OXIvent – Abschlussbericht

Bedarfsgerechte Sauerstoffgabe in der klinischen Ventilation
(**Oxy**gen on demand during clinical **ven**tilation)

Förderkennzeichen: 16SV5606

Teilvorhaben:

Patientennahe IR-Atemgasanalyse mit optofluidischer Messzelle

Zuwendungsempfänger:	Technische Universität Ilmenau
Laufzeit des Vorhabens:	01.09.2011 – 31.08.2014
Berichtszeitraum:	01.09.2011 – 31.08.2014
Projektbearbeitung:	M. Sc. Sebastian Gropp
	M. Sc. Christoph Weigel
	Prof. Dr.-Ing. habil. Martin Hoffmann

Teil 1 – Kurzdarstellungen

1. Aufgabenstellung

Ziel des Teilprojektes gemäß Antrag vom 27.05.2011 ist die Konzeption und Entwicklung einer optofluidischen IR-Messzelle, die hochgenau den relativen Gehalt von CO_2 bestimmt und an den patientennahen Einsatz mit feuchtigkeitsbeladener Atemluft angepasst ist.

Anforderungen an die Küvette sind ein schneller Gaswechsel unter den Bedingungen der der patientennahen Atemgasanalyse. Dabei muss die Küvette an die Atemfrequenz und Strömungsgeschwindigkeit sowie die spezifischen Randbedingungen des Patienten und dessen Atemfluss angepasst werden. Hierzu zählt auch die Funktionsweiße bei feuchtigkeitsgesättigter Luft zu gewährleisten. Die Küvette ist dabei als Einwegsystem auszulegen und soll weiterhin eine Wiederverwendung der IR-Emitter und Detektoren ermöglichen. Die Anforderungen an die Genauigkeit sind dabei ± 5% vom Mittelwert ± 0,2% absolut bei einem Messbereich von 0 bis 10% gegeben.

Der Lösungsansatz besteht aus einem hochintegrierten Mikrosystem, das transmissive und reflexive IR-Optiken sowie mikrofluidische Strukturen mit Heizern kompakt in einem Si-Chip zusammenfasst. Die Integration von Emitter, Filter und Detektor sind nicht Gegenstand der Arbeiten.

2. Voraussetzungen, unter denen das Vorhaben durchgeführt wurde

Das Fachgebiet Mikromechanische Systeme (Prof. Dr. Martin Hoffmann) verfügt über umfassende Kenntnisse in der Bearbeitung von Silicium, die in zahlreichen Projekten der Mikrosystemtechnik umgesetzt werden. Insbesondere ist es Kernpartner im Prosin-Projekt „Kompetenzdreieck Optische Mikrosysteme“ des BMBF. Darüber hinaus bearbeitet das Fachgebiet Mikromechanische Systeme parallel im Projekt NaMiFlu die Erforschung neuer Emitter-Konzepte sowie die Optimierung transmittierender IR-optischer Grenzflächen. In Abgrenzung zu diesem Projekt werden dort jedoch Hochdruck-Küvetten für Öle untersucht, bei denen es weder auf einen schnellen Wechsel des Fluides noch auf hinreichend lange IR-optische Pfade ankommt, da in Flüssigkeiten gemessen wird. Auch der Aufbau des Sensorsystems folgt vollständig anderen Regeln. Genutzt werden können hingegen synergistische Effekte bei der Optimierung der Entspiegelung.

Für die optische Simulation wird das Fachgebiet Technische Optik (Prof. Dr. Stefan Sinzinger) einbezogen, das über alle notwendigen Simulationswerkzeuge verfügt und ebenfalls Partner im Prosin-Projekt „Kompetenzdreieck Optische Mikrosysteme“ des BMBF ist. Im Fachgebiet Technische Optik existieren beispielsweise umfangreiche Erfahrungen mit dem nicht-sequentiellen Raytracing Simulationstool ASAP® mit dem die Medien und Oberflächen mit streuender Wirkung simuliert werden können. Für die Simulation des gefalteten Strahlenganges innerhalb der Küvette und das Design eines geeigneten Strahlformenden und –führenden optischen Systems mit Hilfe von optischen Freiformflächen bestehen umfangreiche Erfahrungen mit kommerziellen (Zemax®, VirtualLab®) und selbst programmierten Softwaretools. Im Rahmen von OptiMi werden am Fachgebiet Technische Optik hochempfindliche Messsysteme auf der Basis von Streulicht und Trübungsmessungen

erforscht. Die dort erarbeiteten Grundlagenarbeiten und Erkenntnisse werden für das geplante Verbundvorhaben von großem Nutzen sein.

In Abgrenzung zum BMBF-PROSIN-Projekt Kompetenzdreieck Optische Mikrosysteme, in dem sich das Demonstratorprojekt OPTOFLUTRONICS ebenfalls mit der Kombination von Mikrooptik und Mikrofluidik befasst, wird in OXIVent eine Küvette für IR-Messungen erforscht, während sich OPTOFLUTRONICS auf UV-VIS-Anwendungen mit „klassischen“ Materialien wie Glas und Polymeren konzentriert, die im IR-Bereich nur noch begrenzt anwendbar sind und bei denen die Gestaltung von Kanälen und optischen Oberflächen in einem Modul andere Technologien erfordert (Ultrapräzisionsbearbeitung, die aber in sprödharten Werkstoffen wie Si nicht eingesetzt werden kann).

3. Planung und Ablauf des Vorhabens

Im Antrag wurde das Teilprojekt in 4 Arbeitspakete gegliedert und von Mitarbeitern des Fachgebietes Mikromeschanische Systeme und dem Fachgebiet der Technischen Optik bearbeitet. Nachfolgend sollen die Teile genannt werden:

- AP 1: Systemkonzeption (6 PM)
- AP 2: Optimierung des optischen Strahlengangs (4 PM)
- AP 3: Technologische Grundlagenuntersuchungen zur Realisierung der Küvette (4 PM)
- AP 4: Aufbau und Test einer Messküvette (2 + 2 PM)

4. Wissenschaftlicher Stand, an dem angeknüpft wurde

Die Analyse des CO_2-Gehaltes von Gasen lässt sich effizient über eine Auswertung der optischen Absorption zwischen λ = 4,2 µm - 4,4 µm [Herzberg 1973] vornehmen. Um jedoch einen genügend hohe Auflösung zu erreichen, ist ein hinreichend langer optischer Pfad im Gas notwendig. Die Analysesoll patientennah, möglichst in der Atemmaske ermöglicht werden, so dass Ein- und Ausatemluft in Echtzeit bewertet werden können. Insbesondere der Messwert am Ende des Ausatemprozesses, beidem die Luft aus der Lunge bewertet werden kann (end-tidal concentration) ist für das hier zu erforschende Beatmungssystem von großer Bedeutung, so dass eine zuverlässige Messung zum Zeitpunkt der Strömungsumkehr erreicht werden muss. Die Messung kann dabei über den Hauptstrom der Atemluft (Mainstream) erfolgen oder über eine Messung eines Bypasses der Luft (Sidestream)[JAFFE 2002]. Sidestream-Messverfahren mit Diffusionszellen, bei denen das zu messende Gasgemisch über seitliche Öffnungen in den Messpfad diffundiert, finden daher immer weniger Verwendung. Sie sind zu träge (da diffusionsbasiert), um die Peak-Werte beim Wechsel vom Aus- zum Einatmungsvorgang korrekt zu erfassen. Es werden durchströmte Messzellen kleinen Volumens benötigt, bei denen der Gasaustausch rasch und auch bei Durchströmung in entgegengesetzten Richtungen möglich ist. Auf Grund der Nähe zum Patienten ist auch mit Kondensation von Feuchte aus der Ausatemluft zu rechnen, so dass eine Temperierung des Messchips auf Körpertemperatur erforderlich ist. Für die makroskopischen Aufbauten [JAFFE 2010] reichen einfache Messstrecken zumeist aus. Um die Sensoren weiter zu verkleinern ist jedoch auch eine Verkleinerung des Messvolumens notwendig. Dies erfordert eine Optimierung des optischen

Pfades, da die Dynamik des Messsignals unmittelbar von der Länge der Messstrecke und der Konzentration abhängt. Kleine Konzentrationsschwankungen erfordern deshalb hinreichend lange Freiraum-Messstrecken im Gas.

Da es sich um ein patientennahes Messsystem handelt, ist vorteilhaft, wenn IR-Quelle und Empfänger wiederverwendet werden können, die Messküvette aber getauscht werden kann und kostengünstig herstellbar ist. Die Vorteile der Mikrosystemtechnik konnten bereits demonstriert werden, dabei stand jedoch im Wesentlichen die Detektorseite im Mittelpunkt der Forschung [LAMMEL 2002, MATTSON 2008]. Ein vollständig in Si integriertes Konzept wurde in [Corman 2000] vorgestellt, ist aber für den Einsatz in Einweg-Systemen zu aufwändig, da es ein mehrfaches Bonden von Si-Wafern im Wechsel mit Pyrex-Glas erfordert. Es entspricht dem Stand der Technik von 2000.

Die Verwendung von nanostrukturierten Oberflächen in feuchtegesättigten Gasen wird insbesondere auch bestimmt vom Effekt der kapillaren Kondensation [Fisher1981]. Diese Form der Kondensation von Flüssigkeiten aus einer partiell gesättigten Dampfatmosphäre kann u.a. für die optische Messung von Konzentrationen genutzt werden [Casanova2008]. Bislang nicht geklärt ist aber unseres Wissens nach die Beeinflussung von nanostrukturieren Antireflexschichten durch kapillare Kondensation, insbesondere im Spezialfall der hochgesättigten Atmosphären, wie sie auch Fisher [Fisher1981] untersucht hat. Insbesondere am Grund der Nanostrukturen kann es hier zu Effekten kommen.

[Casanova 2008] Casanova, F, et. al., Gas adsorption and capillary condensation in nanoporous alumina films, Nanotechnology **19** (2008) 315709 (6pp)

[Corman 2000] Corman, T., Kälvesten, E., Huiku, M., Weckström, K., Tuomo Meriläinen, P., Stemme, G., An Optical IR-Source and CO_2-Chamber System for CO_2 Measurements, J. of Microelectromechanical Systems VOL. 9, NO. 4, DECEMBER 2000, 509-516

[Fisher1981] Fisher, L.R., Gamble, R.A., Middlehurst, J., The Kelvin equation and the capillary condensation of water, Nature 290 (1981), 575-576

[JAFFE 2002] Jaffe, M.B., White paper. Mainstream or Sidestream Capnography. Technical consideration (2002)

[JAFFE 2010] Jaffe, M.B., Orr, J. A. Continuous Monitoring of Respiratory Flow and CO_2. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine , March/April (2010)

[LAMMEL 2002] Lammel, G., Schweizer, S., Schiesser, S., Renaud, P. Tunable Optical Filter of Porous Silicon as Key Component for a MEMS Spectrometer (2009)

[HERZBERG 1973] Herzberg, G. Einführung in die Molekülspektroskopie. Steinkopf-Verlag, Darmstadt (1973).

5. Verwendete Fachliteratur und benutzte Informations- und Dokumentationsdienste

Zur Informationsbeschaffung und insbesondere im Rahmen der Literaturrecherche wurden die folgenden Informationen bzw. Quellen verwendet:

- Standard-Lehrbücher der Mikrosystemtechnik und Optik
- Recherchesaal des Paton an der TU Ilmenau
- Datenbanken: Inspec, Web of Science, Google Scholar

6. Zusammenarbeit mit anderen Stellen

Für die Herstellung der Küvette stand die umfangreiche technologische Ausstattung des Zentrums für Mikro- und Nanotechnologie zur Verfügung. Die Mitarbeiter anderer Fachgebiete des Institutes für Mikro- und Nanotechnologien MacroNano® standen jederzeit für den Erfahrungsaustausch als auch für fachliche Diskussionen zur Verfügung. Weiter erfolgte eine gezielte Zusammenarbeit mit den Projektpartnern, die vor Allem aus gerätetechnischer und medizinischer Seite Zuarbeiten und Informationen bereitstellten.

