

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

HEINZ-NIXDORF-LEHRSTUHL FÜR MEDIZINISCHE ELEKTRONIK
UNIV.-PROF. DR. RER. NAT. HABIL. BERNHARD WOLF

Laserstrukturierte Planarsensoren zur Bestimmung respiratorischer Parameter

Dieter H. Dill

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. h. c. A. W. Koch
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. habil. B. Wolf
2. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. D. Schmitt-Landsiedel

Die Dissertation wurde am 05.10.2015 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik am 15.01.2016 angenommen.

Dieter Dill

Laserstrukturierte Planarsensoren zur Bestimmung respiratorischer Parameter

Dissertation an der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der
Technischen Universität München, Heinz Nixdorf - Lehrstuhl für Medizinische
Elektronik, September 2015.

Kurzfassung

Die Einsatzgebiete für Planarsensoren sind sehr weitreichend, entsprechend sind die speziellen Anforderungen an solche Sensoren breit gefächert. Planarsensoren - im Speziellen zum Einsatz als Hitzdrahtanemometer zur Messung von Luftströmungen - gewinnen stetig an Bedeutung auf immer zahlreicheren Anwendungsgebieten. Vor allem in der Medizin steigt die Nachfrage nach Gasmassenflusssensoren.

Aus dieser Motivation heraus wurde in dieser Arbeit ein ökonomisches Herstellungsverfahren für Planarsensoren mit hoher Qualität entwickelt.

Diese Arbeit beleuchtet neue Ansätze zur Herstellung solcher Planarsensoren, insbesondere im Hinblick auf die Spirometrie. Diese Sensoren bestehen aus einem metallisierten Kunststoffträger, auf welchem durch Laserablation Sensorstrukturen freigelegt wurden. Eine sehr präzise Analogelektronik dient zur Ansteuerung der Sensoren und zum Auslesen der Messsignale.

Grundsätzlich unterscheiden sich die beschriebenen Ansätze in der Auswahl der Materialien und der Metallisierung eines Trägersubstrates. Dazu werden verschiedene Materialien und deren Kombinationen nach mechanischen und elektrischen Kriterien bewertet. Anschließend werden die Möglichkeiten durchleuchtet eine Metallschicht adhäsiv, chemisch und mittels Vakuumbeschichtung auf das Trägersubstrat aufzubringen. Die nach der Aufbringung einer Metallschicht stets folgende Laserablation dient zur Freilegung von Leiterbahnstrukturen in der jeweils erzeugten Metallschicht. Hier muss auf die speziellen Eigenschaften der erzeugten Metallschicht in Kombination mit dem Trägersubstrat eingegangen werden.

Jeder der beschriebenen Ansätze wird hinsichtlich seiner Umsetzbarkeit und Komplexität untersucht und die damit hergestellten Sensoren werden messtechnisch unter Berücksichtigung der Anforderungen in der Spirometrie bewertet.

Abstract

As there is an expansive field of applications for planar sensors, the special requirements for those are likewise diversified. Planar sensors - especially those which are used as a Hot-Wire-Anemometer for measuring air-flows - are gaining in importance in an increasing number of applications. Particularly in the medical field the demand for mass-flow-sensors is increasing.

Motivated by these considerations, an economical and high quality production method for planar-sensors has been developed in this project.

This thesis analyzes new approaches for producing such sensors, especially with regard to a medical application - the spirometry. The sensors consist of a metal-coated non-conductive substrate on which sensor structures are created by laser ablation. A high precision analogue electronic circuit is used for driving the sensors and for measuring the output signals.

The described approaches basically differ in the way of metal-coating the substrate and the choice of materials. As possible production-methods different materials and their combinations are being used and evaluated in regard to their mechanical and electrical characteristics. Afterwards the methods of adhesive coating, chemical coating and vacuum coating of a non-conductive substrate are examined. The application of the metal layer on the substrate is always followed by the laser ablation to remove parts of the coating so that conductive paths are created with careful attention to the specific characteristics of the newly produced metal-layer in combination with the substrate.

Each of the described approaches will be evaluated according to their feasibility as well as in consideration of their complexity of production. In like manner the sensors produced will be assessed in regard to their applicability in spirometry.

Dank

Diese Dissertation entstand während meiner Tätigkeit als Entwicklungsingenieur bei der sensor GmbH, einer Ausgründung des Heinz Nixdorf-Lehrstuhl für Medizinische Elektronik (LME) der Technischen Universität München unter der Leitung von Prof. Dr. Bernhard Wolf.

Mein Dank gilt zunächst ganz besonders Prof. Wolf, ohne dessen wissenschaftliche Betreuung mit kritischen und wertvollen Ratschlägen diese Dissertation keinen fruchtbaren Boden gefunden hätte.

Großer Dank gebührt auch Herrn Dr. Alexander Scholz, Geschäftsführer der sensor GmbH, ohne dessen Unterstützung, produktive Gespräche und Engagement ich dieses Thema nicht hätte bearbeiten können.

Ich möchte mich auch bei allen Mitarbeitern des Lehrstuhls für Medizinische Elektronik für die fabelhafte Zusammenarbeit und das kollegiale Arbeitsklima bedanken, besonders bei Herrn Dr.-Ing. Helmut Grothe, Herrn Dr. Martin Brischwein und Frau Ingrid Franz für die Unterstützung immer sehr konstruktiven und hilfreichen Anmerkungen.

Einen Großen Dank auch an meine Kollegen aus dem Innovationszentrum für Medizinische Elektronik e.V für das vorbildliche Arbeitsklima und den beispielhaften kollegialen Umgang.

Ein großes herzliches Dankeschön möchte ich meinen Freunden, meinen Eltern und vor allem meiner Frau Diana aussprechen, die mir durch ihre moralische Unterstützung und persistenter Geduld stets die nötige Kraft und Ausdauer für das Gelingen dieser Arbeit gegeben haben.

Vorwort

Die Umwelt und das Leben des Menschen werden zunehmend technologisiert und automatisiert. Einfache Steuerungen und Regelungen werden mehr und mehr durch intelligente Elektroniken ersetzt. Diese technologischen Innovationen führen nicht nur zu mehr Sicherheit und Komfort, sondern können auch dabei helfen, den Energieverbrauch ressourcenschonender zu gestalten. Damit allerdings diese Innovationen ihrer Bestimmung und den steigenden Anforderungen gerecht werden, müssen sie auf Veränderungen der Parameter in ihrer Umgebung reagieren können. Zur Erkennung solcher Veränderungen nutzen diese Technologien Sensoren in sehr unterschiedlichen Ausführungen. Beispielsweise dienen Radarsensoren und Kamerasysteme im Automobil nicht nur dem Fahrer zum bequemen Einparken, vielmehr können diese Sensoren auch dazu verwendet werden, Unfälle oder kritische Situationen vorherzusagen oder gar zu vermeiden. Auch erfüllt eine intelligente Klimaautomatisierung in Gebäuden nicht nur die Komfortanforderungen des Menschen, sondern sie trägt auch zu einer wirtschaftlicheren Klimatisierung von Gebäuden bei. Durch den Einsatz neuartiger Sensoren konnten auch im medizinischen Bereich Diagnose- und Therapieverfahren wesentlich verbessert und mehr Menschen zugänglich gemacht werden.

Diese Arbeit hat das Ziel, Möglichkeiten einer effizienten und kostengünstigen Herstellung von Planarsensoren für respiratorische Anwendungen mit hoher Qualität auszuloten. Gleichzeitig soll aber der gesamte Herstellungsprozess flexibel genug gestaltet sein, um anwendungsspezifische Änderungen an den Sensoren schnell und unkompliziert vornehmen zu können. Speziell wird im Folgenden auf die Sensortechnologie der Heißfilmanemometrie eingegangen, die eine Untergruppe der Gasmasseflusssensoren darstellen. Die hier diskutierte Einsatzbestimmung dieser Sensoren ist in erster Linie die Medizin im Bereich der Pulmologie. Allerdings reichen die Anwendungsbereiche von Heißfilmanemometern deutlich über die Medizin hinaus. So seien stellvertretend

neben industriellen Anwendungen auch der Einsatz solcher Sensoren in der Klimaautomatisierung erwähnt.

Die Motivation für diese Arbeit entstand aus einer vergeblichen Suche nach geeigneten Sensoren für den Einsatz in respiratorischen Anwendungen. Die Hauptanforderungen für die benötigten Sensoren sind ein hohes Auflösungsvermögen bei sehr geringen Flüssen und ein großer Messbereich bei gleichzeitig hoher Dynamik. Die Kombination dieser Anforderungen verlangt einen Sensor, welcher bislang nur mit einem vergleichsweise hohem Aufwand herzustellen ist und folglich nur eingeschränkt Einsatz finden kann.

München, 14. September 2015

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	II
Abstract	III
Dank	IV
Vorwort	V
Inhaltsverzeichnis	VII
1 Einleitung	1
1.1 Klassische Anwendungsgebiete für Strömungssensoren	1
1.2 Neue Anwendungsgebiete von Strömungssensoren in der Medizin	2
1.2.1 Beatmung	2
1.2.2 Anästhesie	3
1.2.3 Pneumologie	3
2 Stand der Technik	13
2.1 Messprinzipien bei Gasmasseflusssensoren	14
2.2 Das Flügelradanemometer	15
2.3 Das Ultraschallanemometer	16
2.4 Das Laser-Doppler-Anemometer	18
2.5 Das Druckdifferenzanemometer	19
2.6 Thermische Verfahren	21
2.6.1 Das Pulsdrahtanemometer	21
2.6.2 Das Hitzdraht- bzw. Heißfilmanemometer	22
2.7 Zusammenfassung	30
2.8 Herausforderung und Zielsetzung	32

2.8.1	Anforderungen an den Sensor zum Betrieb in einem Spirometer	32
2.8.2	Anforderungen an den Sensor zum Betrieb in einem Bronchoskop	33
2.8.3	Lösungsansatz, Aufbau der Arbeit und Einordnung in das Fachgebiet	35
3	Material und Methoden	36
3.1	Das Leitermaterial	36
3.2	Das Trägermaterial	37
3.3	Neue Ansätze zur Herstellung von Planarsensoren	40
3.3.1	Adhäsive Nickelbeschichtung eines Polymerträgers	42
3.3.2	Chemisch abgeschiedenes Nickel auf einem PPS-Träger	43
3.3.3	Beschichtung einer Polymerfolie mittels Vakuumbeschichtung . .	49
3.3.4	Die Laserstrukturierung der Nickel-beschichteten Oberflächen .	51
3.3.5	Nachbearbeitung	53
3.4	Ansteuerung der Sensoren	53
3.4.1	Ideales CTA-Modell	53
3.4.2	Temperaturkompensation	55
3.4.3	Dimensionierung der Brückenwiderstände	57
3.4.4	Kalibrierung	57
3.5	Evaluation der Sensoren und der Herstellungsverfahren	58
3.5.1	Testaufbau	59
4	Ergebnisse	63
4.1	Ansatz 1 - Adhäsive Nickelbeschichtung eines Polymerträgers	63
4.1.1	Beschichtung	63
4.1.2	Laserablation	64
4.2	Ansatz 2 - Chemisch abgeschiedenes Nickel auf einem PPS-Träger . . .	65
4.2.1	Beschichtung	66
4.2.2	Laserablation	67
4.2.3	Elektrische Eigenschaften	72
4.2.4	Herstellung von Planarsensoren auf Basis von spritzgegossenen Kunststoffträgern	78
4.3	Ansatz 3a - Beschichtung einer Polymerfolie mittels Vakuumbeschichtung - Hostaphan [®] -Folie	80

4.3.1	Beschichtung	80
4.3.2	Laserablation	81
4.3.3	Nachbearbeitung	82
4.3.4	Charakterisierung und Vermessung der Sensoren unter Testbedingungen	84
4.3.5	Herstellung in Matrix-Anordnung	87
4.4	Ansatz 3b - Beschichtung einer Polyimidfolie mittels Vakuumbeschichtung - Kapton [®] -Folie	87
4.4.1	Charakterisierung und Vermessung der Sensoren unter Testbedingungen	90
4.4.2	Wärmeverteilung auf dem Sensor	92
4.5	Optimierung und Erweiterung von Ansatz 3b - Beschichtung einer Polyimidfolie mittels Vakuumbeschichtung - Kapton [®] -Folie	93
4.5.1	Verkleinerung des Trägervolumens	93
4.5.2	Richtungserkennung	94
4.5.3	Einfluss unterschiedlicher Gase auf die Messergebnisse	97
4.5.4	Einsatz des Sensors in einem Spirometer	102
5	Diskussion	105
5.1	Hitzdrahtanemometrie für den Einsatz in medizinischen Applikationen .	105
5.2	Materialien und Methoden	106
5.3	Messung des CO_2 -Gehaltes in der Atemluft	108
5.4	Herstellung der Sensoren	109
5.5	Schlusswort	111
	Literaturverzeichnis	112
	Publikationsverzeichnis	120
	Abbildungsverzeichnis	129
	Tabellenverzeichnis	130
	Abkürzungsverzeichnis	131
	Stichwortverzeichnis	132

1 Einleitung

Strömungssensoren kommen in immer mehr Bereichen zum Einsatz. Eine steigende Nachfrage sowie fortschreitende technische Möglichkeiten in der Herstellung solcher Sensoren haben den Markt wachsen lassen. Klassische Bereiche, wie die Automobilindustrie oder die industrielle Prozesssteuerung, in denen Flusssensoren schon seit längerer Zeit eingesetzt werden, profitieren von neuartigen und meist kostengünstigeren Sensoren. Auch neue Anwendungsgebiete können erschlossen werden.

1.1 Klassische Anwendungsgebiete für Strömungssensoren

Meteorologie Eine wesentliche Größe in der Meteorologie ist der Wind. Eine zur Bestimmung der Windgeschwindigkeit sehr häufig und seit langer Zeit eingesetzte Messmethode ist das Schalensternanemometer. Aufgrund von mechanisch bewegten Teilen begleitet diese Methode allerdings eine gewisse Störanfälligkeit. Neuere Sensoren sind in diesem Bereich sicherlich nicht unerwünscht.

Klimaautomatisierung in Gebäuden Die Klimaautomatisierung erhält eine immer größer werdende Bedeutung: So sorgen steigende Energiepreise und auch gehobene Komfortansprüche dafür, dass Gebäude mit einer intelligenten Klimaregulierung ausgestattet werden müssen. Bei einem sanierten Gebäude kann dies notwendig werden, wenn der ehemals durch beispielsweise undichte Fenster vorhandene Luftaustausch nun nicht mehr stattfindet. Auch in neuen Häusern soll Luft zirkulieren können ohne die Wohnung unnötig abzukühlen. Eine zu hohe Luftfeuchtigkeit kann in Kellerräumen die Bausubstanz schädigen oder Schimmelbildung begünstigen. Oft ist der Grund für die zu hohe Luftfeuchtigkeit in Kellerräumen nicht auf bauliche Mängel, sondern

lediglich auf falsche Lüftung zurückzuführen. Intelligente Steueranlagen können die Luftzu- und -abfuhr regeln, um Wohnkomfort zu steigern, Heizkosten zu senken und die Bausubstanz zu erhalten.

