestream) | 0-15% | ± 0.26% (2mm HG) | <2W* | SS, Querempfindlichkeit N ₂ O/O ₂ |
| Prior-Care (LH800) | 0-15% | ± 0.26% (2mm HG) | <1.5W | SS, Querempfindlichkeit N ₂ O/O ₂ |

Tabelle 1: Vergleich aktueller CO₂-Atemgassensoren; HS: Hauptstrom, SS: Seitenstrom

Hinsichtlich Messbereich und Genauigkeit sind alle verfügbaren Sensoren vergleichbar. Damit sind auch die Mindestanforderungen an den neuen Sensor vorgegeben. Die Leistungsaufnahme der verschiedenen Geräte reicht von mehreren hundert mW bis über 2 W und ist somit für ein mobiles Kleingerät, mit einer angestrebten langen Betriebsdauer, relativ hoch. Der Preis einzelner Geräte variiert zwischen 600 € und 3000 €. Ein weiteres Problem aktueller Sensoren ist die Querempfindlichkeit zu anderen Gasen, die im klinischen Bereich zu schwerwiegenden gesundheitlichen Folgen für den Patienten führen können.

Das Ziel ist es daher, einen universellen CO₂-Sensor zu entwickeln, der eine deutlich geringere Leistungsaufnahme mit der Verwendung kostengünstiger Komponenten vereint. Die Reduzierung der Querempfindlichkeit ist ein weiterer wichtiger Aspekt der Sensorentwicklung. Damit werden die Anforderungen an ein mobiles Notfallgerät erfüllt, das gleichzeitig auch für den klinischen Einsatz und für Home-Care-Anwendungen geeignet ist.

1.3 Technische Grundlagen

Es existieren verschiedene erprobte Messprinzipien zur Bestimmung der CO₂-Konzentration, die auf ihre Eignung für einen Low-Cost-CO₂-Atemgassensor untersucht wurden. Bei elektrochemischen Sensoren führen verschiedene chemische Reaktionen z.B. zu einer Änderung des pH-Werts oder direkt zu einer messbaren elektrischen Spannung, z.B. [10]. Dieser Sensortyp eignet sich jedoch aufgrund der vergleichsweise hohen Reaktionszeit (>1 s) nicht für eine atemzug aufgelöste Messung. Akustische Sensorprinzipien, z.B. [9], sind derzeit noch nicht ausreichend erprobt und weisen ebenso wie elektrochemische Sensoren im Allgemeinen hohen Querempfindlichkeiten auf. Das am weitesten verbreitete Messprinzip, nach dem alle in Tabelle 1 aufgeführten Sensoren arbeiten, ist NDIR (non dispersive infrared). Es beruht auf der molekulspezifischen und wellenlängenabhängigen Absorption von IR-Strahlung durch Gasmoleküle und ist in Abbildung 1 in einer 2-Kanal-Variante dargestellt.

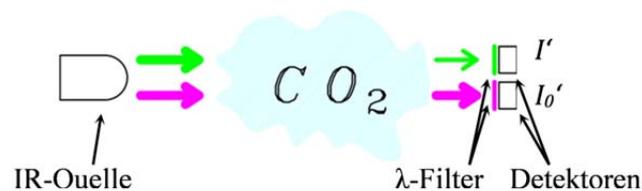


Abbildung 1: Prinzip NDIR-Gassensor im 2-Kanalverfahren

Die von einer IR-Quelle erzeugte Strahlung wird von mindestens zwei Detektoren, bei unterschiedlichen Wellenlängen, detektiert. Dabei liegt mindestens eine Wellenlänge in einem Bereich ohne CO₂ Absorption und eine andere Wellenlänge in einem Bereich mit möglichst starker CO₂ Absorption. Auf diese Weise wird die spezifische Absorptionscharakteristik des Gases genutzt und Querempfindlichkeiten unterdrückt. Das Bouguer-Lambert-Beersche Gesetz (1) beschreibt den Zusammenhang zwischen der detektierbaren Transmission des Lichtes beim Durchgang durch eine Messzelle, wobei I_0 die Intensität am Beginn der Absorptionsstrecke und I die Intensität am Ausgang beschreibt. Weitere Parameter sind die Absorptionslänge l , der stoffspezifische Absorptionskoeffizienten k sowie die Konzentration c

als Zielgröße. Bei einem Sensordesign nach Abbildung 1 ergeben sich die Messgrößen I' und I_0' , wobei zur Bestimmung der Gaskonzentration näherungsweise gilt: $I' \sim I$ und $I_0' \sim I_0$.