Die Schwerpunkte des Projektes sowie die strategische Ausrichtung wurden mit den Projektpartnern regelmäßig abgeglichen.

Teil 2 – Eingehende Darstellung der erzielten Ergebnisse

1. Erzielte Ergebnisse

Anforderungen an die Küvette

Die Herausforderung betrifft die Entwicklung einer Küvette für die Analyse der Atemgaszusammensetzung von Patienten während der künstlichen Beatmung. Die Messzelle soll den Bereich der Erwachsenen- und der Kleinstkinderbeatmung abdecken. Dabei spielen zum einen geringe Atemfrequenzen und hohe Volumenströme im Erwachsenenbereich bzw. hohe Atemfrequenzen bei geringem Atemzugvolumen eine Rolle. Die Küvette muss demnach schnell durchspült werden und andererseits auch mit hohen Flussraten bei entsprechender Genauigkeit funktionieren. Dabei muss weiterhin die Kondensation an den Oberflächen betrachteten werden, die zum einen die Leistungsfähigkeit des Systems verringern und eventuell sogar zum Ausfall führen kann. Die quantitativen Anforderungen sind in Tabelle 1 aufgezeigt.

Tabelle 1: Anforderungen an die Messküvette

Anforderungen	Bereich
CO_2-Konzentration	0 … 10 Vol%
Genauigkeit	±5% vMW ±0,2% Absolut
Rel. Luftfeuchte	100 %
Temperatur Ausatemluft	37…41°C
Atemfrequenz	10 bis 100 Atemzüge/min
Flussrate	0,2 … 125 l/min

Neuartiges Systemkonzept eines passiven Bypass-Sensors

In kommerziellen Systemen werden Hauptstrom und Nebenstromsensoren eingesetzt. Beide Systeme besitzen Vor- und Nachteile. Nebenstromsensoren haben vor Allem mit Totzeiten zu kämpfen, die durch die Positionierung entfernt von der Atemmaske entstehen und somit einen zeitlichen Versatz der Messgröße aufweisen. Hauptstromsensoren hingegen sind direkt am Beatmungsschlauch angebracht und haben mit diesem Problem nicht zu kämpfen. Hier spielt hingegen die eingeschränkte Möglichkeit der Miniaturisierung eine entscheidende Rolle, da diese

sich negativ auf den fluidischen Widerstand und somit auf das Atemverhalten des Patienten auswirkt.

Mit Hilfe eines Bypass-Systems können diese Nachteile verhindert werden. Durch den nicht direkten Eingriff in den Beatmungsprozess sind alle Designmöglichkeiten offen gehalten und eine Positionierung in der Nähe des Patienten ermöglicht, was zu einer Verringerung der Totzeit im Vergleich zu Nebenstromsensoren.

Durch die örtlichen Gegebenheiten und den unterschiedlichen Durchmessern im Schlauchsystem treten verschiedene Strömungsgeschwindigkeiten und Drücke auf. So zeigen Bereiche nach der Maske langsame Geschwindigkeiten bei höheren Drücken und in Richtung der Maschine ist mit hoher Geschwindigkeit und einem Druckabfall zu rechnen. Der Druckunterschied wirkt sich auch auf die Küvette aus und bedingt eine passive Durchströmung dieser, um einen Druckausgleich zu erreichen. Bei einer Positionierung der Küvette wie in Abbildung 1 gezeigt, kommt es zu einem Druckunterschied Δp in der Küvette und daraus resultiert ein passiver Gasfluss.

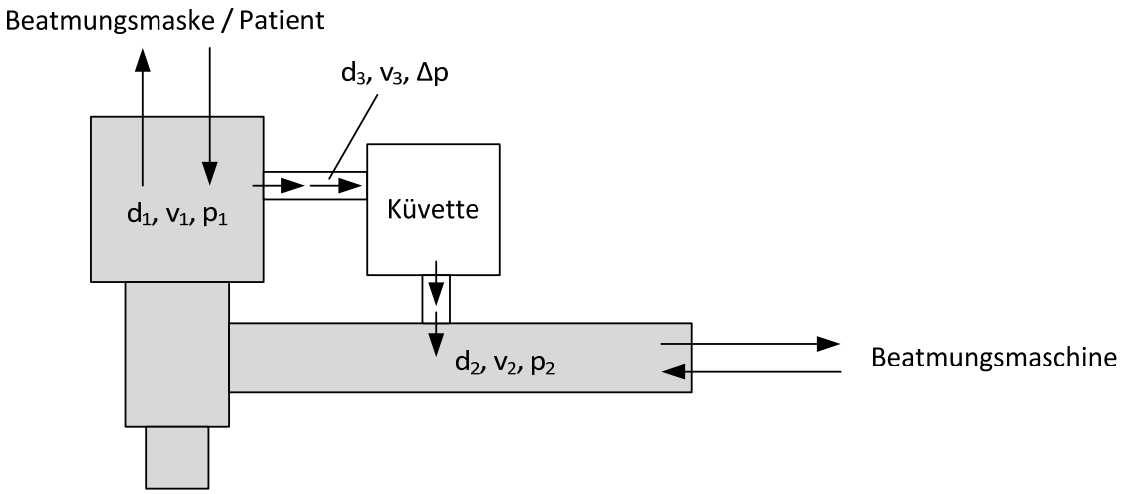


Abbildung 1: Verbindungsschlauch zwischen Beatmungsmaske und Beatmungsmaschine mit passivem Bypass-Sensor

Der zu erwartende Druckunterschied lässt sich mit Hilfe von Venturi und Bernoulli auch analytisch beschreiben:

$$p_1 - p_2 = \frac{\rho}{2}(v_2^2 - v_1^2)$$

Hierbei stehen p_1 und p_2 für beiden Einzeldrücke und v_1 und v_2 für die zugehörigen Geschwindigkeiten. ρ stellt die Dichte des strömenden Mediums, in diesem Fall der Luft, dar. Weiterhin lässt sich ebenfalls der Volumenstrom $\dot{V}$ durch die Küvette daraus ableiten, wobei A_1 und A_2 die Querschnittsflächen des Schlauches darstellen mit dem Durchmesser d_1 und d_2.

$$\dot{V} = A_1 A_2 \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho(A_1^2 - A_2^2)}}$$

Ausschlaggebend für den Fluss durch die Küvette und somit für die Dynamik ist weiterhin der fluidische Widerstand des Bypasses, welcher sich aus dem Schlauchwiderstand und dem Widerstand

der Küvette zusammensetzt. Für optimale Strömungsparametern müssen diese geringe gehalten werden. Die Flussrichtung in der Küvette ist dabei immer konstant – die Inspirations- und Exspirationsphase haben hierauf keinen Einfluss. Durch den beidseitigen Anschluss an den Hauptstrom kommt es zu keiner Kontamination durch die Umgebungsluft und Pumpenelemente und Ventile können durch die passive Flusserzeugung eingespart werden. Um Kondensation an den optischen Flächen und Sekret in der Küvette zu vermeiden, wird die Küvette nahe oder auf der Temperaturen oberhalb der Körpertemperatur aufheizt. Die Abkapselung der Sensorik erfolgt über optische Fenster aus Silicium.

Dementsprechend müssen das optische System und die Fluidik soweit angepasst werden und anhand der gegebenen Randbedingungen optimiert werden. Durch eine Positionierung außerhalb des Hauptstromes ergeben sich dazu mehr Möglichkeiten

Optisches Design

Bestimmung der optimalen optischen Weglänge

Zuerst wurde anhand von Literaturquelle festgelegt, welche optische Weglänge benötigt wird, um den Tabelle 1 genannten Messbereich mit der geforderten Genauigkeit zu erreichen. Ist die Weglänge zu kurz gewählt, können niedrige Konzentrationen nicht gemessen werden, da die Absorption zu gering ist. Bei zu großen Wellenlängen verhält sich der Sachverhalt umgekehrt. Ober- und unterhalb können nicht alle geforderten CO_2-Konzentration abgebildet werden. Basis für diesen Sachverhalt dient das Lambert-Beer'sche Gesetz:

$$I = I_0 10^{-\varepsilon c d}$$

ε_λ beschreibt den Absorptionskoeffizienten eines Stoffes für eine bestimmte Wellenlänge bei definierten Umgebungsbedingungen. Abbildung 2 zeigt den Absorptionskoeffizienten für den Einsatzfall interessanten Bereichs sowie die Filtercharakteristik des Detektors.

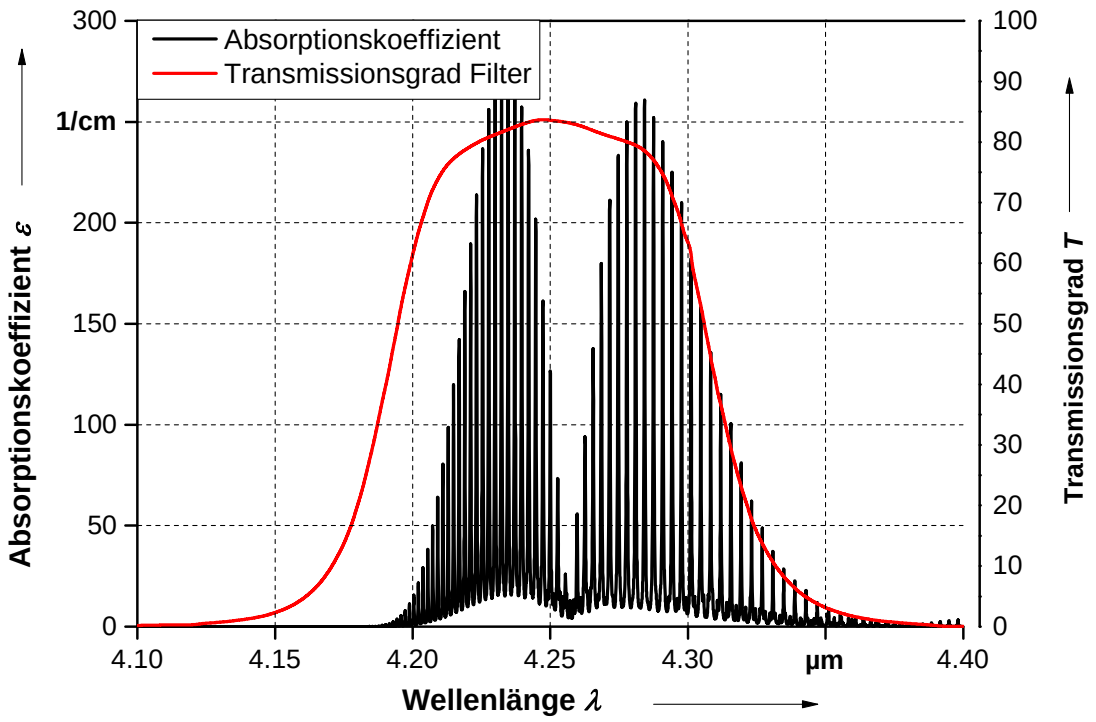


Abbildung 2: Absorptionskoeffizient ε von reinem Kohlendioxid im untersuchten Wellenlängenbereich (T=296 K, p = 1013 hPa) [Hitran on the Web] und die Charakteristik des Bandpassfilters [µHybrid]

Um die Signalstärke am Detektor abzuschätzen, muss die Charakteristik des Emitters, des Filters und die Absorption bei verschiedenen Wellenlängen betrachtet werden. Die Fläche unterhalb des Verlaufes der Signalstärke im Wellenlängenbereich ergibt eine Leistung bzw. Intensität, die auf den Detektor trifft. Verschiedene Systeme lassen sich schlecht miteinander vergleichen, da bei anderen Komponenten auch Filtercharakteristiken (Bandbreite, Transmissionsgrad) variieren und somit ggf. absorbierende Wellenlängen gar nicht den Weg zum Detektor finden. Toleranzen während der Herstellung zeigen ebenfalls für jeden Filter mehr oder weniger abweichende Werte. Prinzipiell lässt sich für die eintreffende Leistung auf den Detektor der Zusammenhang der oben genannten gegebenen Kennwerte aufstellen. Für verschiedne Konzentrationen lassen sich bei Annahme einer optischen Weglänge und der Einbeziehung des Filters der ankommenden Leistung am Detektor bestimmen (siehe Abbildung 3).

