

# Miniaturisierter transkutaner Sensor für die Überwachung der CO<sub>2</sub>-Blutgaswerte

## Miniaturized Transcutaneous Sensor for Monitoring CO<sub>2</sub> Blood Gas Values

Mahmoud El-Safoury<sup>1</sup>, Christian Weber<sup>1,2</sup>, Hassan Yassine<sup>2</sup>, Prof. Dr. Jürgen Wöllenstein<sup>1,2</sup>, Dr. Katrin Schmitt<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Fraunhofer-Institut für Physikalische Messtechnik IPM, Georges-Köhler-Allee 301, 79110 Freiburg im Breisgau

<sup>2</sup>Institut für Mikrosystemtechnik - IMTEK, Professur für Gassensoren, Universität Freiburg, Deutschland

Mahmoud.el-safoury@ipm.fraunhofer.de

### Kurzfassung

Ein photoakustisches Sensorsystem zur CO<sub>2</sub>-Blutgasdetektion wird vorgestellt. Im Fokus der Entwicklung steht ein photoakustischer Sensor, der auf dem sogenannten Zwei-Kammer-Prinzip, d.h. einer Messzelle und einer Detektionskammer, basiert. Ziel ist die zuverlässige, kalibrierarme und kontinuierliche Überwachung arterieller CO<sub>2</sub>-Werte, was z.B. für die Patientenversorgung auf Intensivstationen sehr wichtig ist. Es wurden unterschiedliche Messzellen-Dimensionierungen untersucht, um den Einfluss auf das Sensorverhalten zu ermitteln. Für die Anregung des Zielgases wird eine Infrarot-LED mit einer Emissionspeak-Wellenlänge von 4,3 µm verwendet. Ein MEMS-Mikrofon und das CO<sub>2</sub> werden in die Detektionskammer hermetisch eingekapselt, in der sich ein photoakustisches Signal detektieren lässt. Es wurden CO<sub>2</sub>-Gasmessungen im Labor mit unterschiedlichen Längen und Durchmessern einer zylindrischen Messzellegeometrie durchgeführt. Mit trockenem Stickstoff als Trägergas konnte eine Detektionsgrenze von 1 vol.-% CO<sub>2</sub> nachgewiesen werden.

### Abstract

A photoacoustic sensor system for CO<sub>2</sub> blood gas detection is presented. The development focuses on a photoacoustic sensor based on the so-called two-chamber principle, i.e., a measuring cell and a detection chamber. The aim is the reliable, low-calibration and continuous monitoring of arterial CO<sub>2</sub> values, which is very important e.g., for intensive care unit patient monitoring. Different dimensional variations of the cylindrical measurement cell were examined for a deeper comprehension of the design influences on the sensor response. An infrared LED with an emission peak wavelength at 4.3 µm was used as a light source. A MEMS microphone and the target gas (CO<sub>2</sub>) were hermetically sealed into the detection chamber for a selective target gas detection, in which the photoacoustic signal is generated and transmitted to an electrical signal. The developed sensor variations were validated through CO<sub>2</sub> laboratory measurements. The detection limits achieved are 1 vol.-% CO<sub>2</sub> in dry nitrogen as the carrier gas.

## 1 Einleitung

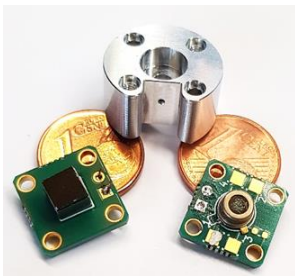
Für die Überwachung der respiratorischen Funktion bei Intensivpatienten mit akutem Lungenversagen (Acute Respiratory Distress Syndrome – ADRS) wird die transkutane CO<sub>2</sub>-Messung auf der Hautoberfläche aufgrund der höheren Genauigkeit bevorzugt, da Faktoren wie Alter, Körpertemperatur oder Lungenerkrankungen die Messungen, im Gegensatz zur CO<sub>2</sub>-Konzentrationsbestimmung über die Atemluft, nicht beeinflussen [1]. Bei gesunden Patienten liegt der arterielle CO<sub>2</sub>-Wert bei ca. 5 vol.-%. Im Falle unzureichender Atmung kann der Wert schnell auf ca. 12 vol.-% steigen und im Falle von hyperventilierenden Patienten fällt der arterielle CO<sub>2</sub>-Wert auf ca. 3 vol.-%. In lebensbedrohlichen Fällen kann der CO<sub>2</sub>-Wert auf über 25 vol.-% CO<sub>2</sub> steigen [2]. Daher sollten transkutane CO<sub>2</sub>-Sensoren einen Konzentrationsbereich bis zu ca. 30 vol.-% CO<sub>2</sub> abdecken können.