1.2 Neue Anwendungsgebiete von Strömungssensoren in der Medizin

Gerade in der Medizin ist die Nachfrage und Notwendigkeit an neuen Technologien und Verfahren zur Diagnose und Behandlung von Krankheiten stets sehr hoch. Diese Dissertation behandelt ein neuartiges Herstellungsverfahren und eine medizinische Anwendung eines Strömungssensors, genauer gesagt eines Gasmasseflusssensors, welcher auf dem Prinzip des thermischen Wärmeabtrages durch ein Gas oder eine Flüssigkeit an einem erhitzten Leiter basiert. Dieses Messprinzip, das *Wärmeverlustverfahren*, wird im Allgemeinen als *Hitzdrahtanemometrie (Hot Wire Anemometry)* oder *Heißfilm-Anemometer (Hot Film Anemometry)* bezeichnet und es wird direkt der Gasmassendurchfluss gemessen (Niebuhr u. Lindner, 2011, 426). Aufgrund der verwendeten Kerntechnologien reiht sich dieser Sensor in die Kategorie der *Planarsensoren* ein.

Das Hauptaugenmerk dieser Arbeit hinsichtlich der Applikation der entwickelten Sensoren richtet sich auf die respiratorischen Vorgänge beim Menschen. Die Messung von Luftströmungen ist sowohl bei der aktiven als auch bei der passiven Atmung von großer Bedeutung.

1.2.1 Beatmung

Beatmungsmaschinen müssen ein sehr hohes Maß an Zuverlässigkeit aufweisen. Zur Überprüfung der Funktion dieser Maschinen und des erzeugten Luftflusses sind präzise und zuverlässige Sensoren nötig. Zusätzlich müssen diese Sensoren klinischen Ansprüchen genügen, da sie sich direkt in Kontakt mit der Atemluft des Patienten befinden. Die Sensoren müssen also sterilisierbar und/oder einfach austauschbar sein.

1.2.2 Anästhesie

Auch in der Anästhesie, bei welcher Gase in die Atemluft des Patienten gemischt werden, bestehen hohe Ansprüche, diesen Vorgang bestmöglich kontrollieren zu können. So muss beispielsweise die Dosierung der entsprechenden Gase präzise eingestellt werden und es muss auch überprüft werden, ob vorhandene Ventile richtig schließen oder öffnen.

1.2.3 Pneumologie

Das Gebiet der Pneumologie beinhaltet u.a. die Heilung der Lunge und der Bronchien und bedient sich sowohl (minimal-)invasiver als auch nicht-invasiver Methoden, um die Funktion oder den Zustand der Atemorgane, der Lunge oder einzelner Teile davon zu bewerten. Die Behandlung von Krankheiten gestaltet sich in der Pneumologie eher konservativ, also nicht-invasiv. Die Methoden zur Erkennung von Krankheiten können sowohl bildgebende Verfahren wie Computertomografie (CT), Magnetresonanztomografie (MRT) oder Ultraschall sein als auch akustische Verfahren wie Abhören, Abklopfen oder Abtasten. Eine weitere, sehr häufig eingesetzte Methode zur Diagnose und Therapie von Atemwegserkrankungen ist die Bewertung der respiratorischen Funktionen der Lunge und der Atemwege mittels Sensoren.

1.2.3.1 Spirometrie

In der Spirometrie wird die Leistung der Lunge hinsichtlich dynamischer, respiratorischer Gesichtspunkte bewertet. Dies ist ein relativ günstiges und schnelles Verfahren zur Bestimmung von Atemvolumina und Atemstromstärken (Criée u. a., 2006, 1). Dieses Verfahren wird vorwiegend für die Diagnose von Asthma oder der irreversiblen Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) eingesetzt (Gül u. a., 2012, 353-361). Gerade im Hinblick auf COPD werden Lösungsansätze gesucht, dem Fortschreiten der Krankheit entgegenzuwirken. Dazu sollen beispielsweise durch die zusätzliche Analyse von Bewegungsdaten der Patienten die Früherkennung von Krankheitsschüben, den sog. Exazerbationen, möglich sein und diese damit gelindert oder vermieden werden können (Gül u. a., 2011, 232 ff.), (Scholz u. a., 2010, 2), (Türmer u. a., 2012, 266-269). Hierbei werden verschiedene Atemmanöver durchgeführt, wobei pro Messung mehrere

Parameter bestimmt werden können. Abbildung 1.1 zeigt die Darstellung einer inspiratorischen und einer expiratorischen Flusskurve in einem sogenannten Spirogramm mit einer Auswahl der zu bestimmenden Parameter (Criée u. a., 2006, 9).

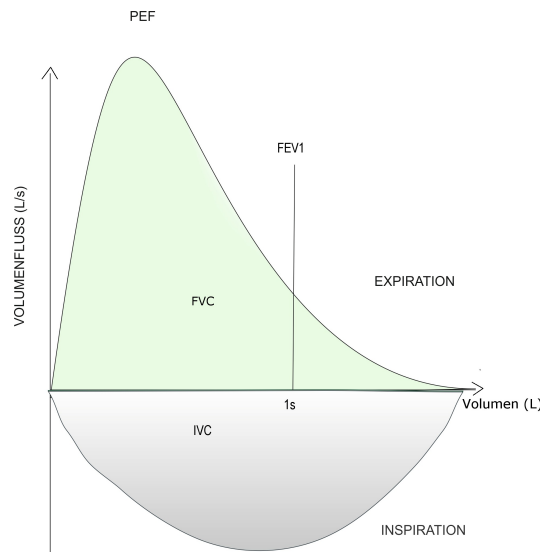


Abbildung 1.1: Veranschaulichung des expiratorischen (grün) bzw. inspiratorischen Volumenflusses (grau)(nach Criée u. a., 2006, 9).

Für eine solche Messung ist es notwendig, dass der Patient zuerst so tief wie möglich einatmet, bis seine totale Lungenskapazität gefüllt ist. Anschließend muss er so stark und schnell wie möglich die gesamte Luft ausatmen. Dadurch entsteht zunächst die obere, grün hinterlegte Kurve in Abbildung 1.1. Die untere, grau hinterlegte Kurve in der Abbildung entsteht, wenn der Patient nach tiefem Ausatmen wieder bis zum Maximum einatmet. Aus diesen erhobenen Daten können nun verschiedene Werte abgelesen werden. So beschreibt beispielsweise die *Inspiratorische Vitalkapazität (IVC)* die maximal durch Einatmen erreichbare Luftmenge, die *Forcierte Vitalkapazität (FVC)* die maximale Luftmenge, welche forciert ausgeatmet werden kann, sowie die Einsekundenkapazität (FEV_1) die Luftmenge, welche innerhalb einer Sekunde ausgeatmet werden kann. Der *Peak Expiration Flow (PEF)* - oder auch *Peakflow* genannt - ist der Wert für den maximal erreichten expiratorischen Spitzenfluss. Eine Auflistung der genannten Parameter sowie einige ihrer Kombinationen und der jeweiligen Einheit findet sich in Tabelle 1.1. Diese und weitere Parameter wurden in Zusammenarbeit der *European Respiratory Society (ERS)* und der *American Thoracic Society (ATS)* entwickelt (Criée u. a., 2006, 9).

Tabelle 1.1: *Auswahl der Parameter zur Bewertung der Lungenfunktion in der Spirometrie. (Criée u. a., 2006, 6)*

Parameter	Abkürzung	Einheit
Inspiratorische Vitalkapazität	IVC	Liter
Forcierte Vitalkapazität	FVC	Liter
Einsekundenkapazität	FEV ₁	Liter
Relative Einsekundenkapazität	FEV ₁ /FVC	%
Peakflow	PEF	Liter/Sekunde
Max. expiratorischer Fluss bei 50 % der FVC	MEF _{50%}	Liter/Sekunde
Max. expiratorischer Fluss bei 25 % der FVC	MEF _{25%}	Liter/Sekunde

1.2.3.2 Ganzkörperplethysmografie

Zur zusätzlichen Bestimmung der statischen Lungenfunktionsparameter wird vorwiegend die Ganzkörperplethysmografie (oder Bodyplethysmografie) eingesetzt. Hier wird – anders als bei der Spirometrie – der Grad der Atemwegsverengung direkt durch Messung des Atemwegswiderstandes in Ruheatmung bestimmt. Dieses Verfahren ist zwar insgesamt kaum aufwendiger für den Patienten und erfordert weniger Mitarbeit, aber die Anschaffungskosten eines sogenannten *Bodyplethysmografen* sind deutlich höher, da hierfür eine luftdicht abgeschlossene Kammer notwendig ist, in welcher sich der Patient während der Plethysmografie befindet (Klinke u. a., 2010, 267). Das bedeutet, dass ein mobiler Einsatz nicht praktikabel ist und Bodyplethysmografen hauptsächlich in Krankenhäusern oder von Spezialisten angeschafft werden. Bei der Ganzkörperplethysmografie werden neben den typischerweise in der Spirometrie erhobenen, dynamischen Parametern auch noch weitere, statische Lungenfunktionsparameter erhoben (Weineck, 2004, 204). Vor allem das Lungenvolumen am Ende eines kompletten normalen Ausatemvorganges, also die Atemruhelage, ist diagnostisch besonders wertvoll, da mithilfe von spirometrisch erhobenen Daten u.a. auch das Lungenvolumen nach einem kompletten maximalen Ausatemvorgang, das Residualvolumen (RV) und das maximale Einatemvolumen, die totale Lungenskapazität (TLC) berechnet werden können. So erlaubt die Ganzkörperplethysmografie eine bessere Beurteilung von komplexeren Ventilationsstörungen (Criée u. a., 2009, 1).

1.2.3.3 Bronchoskopie

Die Bronchoskopie ist eine der wichtigsten Methoden zur Untersuchung des Lungengewebes. Durch ein Bronchoskop kann nicht nur mittels Lichtleiter das Bild innerhalb der Lunge auf einem Bildschirm wiedergegeben werden, sondern es können auch durch den sog. Arbeitskanal kleinste Werkzeuge in die Lunge eingeführt werden, um beispielsweise eine Biopsie durchzuführen. Im einfachsten Fall kann über den Arbeitskanal Flüssigkeit abgesaugt werden, es ist aber auch möglich, einen weiteren Lichtleiter einzubringen, um den Patienten mit Lasertherapie zu behandeln. Prinzipiell können eine Vielzahl von Werkzeugen in einem Endoskop verwendet werden.

Eine Möglichkeit, während des bronchoskopischen Eingriffs die Ventilationseigenschaften innerhalb der Lunge und der einzelnen Bereiche genau zu bewerten, ist die gleichzeitige Messung der Luftströmungen in den Atemwegen. Hierzu wird die Integration eines Flusssensors an der Spitze eines Endoskops benötigt. So können endoskopisch zusätzlich Luftströmungen innerhalb der Atemwege gemessen werden, um die einzelnen Bereiche der Lunge auf ihre Funktion hin zu überprüfen. Im Idealfall sollen die bronchialen Verzweigungen auch eine gleichmäßige Aufteilung der Luftströmungen bewirken. Wird also ein Bronchoskop, welches mit einem Flusssensor bestückt ist, abwechselnd in die benachbarten Abzweigungen eingeführt, so sollte sich in allen diesen Abzweigungen der gleiche Luftstrom messen lassen. Wird in einer Abzweigung eine verminderte Ventilationsleistung gemessen, so gilt es diesen Bereich weiter zu untersuchen.

Die Bronchoskopie zusammen mit der Messung der Luftströmungen innerhalb der Atemwege erlaubt so eine detailliertere Lokalisierung erkrankter Bereiche der Lunge bei gleichzeitig niedriger Belastung des Patienten. In Zusammenarbeit mit Prof. Dr. med. Lutz Freitag, Chefarzt Interventionelle Pneumologie der Ruhrlandklinik Essen, werden seit einiger Zeit Katheter mit aufgesetzten Gasmassflussensoren entwickelt.

Diese Sensoren sollen über ein Endoskop in die Lunge von Patienten eingeführt werden, um beispielsweise kollabierte Bereiche der Lunge zu identifizieren (Freitag, 2009, 96-105). Dies stellt insbesondere deshalb einen großen Fortschritt dar, da die Diagnose nun deutlich schneller und, vor allem im Vergleich zum Stethoskop, genauer möglich ist. So lässt sich beispielsweise ein direkter Vergleich zweier Abzweigungen in den Bronchien anstellen und auch eine qualitative Aussage treffen. Prof. Freitag entwickelte für

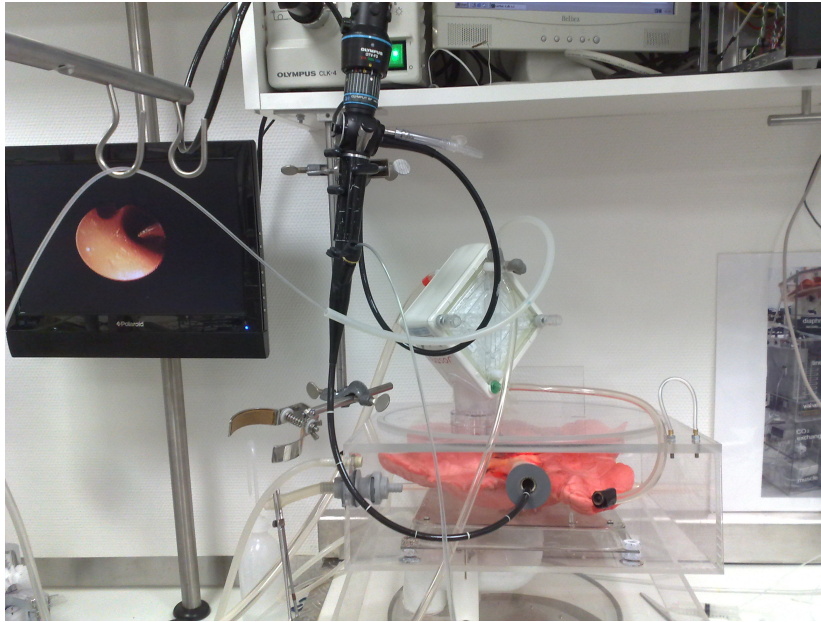


Abbildung 1.2: *Lungensimulator mit einer präparierten Schweinelunge. Das durch das Bronchoskop erfasste Bildsignal wird an einem Monitor (links oben) dargestellt.*

diese Anwendung einen künstlichen Brustkorb mit einer präparierten Schweinelunge. Abbildung 1.2 zeigt eine luftdicht verschlossene Box, in welcher sich die präparierte Schweinelunge befindet. Mittels eines Kolbens kann in dieser Box und somit um die Lunge herum ein Unterdruck erzeugt werden. Ähnlich wie bei der menschlichen Atmung führt dieser Unterdruck zum Aufblähen der Lunge und Luft strömt in die Atemwege. Die Lunge selbst hat durch die Luftröhre eine Verbindung nach außen, durch die das Bronchoskop eingeführt werden kann. Das durch das Bronchoskop erfasste Bild wird an einem Bildschirm dargestellt (links). Der hierzu verwendete Begriff *Endospirometrie* bezeichnet also die Ausstattung eines Bronchoskops mit einem Fluss-sensor (Kenn u. Freitag, 2006). So können gleichzeitig Bild- und Luftflussinformationen erfasst, übertragen und dargestellt werden.

Abbildung 1.3 zeigt eine Momentaufnahme der übertragenen Signale eines Bronchoskops, das mit einem Flusssensor ausgestattet ist. Im Vordergrund ist das Ausgangssignal des an dem Bronchoskop angebrachten Flusssensors zu sehen. Im Hintergrund ist das Videobild der Endoskopkamera dargestellt. Deutlich erkennbar ist eine bronchiale Verzweigung sowie der Flusssensor direkt in einer der Verzweigungen (rechts).