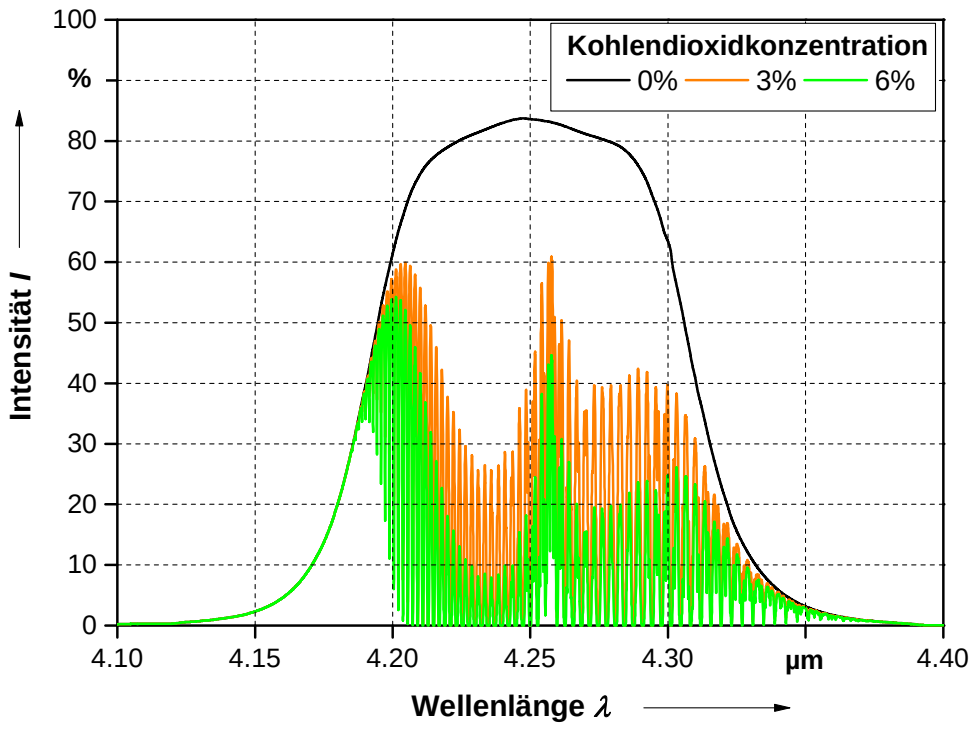


Abbildung 3: Eintreffende Leistung auf den Detektor über den untersuchten Wellenlängenbereich

Zu sehen ist hier die unterschiedliche Abschwächung des Signals durch die wellenlängenabhängigen Absorptionskoeffizienten sowie der Einfluss unterschiedlicher Konzentrationen.

Um einen gut auswertbaren Signalhub zu erreichen, werden in der Literatur optische Weglängen um die 50 mm als ideal angenommen, kleine Kohlendioxid-Konzentrationen zu erreichen. Da im hiesigen Einsatzfall aber auch höhere Konzentrationen gemessen werden sollen, ist eine Verringerung der optischen Weglänge anzustreben. Um einen möglichst gleichbleibenden Signalhub über den erforderlichen Messbereich von 0 % bis 10 % Konzentration zu erreichen, wurde in der Vorauswahl eine optische Weglänge von 25 mm favorisiert.

Erstellung des optischen Designs

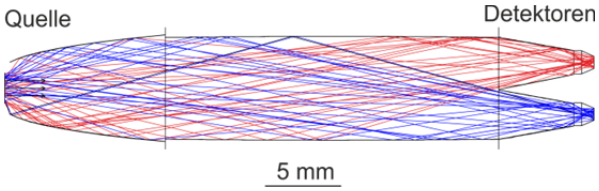
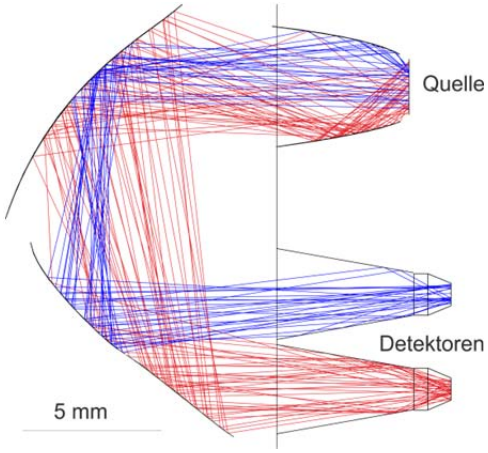
Bei den Designüberlegungen müssen zwei Herausforderungen beachtet werden. Das Licht einer ausgedehnten Quelle soll auf deutliche kleinere Detektoren konzentriert werden. Die 2,5D-Technologie erlaubt die gezielte Lichtumlenkung nur in einer Ebene, während die Quelle nahezu in den gesamten Halbraum abstrahlt.

In Design 1 (siehe Tabelle 2, links) wird das in das System eingekoppelte Licht durch einen Freiformspiegel kollimiert und, nach Durchlauf des Messvolumens, durch vier weitere Freiformelemente auf zwei separate Detektoren fokussiert. Bei einer Messstrecke von ca. 25 mm gelangen so 8,05 % des eingekoppelten Lichtes auf die Detektoren.

Um die Lichtausbeute des Systems zu erhöhen, wurde in Design 2 versucht, die Quelle auf die Detektoren abzubilden. Der Strahlengang wird hier durch drei Freiformspiegel gefaltet wodurch der Sensor kompakter gestaltet wird. Die höhere Anzahl an optischen Elementen stellt zwar ein

komplexeres System dar, die Effizienz wird aber bei gleicher Messstrecke auf 10,9 % erhöht. Die Angaben zur Signalstärke beziehen den Einsatz von IR-transmittieren Fenstern nicht mit ein.

Tabelle 2: Optische Auslegung zweier Designvorschläge für die Detektion von CO_2

<table>
<tr><td colspan="12">2,5D Systeme zur optischen Gasdetektion</td></tr>
<tr><td colspan="6">Direktes System Design 1</td><td colspan="6">Gefaltetes System Design 2</td></tr>
<tr><td colspan="6"> 
</td><td colspan="6"> 
</td></tr>
<tr><td colspan="12">Intensität an Detektoren in % von:</td></tr>
<tr><td colspan="4">1 mm System</td><td colspan="2">2,5 mm</td><td colspan="4">1 mm System</td><td colspan="2">2,5 mm</td></tr>
<tr><td colspan="2">Eingekoppeltem Licht</td><td colspan="2">Gesamtlicht</td><td colspan="2">Gesamtlicht</td><td colspan="2">Eingekoppeltem Licht</td><td colspan="2">Gesamtlicht</td><td colspan="2">Gesamtlicht</td></tr>
<tr><td>4,10</td><td>3,95</td><td>2,32</td><td>2,23</td><td>1,67</td><td>1,65</td><td>4,90</td><td>6,00</td><td>2,23</td><td>2,79</td><td>1,47</td><td>1,88</td></tr>
<tr><td colspan="12">Mittlerer Lichtweg in mm</td></tr>
<tr><td colspan="4">24,7</td><td colspan="2">22,3</td><td colspan="4">24,87</td><td colspan="2">23,0</td></tr>
</table>

Optimierung der Ein- und Auskopplung der IR-Strahlung

Um den Signalübergang von der Sensorik in die abgeschlossene Küvette mit möglichst geringen Verlusten zu erreichen, bietet sich der Einsatz von nanostrukturierten Silicium (auch Black-Si genannt) als Fenster an.

Beim sprunghaften Übergang zwischen zwei Medien kommt es zu Reflexionsverlusten, die auf dem schlagartigen Brechzahlübergang zurückzuführen sind. Bei nanostrukturierten Si hingegen existiert ein Brechzahlgradient, der die Reflexion weitgehend verringert und das Transmissionsverhalten optimiert. Für jede Wellenlänge muss für ein optimales Transmissionsverhalten die Geometrie der Si-Nadeln angepasst werden. Sind die Nanostrukturen zu klein, ist der Brechungsindexgradient zu steil und es kommt zu Reflexionen. Im umgekehrten Falle treten vermehrt Beugungseffekte auf. Eine Prozessoptimierung ist in diesem Fall erforderlich (vgl. [Branz u.a., 2009]). So wurde eine Vielzahl von unterschiedlichen Herstellungsparametern untersucht und das Transmissionsverhalten im Einsatzfall betrachtet.

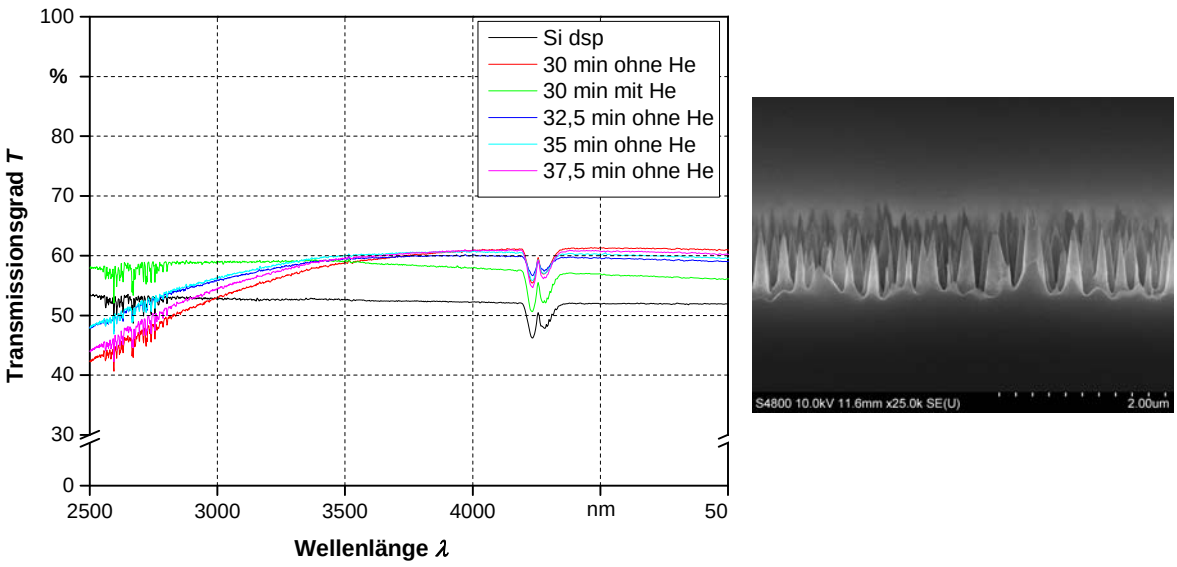


Abbildung 4: Experimente zum Transmissionsverhalten verschiedener Black-Si-Proben im Vergleich zu polierten Wafern

In Abbildung 4 sind FTIR-Transmissionsmessungen verschieden hergestellter Proben dargestellt. Hier sieht man eine Erhöhung der Transmission im Vergleich zu doppelseitig poliertem Silicium. Black Si mit einer Ätzzeit von 30 min ohne He-Backing zeigt sich hier als optimales Ergebnis. Die hier untersuchten Proben weisen nur einseitig Nanostrukturen auf. Bei entsprechender doppelseitiger Prozessierung, wie auch für die Küvettenfenster durchgeführt, lässt sich die Transmission weiter erhöhen. Zu sehen ist im Messverlauf auch der typische Einbruch der Signalstärke in der CO_2-Absorptionsbande der Umgebungsluft.