Hauptnachteil der bestehenden elektrochemischen Sensoren sind Prinzip-bedingte Driftphänomene, welche mit 12 Stunden äußerst kurze Kalibrierintervalle aufweisen. Zum

Kalibrieren muss das Auslesegerät eine Kalibriergasflasche enthalten oder der Sensor wird abgenommen, ersetzt und muss anschließend extern rekaliert werden [2]. In dieser Arbeit wird ein miniaturisiertes photoakustisches Sensorsystem zur zukünftigen zuverlässigen und kontinuierlichen Bestimmung des arteriellen CO<sub>2</sub>-Wertes in der Patientenversorgung vorgestellt. Der entwickelte transkutane Sensor besteht aus einer LED als Lichtquelle, einer Gasmesszelle (Absorptionsstrecke) und einer Detektionskammer. Das Zielgas (CO<sub>2</sub>) wird in der Detektionskammer hermetisch eingekapselt, wodurch ein selektives optisches Filtersystem entsteht. Weiter befindet sich ein MEMS-Mikrofon in der Detektionskammer, dass die akustische Druckänderung in dem verschlossenen Volumen in ein elektrisches Signal umwandelt. Befindet sich kein CO<sub>2</sub> in der Absorptionsstrecke, entsteht ein maximales photoakustisches Signal in der Detektionskammer. Gelangt CO<sub>2</sub> in die Absorptionsstrecke, sinkt die an der Detektionskammer ankommende Lichtintensität konzentrationsabhängig (Lambert-Beer'sches Gesetz), wodurch die detektierte akustische Druckänderung abgeschwächt wird.

## 2 Aufbau und Durchführung

Zur Untersuchung des photoakustischen Signals in Abhängigkeit von unterschiedlichen Geometrien der Messzelle wurden CO<sub>2</sub>-Messungen mit Stickstoff als Trägergas durchgeführt. Die Messzellvariationen wurden aus Aluminium hergestellt, da es leicht mechanisch bearbeitbar und einen hohen Reflexionsgrad bei der CO<sub>2</sub>-Detektionswellenlänge von 4,3 µm aufweist. Als Lichtquelle wurde die Hamamatsu-LED L15895-0430M und als akustischen Wandler wurde das MEMS-Mikrofon SPV1840LR5H-B von Knowles verwendet. Die Detektionskammer wurde aus Stahl hergestellt, anschließend vernickelt und zusätzlich vergoldet. Weiter wurde ein metallisiertes Siliziumfenster ( $d_{Si} = 500 \mu m$ ) mit einer dünnen Anti-Reflex-Schicht aus Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> ( $d_{Si_3N_4} = 500 \text{ nm}$ ) an die Detektionskammer gelötet, um einen gasdichten Verschluss zu erzielen. Es wurden drei Durchmesser ( $\varnothing = 2, 2,5$  und  $3 \text{ mm}$ ) bei konstanter Absorptionstrecke ( $L = 2 \text{ mm}$ ), sowie drei unterschiedliche Absorptionsstrecken ( $L = 1, 1,5$  und  $2 \text{ mm}$ ) bei konstantem Durchmesser ( $\varnothing = 3 \text{ mm}$ ) der zylindrischen Messzelle untersucht. Die LED wurde bei einer Frequenz  $f = 700 \text{ Hz}$  moduliert und einem Strom von  $I = 150 \text{ mA}$  angetrieben. Das in der photoakustischen Detektionskammer entstehende akustische Signal wird von einer separaten Auswerteelektronik verstärkt und die störenden Niederfrequenzen durch einen Tiefpassfilter ausgefiltert.

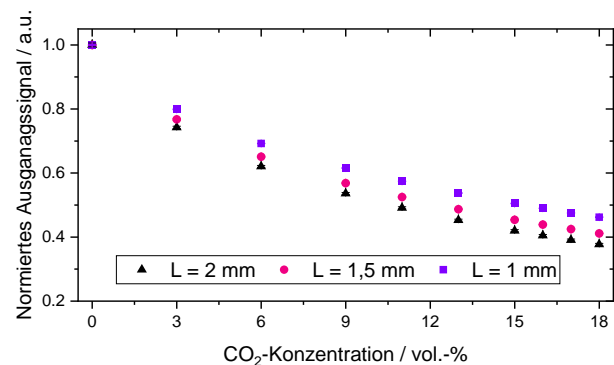


**Bild 1** Die Aluminium-Messzelle (oben mittig), die photoakustische Detektionskammer (unten links) und die IR-LED (unten rechts) werden aneinandergeschraubt und stellen den photoakustischen Sensor dar.