$$\frac{I}{I_0} = e^{-k \cdot l \cdot c} \quad (1)$$

2 Sensordesign

2.1 Spektrale Charakteristik

Die spektrale Charakteristik ist das Kernstück eines NDIR-Sensors. Quelle und Detektor müssen spektral aufeinander abgestimmt sein. Die optischen Filter müssen eine hohe Trennschärfe aufweisen, um Querempfindlichkeiten durch benachbarte Absorptionsbanden anderer Gase zu unterdrücken. Für einen Aufbau nach Abbildung 1 kann beispielsweise die CO₂-Absorptionsbande bei einer Mittenwellenlänge von 4.26 μm verwendet werden, während die Mittenwellenlänge des Referenzkanals ca. 3.9 μm beträgt. Dadurch wird die Querempfindlichkeit zum Wasser (hohe Luftfeuchte der Expirationsluft) minimiert.

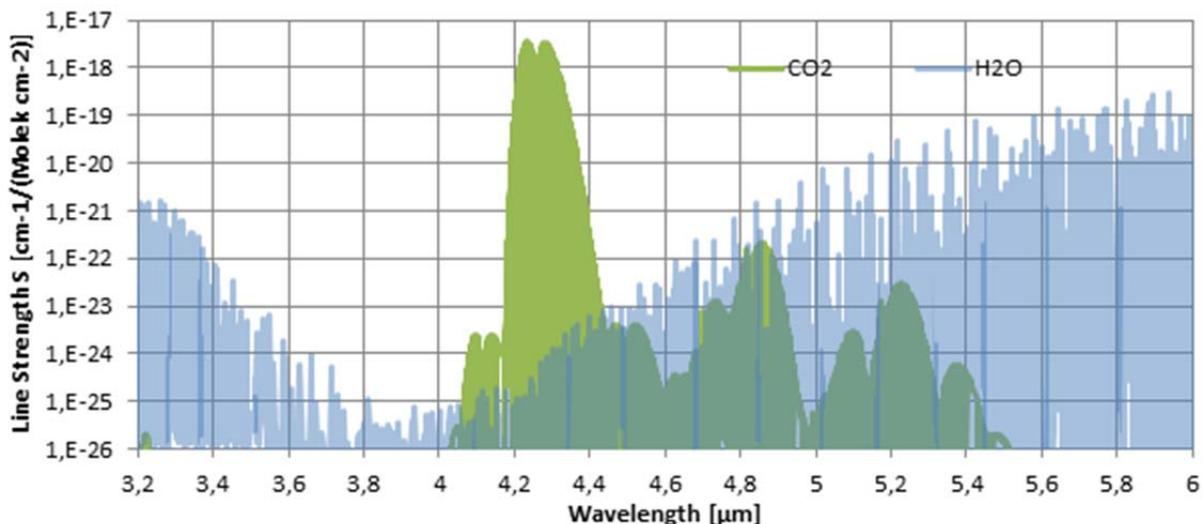


Abbildung 2: Absorptionsbanden von CO₂ und H₂O, Quelle: HITRAN-Database [1]

2.2 Haupt- oder Seitenstrom

Es existieren im Wesentlichen zwei unterschiedliche Arten einen NDIR-CO₂-Atemgassensors zu realisieren: Als Haupt- und als Seitenstromsensor. Bei einem Seitenstromsensor wird lediglich ein Teil der Expirationsluft der NDIR-Messzelle zugeführt. Dieses definierte Volumen wird mittels einer Pumpe dem Atemgas entnommen, was einen zusätzlichen elektrischen und mechanischen Aufwand bedeutet. Durch Pumpe und Schlauchsystem entsteht weiterhin ein Totvolumen, welches in einer zusätzlichen Totzeit resultiert. Der Vorteil dieser Methode ist, dass es bereits bei einem geringem Atemzugvolumen eingesetzt werden kann, wie es beispielsweise in der Neonatal-Medizin erforderlich ist. Da nicht das gesamte Expirationsvolumen durch den Sensor geführt wird, kann die Messzelle kompakt und mit guter optischer Kopplung (z.B. durch reflektierende Oberflächen) aufgebaut werden.