Bei vier Medienübergängen, die für die Funktionsweise der Küvette erforderlich sind, errechnet sich ein Gesamttransmissionsgrad für polierte Si-Fenster von 24 % bei 30 % Reflexion pro Übergang. Mit Hilfe der Anpassung durch Silicium-Nadeln lässt sich dieser auf 64 % erhöhen. Das Ergebnis sind höhere Signalstärken am Detektor verbunden mit einem höheren Signal-Rausch-Abstand und weniger interne Reflexionen und daraus resultierenden Überlagerungserscheinungen.

Wenn man hierzu die in Tabelle 2 genannte Signalstärke der eingekoppelten Leistung am Ausgang mit den Transmissionsgrad der Fenstermaterialien vergleicht, so erreichen bei Silicium 2,6 % und bei Black-Si 7 % der Strahlung den Detektor. Höhere Signalhübe und somit ein höherer Signalrauschabstand respektive Messgenauigkeit kann somit erreicht werden.

Mikrofluidisches Design

Ausgehend vom Systemkonzept, dem optischen Design und den Randbedingungen lässt sich das fluidische System auslegen. Anforderungen sind hierbei dem Atemzyklus angepasst Spülzeit der Küvette. In diesem Zusammenhang galt es die Küvette hinsichtlich ihres Durchströmungsverhaltens in Anbetracht des kompletten Systems zu untersuchen. Hierzu wurde eine Comsol-Simulation erstellt, die das Einstellen verschiedener Flussraten und Drücke im Hauptstrom erlaubt. Bei gegebenen Querschnitten der Gänsegurgel lassen sich im ersten Durchgang bei verschiedenen Flussraten respektive –geschwindigkeiten die Druckverhältnisse im Bypass ermitteln (siehe Abbildung 5).

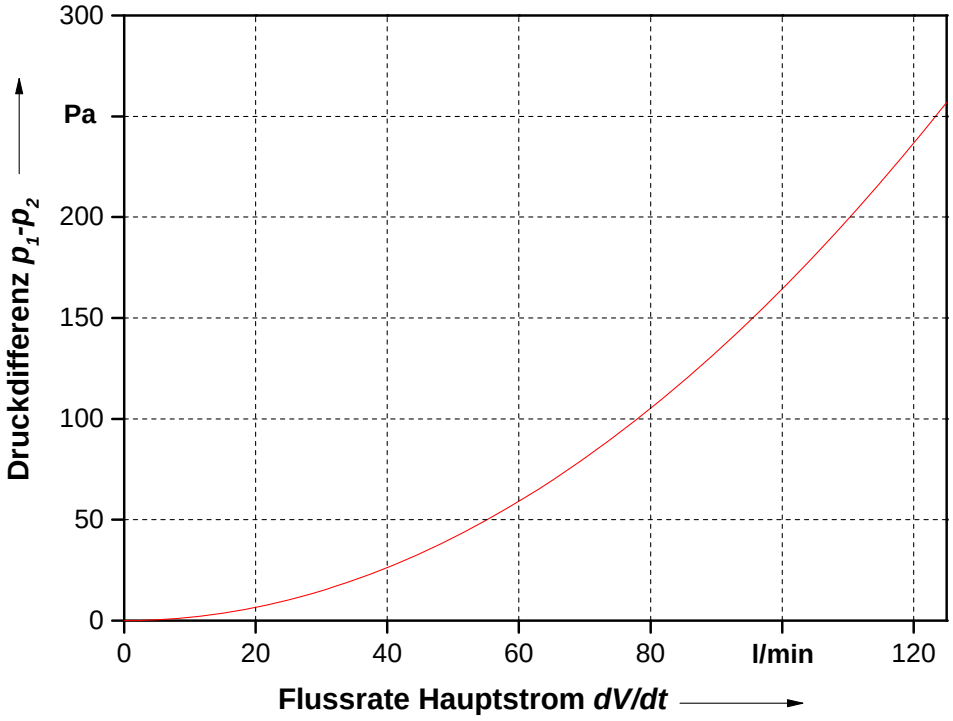


Abbildung 5: Druckdifferenz im Bypass bei verschiedenen Flussraten in der Gänsegurgel

Abbildung 6 zeigt eine Simulation des Hauptstroms mit einem eingeprägten Gasfluss von 1 l/min und einem angebrachten Bypass, an dem die Küvette angeschlossen ist.

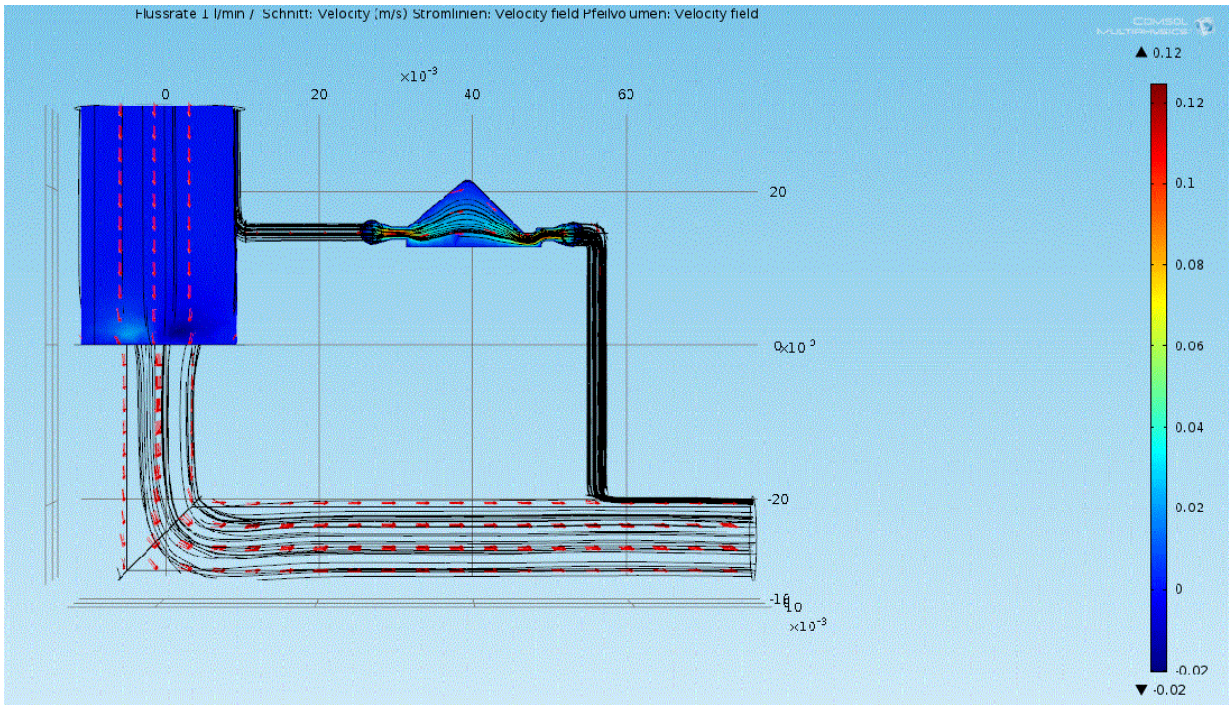
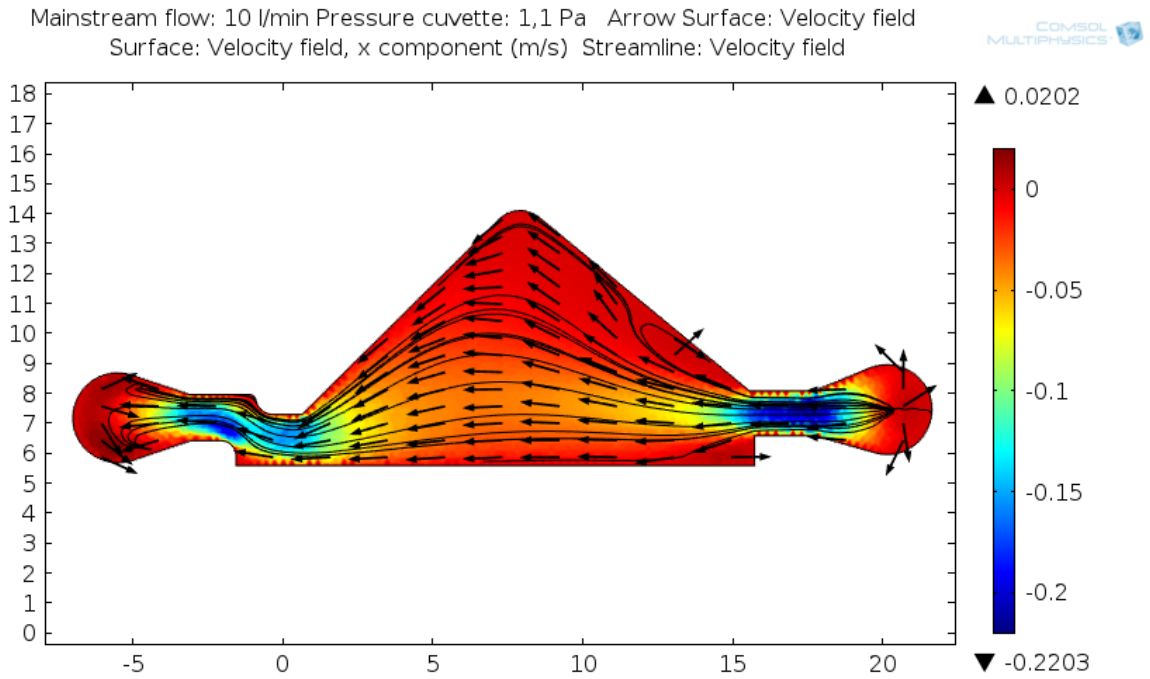


Abbildung 6: Strömungsverhalten in Küvette und Hauptstrom bei einem eingeprägten Volumenstrom von 1 l/min

Der Bereich der Küvette kann mit diesem Modell genauer untersucht werden. So lässt sich ermitteln, welche Flussgeschwindigkeiten sich in der Küvette einstellen und ab welchen Wert sich die laminare Strömung in eine turbulente ändert.



Aus den Strömungskenngrößen lässt sich die Spülzeit der Küvette abschätzen. Relevant hierfür ist das Küvettenvolumen, welches zum einen durch das optische Design vorgegeben ist, in der Höhe aber variiert werden kann. Für eine Küvettendicke von 2 mm ergibt sich ein Küvettenvolumen von 0,22 ml

zzgl. des Schlauchvolumens, welches ebenfalls gespült werden muss. Für verschiedene Flurraten im Hauptstrom lässt sich die folgende Tabelle aufstellen.

Tabelle 3: Volumenstrom und Spülzeit durch die Messzelle bei verschiedenen Gesamtflussraten

Haupstrom [l/min]	Strom durch Küvette [ml/s]	Spülzeit [s]	Spülzeit (nur Küvette) [s]
1	0,155	3,7	1,41
5	1,41	0,4	0,155
10	3,11	0,18	0,071
50	18,38	0,03	0,012

Wie sich zeigt, ist die Dynamik den Abschätzungen nach ab einem Atemvolumen von 5 l/min ausreichend dimensioniert. Zu beachten ist herbei, dass das Verhältnis der Atmung zwischen Inspiration und Exspiration nicht 1:1 beträgt, sondern je nach Mensch unterschiedlich ausfällt. Ein Verhältnis von 1:1,7 wird in der Literatur als normales Verhältnis angegeben. Demnach fällt die Flussgeschwindigkeit während des Ausatmens geringer aus. Dafür ist diese Phase aber länger ausgeprägt und ermöglicht somit ein langsameres Ansteigen und Erreichen der maximalen CO_2-Konzentration am Ende des Exspirationszyklus.

Herstellung von Küvettenformen

Um die optische Funktionsfähigkeit und die Herstellungsmöglichkeiten zu prüfen, wurden in ersten Untersuchungen verschiedene Herstellungsverfahren untersucht. Ausgehend von ein an das in Tabelle 2 genannte und favorisierte Design 2 wurden die optischen Freiformflächen in eine Lithographiemaske übertragen. Ein 3D-Modell des optischen Designs der Messküvette ist in Abbildung 7 gezeigt.