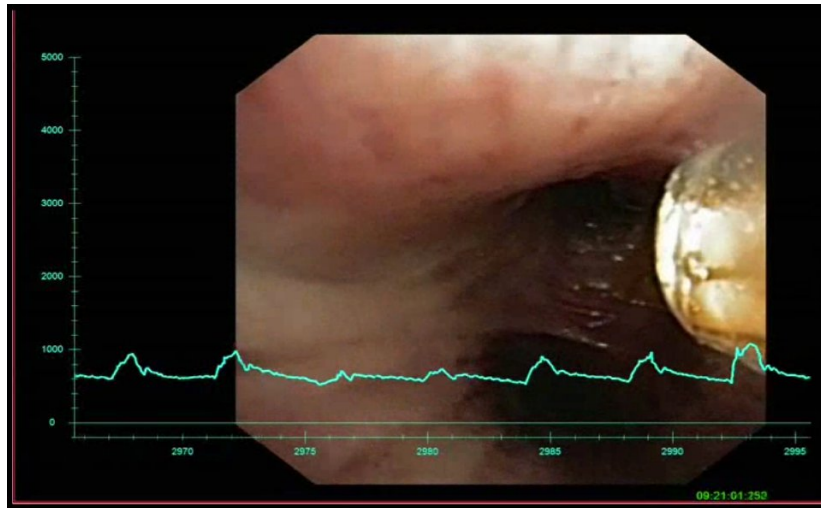


Abbildung 1.3: *Bronchoskopische Aufnahme einer bronchialen Verzweigung mit überlagerter Flusskurve (blau) und dem Flusssensor (rechts). Mit freundlicher Genehmigung von Herrn Prof. Dr. med. Lutz Freitag, Chefarzt Interventionelle Pneumologie der Ruhrlandklinik Essen.*

Dieser Flusssensor wurde in einen Katheter integriert und in den Arbeitskanal des Bronchoskops eingeführt.

Ergänzend sei hier die Diagnose von Vocal Cord Dysfunction (VCD) genannt. Hier kann der zusätzliche Einsatz der Endospirometrie zur Sicherung der Diagnose beitragen, um eine Fehlinterpretation eines iatrogenen Laryngospasmus (aktuter, durch den Arzt verursachter Verschluss des Kehlkopfes) als VCD zu vermeiden (Kenn u. Hess, 2008; Kenn u. Balkissoon, 2011, 703, 198).

1.2.3.4 Emphysemtherapie

Entzündungen in der Lunge können zu einem Abbau der Alveolarsepten, der Zwischenwände der Alveolen, den Lungenbläschen, führen. Die Alveolarsepten dienen einerseits zur Vergrößerung der Innenoberfläche der Lunge um einen maximalen Gasaustausch zu ermöglichen, andererseits sorgt dieses flexible Bindegewebe auch für eine größtmögliche Öffnung der kleinen Bronchialen. Die Alveolarsepten schützen durch ihre elastische Rückstellkraft die Lunge vor einer Überblähung, was umliegendes Gewebe beeinträchtigen würde.

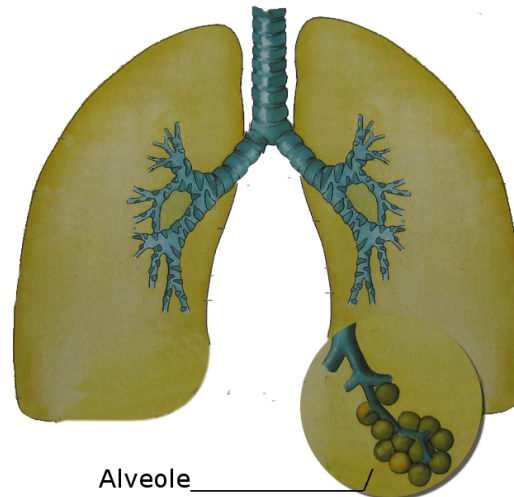


Abbildung 1.4: *Skizze des Aufbaus der Lunge mit den Verzweigungen der Atemwege mit einer vergrößerten Darstellung gesunder Alveolen (links) (nach Klinke u. a., 2010, 259).*

Die durch das Fehlen der Alveolaresepten entstandenen Bullae (Bulla: Sackartiger Hohlraum in der Lunge bedingt durch das Fehlen der Alveolaresepten) blähen sich bei inspiratorischer Atmung stärker auf als die umliegenden Alveolen und komprimieren so das gesunde umliegende Gewebe, was zu einer Leistungsreduktion (Dispnoe) der Lunge führt. Außerdem wird durch ein Lungenemphysem und das Fehlen der elastischen Fasern auch die Zugspannung auf die kleinen Bronchiolen und damit folglich auch deren Querschnitt verringert, was zu einer verminderten, vornehmlich expiratorischen, Atemleistung führen kann. Diese Veränderung kann beispielsweise durch die Messung einer forcierten Expiration detektiert werden (Klinke u. a., 2010, 301). Abbildung 1.4 zeigt einen schematischen Aufbau der menschlichen Lunge mit den Verzweigungen der Atemwege und den Alveolen.

Neben medikamentösen oder physikalischen Therapien werden bei größeren Bullae operative Therapien eingesetzt. Ziel dieser Eingriffe ist, das Lungenvolumen im Bereich der Bullae chirurgisch zu reduzieren, um dem umliegenden Gewebe wieder den nötigen Entfaltungsspielraum zu geben. Eine Bullektomie kann helfen, die Leistung des komprimierten Gewebes wieder zu normalisieren und die Dispnoe zu lindern. (Treugut, 2010, 25).

Mittlerweile sind neben operativen Verfahren unter anderem auch Methoden zur endoskopischen Lungenvolumenreduktion in klinischer Erprobung (Weise, 2008, 8), (Treugut, 2010, 72). Diese Eingriffe stellen für den Patienten eine deutlich geringere Belastung dar als eine Bullektomie. Hierbei wird ein lobärer Bronchusverschluss durch ein Ventil verursacht, welches den betroffenen Bereich (Lungenlappen) von der inspiratorischen Atemluft abgrenzt. Dies bewirkt einen künstlichen Kollaps des betroffenen Bereiches (Atelektase), wodurch allerdings dadurch das umliegende gesunde Gewebe entlastet wird und eine höhere Leistung der Lunge erzielt werden kann (Weise, 2008, 10), (Freitag, 2009, 96-105).

Allerdings kann es bei Emphysepatienten auch zu sogenannten intersegmentalen oder interlobären Kollateralen kommen. Hier verfügen Bereiche der Lunge über mehr als einen Ventilationskanal. Eine kollaterale Ventilation kann eine gezielte Atelektase verhindern und die Wirkung eines Bronchusverschlusses beeinträchtigen (Treugut, 2010, 76).

Ein System, welches entwickelt wurde um eventuelle Auswirkungen von Kollateralventilationen auf einen Bronchusverschluss im Vorfeld zu identifizieren, ist das *Chartis™-System* der Firma *Pulmonx, Inc.* aus Redwood City, USA. Dieses System besteht aus einem Katheter, an dessen Spitze sich ein aufblasbarer Ballon befindet. Dieser Katheter wird über den Arbeitskanal eines Bronchoskops eingeführt. Das Ende des Katheters ist mit der *Chartis™-Konsole* verbunden und misst den Druck und den Luftfluss im Katheter. Der Ballon wird an der gewünschten Stelle in der Lunge insuffliert und blockiert so den Luftstrom durch die Atemwege zu der entsprechenden Region in der Lunge (Abbildung 1.5).

Durch einen Kanal innerhalb des Katheters und ein Ventil in der Konsole wird zwar der expiratorische Luftstrom ermöglicht, jedoch nicht der inspiratorische. Auf diese Weise wird der separierte Bereich der Lunge langsam bewusst kollabiert. Der Luftfluss reduziert sich allmählich, wobei der Unterdruck beim Einatmen steigt (links in Abbildung 1.6). Existiert allerdings eine Kollateralventilation, so füllt sich der Bereich in der Lunge durch einen oder mehrere andere Wege wieder mit Luft. Luftfluss und Unterdruck im Chartis-System bleiben gleich (rechts in Abbildung 1.6).

Durch Messungen dieser Art kann schon im Vorfeld die Effizienz eines Bronchusverschlusses durch ein Ventil bewertet oder auch eine Aussage über die Notwendigkeit zusätzlicher Ventile getroffen werden.

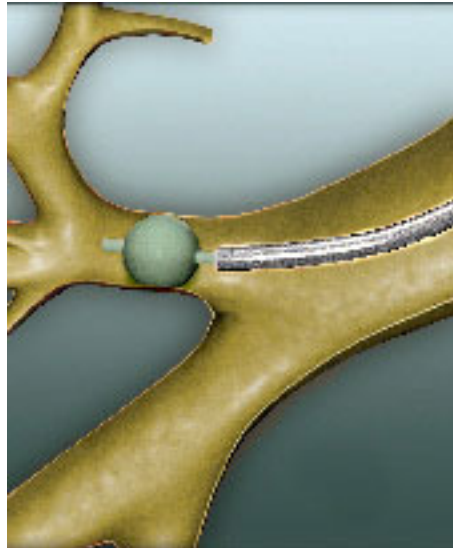


Abbildung 1.5: *Chartis™-System der Firma Pulmonx, Inc. Ein Ballon verschließt die Zuleitung zum Ziellappen und ermöglicht durch eine gleichzeitige Messung von Druck und Luftfluss eine präzise Bewertung von Kollateralventilationen im Ziellappen (Treugut, 2010, 66), (Pulmonx. Inc., 2011).*



Abbildung 1.6: Messsignal von Luftfluss (orange) und Unterdruck (blau) gemessen im Chartis™-System ohne (links) und mit Kollateralventilation (rechts) (Pulmonx. Inc., 2011).

1.2.3.5 Pneumothorax-Therapie

Neben dem kontrollierten Kollaps einer bestimmten Region der Lunge kann es auch zu einer unerwünschten Reduzierung der Ausdehnung der Lunge, beispielsweise zu einem Pneumothorax oder Pneumoerguss, kommen. Der Pneumothorax ist ein meist akut auftretendes Krankheitsbild. Luft gelangt in den Pleuraspalt (zwischen Wandblatt und Lungenüberzug (Pleura)) und behindert die Ausdehnung der Lungenflügel. Dies kann unmerklich für den Patienten sein, aber auch lebensbedrohlich. Es kann beispielsweise durch das Platzen von Emphyseblasen, welche sich an der Oberfläche befinden, ausgelöst werden. In diesem Fall kann es auch vorkommen, dass nicht nur der Emphysebereich kollabiert, sondern auch umliegende gesunde Alveolen. Kleinere Mengen an Luft oder Flüssigkeit kann der Körper selbst resorbieren, größere Mengen müssen mittels einer Saugdrainage entfernt werden. Zuvor müssen eventuelle Lecks abgedichtet werden, welche den Pneumothorax verursacht haben. Durch den durch die Drainage entstehenden Unterdruck kann sich dieser Bereich der Lunge wieder entfalten und seine Funktion aufnehmen. Flüssigkeitsansammlungen müssen entsprechend abpunktiert werden (Klinke u. a., 2010, 264). Vor jedem Eingriff ist es allerdings notwendig, die erkrankten oder kollabierten Bereiche der Lunge eindeutig zu identifizieren.

2 Stand der Technik

Im Allgemeinen werden Instrumente, welche zur Messung von Strömungen oder Strömungsgeschwindigkeiten in Flüssigkeiten und Gasen dienen, als *Anemometer* oder *Strömungssensoren* bezeichnet. Zwar wurde ursprünglich dieser Begriff nur im Bezug auf die Messung von Windgeschwindigkeiten verwendet, allerdings wird die Bezeichnung *Anemometrie* heute in einem erweiterten Sinn für Gasflussmessungen verwendet. Es gilt hier allerdings zu beachten, welche tatsächliche physikalische Größe mit dem jeweiligen Sensor gemessen wird. Beispielsweise ist der Begriff *Geschwindigkeitssensor* in Bezug auf Gase in vielen Fällen irreführend, da mit einem Anemometer die gemessene Größe oft nicht direkt die Geschwindigkeit des Gases ist, sondern nur darauf rückgeschlossen werden kann. Hier ist eine Abgrenzung der Begriffe Geschwindigkeitsmessung, Masseflussmessung und Volumenflussmessung sinnvoll.

So setzt sich ein herkömmliches Schaufelrad in Bewegung, sobald es - vereinfacht gesagt - frontal mit Gas oder einem Gasgemisch wie Luft angeströmt wird. Die Übertragung der kinetischen Energie der Gasmoleküle erfolgt an den Schaufelrädern. Hier prallen die Gasmoleküle ab und setzen das Windrad in Bewegung. Die Drehgeschwindigkeit des Windrads hängt also nicht nur von der Geschwindigkeit des Gases, sondern auch von der Menge der Gasmoleküle und deren Masse, also von der Gasmasse ab. Wird zur Geschwindigkeitsmessung also ein Schaufelrad eingesetzt, welches eigentlich ein *Gasmasseflusssensor* ist, so müssen weitere Größen wie beispielsweise Druck, Temperatur und Gaszusammensetzung berücksichtigt werden, um eine Geschwindigkeit richtig zu ermitteln. Der Massendurchfluss ist ferner eine Form des *Volumenflusses* bei Normalbedingungen (1013,25 hPa, 0 °C). Von einem *Volumenzähler* ist allerdings nur dann die Rede, wenn sich der Sensor beispielsweise in einem Rohr mit bekanntem Durchmesser befindet. Mit der Ultraschallströmungsmessung hingegen wird direkt die Geschwindigkeit von Gasen oder Flüssigkeiten mittels des Dopplereffektes ermittelt (Baker, 2002, 103-112).

2.1 Messprinzipien bei Gasmasseflusssensoren

Zur Messung von Gasmassenflüssen existieren eine Reihe von unterschiedlichen Verfahren, basierend auf unterschiedlichen Prinzipien. Jedes Einsatzgebiet von Gasmassenflusssensoren stellt unterschiedliche Anforderungen an die technischen Eigenschaften der Sensorik. So können, abhängig von der Anwendung, die verschiedenen Messprinzipien besser oder schlechter für die jeweilige Aufgabenstellung geeignet sein. Prinzipiell lassen sich die Verfahren in folgende Kategorien unterteilen (Niebuhr u. Lindner, 2011, 419 ff.):

- Volumenzähler mit beweglichen Messkammern
- Volumenzähler mit Messflügeln
- Wirkdruckverfahren
- Verfahren mit Stauklappe
- Staudruckverfahren mit Staurohr
- Schwebekörperverfahren
- Thermische Verfahren
- Wirbelfrequenzverfahren
- Überkritische Düse als Durchflussnormal
- Ultraschall-Verfahren
- Magnetisch induktives Verfahren
- Corioliskraft-Verfahren
- Laser-Doppler-Verfahren

Hierbei werden unterschiedliche Messgrößen erfasst, welche eine Aussage bezüglich Geschwindigkeit, Massenfluss, Impuls oder Volumenfluss erlauben.

Hinsichtlich der Anforderungen an die Eigenschaften der Sensorik stehen hier speziell medizinische Applikationen im Fokus. Nachfolgend eine Auswahl verschiedener Methoden zur Messung von Strömungen in Gasen, welche bereits im Bereich der Medizin (z. B. in der Spirometrie) eingesetzt werden. Die Kategorie der thermischen Verfahren, vor allem die der Hitzdrahtanemometrie, wird umfangreicher beleuchtet, da diese das in dieser Arbeit zugrunde liegende Messverfahren darstellt.