Bei einem Hauptstrommodul wird die gesamte Expirationsluft direkt am Patienten durch die Messküvette geführt, eine signifikante Totzeit gibt es nicht. Bedingt durch das Design der austauschbaren Messküvette und deren Fenster ist eine dämpfungsarme optische Kopplung zwischen Quelle und Detektoren im Vergleich zum Seitenstromsensor schwerer zu realisieren. Aufgrund des breiteren Einsatzgebietes, des robusteren Aufbaus ohne bewegliche Teile und der in der Notfallmedizin geforderten Echtzeit der CO₂-Messung ist das Konzept des Hauptstromsensors für einen universellen CO₂-Atemgassensor besser geeignet.

2.3 IR-Quellen

Als IR-Quelle kommen Breitbandquellen (z.B. Glühlampen, Dünnschichtstrahler) und vergleichsweise schmalbandige LEDs in Betracht. Entscheidend für eine Sensorentwicklung ist, wieviel Strahlung im benötigten Spektralbereich (siehe Abbildung 2) emittiert wird und welche elektrische Leistung für die Strahlungsemission erforderlich ist. Die Modulation der IR-Quelle ist ein geeignetes Mittel, um Störungen wie z.B. Temperaturdrift erfolgreich zu unterdrücken. Ein Sensordesign mit mechanischer Modulation ist aufgrund der beweglichen Teile weniger robust und damit störanfälliger (z.B. bei hohen Beschleunigungskräften). Aus diesem Grund wird eine elektrische Modulation angestrebt und das Frequenzverhalten der verschiedenen Quellen analysiert. Abbildung 3 zeigt Untersuchungsergebnisse hierzu und stellt die Strahlungseffizienz (= Strahlung/Leistung) und den Frequenzgang verschiedener IR-Quellen dar.

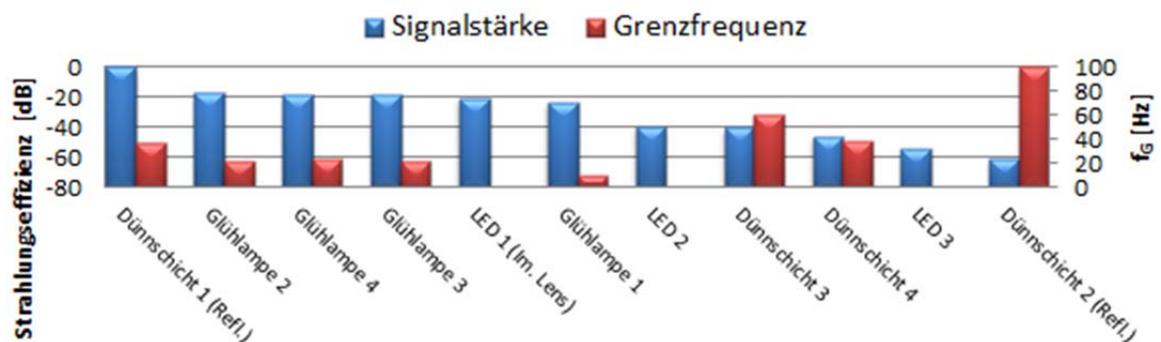


Abbildung 3: leistungsnormierte Signalstärke und Grenzfrequenz verschiedener IR-Quellen, (LEDs: $f_G > 1\text{MHz}$); [2–6, 11, 12, 15, 17]