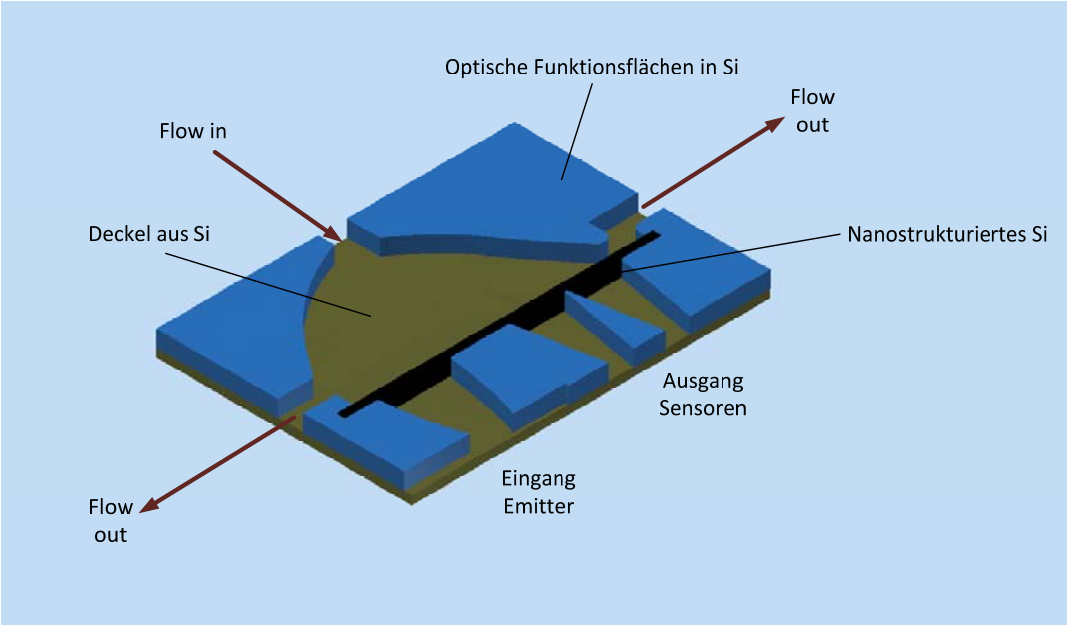
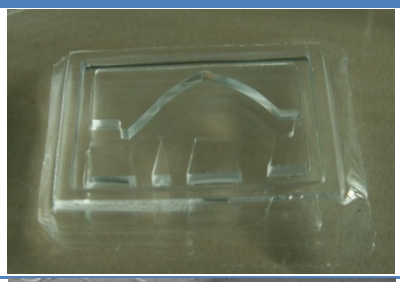
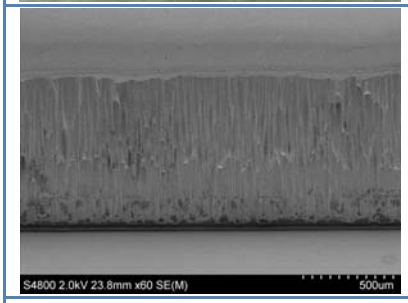
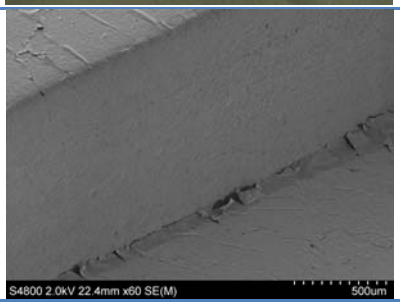
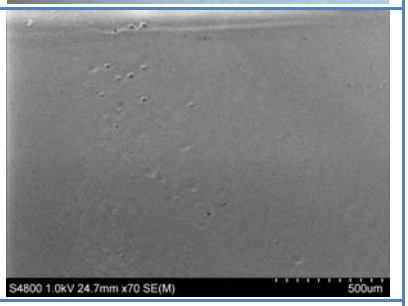


Abbildung 7: Design 2 im 3D-Modell

Dieses Design wurde im ersten Schritt in Richtung der optischen Leistungsfähigkeit optimiert und sollte als Ausgangspunkt für weitere Anpassungen in mikrofluidischer Sicht dienen. Diese wurden im zweiten Versuchsdurchlauf basierend auf den Erkenntnissen der optischen Messungen und den Simulationen der fluidischen Elemente implementiert. Durch die Integration einer Vielzahl von optischen Funktionsflächen und durch den Einsatz von nanostrukturierten Si-Oberflächen als Schnittstelle zu der sich außerhalb der Küvette befindlichen IR-Emitter und –Empfänger erreichen ca. 6,1% der eingekoppelten Leistung die Empfängerseite (siehe Tabelle 2). Ein System ohne optische Strahlumlenkung würde hingegen nur die Hälfte der Signalstärke am Ausgang aufweisen.

Anforderungen an den Herstellungsprozess ergeben sich vor Allem aus optischen Gesichtspunkten. Rauheiten unter λ/10 sind bei optischen Systemen vernachlässigbar und somit erstrebenswert. Weiterhin sind senkrechte Kanten für die optimale Strahlführung durch das System erforderlich. Es wurden Tests verschiedener Herstellungsverfahren, die diese Ergebnisse erreichen sollten, sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Tabelle 4: Verschiedene untersuchte Herstellungsverfahren im Vergleich

DRIE in Si	Abguss einer gefrästen Form	Laserstrahlgeschnitten in PMMA
		
		
Ra = 2,27 µm (λ/2)	Ra = 620 nm (λ/7)	**Ra = 450 nm (ca. λ/10)**

Zu sehen ist hier, dass der DRIE-Prozess zu Beginn gute Oberflächenqualitäten liefert. Ab einer Ätztiefe von ca. 100 µm setzt eine Nadelbildung ein, die sich auch auf die Seitenwand abbildet. Das führt zu einer Erhöhung der Rauheit Ra. Beim Abguss einer gefrästen werden zwar dem ersten Blick nach gute Oberflächen mit hoher Maßhaltigkeit erreicht, jedoch zeigen sich hier Mikrorauheiten. Laserstrahlgeschnittene Formen weisen in diesem Zusammenhang gute Ergebnisse auf. Beachtet werden muss hier, dass eventuelle Formabweichungen auftreten können. In Zukunft können weitere Versuche mit dem Einsatz anderer Laserquellen eines geringeren Anteils von CO_2 bessere Ergebnisse erreichen. Unter dem Gesichtspunkt der einfachen, schnellen und kostengünstigen Musterfertigung bei geringerer erreichbarer Rauigkeit wurde die Variante des Laserstrahlschneidens im Weiteren verwendet.

Wie in Abbildung 7 zu sehen ist, erfolgt die fluidische Kontaktierung hier seitlich. Das führt vor Allem bei der Kontaktierung hinsichtlich der Qualität der Stirnflächen als auch der Dichtheit zu einem großen Aufwand. In der Mikrosystemtechnik wird daher in der Regel die Kontaktierung über den Deckel vorgenommen. Das Design der Küvette musste dementsprechend angepasst werden.

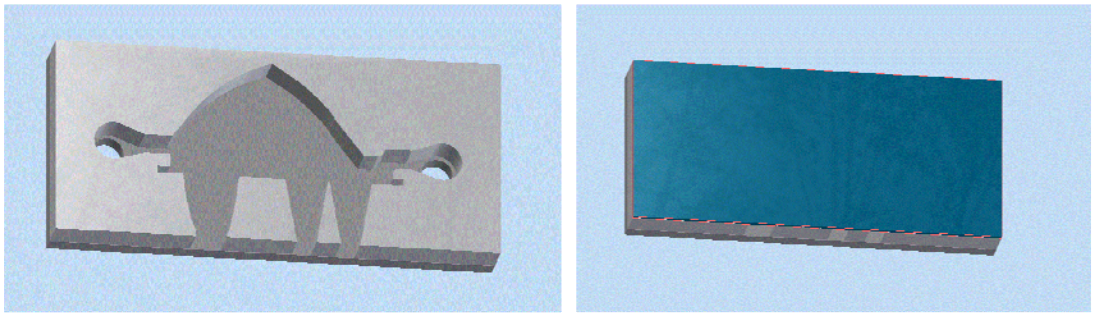


Abbildung 8: Küvettenform für die einfache und dichte fluidische Kontaktierung

Die Küvette lässt sich nach folgendem Ablauf herstellen:

1. Laserstrahlschneiden der Küvettenform aus PMMA
2. Gold als Reflexionsschicht aufsputtern
3. Deckel aus PMMA für mikrofluidische Kontaktierung aufbringen
4. Transmittive Fenster einsetzen
5. Zweiten Deckel aufbringen
    a. aus PMMA
    b. aus Si mit Heizelementen

Nach diesem Ablauf wurden verschiedene Küvetten unterschiedlicher Dicke und IR-transparenten Fenstern gefertigt.

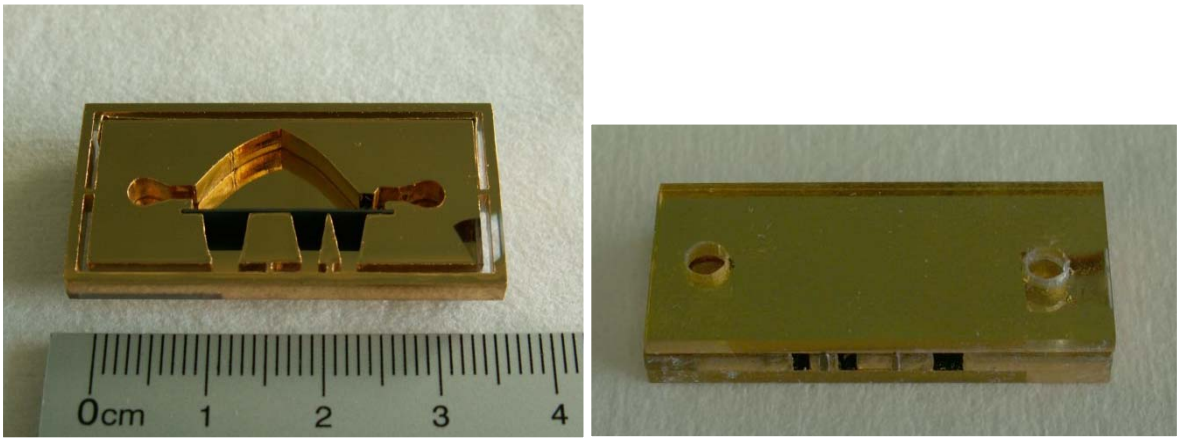


Abbildung 9: Küvette aus PMMA (h=2mm) mit Nanostrukturierten Silicium als Fenster

Für eine kostengünstige Massenfertigung kann die Fertigung mit Hilfe von Spritzgussformen weiter vereinfacht werden. Weiterhin sind hier Materialanpassungen vorzusehen, bei denen vor Verwendung eine leichtere Sterilisation vorgenommen werden kann. Hier bieten sich vor Allem Polysulfon und Polyimid an, welche eine hohe Hydrolysebeständigkeit und Autoklavierbarkeit aufweisen.