2.2 Das Flügelradanemometer

Das Flügelradanemometer gehört zur Kategorie der *Volumenzähler mit Messflügeln* und funktioniert nach dem Prinzip einer Turbine, welche durch Gasströmungen angetrieben wird. Die Drehachse befindet sich hierbei waagrecht zur Strömungsrichtung (Eckelmann, 1997, 76). Abbildung 2.1 zeigt das *Anemometer 417* der Firma Testo dem das Prinzip dieser Messmethode zugrundeliegt.



Abbildung 2.1: *Beispiel eines Flügelradanemometers: Das Anemometer 417 der Firma Testo. Die Drehzahl des Flügelrades ist proportional zur Anströmgeschwindigkeit (Eckelmann, 1997, 74).*

Durch eine optische oder induktive Abtastung kann die Umdrehungsgeschwindigkeit gemessen werden. Durch die Proportionalität zur Anströmgeschwindigkeit entfällt hier die Notwendigkeit einer Kalibrierung des Messsignals. Die Flügelradanemometrie ist eine robuste und preisgünstige Methode, Geschwindigkeiten in Gasen zu messen. Allerdings bringt sie auch eine gewisse Trägheit aufgrund der Masse der Flügelräder mit sich. Ergänzend sei hier noch das Schalenkreuzanemometer erwähnt, welches ebenfalls angeströmt und damit in Drehung versetzt wird. Allerdings ist die Drehachse hier senkrecht zur Anströmrichtung gelagert. Das Schalenkreuzanemometer besteht aus meist drei oder vier halbkugelförmigen Schalen, welche sternförmig oder kreuzförmig um

einen gelagerten Mittelpunkt angeordnet sind (siehe Abbildung 2.2). Da die konkave Seite der Halbkugeln einen höheren Widerstandsbeiwert c_w aufweist als die konvexe, wird das Schaufelradanemometer bei einer Anströmung senkrecht zur Drehachse in Bewegung versetzt.

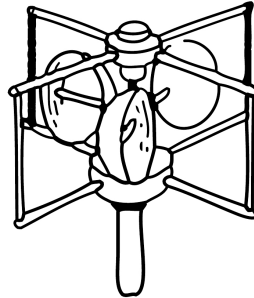


Abbildung 2.2: *Skizze eines Schalenkreuzanemometers. Meist verwendet in der Meteorologie zur Messung von Windgeschwindigkeiten (Eckelmann, 1997, 74).*

2.3 Das Ultraschallanemometer

Die Ultraschallanemometrie lässt sich bezüglich der Messung von Strömungsgeschwindigkeiten in drei Unterkategorien unterteilen. Die unterschiedlichen Messmethoden basieren hierbei auf dem Ultraschall-Drift-Verfahren, dem Doppler-Effekt und der Laufzeit (Baker, 2002, 103-112). Prinzipiell ist allen Varianten gemein, dass sie die Strömung selbst nicht beeinflussen, also keinen Widerstand induzieren.

Beim Ultraschall-Drift-Verfahren werden senkrecht zur Strömungsrichtung in Reihe jeweils zwei Ultraschall-Sender und entsprechend auf der gegenüberliegenden Seite des Strömungskanals zwei Empfänger installiert. Das erzeugte Signal mit konstanter Frequenz und Amplitude wird durch Turbulenzen im Strömungskanal gestört. Die in den beiden Empfängern detektierten Störungen müssen korreliert werden, und anhand der Zeitdifferenz und der zurückgelegten Strecke kann die Flussgeschwindigkeit bestimmt werden (Baker, 2002, 109). Der Korrelationsaufwand der Signale kann sehr hoch sein und vor allem bei sehr starken Turbulenzen können die Signale nicht mehr korrelierbar sein.

Die Ausnutzung des Doppler-Effektes zur Messung von Strömungsgeschwindigkeiten wird hauptsächlich im Zusammenhang mit Flüssigkeiten oder Gasen hohen Drucks eingesetzt. Dieses Verfahren findet beispielsweise Anwendung bei der Schwangerschaftsuntersuchung. Beim ungeborenen Kind können so beispielsweise durch den Dopplereffekt die Blutgefäße und das Zirkulieren des Blutes untersucht werden. Um die Geschwindigkeit eines Mediums in einem Strömungskanal zu messen, wird zunächst ein Sender zusammen mit einem Messkopf in einem Winkel zwischen 40° und 60° zur Strömungsrichtung ausgerichtet. Das ausgesandte Signal wird vom Medium reflektiert und erfährt gemäß des Doppler-Effektes eine Frequenzänderung (Eckelmann, 1997, 126), (Baker, 2002, 110). Bei dieser Methode werden allerdings Partikel benötigt, welche das Signal streuen und damit auch zum Empfänger reflektieren. Mit der verwendeten Wellenlänge ist die minimale Partikelgröße vorgegeben.

Zur Messung der Strömungsgeschwindigkeit von Gasen besser geeignet ist die Ultraschall-Laufzeit-Messung. Abbildung 2.3 zeigt das Prinzip dieser Messmethode.

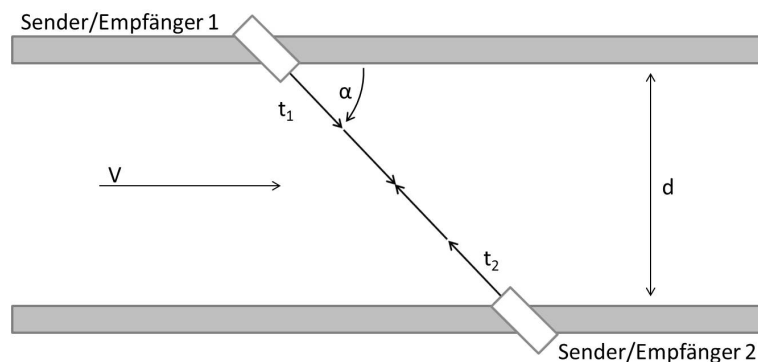


Abbildung 2.3: *Ultraschall-Laufzeit-Methode zur Messung von Strömungsgeschwindigkeiten in einem Kanal mit dem Durchmesser d . Abwechselnd werden von den Sender/Empfänger-Paaren 1 und 2 Ultraschallimpulse erzeugt und von den gegenüberliegenden Sender/Empfänger-Paaren detektiert. Abhängig von Strömungsrichtung und -geschwindigkeit wird am Empfänger eine erhöhte oder erniedrigte Laufzeit der Impulse gemessen, da die Strömungsgeschwindigkeit v unter Berücksichtigung des Winkels α zur Schallgeschwindigkeit addiert oder von ihr abgezogen wird (Eckelmann, 1997, 129).*

Ähnlich wie bei der Ultraschall-Doppler-Messung wird ein Ultraschall-Impuls in einem spitzen Winkel α zur Strömungsrichtung V in den Strömungskanal eingebracht. Nun ist allerdings, gegenüber dem Sender-Empfänger-Paar im Strömungskanal mit dem Durchmesser d ebenfalls ein Sender-Empfänger-Paar angebracht. Abwechselnd werden von den gegenüberliegenden Sendern Ultraschall-Impulse erzeugt und von den jeweiligen gegenüberliegenden Empfängern detektiert. Die Differenz der Laufzeiten t_1 und t_2 unter Berücksichtigung des Winkels α lässt eine Aussage zur Strömungsgeschwindigkeit v des Mediums zu. Die Strömungsgeschwindigkeit addiert sich zur Schallgeschwindigkeit c_s des Ultraschall-Impulses hinzu oder wird davon abgezogen, je nach Orientierung der Strömung (Eckelmann, 1997, 129).

2.4 Das Laser-Doppler-Anemometer

Die Laser Doppler Anemometrie (LDA) oder Laser Doppler Velozimetrie (LDV) ist ein optisches Verfahren und basiert ebenfalls, wie die Ultraschall-Doppler-Anemometrie, auf dem Prinzip der Frequenzverschiebung, welche die Laserstrahlen durch Streuung an in der Strömung befindlichen Partikeln erfahren (Nitsche, 1994, 61). Die LDA zählt zu den wichtigsten Methoden zur Messung von Geschwindigkeitsschwankungen (Eckelmann, 1997, 142). Das erzeugte Laserlicht wird zunächst in zwei Strahlen zerlegt und diese werden im Messpunkt M fokussiert. Im Messpunkt vorbeiströmende Partikel erzeugen nun ein Streulicht welches über eine entsprechende Optik auf einen Detektor geführt wird. Da die Laserstrahlen aus unterschiedlichen Richtungen auf die Partikel einfallen, erfahren sie auch eine unterschiedliche Dopplerverschiebung. Durch diesen Frequenzunterschied kann die Geschwindigkeit der Partikel und damit der Strömung v bestimmt werden. Abbildung 2.4 veranschaulicht das Prinzip dieses Messverfahrens.

Als weitere optische Messverfahren - ebenfalls mittels Laser - können sowohl die Laser-2-Fokus Anemometrie (L2F) als auch die Laser Speckle Anemometrie (LSA) angeführt werden. Bei der L2F wird die Laufzeit von im Gas enthaltenen Partikeln zwischen zwei optischen Schranken gemessen. Bei der LSA wird ebenfalls die Laufzeit von Partikeln gemessen, allerdings anhand einer photographischen Aufnahme mit anschließender rechnergestützter Auswertung (Nitsche, 1994, 67, 70).

Diese drei optischen Messverfahren haben als Arbeitsmittel oder Lichtquelle einen Laser gemeinsam und sind alle abhängig von der Existenz kleiner Partikel im Medi-

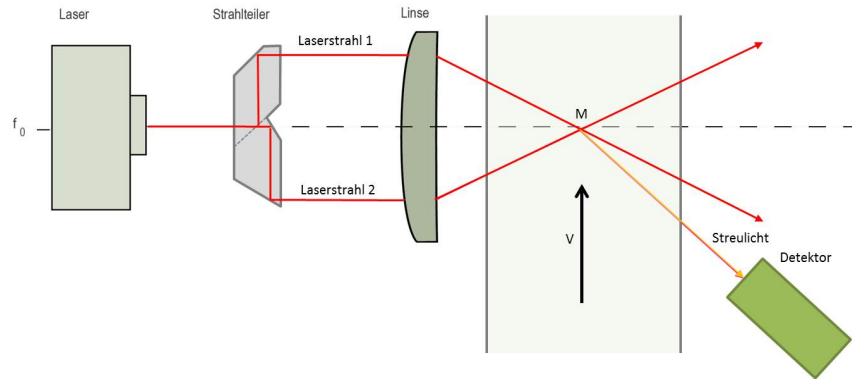


Abbildung 2.4: Funktionsprinzip der Laser-Doppler-Anemometrie. Das erzeugte Laserlicht wird in zwei Strahlen zerlegt und im Messpunkt M fokussiert, wo vorbeiströmende Partikel ein Streulicht erzeugen, welches auf einen Detektor geführt wird. Durch den Dopplereffekt erfährt das gestreute Laserlicht eine Frequenzänderung, abhängig vom Einfallswinkel der Laserstrahlen und der Strömungsgeschwindigkeit v . Da die beiden Laserstrahlen stets einen unterschiedlichen Einfallswinkel zur Strömungsrichtung haben, kann durch den Frequenzunterschied des gestreuten Lichtes die Strömungsgeschwindigkeit v bestimmt werden (nach Nitsche, Eckelmann).

um. Bei Gasen können dies beispielsweise feinste Staubpartikel sein oder auch Wasserdampf, welcher vor allem im medizinischen Bereich, sprich der Spirometrie, in der Atemluft vorhanden ist.

2.5 Das Druckdifferenzanemometer

Verengt man einen Strömungskanal an einer Stelle, so lassen sich vor, während und nach dieser Verengung unterschiedliche Drücke im Strömungskanal messen. Aufgrund dieser unterschiedlichen Drücke und deren Differenz lassen sich Aussagen über die Strömungsgeschwindigkeit treffen. Zu unterscheiden gilt es hier prinzipiell zwei Messmethoden, welche sich in der Art der Verengung des Strömungskanales unterscheiden. So kann die Verengung die Form eines Venturi-Rohres annehmen oder aber auch schlagartig durch eine Blende herbeigeführt werden (Baker, 2002, 56). Bei der Venturi-

Methode wird der Druck vor und in der Verengung des Rohres gemessen. Je höher die Strömung, desto höher ist auch die Druckdifferenz zwischen den beiden Punkten. Wird eine Messblende verwendet, greift man die Drücke vor bzw. nach der Blende ab. Die Blende hat die Aufgabe, den Luftstrom einzuschnüren, wobei die maximale Strahlkontraktion kurz nach der Blende stattfindet (Eckelmann, 1997, 40). Abbildung 2.5 zeigt eine Skizze der Venturi-Methode (oben) und eine der Messblenden-Methode (unten).

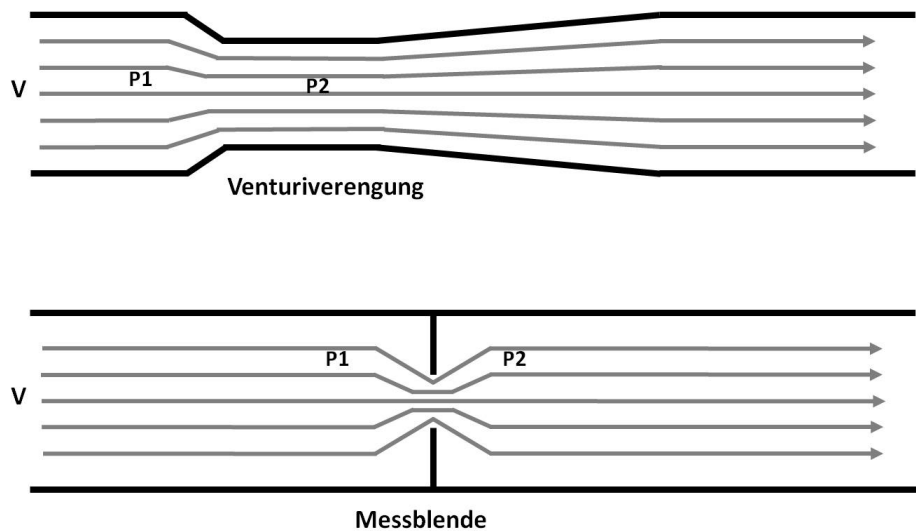


Abbildung 2.5: Funktionsprinzip der Druckdifferenz-Anemometrie anhand des Venturi-Messprinzips (oben) und des Messblenden-Prinzips (unten). In beiden Fällen wird die Druckdifferenz zwischen den Messpunkten $P1$ und $P2$ gemessen (Baker, 2002, 56), (Eckelmann, 1997, 40).

Die Blende verursacht starke Turbulenzen stromabwärts, welche mit einem Druckverlust einhergehen. An dieser Stelle wird der Druck gemessen und mit dem Druck vor der Blende verglichen. Wichtig für diese Messmethode ist, dass die eintreffende Strömung laminar ist. Die Venturi-Methode verursacht in diesem Punkt deutlich weniger Störungen in der Strömung als die Messblenden-Methode.