Die Grenzfrequenzen der LEDs liegen bei mehreren MHz und sind damit wesentlich höher als die der anderen getesteten IR-Quellen. Die Strahlungseffizienz der LEDs ist jedoch geringer als die einfacher Glühlampen. Eine zusätzliche Schwierigkeit entsteht durch den unsymmetrischen Strahlengang der LED 1 (Immersion Lens), der einen reproduzierbaren optischen Aufbau erschwert. Eine weitere Gruppe von IR-Quellen sind die Dünnschichtstrahler bei denen eine dünne Heizfläche auf Temperaturen von 700 K bis 1100 K aufgeheizt wird. Dieser Aufbau hat eine geringe thermische Masse zur Folge, womit Quellen dieses Typs für Modulationen bis zu ca. 200 Hz geeignet sind. Für die großen Unterschiede innerhalb der Dünnschichtstrahler ist zum einen die Größe der Chipfläche

verantwortlich, wobei eine kleinere Chipfläche zu einer höheren Grenzfrequenz führt. Zum anderen ist die Verwendung eines optimal auf die Chipgröße abgestimmten Reflektors entscheidend. Glühlampen haben eine größere thermische Masse, als die Dünnschichtstrahler, aber in Abhängigkeit der Bauform, können auch mit kleineren Glühlampen (Formfaktor $T^{3/4}$ oder $T^{1/2}$) Frequenzen bis zu 30 Hz erreicht werden (bei 50 % Modulationstiefe). Die im Aufbau nutzbare Strahlungseffizienz ist relativ hoch und kann durch Verwendung von angepassten Reflektoren noch verbessert werden. Aufgrund der Vielzahl an verschiedenen Typen und Bauformen von Glühlampen ist die absolute Leistungsaufnahme in einem weiten Bereich skalierbar. Ein Arbeitspunkt von 1000 K ist bereits bei einer Leistungsaufnahme von lediglich 20 mW möglich, die untersuchten Dünnschichtstrahler besitzen in ihren Nennarbeitspunkten Leistungsaufnahmen von mehreren hundert mW.

2.4 IR-Detektoren

Analog zu den IR-Quellen gibt es auch eine große Vielzahl unterschiedlicher IR-Detektoren. Am weitesten verbreitet sind Thermopiles, die den thermoelektrischen Effekt zur Lichtdetektion ausnutzen. Für Gassensorik geeignet sind besonders 2-Kanal-Detektoren, die in einem Gehäuse je einen Detektor für den Mess- und Referenzkanal sowie die jeweiligen optischen Filter enthalten. Pyrodetektoren nutzen den pyroelektrischen Effekt und detektieren nur Änderungen der IR-Strahlung, was eine Modulation der IR-Quelle oder die mechanische Unterbrechung des Strahlengangs (z.B. Chopper) zwingend erforderlich macht. Photowiderstände und Photodioden eignen sich aufgrund der hohen Grenzfrequenz ($>1\text{MHz}$) gut für Anwendungen mit moduliertem Licht. Die entscheidende Detektorkenngröße für einen Sensoraufbau ist der Signal Rauschabstand, der letztlich die CO_2 -Auflösung des Sensors maßgeblich beeinflusst. Abbildung 4 stellt das SNR unterschiedlicher IR-Detektoren verschiedener Hersteller dar (normiert auf Photodiode 1).

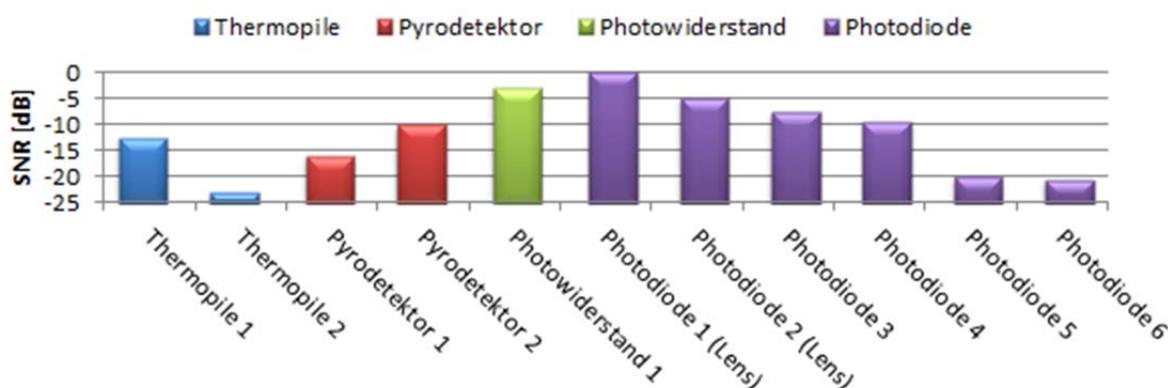


Abbildung 4: normiertes SNR von IR-Detektoren verschiedenen Typs, spektral Filter: $3.9\mu\text{m}$; [7, 8, 13, 14, 16, 18]