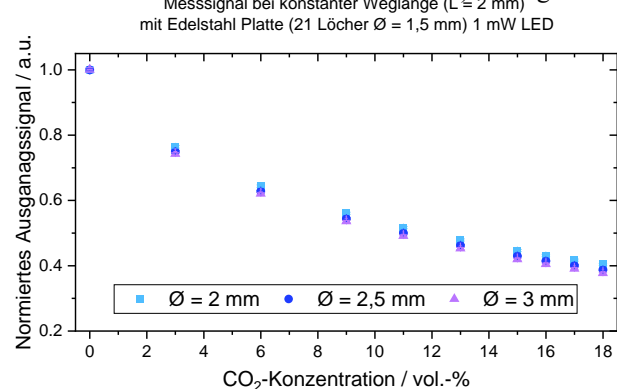
## 3 Ergebnisse

Die CO<sub>2</sub>-Konzentration wurde bei den durchgeführten Messungen zwischen 0 und 18 vol.-% in 1, 2 und 3 vol.-%-Schritten variiert. Als Trägergas diente trockener Stickstoff. Das jeweilig detektierte Sensorsignal wurde für die unterschiedlichen Durchmesser und Längen der Messzelle über die CO<sub>2</sub>-Konzentration aufgetragen (**Bild 2** und **Bild 3**). Der exponentiell abnehmende Verlauf des detektierten Signals mit zunehmender CO<sub>2</sub>-Konzentration kann erwartungsgemäß bei den durchgeführten Messungen beobachtet werden. Das höchste Mikrofonsignal wurde bei einer Messzellenlänge von 2 mm erreicht (**Bild 3**). Zu beachten ist, je kleiner das Messzellenvolumen, desto schneller die Sensorreaktion, wobei die Signalabhängigkeit nicht zu vernachlässigen ist. Ein Vergleich der beiden Messergebnisse aus **Bild 2** und **Bild 3** zeigt, dass eine Längenänderung der

Messzelle eine stärkere Auswirkung auf das photoakustische Signal hat. Bei einem Messzellendurchmesser von 3 mm war die Signalstärke am höchsten (**Bild 3**).  
mit Edelstahl-Platte (21 Löcher  $\varnothing = 1,5 \text{ mm}$ ) 1 mW LED



**Bild 2** Abhängigkeit des Sensorsignals von der CO<sub>2</sub>-Konzentration bei den optischen Weglängen  $L = 1, 1,5$  und  $2 \text{ mm}$ . Die Messungen wurden bei einem konstanten Durchmesser der Gasmesszelle ( $\varnothing = 3 \text{ mm}$ ) durchgeführt.



**Bild 3** Abhängigkeit des Sensorsignals von der CO<sub>2</sub>-Konzentration bei den Durchmessern der Gasmesszelle  $\varnothing = 3, 2,5$  und  $2 \text{ mm}$ . Die Messungen wurden bei einer konstanten optischen Weglänge ( $L = 2 \text{ mm}$ ) durchgeführt.

## 4 Zusammenfassung

Es wurde ein miniaturisiertes Sensorsystem mit dem Potenzial zur zuverlässigen und kontinuierlichen Bestimmung des arteriellen CO<sub>2</sub>-Wertes in der Patientenversorgung entwickelt. Dafür wurde ein Versuchsaufbau mit unterschiedlichen Messzellendimensionen entwickelt und charakterisiert. Es konnte bei allen sechs Variationen eine Detektionsgrenze von ca. 1 vol.-% CO<sub>2</sub> nachgewiesen werden.

## 5 Literatur

- [1] Von Rueden: "Non-invasive assessment of gas exchange in the critically ill patient", AACN Clin Issues Crit Care Nurs **1** (2), 239–47 (1990).
- [2] Eberhard: "The design, use, and result of transcutaneous carbon dioxide analysis: current and future directions", Anesthesia & Analgesia **105** (6), 48–52 (2007).