2.6 Thermische Verfahren

2.6.1 Das Pulsdrahtanemometer

Bei der Pulsdrahtanemometrie wird die Flussgeschwindigkeit eines Gases gemessen. Die Messanordnung für dieses Verfahren besteht aus einem Sende- und einem Empfangsdraht. Durch Einbringen einer elektrischen Heizleistung wird der Sendedraht pulsartig erhitzt. Vorbeiströmende Luftmassen transportieren diesen thermischen Puls zum Empfangsdraht und bewirken dort eine kurzzeitige Widerstandsänderung, zeitlich versetzt je nach Abstand zum Sendedraht und zur Flussgeschwindigkeit. Danach wird ein weiterer Puls induziert (Nitsche, 1994, 57). Abbildung 2.6 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Pulsdrahtanemometers mit einem Sendedraht zwischen zwei Empfangsdrähten. Somit ist auch eine Richtungserkennung entlang einer Achse mit diesem Verfahren möglich.

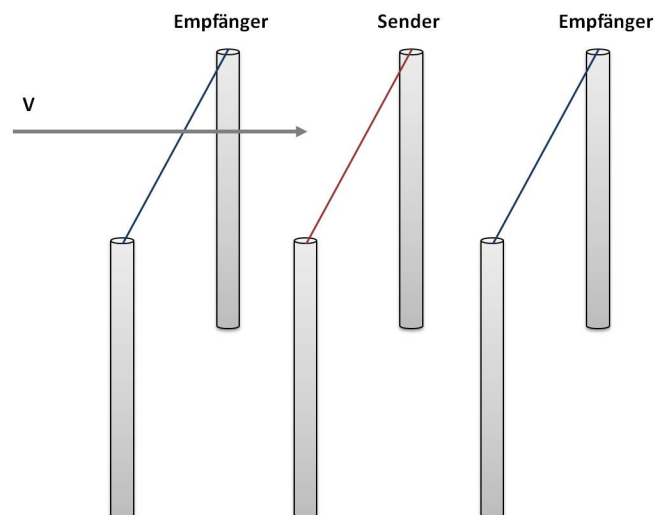


Abbildung 2.6: *Funktionsprinzip der Pulsdraht-Anemometrie. Ein Sendedraht wird pulsartig erhitzt. Vorbeiströmendes Gas wird dadurch ebenfalls erhitzt. Diese Temperaturänderung im Strömungsmedium bewirkt eine Widerstandsänderung im Empfängerdraht.*

2.6.2 Das Hitzdraht- bzw. Heißfilmanemometer

2.6.2.1 Grundlegendes Funktionsprinzip des Hitzdrahtanemometers

Die Hitzdrahtanemometrie (Hot-Wire-Anemometry) oder auch die Heißfilmanemometrie (Hot-Film-Anemometry) ist ein Verfahren zur Messung eines Massenflusses. Sie ist eine Messmethode, welche, je nach Ausführung, umfangreiche und auch zeitlich hochauflösende Aussagen über die Strömungseigenschaften von Flüssigkeiten und Gasen zulässt. Dabei reichen die Möglichkeiten von der Erfassung von Strömungsgeschwindigkeiten mit verschiedenen Vektoren bis hin zur Messung von Strömungstemperaturen oder Konzentrationsänderungen in Gasgemischen (Bruun, 1996).

Die Hitzdrahtanemometrie basiert auf dem temperaturabhängigen Widerstand eines Leiters wie beispielsweise eines Metalldrahtes. Der Unterschied zur Heißfilmanemometrie liegt darin, dass bei der Hitzdrahtanemometrie ein solider, freistehender Leiter, meist aus Platin oder Nickel, verwendet wird, während es sich bei der Heißfilmanemometrie um eine leitende (planare) Schicht auf einem Trägersubstrat handelt. Ebenso wie die Pulsdrahtanemometrie gehören die Hitzdrahtanemometrie und die Heißfilmanemometrie zu den thermoelektrischen Geschwindigkeitsmessverfahren. In Abbildung 2.7 ist ein prinzipieller Aufbau eines Hitzdrahtanemometers skizziert.

Durch zugeführte elektrische Leistung wird ein Leiter erhitzt, sodass dessen Temperatur wesentlich über der des Mediums liegt, dessen Strömung vermessen werden soll. Der Leiter wird in die Strömung eingebracht. Es findet ein Wärmetransport vom Leiter in das Strömungsmedium statt. Hierbei handelt es sich um eine erzwungene Konvektion. Die Intensität des Wärmetransportes ist abhängig von der Intensität der Strömung und der Geometrie bzw. den Materialeigenschaften des Leiters. Allerdings müssen auch Faktoren wie Dichte, Strömungstemperatur, Viskosität, Umgebungsdruck, Anstrahlwinkel oder Temperaturkoeffizient mit einbezogen werden. Nicht die Geschwindigkeit des Mediums selbst, sondern die am Leiter vorbeiströmenden Gasmassen sind ausschlaggebend für das Maß der erzwungenen Konvektion. So findet zwar bei gleicher Strömungsgeschwindigkeit, aber einem erhöhten Druck im Strömungskanal eine erhöhte erzwungene Konvektion statt. Selbst bei Stillstand der Strömung findet ein Wärmeübergang vom Leiter zum kälteren Umgebungsmedium statt. Durch Dichteänderungen im erhitzten Umgebungsmedium entsteht eine freie Konvektion. Zu beachten sind außerdem auch weitere Effekte wie Konduktion und Wärmespeicherung in Feststoffen.

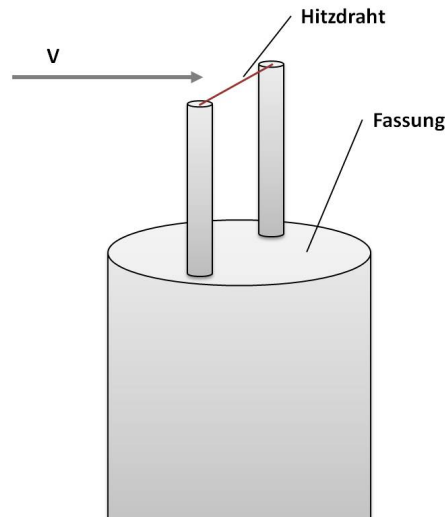


Abbildung 2.7: Das Hitzdrahtanemometer. Ein Metaldraht (z. B. Platin) wird zwischen zwei Stiften gespannt und durch Zuführung elektrischer Energie erhitzt. Vorbeiströmende Gasmassen kühlen den erhitzten Draht ab. Durch Hinzufügen weiterer Hitzdrähte lässt sich die Flussdetektion in alle drei Raumachsen erweitern.

Abbildung 2.8 zeigt einen differentiellen Teil eines runden, mit Strom durchflossenen Leiters, wobei Ax die Querschnittsfläche, dx der differentielle Teil der Leiterlänge und Aw die Strömungstemperatur ist (Perry, 1982, 22).

Im Falle eines Gleichgewichtes der Leistungsbilanz lässt sich für diesen Leiterteil dx ein thermisches Modell anhand der Wärmestrombilanz aufstellen. In diesem Gleichgewicht beschreibt folgende Formel die Bilanz.

$$d\dot{Q}_e = d\dot{Q}_{fc} + d\dot{Q}_r + d\dot{Q}_s - d\dot{Q}_z \quad (2.1)$$

Folgende physikalische Effekte liegen dieser Formel zugrunde:

\dot{Q}_e	Durch elektrische Leistung erzeugte Heizleistung
\dot{Q}_{fc}	Wärmeabfuhr durch Konvektion
\dot{Q}_r	Wärmestrahlung des Leiters
\dot{Q}_s	Wärmespeicherung des Leiters
\dot{Q}_z	Wärmezufuhr durch Wärmeleitung des Leiters

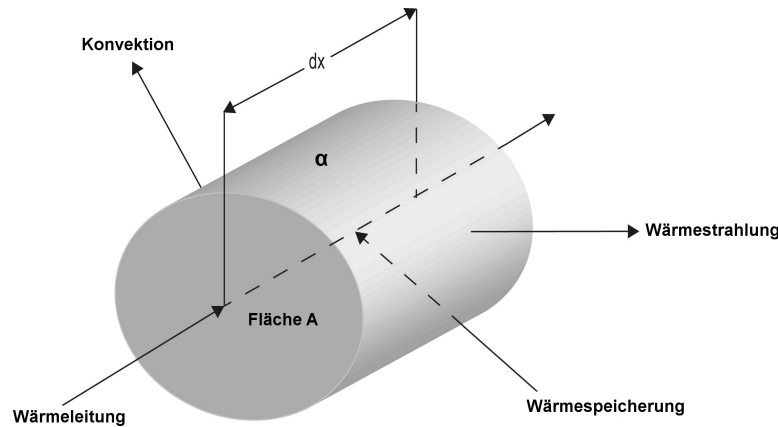


Abbildung 2.8: Leistungsbilanz eines differentiellen Leiterteils in einer Strömung nach (Perry, 1982, 22). α : Wärmeübergangskoeffizient an der Grenzfläche des Leiters.

Im Allgemeinen definiert sich die Konvektion durch die überströmte Oberfläche des Leiters, den Temperaturunterschied zwischen Leiter und dem umgebenden Medium sowie dem Wärmeübergangskoeffizienten α an der Grenzfläche des Leiters. Die Konvektion steht hier für die Sensibilität des Sensors, sie soll möglichst groß werden. Allerdings gilt es hier Kompromisse einzugehen. Durch die Vergrößerung des Querschnitts eines runden Leiters erhöht sich zwar auch dessen Oberfläche, was der Konvektion zuträglich ist. Allerdings erhöht sich damit auch die Masse des Leiters. Das Wärmespeichervermögen eines Leiters wirkt sich kapazitiv auf dessen Leistungsbilanz aus. Das bedeutet, dass Temperaturschwankungen und damit auch Widerstandsänderungen gedämpft werden. Diese Effekte beeinflussen maßgeblich das Verhalten eines Hitzdrahtanemometers in zeitlicher Dimension. Auch sind hier die Wärmeleitung und die Wärmestrahlung zu beachten, wobei letztere in der Energiebilanz nur eine untergeordnete Rolle spielt (Stengele, 1993, 110).

Bei sehr geringen Strömungen oder bei Strömungsstillstand gewinnt allerdings der Einfluss der freien Konvektion mehr an Bedeutung. Die freie Konvektion bezeichnet die Auftriebskonvektion, welche durch die Erwärmung des Gases durch den erhitzten Leiter verursacht wird. Die Auswirkungen dieses Effektes kommen aber nach Collis and Williams (1959) erst ab einer sehr geringen Anströmungsgeschwindigkeit ($\ll 0,1 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}$ bei Luft und Normalbedingungen) zum Tragen (Stengele, 1993, 1).

2.6.2.2 Das Heißfilm-Anemometer

Das Prinzip des Heißfilm-Anemometers entspricht im Grunde dem des Hitzdrahtanemometers mit dem Unterschied, dass es sich bei dem Sensorelement nicht um einen einzelnen stromdurchflossenen Leiter, sondern um einen stromleitenden Film auf einem Trägersubstrat handelt. Das Trägersubstrat muss in diesem Fall bei der Leistungsbilanz mit berücksichtigt werden. Daraus ergibt sich folgende erweiterte Darstellung der Energiebilanz für die Heißfilmanemometrie (s. Abbildung 2.9).

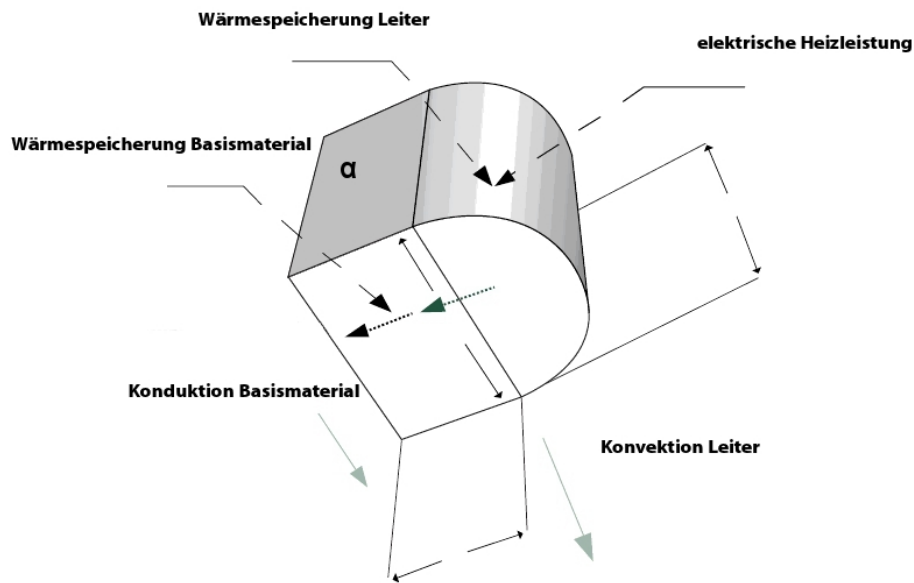


Abbildung 2.9: Leistungsbilanz der Heißfilmanemometrie - Erweiterung der Leistungsbilanz der Hitzdrahtanemometrie um ein Trägersubstrat (Geppert, 2010, 23). α : Wärmeübertragungskoeffizient an der Grenzfläche des Leiters.

Somit lässt sich auch die Wärmestrombilanz aus Gleichung 2.1 durch die Größe $d\dot{Q}_{sb}$ (Wärmeverlust an das Substrat) zu folgender Gleichung ergänzen:

$$d\dot{Q}_e = d\dot{Q}_{fc} + d\dot{Q}_r + d\dot{Q}_s + d\dot{Q}_{sb} - d\dot{Q}_z \quad (2.2)$$

Damit liegen nun folgende physikalischen Effekte der Leistungsbilanz an diesem inkrementellen Leiterstück zugrunde:

\dot{Q}_e	Wärmezufuhr durch elektrische Heizleistung
\dot{Q}_{fc}	Wärmeabfuhr durch Konvektion
\dot{Q}_r	Wärmestrahlung des Leiters
\dot{Q}_s	Wärmespeicherung des Leiters
\dot{Q}_z	Wärmezufuhr durch Wärmeleitung des Leiters
\dot{Q}_{sb}	Wärmeabfuhr durch Wärmeleitung an das Trägersubstrat

Hinsichtlich der Dynamik eines solchen Heißfilm-Anemometers spielen die Wärmekonduktion und die Wärmespeicherung innerhalb der einzelnen Materialien eine wesentliche Rolle. Auf dem Markt sind Sensoren erhältlich, welche aus unterschiedlichen Kombinationen aus Leitermaterial und Trägersubstrat bestehen. Nachfolgend eine Auswahl der auf dem Markt erhältlichen Produkte:

2.6.2.3 Erhältliche Produkte basierend auf der Heißfilmanemometrie

Platin auf Keramik Dieser Sensor (PT6,8M1020) der Firma Heraeus besteht aus einem Dünnschicht-Platinleiter, welcher mittels Fotolithografie auf einem Al_2O_3 -Keramikträger der Stärke 0,15 mm aufgebracht ist (vgl. <http://heraeus-sensor-technology.de>) (Abbildung 2.10).

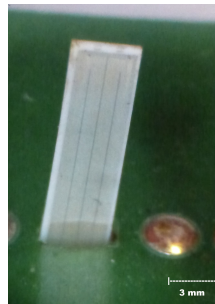


Abbildung 2.10: *Platinstruktur auf Keramikträger der Firma Heraeus. Dieses Sensorelement kann sowohl als Temperatursensor als auch zum Betrieb in einem Heißfilmanemometer eingesetzt werden.*

Molybdän auf Glas Eine Leiterbahnstruktur aus Molybdän, welche ebenfalls fotolithografisch auf einem Glasträger aufgebracht ist. Dieser Sensor wurde von der sensor GmbH in Zusammenarbeit mit der Firma E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H. entwickelt (Abbildung 2.11).