Messaufbau und Experimente

Für die ausgewählte Sensorik wurden Auswerteschaltungen sowohl für pyroelektrische Sensoren als auch für Thermopiles entwickelt, die ein Betreiben mit der Küvette und dem Halter ermöglichen. Bei der Auswertung werden dabei zwei Wellenlängen aufgenommen. Das ist zum einen der sensitive Bereich bei 4,26 µm und eine Referenzwellenlängen bei 3,9 µm, die keine Beeinflussung durch das vorhandene Kohlendioxid erfährt. Die Änderung des Signals der Messwellenlänge wird auf einen konstanten Referenzwert normiert. Änderungen der Referenz werden somit auf das Messsignal übertragen, welches mit zunehmender CO_2-Konzentration fällt. Als IR-Quelle kommt ein breitbandiger Flächenstrahler zu Einsatz, der als SMD-Variante eine Miniaturisierung im Vergleich zu üblichen TO-Gehäusen darstellt. Der Betrieb erfolgt mittels Pulsweitenmodulation, welche an die Anforderungen der pyroelektrischen Sensoren angepasst werden kann. Die Sensorik wird in eine Aufnahme, die die gezielte Justierung der Küvettenform ermöglicht, eingesetzt. Sensorik und Küvette sind optimal zueinander eingestellt um eine maximale eingeprägte Strahlungsleistung und Detektorausgangssignale zu erreichen. Weiterhin sind der Emitter und der pyroelektrische Sensor so eingebaut, dass sie jederzeit durch andere Elemente ersetzt werden können. Die Untersuchung anderer Elemente ist somit einfach möglich bzw. bei einem Defekt kann die Betriebsbereitschaft schnell wieder hergestellt werden. Abbildung 10 zeigt ein 3D-CAD-Modell der konstruierten Aufnahme.

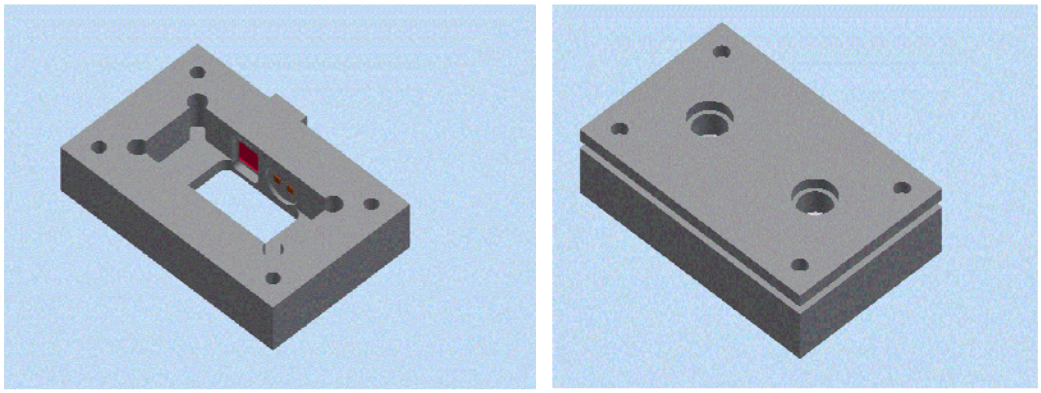


Abbildung 10: Aufnahme für die Küvettenform (links) und Gesamtaufnahme (rechts)

In Abbildung 10 (rechts) sind die Öffnungen für die fluidische Kontaktierung zu sehen. Hier werden über ein Gewinde Luer-Lock-Adapter eingesetzt, die über einen Dichtring mit der Küvette ein abgeschlossenes System bilden. Die Anforderung, pro Minute nicht mehr als 50 ml Umgebungsluft in die Küvette diffundieren zu lassen, kann somit erreicht werden. Mit Hilfe der Anschlussmöglichkeiten, kann die Aufnahme direkt mit der Gänsegurgel und somit in den Beatmungskreislauf integriert werden (siehe Abbildung 11).

Die Charakterisierung bei verschiedenen Kohlendioxidkonzentrationen erfolgt über einen Gasmessplatz, bei dem über Masseflussregler der Fluss in Standard-Kubikzentimeter (sccm) und das Mischen zweier Gase der Volumenprozentanteil eingestellt werden kann.

Abbildung 11: Küvettenaufnahme in Verbindung mit dem Beatmungsschlauch

Experimentelle Untersuchungen

Optische Versuche

Zuerst wurde untersucht, welche Küvette den optimalen Signalrauschabstand und maximale Ausgangsleistung liefert. Hohe Ausgangsleistungen bedeuten größere Signaländerungen bei Variation der Konzentration und somit eine höhere Messgenauigkeit. Dazu wurden verschiedene Küvettendicken mit Fenstern aus polierten und nanostrukturierten Silicium (Black Si) eingesetzt und der Spannungspegel des Mess- und Referenzkanals aufgenommen bei einer Konzentration von 0 Vol.-% CO_2. Die Ergebnisse sind in Abbildung 12 dargestellt.

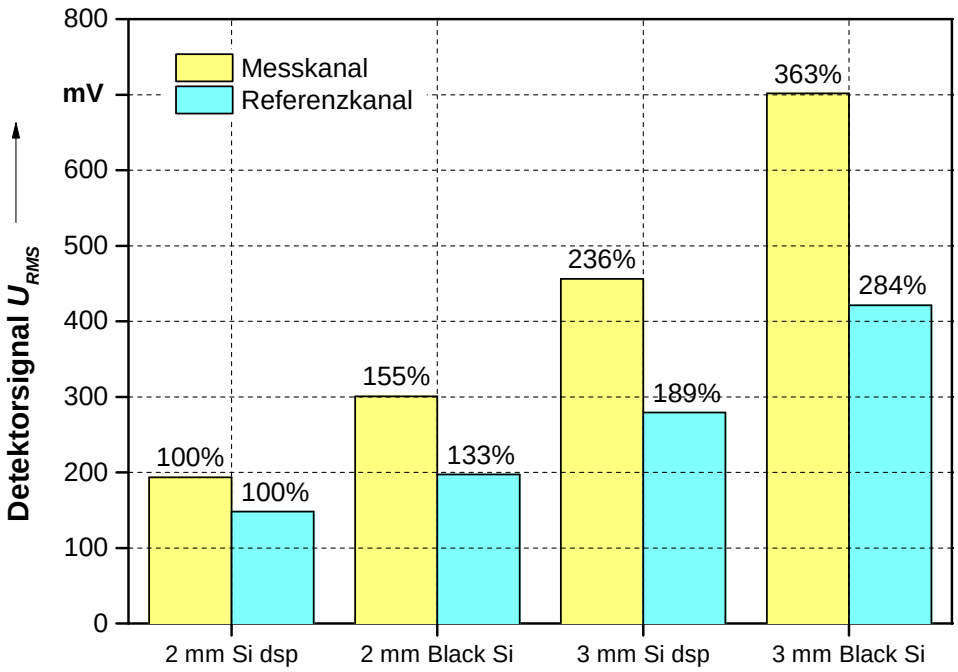


Abbildung 12: Signalverhalten bei verschiedenen Küvettendicken und eingesetzten Fensterarten

Es zeigt sich, dass größere Küvettendicken hier auch größere Ausgangssignale liefern. Die Empfindlichkeit ist somit höher. Das ist auf eine größere eingekoppelte Leistung zurückzuführen, obwohl das Verhältnis von Ausgangsleistung zu Eingangsleistung eher abnimmt (vgl. Tabelle 2, Küvettendicke 1mm und 2,5 mm). Die Erhöhung der Küvettendicke erfolgt jedoch auf Kosten des Volumens, welches auch in diesem Verhältnis ansteigt. Direkte Rückschlüsse auf die Dynamik lassen sich damit aber nicht ziehen, da der fluidische Widerstand dadurch sinkt und ein größerer Fluss erreicht wird.

Weiterhin ist zu sehen, dass die Leistung des Referenzkanals nicht im gleichen Verhältnis steigt, als es beim Messkanal der Fall ist. Das lässt sich zum einen auf die nicht ganz symmetrische Auslegung des Systems zurückführen und zum anderen auf unterschiedliche Transmissionsgrade des nanostrukturierten Siliciums, welches für eine Wellenlänge um ca. 4,3 µm optimiert wurde. Für die Messung spielt dieser Sachverhalt aber eine eher untergeordnete Rolle, da sich die Referenzwellenlänge nicht durch das Vorhandensein von Kohlendioxid beeinflussen lassen sollte und somit keine Spannungsänderung detektiert werden muss. Beim Messkanal ist jedoch eine deutliche Erhöhung der Signalstärke durch die Materialanpassung zu verzeichnen, was sich unmittelbar auf den Messzyklus auswirkt.

Für die dargestellten Küvettenformen wurde der Messbereich an CO_2-Konzentrationen in Abbildung 13 aufgenommen und die Änderung der Differenzspannungen quantitativ ermittelt. Da sich der empfindliche und unempfindliche Kanal auf einer Messeinheit befinden, ist hier von einem gleichen Temperaturniveau auszugehen. Einflüsse, die den Emitter und das Gesamtsystem betreffen, wirken sich somit auf beide Kanäle aus. Durch die Bildung des Verhältnisses zwischen dem Messkanal und dem Referenzkanal können Abweichungen, die beide Seiten betreffen, herausgerechnet werden.

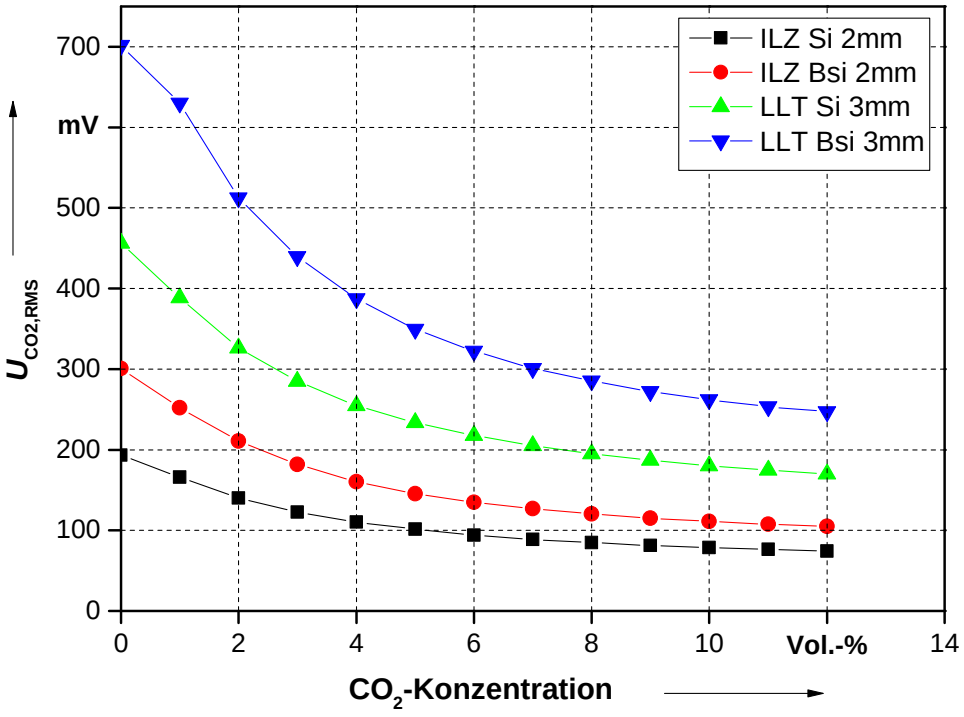


Abbildung 13: Bereinigt und auf konstanten Referenzsignal angepasst Spannung des Messkanals bei verschiedenen Konzentrationen

Wie zu erwarten, liegt zeigt sich bei Küvettenformen mit hoher Ausgangsleistung auch eine große Änderung der zwischen den einzelnen Messpunkten. Die Genauigkeit des Systems steigt an. Die dargestellten Messkurven setzen sich aus 3 Messreihen zusammen. So wurden Zyklen von 0 bis 12 Vol.-% und umgekehrt aufgenommen, um eventuelle Hysterese-Effekte der Sensorik auszuschließen.

Für den direkten Vergleich des Signalverlaufes der einzelnen Messzellen, kann das Verhältnis von Mess- und Referenzkanal im interessanten Konzentrationsbereich normiert abgebildet werden. An dieser Stelle können die experimentellen Ergebnisse direkt mit dem Lambert-Beer'schen Gesetz verglichen werden, wie es in Abbildung 14 gezeigt ist.