Das Ergebnis zeigt, dass signifikante Unterschiede zwischen den Detektoren verschiedener Hersteller existieren, die Unterschiede zwischen den Detektortypen jedoch nicht mehrere Größenordnungen betragen. Untersuchungen der Grenzfrequenz ergaben, dass Pyrodetektoren nicht für Modulationsfrequenzen über 10 Hz geeignet sind, wohingegen Thermopiles, bei entsprechender IR-Quelle, Modulationen bis zu 50 Hz ermöglichen.

3 Zusammenfassung

Für die Entwicklung eines CO₂-Atemgassensors wurden verschiedene Konzepte und Aspekte des Sensordesigns betrachtet und das NDIR-Verfahren als geeignetes Messprinzip dieser Sensorentwicklung ausgewählt. Entscheidend für ein optimales Sensordesign ist die Auswahl der optischen Komponenten. In den durchgeführten Untersuchungen, die u.a. das Frequenzverhalten, die Strahlungseffizienz und den Signal-Rauschabstand enthalten, wurden verschiedene IR-Quellen und Detektoren betrachtet. Diese Betrachtungen bilden die Grundlage um ein Sensordesign zu realisieren und geeignete Komponenten für einen Low-Cost-CO₂-Atemgassensor auszuwählen, der allen Anforderungen an die (Notfall-) Medizintechnik (klein, leicht, energieeffizient, geringe Querempfindlichkeit, atemzug aufgelöste Messrate) gerecht wird.

Literatur

- [1] *HITRAN - Database*. <http://www.cfa.harvard.edu/hitran/> (Stand: 12. 07. 2014)
- [2] Axetris AG. *Datasheet - Small IR-Sources EMIRS50*
<http://www.axetris.com/> (Stand: 11. 07. 2014)
- [3] Barthelme GmbH & Co. KG. *Datasheet - Subminiature lamps T1*
<http://www.barthelme.de/> (Stand: 15. 07. 2014)
- [4] Cambridge CMOS Sensors Ltd. *Datasheet - CCS101*
<http://www.ccmoss.com> (Stand: 16. 07. 2014)
- [5] Cambridge CMOS Sensors Ltd. *Datasheet - CCS103*
<http://www.ccmoss.com> (Stand: 16. 07. 2014)
- [6] Deep Red Technologies, *Datasheet - LED415*
- [7] Deep Red Technologies, *Datasheet - PR43*
- [8] Dexter Research Center, Inc. Overview Dexter Thermopiles. S. 26-28
- [9] Granstedt, Hök, Bjurman, Ekström, Bäcklund,
New CO₂ Sensor with high resolution and fast response, Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, S. 3100–3103, 2001

- [10] Figaro USA Inc. *Datasheet - TGS 4160 (01/06)*
<http://www.figarosensor.com/> (Stand: 11. 07. 2014)
- [11] Gas Sensing Solutions Ltd. *Datasheet - COZIR Wide Range*
- [12] Hawkeye Technologies. *Datasheet - Hawkeye IR55*
<http://www.hawkeyetechnologies.com/> (Stand: 11. 07. 2014)
- [13] Heimann Sensor GmbH. *Datasheet - HIS E222 F1 F2 Gx_r01*
<http://www.heimannsensor.com/> (Stand: 15. 07. 2014)
- [14] InfraTec GmbH. *Datasheet - LIM-262/162*
- [15] Ioffe LED Ltd. *Datasheet - LED42Sc*
- [16] Ioffe LED Ltd. *Datasheet - PD42Su, PD42Sr*
- [17] MAGLITE. *Datasheet - LM3A001, Lamp for MiniMagLite*
<http://www.maglite.com/> (Stand: 14. 07. 2014)
- [18] Microsensor NT. *Datasheet - LMS43PD-03*
<http://msnt.com/> (Stand: 14. 07. 2014)
- [19] Tim Meyer, *Der Respiratorische Quotient (RQ)*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jahrgang 54, Heft 1, S. 29-30, Süddeutscher Verlag onpact GmbH, 2003