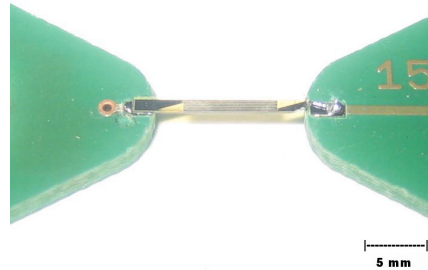


Abbildung 2.11: *Molybdänstruktur auf einem Glasträger der Firma sensor GmbH entwickelt in Zusammenarbeit mit der Firma E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H.*

Siliziumhalbleitertechnologie Das Herstellen eines Hitzdrahtanemometers basierend auf der Siliziumhalbleitertechnologie bedient sich prinzipiell der in diesem Bereich gängigen Technologien. Diese Messmethode wird in der Spirometrie bisher meist nur im Bypassverfahren eingesetzt. Das Bypassverfahren zweigt eine kleine Menge der Strömung ab und leitet sie separat am Sensorelement vorbei. Dies hat allerdings die Nachteile einer mechanischen Reduzierung des Strömungsweges und ist aufgrund des Bypasskanals nur schwer sterilisierbar.

Das Fraunhofer-Institut für Siliziumtechnologie ISIT hat einen Sensor entwickelt, welcher auch direkt in die Strömung eingebracht werden kann. Die Herstellung des Sensors erfolgt in der MEMS-Technologie, welche in den letzten Jahren immer kostengünstigere Herstellungsverfahren ermöglichte (ISIT, 2012, 39). Abbildung 2.12 zeigt den Sensor der Fraunhofer Gesellschaft.

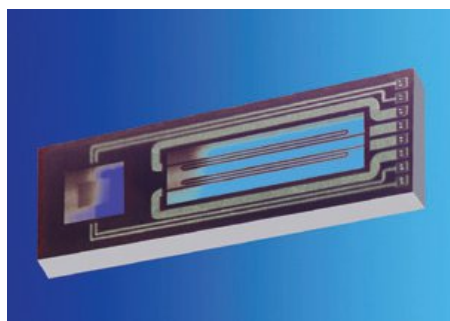


Abbildung 2.12: *Heißfilmanemometer hergestellt in Siliziumhalbleitertechnologie des Fraunhofer-Instituts für Siliziumtechnologie ISIT (ISIT, 2012, 39).*

2.6.2.4 Betriebsarten eines Heißfilmanemometers

Die hier nun elektrisch messbaren Größen um den erhitzten Leiter, also dem Sensorelement sind der Spannungsabfall U_W am Sensorelement, der Strom I_W durch das Sensorelement und der Widerstand R_W des Sensorelements selbst. Möchte man eine der Messgrößen nutzen, muss entsprechend mindestens eine weitere Messgröße konstant gehalten werden (Sami u. Hubert, 1995, 1516). So lässt sich beispielsweise bei konstantem Strom I_W eine Aussage über die Heizleistung \dot{Q}_e in Abhängigkeit vom Widerstand R_W treffen. Daraus entstehen unterschiedliche Messvarianten für die Hitzdrahtanemometrie, je nach Abhängigkeit der unterschiedlichen Messgrößen.

Constant-Current-Anemometer Die Constant-Current-Anemometrie (CCA) ist eine einfache Variante der Hitzdrahtanemometrie. Das Sensorelement selbst bildet den veränderlichen Widerstand einer Wheatstone'schen Messbrücke. Hier wird die Brückenschaltung mit einem konstanten Strom beaufschlagt, wodurch sich das Sensorelement erhitzt. Da sich die Temperatur und damit der Widerstand des Sensorelementes in Abhängigkeit von der Strömungsgeschwindigkeit ändert und aber der Strom konstant bleibt, ist die am Sensorelement abfallende Spannung direkt proportional zum Gasmassenfluss (Bruun, 1996, 38). Die Dynamik des Sensors hängt hier stark von der zugeführten Leistung ab. Da das Sensorelement ständig mit einem konstanten Strom beaufschlagt wird, kann es in ungünstigen Fällen, beispielsweise beim kompletten Stillstand der Strömung, zu einer Überhitzung und damit zu einer Zerstörung des Sensors kommen. So sind der zugeführten elektrischen Energie und damit der Dynamik, abhängig von der Dimensionierung, Grenzen gesetzt.

Constant-Voltage-Anemometer Die noch etwas weniger verbreitete Constant-Voltage-Anemometrie (CVA) führt dem Sensorelement eine konstante Spannung zu, wodurch das Sensorelement ebenfalls erhitzt wird. Da sich bei einer anliegenden Strömung das Sensorelement abkühlt und sich damit dessen elektrischer Widerstand ändert, aber die am Sensorelement anliegende Spannung schaltungsbedingt konstant gehalten wird, resultiert diese Widerstandsänderung in einer Änderung des Stromflusses durch das Sensorelement (Moes u. a., 1997, 21).

Constant-Temperature-Anemometer Das Messprinzip der Constant-Temperature-Anemometrie (CTA) basiert auf einer rückgekoppelten Wheatstone'schen Messbrücke mit dem Heizelement R_w , wie in Abbildung 2.13 gezeigt. Der Widerstand R_z ist dabei so zu dimensionieren, dass die Messbrücke bei der gewünschten Übertemperatur von R_w abgeglichen ist, also die Verhältnisse von R_1 zu R_z und R_2 zu R_w gleich sind. Das Heizelement wird durch eine regelbare Spannung so weit erwärmt, bis die Messbrücke aufgrund der Widerstandsänderung des erhitzten Heizelements abgeglichen ist. Der an die Messbrücke angeschlossene Differenzverstärker führt der Messbrücke an diesem Punkt keine zusätzliche Leistung mehr zu, als die, welche zur Aufrechterhaltung der Abgleichbedingung nötig ist. An diesem Punkt ist also die Messbrücke abgeglichen.

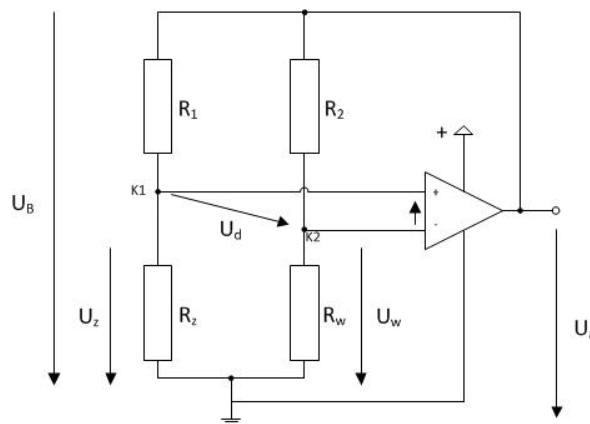


Abbildung 2.13: Vereinfachtes ideales Schaltbild der Constant-Temperature-Anemometrie (Stengele, 1993, 31), (Perry, 1982, 35). Der Widerstand R_w stellt das Heizelement dar, dessen Übertemperatur mit dem Widerstand R_z eingestellt werden kann. Für das korrekte Funktionieren der Messbrücke verlangt die Abgleichbedingung, dass im Arbeitspunkt die Diagonalspannung U_d null ist. Durch eine Rückkopplung wird bei unabgeglichener Messbrücke zusätzliche Leistung in die Messbrücke eingebracht wodurch der Leiter dynamisch immer auf einer konstanten Übertemperatur gehalten wird.

Vorbeiströmende Luftmassen kühlen nun die Sensorstruktur durch Wärmeabtrag ab. Dadurch ändert sich auch der Widerstand der Struktur. Die Messbrücke ist jetzt nicht mehr abgeglichen. Durch die Rückkopplung wird nun die Heizleistung solange erhöht, bis die zusätzlich erzeugte Hitze am Sensor den Wärmeabtransport durch

die vorbeiströmende Luft ausgleicht. Die dadurch zusätzlich benötigte Leistung kann gemessen werden und steht in direktem Zusammenhang mit der Menge der am Sensor vorbeiströmenden Luftmasse (Bruun, 1996, 45).

Das Messprinzip und die Vorteile der CTA sind schon seit Mitte des letzten Jahrhunderts bekannt, allerdings ermöglichte erst die Entwicklung modernerer Operationsverstärker Mitte der 1960er Jahre den kommerziellen Einsatz der CTA (Bruun, 1996, 46). Abbildung 2.13 veranschaulicht das Prinzip der CTA. Durch die Rückkopplung und damit der Energieeinspeisung über den Operationsverstärker erreicht diese Schaltung ihre hohe Dynamik und Auflösung.

2.7 Zusammenfassung

Mechanische Messverfahren mit beweglichen Teilen (z. B. Flügelradanemometer) bringen aufgrund ihrer Masse eine gewisse Trägheit mit sich und damit eine vergleichsweise stark limitierte zeitliche Auflösung. Optische oder akustische Messverfahren zeichnen sich durch eine hohe Genauigkeit, hohe zeitliche Auflösung und einen großen Messbereich aus. Allerdings sind diese Techniken sehr teuer im Vergleich zu den anderen hier genannten. Thermische Verfahren hingegen ermöglichen ebenfalls sehr genaue Messungen bei gleichzeitig großem Messbereich und sind deswegen für viele Anwendungen das Mittel der Wahl (Stainback u. Nagabushana, 1996, 23). Sensoren dieser Art sind auch wesentlich günstiger herzustellen als optische oder akustische Verfahren. Abbildung 2.14 zeigt eine Gegenüberstellung der gängigen Messprinzipien.

Die Pulsdrahtanemometrie stellt im Vergleich zur Hitzdrahtanemometrie höhere Anforderungen an die ansteuernde Elektronik. Die Grenzen der zeitlichen Auflösung liegen einerseits in der Steuerelektronik selbst, aber viel mehr noch in der Tatsache, dass ein erhitzter Leiter, je nach Beschaffenheit, erst nach einer gewissen Zeitspanne seine maximale Temperatur erreicht hat und sich auch erst nach einer gewissen Zeitspanne wieder abgekühlt hat. Bei sehr hohen Flüssen - und damit verbundenen hohen Pulsrate - kann dies zu einer konstanten Temperatur des Leiters führen. Dadurch ist eine Messung des Flusses nicht mehr möglich. Die Hitzdrahtanemometrie hingegen misst kontinuierlich und kann daher einen großen Messbereich bei einer hohen zeitlichen Auflösung abdecken.

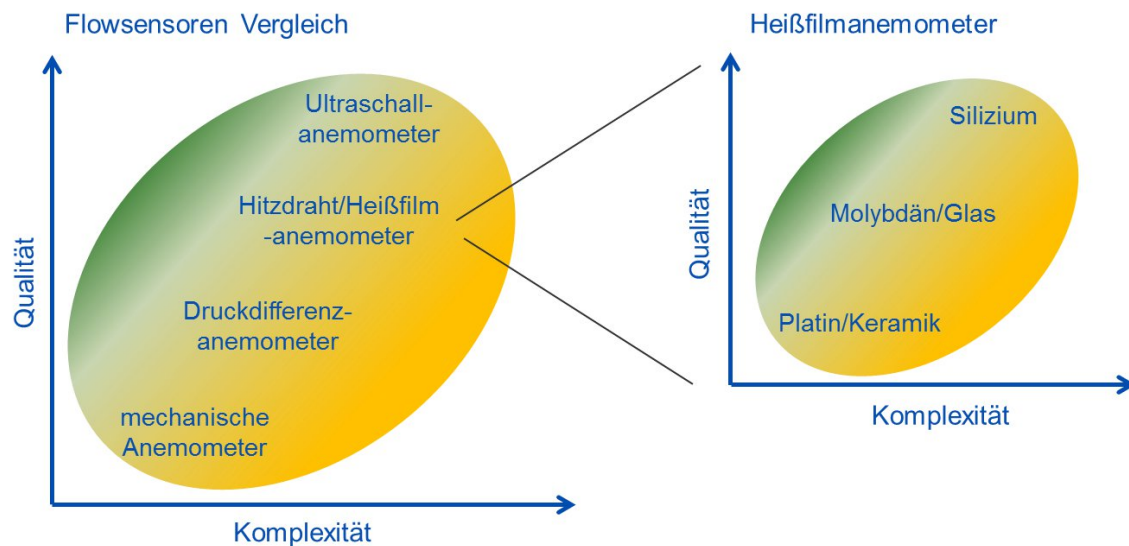


Abbildung 2.14: Vergleich gängiger Messprinzipien hinsichtlich ihrer Qualität (Dynamik, Messbereich) und ihrer Komplexität (Herstellung) in Bezug auf deren Einsatz in einem Spirometer (nach Scholz, 2010, 65)

Insgesamt weisen alle drei Messvarianten eine sehr hohe zeitliche Auflösung auf (Stainback u. Nagabushana, 1996, 5), sodass sie alle für die in dieser Arbeit beschriebenen medizinischen Anwendungen eingesetzt werden können. Die noch mehr experimentell eingesetzte CVA weist bessere dynamische Eigenschaften und einen größeren Messbereich auf als die CCA (Schrüfer, 2007, 245) und steht damit im Fokus vor allem bei Anwendungen mit Strömungsgeschwindigkeiten im Überschallbereich (Comte-Bellot u. a., 1999, 40/1-40/9).

Die CTA wiederum ermöglicht eine sehr hohe Auflösung bei sehr geringen Strömungen und eine Beschädigung des Sensorelementes durch Überhitzung wie bei der CCA kann bei der CTA durch die Einstellung einer konstanten (Über-)Temperatur des Heizelementes verhindert werden. Aus diesen Gründen liegt den in dieser Arbeit verwendeten Schaltungen das Prinzip der CTA zugrunde.

Die Heißfilmanemometrie benötigt zwar ein Trägersubstrat für den erhitzten Leiter, was die zusätzlichen Effekte der Wärmespeicherung und Wärmeleitung im Trägersubstrat mit sich bringt, der Herstellungsaufwand ist allerdings geringer als bei der Hitzdrahtanemometrie, wo beispielsweise einzelne Drähte auf Trägerstifte oder Kontaktpads *gebondet* werden müssen.

2.8 Herausforderung und Zielsetzung

Die Anforderungen an einen Flusssensor sind - vor allem in der Medizin - sehr hoch und breit gefächert. So wird für den Einsatz eines solchen Sensors in einem Spirometer eine sehr hohe Dynamik gefordert, während für den Einsatz in einem Bronchoskop weniger die Dynamik als die physikalischen Abmessungen von großer Bedeutung sind. Da der im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sensor vornehmlich für medizinische Applikationen entwickelt wurde und in diesem Bereich die Hygiene eine sehr hohe Priorität hat, muss er kostengünstig genug für die Verwendung als Einwegsensor sein. Wird der Sensor mittels eines Bronchoskops im Körper betrieben, darf er umliegendes Gewebe nicht verletzen. Die Materialien des Sensors dürfen keine allergischen Reaktionen hervorrufen oder müssen dementsprechend eingekapselt sein. Ferner müssen auch wechselnde Umgebungsbedingungen wie Luftdruck, Temperatur und Feuchtigkeit berücksichtigt werden und dürfen das Messsignal nicht verfälschen oder den Sensor beeinträchtigen.