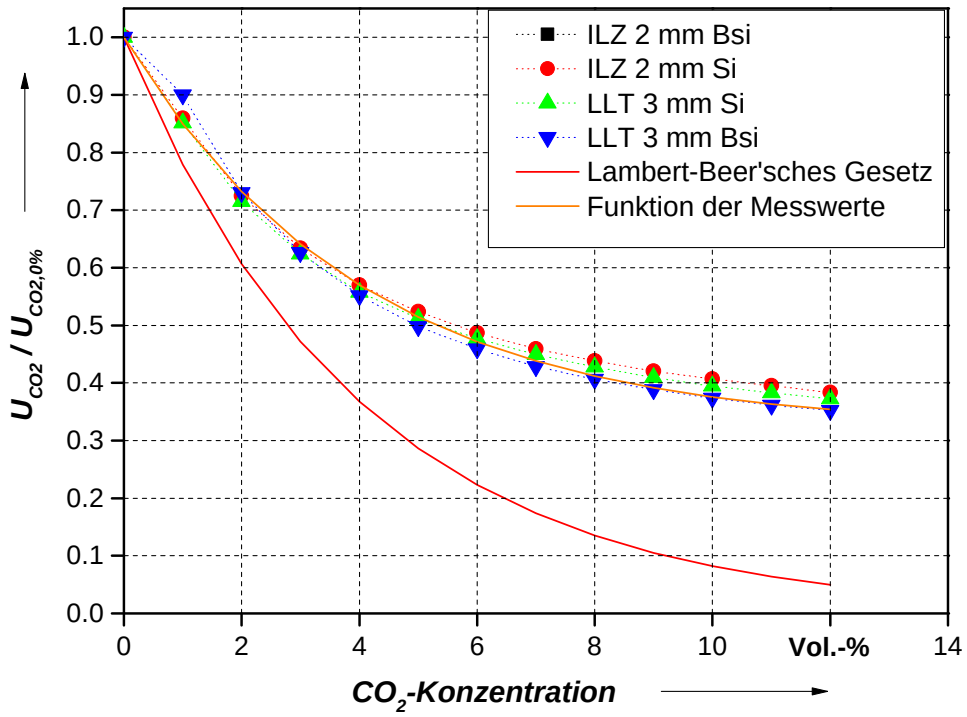


Abbildung 14: Normiertes Verhältnis von Messdetektorspannung zu Referenzdetektorspannung bei verschiedenen CO_2-Konzentrationen

Zu sehen ist hier ein nahezu identischer Verlauf aller analysierten Küvettenformen. Zellen mit Silicium-Fenstern zeigen eine minimal höhere Intensität. Ursache hierfür kann die mehrfache Reflexion an den Grenzflächen und im Si-Bulk-Material sein. Vergleicht man die gemessene Kennlinie mit dem Lambert-Beer'schen Gesetz, so lässt sich dieses nicht mit der in der Definition genannten Funktion abbilden. Eher muss hier mit einer angepassten Formel gerechnet werden. Diese Exponentialfunktion sei in Tabelle 5 genannt:

Tabelle 5: Vergleich des theoretischen Verlaufs der Signalstärke zum interpolierten der Messkurven

Lambert-Beer'sches Gesetz	Exponentialfunktion der Messwerte
$\frac{U}{U_0} = e^{-\varepsilon^* cd} = 10^{-\varepsilon cd}$	$\frac{U}{U_0} = A + Be^{-\varepsilon^* cd}$ mit A = 0,32; B= 0,68

$$\varepsilon^* = 0{,}1 \frac{1}{mol * Vol. -\%}$$

$$c = 0 \ldots 12\, Vol - \%$$

$$d = 2{,}5\, cm$$

Zu sehen ist hier, dass eine Konstante A berücksichtigt werden muss. Ursache hierfür bildet der eingesetzte Filter des Pyroelektrischen Sensors, der auch Bereiche außerhalb des Absorptionsspektrums von Kohlendioxid durchlässt. Somit ist ein Offset ist zu beobachten, welches A beschreibt. Zum einen ist dieser Effekt positiv, da immer ein gewisses Restsignal bestehen bleibt und somit auch bei höheren Konzentrationen ein gut auswertbares Signal ermöglicht wird (siehe Abbildung 2). Durch weitere Anpassungen des Filters an die Absorptionscharakteristik kann man das Offset minimieren und den Signalhub verbessern. Andererseits ist hier gerade bei höheren Konzentrationen mit kleinen Detektorspannungen zu rechnen, die sich nur schwer vom Rauschen des Systems abheben. Da die Experimente mit dem gleichen Detektor aufgenommen wurden, wirkt sich das auf alle Untersuchungen gleich aus. Ein Wechseln des Detektors kann zu einer Änderung dieser Konstante, da durch Fertigungstoleranzen die Halbwertbreite des Bandpasses und die mittlere zentrale Wellenlänge abweichen können. Zu sehen ist weiterhin, dass der Einfluss des Offsets mit steigender Konzentration ebenfalls zunimmt. Das ist darauf zurückzuführen, dass bei kleinen Konzentrationen die Änderung zwischen den Messpunkten hoch ausfällt und im weiteren Verlauf sinkt, wobei der Offset konstant bleibt.

Strömungsverhalten in der Küvette

Das Strömungsverhalten von Gasen abzubilden, bedarf einigen Aufwand. So muss das Gas stark mit Rauch angereichert werden, um auch bei kleinen Dicken einen Unterschied zu erkennen. In einem weiteren Schritt muss die Küvette homogen mit einer Beleuchtungseinheit (ideal ein Zeilenlaser) ausgeleuchtet werden. Durch die externe Einprägung eines Gasflusses gelangt die partikelhaltige Luft in die Küvette und reflektiert das einfallende Licht. Mit Hilfe einer Kamera lässt sich das Strömungsverhalten der Küvette in einem begrenzten Bereich der einstellbaren Flussrate untersuchen.

Um dies zu erreichen wurde ein Messaufbau gefertigt, der den Einsatz einer nicht verspiegelten Küvette und die Aufnahme des Strömungsverhaltens ermöglicht. Abbildung 15 zeigt die Halterung mit eingesetzter Küvette für diesen Einsatzfall. Diese ermöglicht durch das Anbringen von Dichtungsringen und die rückseitige Kontaktierung von Luer-Lock-Anschlüssen ein nahezu abgeschlossenes System. Weiterhin ist es möglich, verschiedene Küvettendicke einzusetzen.

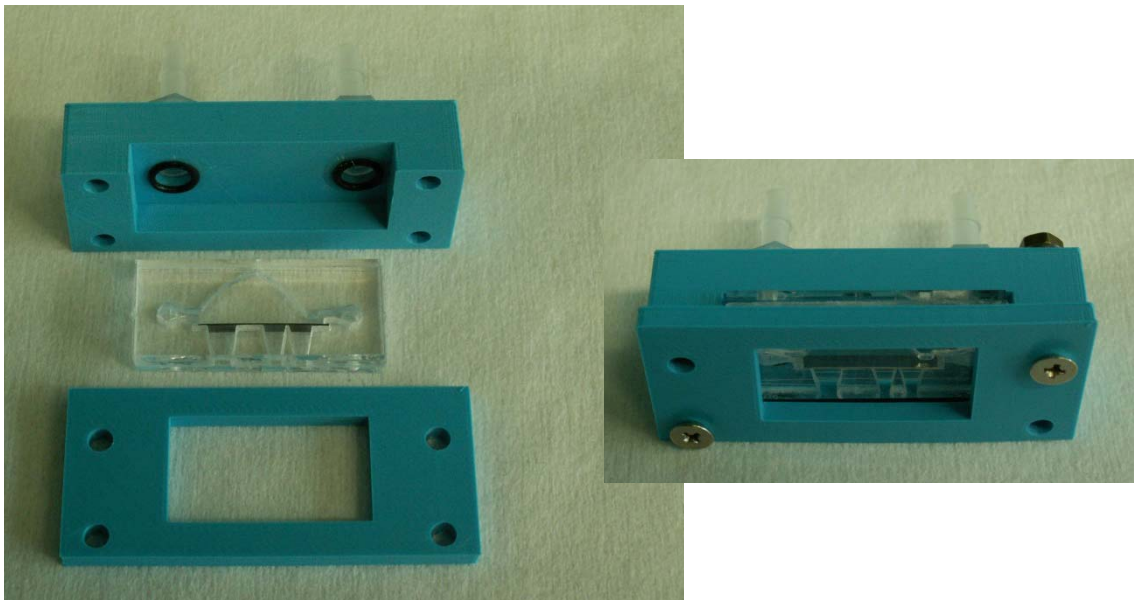


Abbildung 15: Adapter und Küvettenform für die Strömungsuntersuchung der Küvette bei eingeprägter Flussrate

Ein wichtiger Punkt ist dabei die Erzeugung von hinreichend dichtem Rauch, der genügend Strahlung reflektiert, um ein Strömungsprofil zu erkennen. Hier gibt es verschiedene Möglichkeiten diesen zu erzeugen. In ersten Tests kamen Rauchhölzer zum Einsatz, die jedoch die Küvette und die Verbindungen mit fortschreitender Zeit zusetzen und somit keinen Gasaustausch ermöglichen. Als besser geeignete Variante zeigt sich die dichte Nebelbildung von Trockeneis in Wasser, die zu keiner Verschmutzung und somit optische Beeinträchtigung der Küvette führt.

In Abbildung 16 ist gezeigt, wie sich das Strömungsprofil innerhalb der Küvette ausbildet. Hier ist ersichtlich, dass sämtliche Bereiche der Küvette durchströmt werden und somit einen kompletten Gasaustausch ermöglichen. Ein Gasfluss während der Atmung würde je nach Fließgeschwindigkeit in der Küvette ein ähnliches Profil aufweisen.

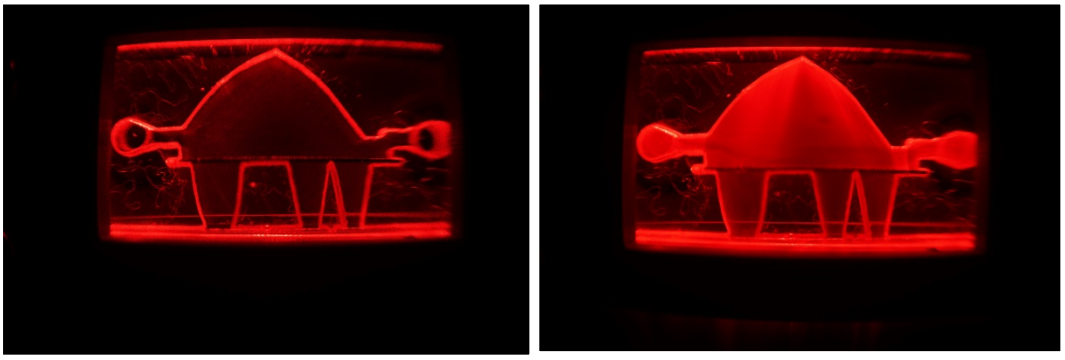


Abbildung 16: Küvette ohne Gasfluss (links) und durchströmte Küvette (rechts)

Signalverhalten der Küvette im Atemzyklus

Im weiteren wird die Küvette während des Einsatzes beim Ein- und Ausatmen untersucht. Der Anschluss erfolgte dabei an die Gänsegurgel, was auch dem späteren Einsatzfall entsprechen soll. Hierbei wurde der Signalverlauf der beiden Detektoren aufgenommen und das Verhältnis zwischen Messkanal und Referenzkanal gebildet (siehe Abbildung 17).