2.8.1 Anforderungen an den Sensor zum Betrieb in einem Spirometer

Das besagte Spirometer ist ein sogenanntes offenes Spirometer. Hier atmet der Benutzer die Umgebungsluft durch das Spirometer ein und aus. Im Regelfall wird die Luft in den Atemwegen und den Alveolen sehr schnell auf die Körpertemperatur von ca. 37 °C angeglichen, die Temperatur der Umgebungsluft ist in den meisten Fällen allerdings niedriger. Zudem wird die eingeatmete Luft auch zu 100 % mit Wasserdampf gesättigt (Sedlacek, 2006, 5). So herrschen für inspiratorische Atemvorgänge im Hinblick auf Temperatur und relative Luftfeuchtigkeit andere Bedingungen als für expiratorische. Als Bedingungen herrschen für die Ausatmung die sog. BTPS (Body Temperature Pressure Saturated) und für die Einatmung die ATP (Ambient Temperature Pressure). Für die richtige Interpretation der Messsignale müssen die ATP-Bedingungen auf die BTPS-Bedingungen umgerechnet werden, also auf 37 °C Temperatur und 100 % relative Luftfeuchtigkeit bei gegebenem Luftdruck (Criée u. a., 2006, 9). Dies kann sowohl auf dem Sensor selbst, innerhalb der Regelelektronik oder während der Auswertung geschehen.

Da Spirometer medizinische Geräte sind und die Diagnose der Mediziner auch von der Zuverlässigkeit dieser Geräte abhängt, werden dementsprechend hohe Anforderungen gestellt. Aus diesem Grund wurden Normen für die Spirometrie entworfen, um sowohl den Entwicklern der Geräte als auch den Anwendern eine Leitlinie zu bieten. Dadurch wird sichergestellt, dass alle Spirometer bestimmte Minimalanforderungen bezüglich messtechnischer Größen erfüllen.

Insgesamt existiert eine Vielzahl an Parametern zur Bewertung der Lungenfunktion. Eine Auswahl zeigt Tabelle 1.1. Nicht jeden dieser Parameter muss ein Spirometer messen können, allerdings muss es für die messbaren Werte festgelegte Anforderungen erfüllen, damit es in der Diagnostik eingesetzt werden darf (Miller u. a., 2005, 320-336). In Tabelle 2.1 sind die Standards für forcierte expiratorische Manöver angegeben. Das sind die *Forcierte Vitalkapazität (FVC)*, welche dem gesamten ausgeatmeten Volumen entspricht, die *Einsekundenkapazität (FEV1)*, welche das Volumen angibt, das innerhalb einer Sekunde forciert ausgeatmet werden kann, und der *Peak Expiration Flow (PEF)*, welcher den maximal erreichbaren Spitzenfluss darstellt. Lungenfunktionsmessgeräte, welche eher für den Hausgebrauch verwendet werden, sog. Peak-Flow-Meter, messen teilweise nur einen Wert, den PEF. Ergänzend sei hier erwähnt, dass der Volumenfluss für alle Parameter in einem Bereich von 0 l/s bis 14 l/s aufgezeichnet werden soll und der maximale expiratorische Strömungswiderstand des Spirometers bei 0,15 kPa/(l/s) nicht überschritten werden darf (DIN, 2010, 2009). Es ist hier zu beachten, dass ein Volumenfluss von 14 l/s bei einem Rohrdurchmesser von 2 cm einer Flussgeschwindigkeit von knapp 45 m/s entspricht (Mühlbauer, 2012, 8).

2.8.2 Anforderungen an den Sensor zum Betrieb in einem Bronchoskop

Soll der Sensor in Verbindung mit einem Bronchoskop innerhalb der Lunge betrieben werden, treten teilweise völlig andere Anforderungen in Erscheinung, als dies für die Spirometrie der Fall ist. So dürfen die maximalen Abmessungen in der Breite des Sensors den Durchmesser des Arbeitskanales des Bronchoskops nicht überschreiten. Der Sensor sollte sogar noch innerhalb eines Katheters, welcher in den Arbeitskanal eingeführt wird, Platz finden. Der maximale Durchmesser beträgt hier etwa ein bis zwei Millimeter. Hinsichtlich Dynamik und Messbereich sind die Anforderungen weniger

Tabelle 2.1: Normen bezüglich Messbereich und -genauigkeit für forcierte expiratorische Manöver nach DIN EN ISO 26782 und DIN EN ISO 23474 bei den Umgebungsbedingungen: relative Luftfeuchtigkeit 30 % - 75 %, Umgebungsdruck 850hPa - 1060hPa, Umgebungstemperatur für Volumenmessung 17°C - 35°C, Umgebungstemperatur für PEF 10°C - 35°C (DIN, 2010, 2009).

Parameter	Messbereich	Messgenauigkeit	Messdauer
FVC	0 l - 8 l	±3 % des Anzeigewertes oder ±0,05 l	15 s
FEV ₁	0 l - 8 l	±3 % des Anzeigewertes oder ±0,05 l	1 s
PEF	1 l/s - 13,33 l/s	±10 % des Anzeigewertes	-

hoch als in der Spirometrie, da hier keine forcierten Atemmanöver seitens des Patienten zu erwarten sind.

Einen großen Einfluss auf das Messsignal kann allerdings die Flüssigkeit innerhalb der Lunge haben. Legt sich diese Flüssigkeit oder Schleim an das Sensorelement, wird das Ausgangssignal stark verfälscht. Außerdem darf der Sensor das umliegende Gewebe nicht beeinträchtigen oder beschädigen. Für diese beiden Fälle muss eine Art mechanische Abschirmung vorgesehen sein.

Im Gegensatz zu dem Einsatz in einem Spirometer für den Hausgebrauch ist die Verwendung des Sensors in einem Bronchoskop als Einweg-Sensor vorgesehen, da hier größtmögliche hygienische Sicherheit gewährleistet werden muss.

Nachfolgend sind die wichtigsten Eigenschaften, welche der beschriebene Sensor aufweisen sollte, aufgezeigt:

- Messbereich: 0 l/s bis 14 l/s (0 LPM bis 840 LPM; LPM: Liter pro Minute (in einem Spirometer etwa 0 m/s bis 45 m/s))
- Ansprechzeit (auf 90 % des max. Wertes): < 0,1 s
- Abfallzeit (auf 10 % des max. Wertes): < 0,5 s
- Abmessungen: max. 2 mm Breite
- Kapselung/Schutz vor Flüssigkeiten
- einfach austauschbar

- kostengünstig in der Produktion
- Sensor darf keine allergischen Reaktionen hervorrufen
- Sensor darf Lungengewebe nicht beeinträchtigen
- Die Notwendigkeit einer regelmäßigen Kalibrierung ist unerwünscht.

Da das Messprinzip der CTA gerade bei niedrigen Strömungen eine hohe Messgenauigkeit aufweist, ist der Einsatz des Sensors auch zur Asthmatherapie bei Kindern geeignet (Dill u. a., 2012b, 239-241).

2.8.3 Lösungsansatz, Aufbau der Arbeit und Einordnung in das Fachgebiet

Der aktuelle Stand der Technik bietet Sensoren, welche beispielsweise eine hohe zeitliche Auflösung besitzen, über einen großen Messbereich verfügen oder sich sehr kostengünstig herstellen lassen. Aber schon die hier genannten Eigenschaften konnten bislang nicht in einem Sensor vereint werden.

Diese Arbeit befasst sich mit der Herstellung eines Planarsensors für den Einsatz in der Hitzdrahtanemometrie. Dieser Planarsensor soll aus einer leitenden Struktur bestehen, welche auf einem Polymersubstrat aufgebracht ist. Die Struktur selbst wird mittels Laserablation erzeugt (Dill u. Scholz, 2011). Es soll hierbei auf Anforderungen eingegangen werden, welche u.a. das Auflösungsvermögen, den Messbereich und auch die Herstellungskosten umfassen. Die Eckdaten der Anforderungen an den Sensor stellt hier vor allem die Spirometrie. Zunächst werden Ansätze zur Erzeugung einer Leiterbahnstruktur auf einem Polymerträger bewertet und verglichen. Anschließend wird das überzeugendere Verfahren mit den bereits bestehenden verglichen und bewertet. Der Fokus liegt hier in der Verwendung der entwickelten Sensoren für den medizinischen Einsatz in der Spirometrie und in der Bronchoskopie.

Der interdisziplinäre Charakter dieser Arbeit liegt vor allem in der medizinischen Anwendung der hier beschriebenen Sensorik, für die eine den speziellen Anforderungen angepasste Herstellungstechnologie erforderlich ist. Hierbei kommen Dünnschicht- und Galvanotechnik sowie die Lasertechnik zum Einsatz.

3 Material und Methoden

3.1 Das Leitermaterial

Da es sich hier um ein thermisches Messverfahren handelt, ist die Hauptanforderung an das Leitermaterial ein stark temperaturabhängiger Widerstand. Der lineare Temperaturkoeffizient α gibt die relative Änderung des Widerstandswertes pro 1 Kelvin Temperaturunterschied an. Je höher dieser Wert, desto besser ist dieses Leitermaterial für thermische Messverfahren geeignet. Weit verbreitet für Temperatursensoren ist Platin. Aber auch Nickel und Molybdän stehen im Fokus der Entwicklung. Tabelle 3.1 zeigt eine Gegenüberstellung der linearen Temperaturkoeffizienten von Platin, Molybdän und Nickel. Bei Nickel werden zwei verschiedene Varianten unterschieden, das reine Nickel und Chemisch Nickel, eine Nickel-Phosphor-Legierung mit 3-15 Gew.-% Phosphoranteil. Darauf wird in Kapitel 3.3.2 näher eingegangen. Je nach Legierung können die Werte von α variieren und teilweise stark von den Werten der Reinmetalle abweichen (Bruun, 1996, 27).

Aber auch der spezifische Widerstand des Leitermaterials ist von großer Bedeutung. Je höher der spezifische Widerstand, desto weniger Leiterbahnlänge bei gleichbleibender Breite ist nötig, um einen bestimmten Widerstand des Leiters zu erreichen. Tabelle 3.2 zeigt eine Gegenüberstellung der spezifischen Widerstände von Platin, Molybdän, Reinnickel und das sog. *Chemisch Nickel*. Reinnickel weist einen nur geringfügig hö-

Tabelle 3.1: *Linearer Temperaturkoeffizient von Platin, Molybdän und Nickel*

Metall	α in $\frac{1}{K}$
Platin(20 °C)	$3,88 \cdot 10^{-3}$
Molybdän(20 °C)	$4,2 \cdot 10^{-3}$
Nickel(20 °C)	$6,7 \cdot 10^{-3}$

Tabelle 3.2: *Die spezifischen Widerstände von Platin, Molybdän und Nickel*

Metall	Spez. Widerstand in $\Omega \cdot \frac{\text{mm}^2}{\text{m}}$
Platin(20 °C)	ca. 0,106
Molybdän(20 °C)	ca. 0,05
Nickel(0 °C)	ca. 0,062

 Tabelle 3.3: *Auflistung der wichtigsten thermodynamischen Kennwerte von Nickel.*
 (Hügel u. Graf, 2009, 74)

Eigenschaft	Wert	Dimension
spez. Gewicht ρ	8,90	$\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$
spez. Wärmekapazität c	440	$\frac{\text{J}}{\text{kgK}}$
Wärmeleitfähigkeit k	0,92	$\frac{\text{W}}{\text{cm}}$
Schmelzpunkt T_m	1453	°C
Siedepunkt T_v	2840	°C
Absorption $1-R$	0,28	-
Temperaturleitfähigkeit α $1-R$	0,28	$\frac{\text{mm}^2}{\text{s}}$

heren spez. Widerstand als Molybdän und einen wesentlich geringeren spezifischen Widerstand auf als Platin. Chemisch Nickel ist verfahrensbedingt mit einem Phosphoranteil von 3-15 Gew.-% versetzt (Oberflächentechnik-AHC, 74). Dies erhöht den spezifischen Widerstand bis zu seinem Zwanzigfachen, also etwa bis zum Zehnfachen von Platin, je nach Phosphoranteil. Der Stromfluss ist dementsprechend geringer bei gleichem Leitungsquerschnitt. Als Leitermaterial fällt hier die Wahl auf Nickel. In Tabelle 3.3 sind die wichtigsten thermodynamischen Eigenschaften von Nickel aufgelistet.

3.2 Das Trägermaterial

Wie schon in Kapitel 2.6.2.3 beschrieben, existieren bereits Hitzdrahtanemometer auf unterschiedlichen Trägersubstraten wie Keramik, Glas oder Silizium. Die Auswahl dieser Materialien liegt in ihrer hohen Temperaturstabilität begründet. Da die Hitzdraht- bzw. Heißfilmanemometrie ein thermisches Messverfahren ist, bei dem eine elektrisch leitende Struktur auf eine bestimmte Temperatur erhitzt wird, werden bestimmte An-

forderungen an das Trägermaterial gestellt. So ist in diesem Fall eine (v.a. mechanische) Temperaturstabilität des Trägermaterials auch bei Temperaturen über 100 °C nötig. Zugleich muss das Material leicht verarbeitbar sein, aber dennoch mechanisch stabil. Glas-, Keramik- und Siliziumsubstrate sind zwar hinsichtlich der Temperaturstabilität gut für die Hitzdrahtanemometrie geeignet, jedoch in der Handhabung sehr fragil. Bei dem Einsatz eines Hotfilm-Anemometers in der Spirometrie gilt es unbedingt zu vermeiden, dass bei einem defekten Sensor Bruchstücke aus Glas, Keramik oder Silizium in die Lunge gelangen. Daher wird ein Trägermaterial gesucht, welches robuster gegen mechanischen Stress ist. Polymere sind in dieser Hinsicht im Allgemeinen unempfindlicher, daher wurden eine Reihe von infrage kommenden Trägersubstraten für den Einsatz in einem Heißfilmanemometer bewertet.

Fortron[®] PPS Als Trägersubstrat kann ein spezielles Polymer genutzt werden, welches für diesen Aufgabenbereich sehr gut geeignet ist. Da Nickel sehr spröde ist, muss auch das Trägermaterial den gleichen Wärmeausdehnungskoeffizienten aufweisen wie Nickel, da sonst Risse in der Leiterbahnstruktur entstehen können. Das hier verwendete Material ist Fortron[®] PPS 6165 A4 der Firma Ticona. PPS steht dabei für Polyphenylsulfid. Dieser hochtemperaturbeständige Kunststoff gehört zu den teilkristallinen linearen Hochleistungsthermoplasten (Ticona, 2012). Um die Stabilität und die Wärmeformbeständigkeit zu verbessern, wird das Material mit Füllstoffen versehen. Bei dem genannten Typ handelt es sich um ein mit Glasfasern und Glaskügelchen versetztes PPS, dessen Füllstoffgehalt bei 65 % liegt. Abbildung 3.1 zeigt den Querschliff einer REM-Aufnahme von Fortron[®] PPS mit den eingelagerten Glaspartikeln. Die Herstellung von Werkstücken aus PPS erfolgt über eine chemische Reaktion mit anschließendem Spritzgussverfahren. Durch ein spezielles chemisches Beschichtungsverfahren ist es möglich, dieses Polymer nach entsprechender Vorbehandlung direkt mit Nickel zu beschichten. Der gesamte Prozess zur Herstellung eines Planarsensors mit diesem Polymer wird in 3.3.2 beschrieben.