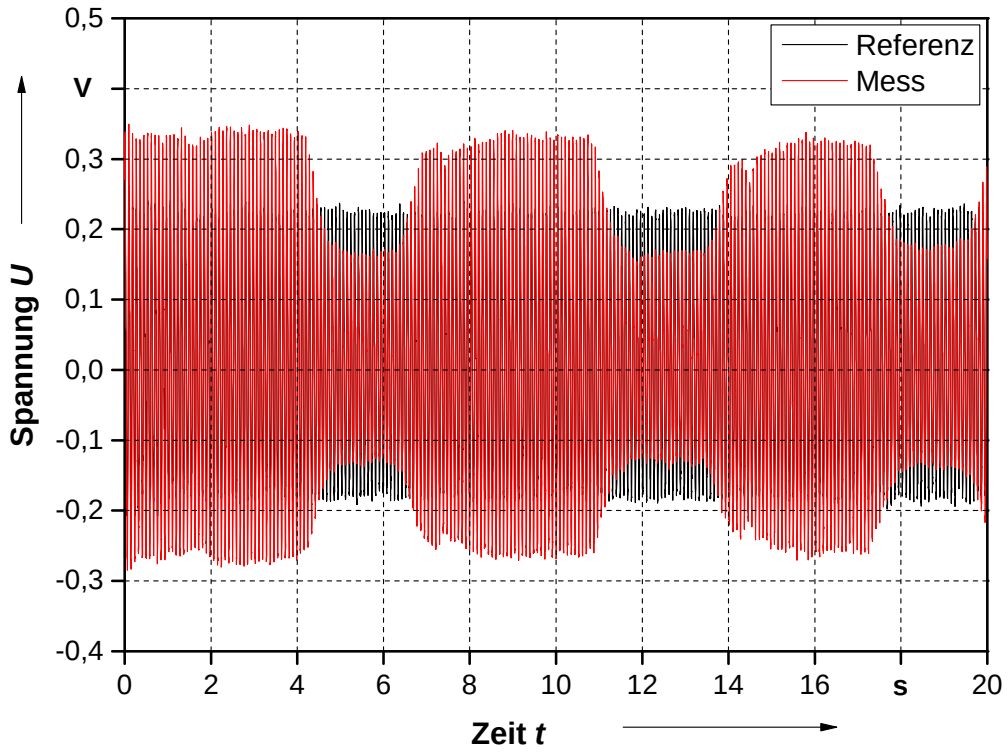


Abbildung 17: Signalverlauf bei Exspiration und Inspiration einer erwachsenen Person unter Verwendung des Bypass-Sensors (Atemfrequenz: 10 min^{-1}, Küvettenform ILZ 2mm Si)

Für einen direkten Vergleich ist die Hüllkurve für beide Signale zu bilden und wie in Abbildung 14 gezeigt auszuwerten. Dazu wird eine Kohlendioxidkonzentration während der Ausatmung angenommen und verglichen.

Tabelle 6: Vergleich der Signalstärke der Charakterisierung und während der Inspirations- und Exspirationsphase

U_{CO2} / U_{Ref} (normiert)	Charakterisierung (5%)	Atemgasanalyse	Abweichung
1. Atemzug	0,51	0,49	4%
2. Atemzug	0,51	0,5	1,85%
3. Atemzug	0,51	0,52	3,4 %

Wie aus Tabelle 6 ersichtlich ist, liegen die gemessenen Werte im Bereich der der Charakterisierung, wobei bei der Atmung nicht genau von einer Konzentration von 5 % ausgegangen werden kann.

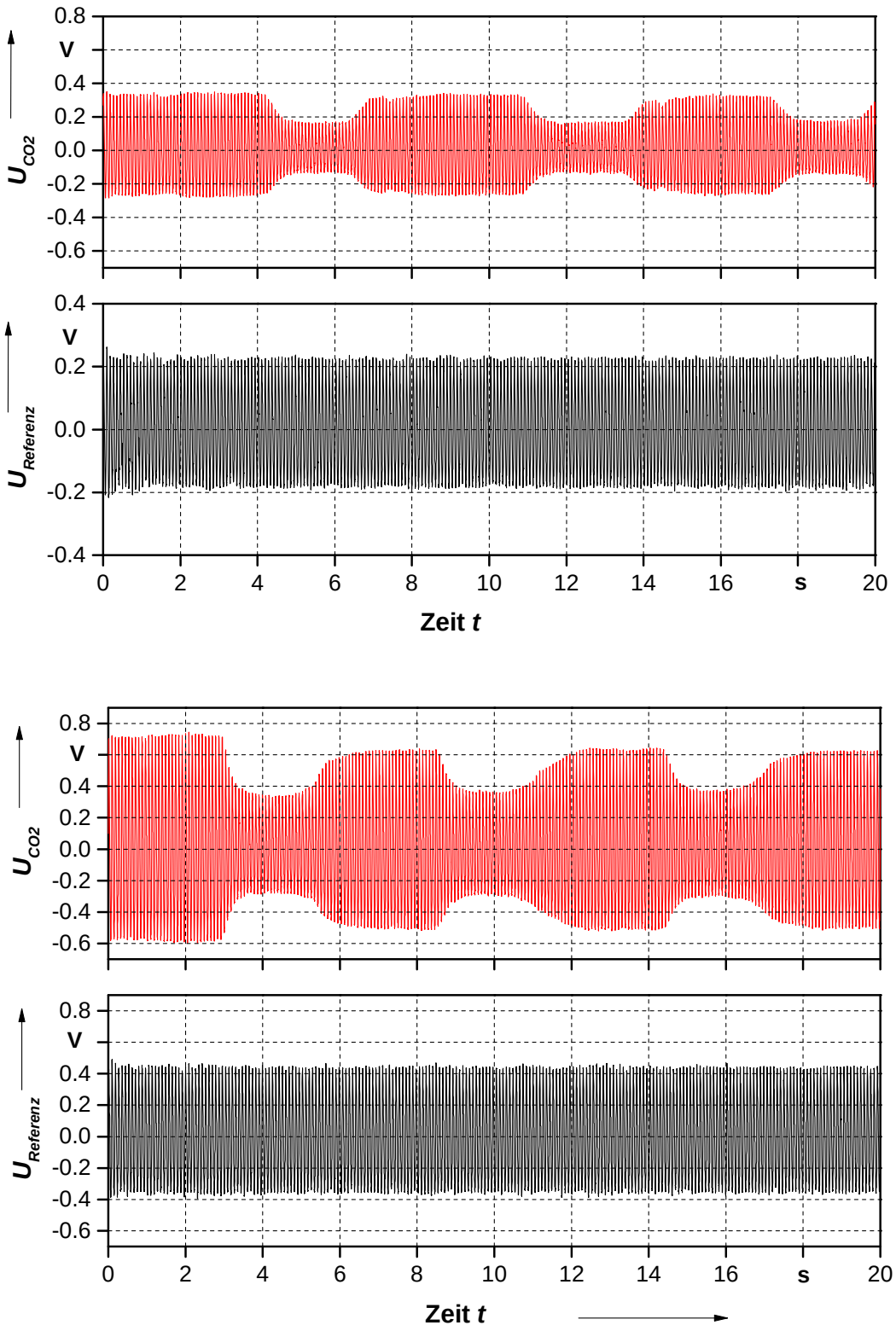


Abbildung 18: Signalverlauf einer Küvette mit 2mm Höhe (oben) und 3mm (unten) während einer Erwachsenenatmung durch den Hauptstrom mit angeschlossener Bypass-Lösung

Zusammenfassung

Es wurde eine passives Bypass-Systemkonzept umgesetzt, welches ohne aktive Elemente wie Pumpen und Ventile zur Gasflusserzeugung betrieben werden kann. Durch die Orientierung an den Gegebenheiten kommerziellen Beatmungssysteme, ist dies leicht zu integrieren. Durch die Positionierung ergeben sich vor allem für die Miniaturisierung Vorteile, da ein beliebiges Systemdesign umgesetzt werden kann, ohne das Gesamtsystemverhalten des Beatmungssystems zu beeinflussen.

Der Aufbau der Küvetten wurde hinsichtlich der Kosten optimiert. Statt Silicium und tiefengeätzten Strukturen erweisen sich laserstrahlgeschnittene Profile in PMMA als gut geeignet hinsichtlich der optischen Qualität der Funktionsflächen. Für weiteres Optimierungspotential können in diesem Zusammenhang weitere Optimierungen hinsichtlich der Oberflächenqualität durchgeführt werden. Für die Umsetzung im Massenmarkt bieten sich hier Herstellungsverfahren wie Spritzguss an.

Die umgesetzten Küvettenformen zeigen stabile Signale und lassen sich mit Hilfe einer angepassten Formel des Lambert-Beer'schen Gesetzen beschreiben. Für große Signalamplituden am Ausgang und hohe Signalhübe bei Änderung von Konzentrationen eignet sich nanostrukturiertes Silicium, durch eine Verminderung der Reflexionen an den Übergangsflächen der Transmissionsfenster.

Weitere abschließende Untersuchungen hinsichtlich der Dynamik mit definierten Messregimen sind für die abschließende Charakterisierung notwendig. Da bezüglich des Küvettendesigns mit dem Projektpartner bluepoint medical Kontakt besteht und ggf. ein optimiertes Küvettendesign angestrebt wird, sind dies Punkte, die in Zukunft weiter untersucht werden.

2. Voraussichtlicher Nutzen, Verwertbarkeit der Ergebnisse und Erfahrungen

Die Erkenntnisse im Bereich der Miniaturisierung der Messzelle sind für die Hersteller von Medizinprodukten von großer Bedeutung. Kleinere Messzellen erlauben schnellere Gaswechsel und geringere Abmessungen. Das System ist in einem ersten Demonstrator so ausgelegt, dass es nur geringer Anpassungen am Beatmungsschlauch kommerzieller Systeme bedarf. Durch die Verwendung kleinerer Sensorik kann die Miniaturisierung weiter vorangetrieben werden, was den Einsatz für die Kleinstkinderbeatmung ermöglicht. Der Projektpartner bluepoint medical hat Interesse am Systemdesign geäußert und ist an einer Weiterentwicklung interessiert.

3. Bekannt gewordene Fortschritte auf diesem Gebiet an anderen Stellen

In [Chen u.a., 2013] wird ein System für die Untersuchung von Sauerstoff (nicht Kohlendioxid) im Atemgas eines Patienten mittels Glasfaseroptik im Nebenstrom. Der Sensor weißt eine hohe Dynamik auf und kann in einem kommerziellen Nebenstromsystem integriert werden. Das eigene vorgestellte Systemkonzept stellt jedoch eine Erweiterung und Optimierung des bekannten Nebentromverfahrens dar.

4. Erfolge und geplante Veröffentlichungen der Ergebnisse

Die folgenden Veröffentlichungen wurden erzielt:

- Konferenzbeitrag „1st International Conference & 3rd International MacroNano-Colloquium on the Challenges and Perspectives of Functional Nanostructures", 2014
  Integration of nanostructured silicon for improving IR- transmission of an optical measurement cuvette

Die folgenden Veröffentlichungen sind in Bearbeitung:

- Journal-Paper in einem wissenschaftlichen Journal (geplant „Sensors and Actuators B: Chemical)
  Design and fabrication of a micro optical capnometry measurement cuvette

Quellen

[BRANZ 2009] Howard M. Branz, Vernon E. Yost, Scott Ward, Kim M. Jones, Bobby To, Paul Stradins: *Nanostructured black silicon and the optical reflectance of graded-density surfaces,* Applied Physics Letters 94, 2009

[CHEN 2013] Chen, Rongsheng; Formenti, Federico; Obeid, Andy; Hahn, Clive E. W.; Farmery, Andrew D. (2013): A fibre-optic oxygen sensor for monitoring human breathing. In: Physiol. Meas. 34 (9), S. N71.

[HITRAN 2014] Harvard-Smithsonian Center for Astrophysics (CFA), V.E. Zuev Institute of Atmospheric Optics (IAO) (2014): HITRAN on the Web. Cambridge, Tomsk. Online verfügbar unter http://hitran.iao.ru/, zuletzt geprüft am 10.11.2014.

[MICRO-HYBRID 2014] Micro-Hybrid: Produktdatenblatt IR-Filter E1. Online verfügbar unter http://www.micro-hybrid.de/fileadmin/user/IR-systems-documents/Datenblaetter/IR-Filter/E1.pdf, zuletzt geprüft am 10.11.2014.