Da sich das Sensorelement in einer Luftströmung befindet, muss das Basismaterial in der Lage sein, mechanischer Belastung standzuhalten. Die Biegefestigkeit wird beispielsweise gemäß ISO 178 mit 210 Megapascal angegeben. Dieser Wert liegt damit weit über dem von Polycarbonat. Elektrisch gesehen verhält sich das Basismaterial als Isolator, da nur ein geringer Anteil ionischer Verunreinigung vorliegt. Darüber hinaus

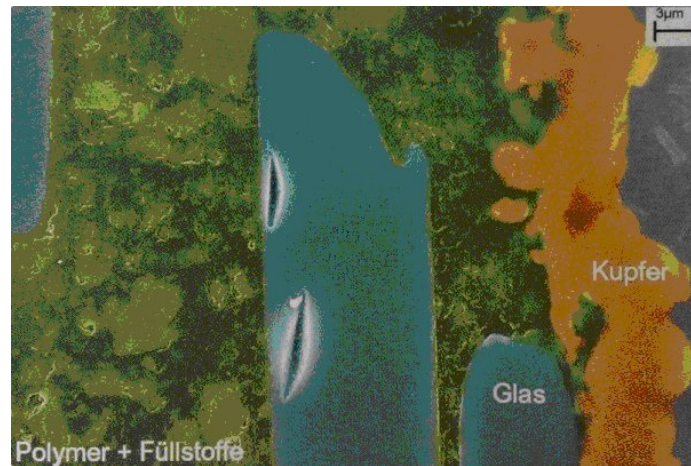


Abbildung 3.1: REM-Aufnahme eines Querschliffs von PPS (grün) mit Glasanteilen (blau). Das PPS-Material wurde chemisch mit Kupfer beschichtet (orange)(Quelle: AHC-Oberflächentechnik).

ist das Material durch die Beheizung der Leiterbahnen erhöhter thermischer Belastung ausgesetzt und muss daher auch diesem Faktor standhalten können. Die Schmelztemperatur liegt mit 280 °C weit über den angestrebten Betriebstemperaturen, die zwischen 50 °C und 150 °C liegen können, und ist somit als ausreichend einzustufen. Unter dem thermischen Einfluss müssen zusätzlich die Ausdehnungseigenschaften beachtet werden.

IXEF[®] Als Alternative zu Fortron[®] PPS ist auch das Material IXEF[®] der Firma Solvay erhältlich. Dieses Material enthält auch Füllstoffe aus Glas und wird ebenfalls als Trägermaterial für chemisch erzeugte Metallschichten verwendet.

FR4 Das Material FR4 wird weitläufig benutzt als Trägermaterial für elektronische Schaltungen, sog. Printed Circuit Boards. FR4 besteht aus in Epoxidharz getränkten und ausgehärteten Glasfasermatten. Dieses Material ist sehr formstabil, vor allem über einen Temperaturbereich bis über 200 °C, bei welchem die elektronischen Bauelemente auf die Pads der PCBs gelötet werden. Die Nennstärken dieser FR4-Träger sind üblicherweise in den Größen zwischen 0,3 mm bis einige Millimeter erhältlich.

Polyester-Folie Die hier ebenfalls untersuchte PET-Folie Hostaphan[®] RN ist eine Folie aus Polyethylterephthalat der Mitsubishi Polyester Film-Group. Sie ist biaxial gestreckt und thermofixiert und dadurch besonders reiß- und zugfest. Dadurch besitzt sie eine besonders hohe Maßgenauigkeit. Der Schmelzpunkt dieser Folie liegt bei über 250 °C, damit ist sie auch für den Einsatz als Trägersubstrat für ein Heißfilmanemometer geeignet.

Polyimid-Folie Als letztes soll die Polyimid-Folie erwähnt werden, konkret ist die Kapton[®]-Folie der Firma DuPont[™] gemeint. Polyimid-Folien sind Hochleistungsfolien und werden gerade in der Elektronik aufgrund ihrer enormen Hitzebeständigkeit und hohen Isolationswirkung eingesetzt. Thermische Dauerbelastungen von bis zu 230 °C und kurzzeitig bis zu 400 °C sind möglich. Der Einsatz von Polyimiden für die Herstellung von flexiblen Leiterplatten ist ein etablierter Prozess in der Industrie. Die Polyimid-Folie ist allerdings deutlich teurer als z.B. die PPS-Folie.

3.3 Neue Ansätze zur Herstellung von Planarsensoren

Dieses Kapitel beschreibt neue Ansätze zur Herstellung von Planarsensoren unter Verwendung der beschriebenen Materialien. Sensoren auf Basis dieser neuartigen Herstellungsverfahren werden in dieser Arbeit entwickelt und mit bestehender Technik verglichen.

Die neuen Ansätze zur Herstellung von Planarsensoren in dieser Dissertation unterteilen sich in drei wesentliche Abschnitte:

- Beschichten eines Polymerträgers mit Metall (Nickel)
- Erzeugung einer Sensorstruktur in der zuvor beschichteten Metallschicht per Laserablation
- Nachbearbeitung (Passivierung, Vereinzelung, Verstärkung)

Unterschiedliche Beschichtungstechnologien werden eingesetzt, um Oberflächen vor äußeren Einwirkungen zu schützen oder deren Eigenschaften zu verändern (Kanani, 2000, 2). Eine Auswahl an etablierten Beschichtungstechnologien ist in Tabelle 3.4 dargestellt.

Tabelle 3.4: *Auswahl einiger Beschichtungsverfahren zum Oberflächenschutz oder zur Herstellung funktioneller Oberflächen (Kanani, 2000, 3).*

Verfahren	Verfahrensvarianten
Aufdampfen bzw. Vakuumbeschichtung	Chemical Vapor Deposition (CVD) Physical Vapor Deposition (PVD)
Auftragen	Auftragschweißen Schmelztauchen Walzplattieren
Lackieren	Aufbringen von anorganischen Lacken Aufbringen von organischen Lacken Aufbringen von Gleitlacken
Thermisch Spritzen	Atmosphärisches Plasmaspritzen Niederdruck Plasmaspritzen Flammspritzen
Metallisieren	Chemisch aufgebrachte metallische Schichten Elektrochemisch aufgebrachte metallische Schichten

Bei den Verfahren *Auftragen* und *Thermisch Spritzen* treten meist sehr hohe Temperaturen auf. Der Einsatz von Polymerträgern schließt daher die Anwendung dieser Verfahren aus. Das *Lackieren* technischer Oberflächen ist meist mit Lösemitteln verbunden und diese Lacke müssen im Nachhinein eingebrannt werden. Für eine Beschichtung mit reinem Nickel ist dieses Verfahren ebenfalls nicht geeignet (Kanani, 2000, 2 ff.).

Die Vakuum-Verfahren *Aufdampfen* (im Speziellen Plasma Vacuum Coating (PVC)), und *Metallisieren*(im Speziellen chemisch Metallisieren), ermöglichen eine Beschichtung mit reinem Nickel bzw. Nickellegierungen mit sehr hohem Nickelanteil.

Zusätzlich zu den beiden oben genannten Verfahren wird auch Möglichkeit untersucht, eine hauchdünne Folie aus gewalztem Reinnickel zur Herstellung eines Hitzdrahtanemometers zu verwenden. Jedes dieser Beschichtungsverfahren setzt allerdings gewisse Anforderungen an das Trägersubstrat voraus, sodass nicht alle Kombinationen aus Substrat und Beschichtungsvariante möglich sind. Es werden drei Verfahren, einen

Polymerträger mit Nickel zu beschichten, untersucht und hinsichtlich ihrer Eignung für dieses Vorhaben bewertet:

- Adhäsives Beschichten eines FR4 Trägersubstrates mit Nickelfolie
- Chemisch Abscheiden von Nickel auf einem PPS-Substrat
- Beschichten von PET- bzw. Polyimidfolie durch das PVC-Verfahren

Zur Erzeugung der Sensorstrukturen in der Nickelschicht wird per Laserablation die nicht benötigte Nickelbeschichtung abgetragen. Die notwendigen Nachbearbeitungen variieren bezüglich der jeweiligen Materialien und Methoden. Grundlegend für das jeweilige Herstellungsverfahren ist also die Auswahl des Trägersubstrates und dessen Beschichtungsmethode.

Die nachfolgenden Kapitel beschreiben nun jeweils die drei oben erwähnten Verfahren im Einzelnen. Die Laserablation ist ein Teilschritt in allen drei Verfahren und wird im Anschluss der behandelten Verfahren erläutert.

3.3.1 Adhäsive Nickelbeschichtung eines Polymerträgers

Dieser Ansatz beschreibt das Beschichten eines Polymerträgers mittels Klebeverbindung. Als Leitermaterial wird gewalzte Nickelfolie verwendet.

Als Trägermaterial dient ein FR4-Substrat der Stärke 0.2 mm. Durch eine adhäsive Verbindung soll eine Folie aus Reinnickel mit 0,008 mm Stärke auf das FR4 aufgebracht werden. Sprühkleber und Klebepasten sind, vor allem in Bezug auf das Rolle-zu-Rolle-Verfahren, schwer zu handhaben. Zum Einsatz kommen die VHB-Klebefilme 9460, 9469 und 9473 der Firma 3M. Diese zeichnen sich besonders durch hohe Temperaturbeständigkeit und geringe Filmstärken aus. VHB-Klebefilme sind Hochleistungsklebefilme auf Acrylatbasis und liegen in den Stärken 0,05 mm, 0,13 mm und 0,25 mm vor. Die Handhabung des Klebefilmes mit 0,05 mm Stärke ist im Vergleich zu denen der Stärke 0,13 mm und 0,25 mm sehr schwierig, lässt sich aber dank des Papierträgers in der Produktion reproduzierbar einsetzen.

Um für den Einsatz in Strömungssensoren genutzt werden zu können, muss diese Folie möglichst dünn sein, also in einer Größenordnung von wenigen Mikrometern. Konkret sind hier Schichtdicken der Nickelfolie von weniger als fünf Mikrometer erwünscht. Es konnte die Firma Schlenk Metallfolien GmbH gefunden werden, welche

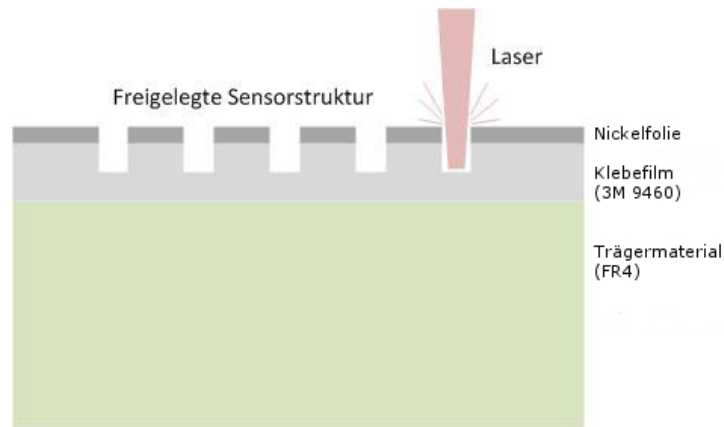


Abbildung 3.2: *Skizzierung der aufgeklebten Nickelfolie. Auf das Trägermaterial (unten, FR4 0,2 mm) wurde ein Klebfilm aufgebracht (mitte, 3M 9460 0,05 mm), danach eine gewalzte Nickelfolie. Durch Laserablation werden Sensorstrukturen freigelegt.*

auch Nickelfolien mit $5\ \mu\text{m}$ Dicke anbietet. Zu ersten Evaluierzwecken wurden Musterfolien mit $8,5\ \mu\text{m}$ Stärke zur Verfügung gestellt. Diese Folien werden gewalzt und sind in Rollen verfügbar, was für das angestrebte Herstellungsverfahren die optimale Ausgangsform ist. Ein weiterer Hersteller von Nickelfolie konnte gefunden werden, welcher wesentlich dünnere Folien anbieten kann. Diese Folien werden allerdings in einem etwas komplizierteren Prozess chemisch auf ein Trägermaterial aufgewachsen und anschließend von diesem Trägermaterial abgezogen. Dieser Prozess ist zu aufwändig, um kostengünstige Sensoren herzustellen, und wird daher hier nicht weiter verfolgt.

Abbildung 3.2 zeigt den schematischen Aufbau der Klebeverbindung von Nickelfolie mit FR4. Zur richtigen Strukturierung der Nickelfolie per Laserablation muss zwar das Nickel an den bearbeiteten Stellen vollständig abgetragen werden, jedoch darf der Klebfilm nicht zu stark beeinträchtigt werden.

3.3.2 Chemisch abgeschiedenes Nickel auf einem PPS-Träger

Der Begriff *chemisch abgeschiedenes Nickel* beschreibt ein Verfahren aus der Galvanotechnik, welche sich allgemein mit dem Aufbringen von metallischen Schichten beschäftigt. Dabei liegt das Metall in Form von Ionen in einer wässrigen Lösung vor. Werkstücke, welche galvanotechnisch metallisiert werden sollen, können sowohl me-

Tabelle 3.5: *Unterschiede einiger physikalischer Eigenschaften zwischen Nickel-Phosphor-Legierungen und Reinnickel (Oberflächentechnik-AHC, 74).*

Physikalische Eigenschaft	Nickel-Phosphor-Legierung (3-15 Gew.-% P)	Reinnickel	Einheit
Schmelzpunkt	1290-880	1455	°C
Wärmeleitfähigkeit (50 °C)	4,4-5,7	0,605	$\frac{W}{m \cdot K}$
Spez. el. Widerstand (0 °C)	0,6-1,2	0,0616	$\Omega \cdot \frac{mm^2}{m}$

tallischer als auch nichtmetallischer Natur sein (Arbe, 1987, 6)(Kanani, 2000, 25). Besonders Nickel-Phosphor-Legierungen gelten als sehr beliebter Beschichtungswerkstoff aufgrund ihrer speziellen technischen Eigenschaften. Diese Legierungen werden oft eingesetzt, um metallische Bauteile mit einem Korrosionsschutz zu versehen (Riedel, 1991). Auch wird in der Industrie vermehrt die Beschichtung von Kunststoffen mit Nickel-Phosphor-Legierungen angeboten. Die Einsatzpalette reicht hierbei von der Abschirmung elektronischer Baugruppen bis hin zur Erzeugung einer glänzenden, chromähnlichen Oberfläche auf Kunststoffteilen (Schenzel, 1995, 1),(Kanani, 2000, 12).

Nickel-Phosphor-Legierungen bestehen üblicherweise aus einem Gewichtsanteil an Phosphor zwischen 3 % und 15 %, wobei der Phosphoranteil die Eigenschaften der Schichten stark beeinflusst. So ist eine Ni-Legierung mit 8 Gew.-% Phosphoranteil bei Raumtemperatur nicht oder nur wenig magnetisch. Mit weniger als 8 Gew.-% wird die Legierung hingegen zunehmend magnetisch (Oberflächentechnik-AHC, 74). (Die Grenze ist in der Literatur nicht klar definiert, so wird an anderer Stelle beispielsweise von 9 Gew.-% Phosphoranteil gesprochen (Arbe, 1987, 12)). Hinsichtlich dem Fokus dieser Arbeit sind in Tabelle 3.5 die wichtigsten Unterschiede einer Nickel-Phosphor-Legierung zum Reinnickel aufgelistet.

Die Erzeugung einer Nickel-Phosphor-Schicht auf einem Bauteil geschieht durch Reduktion der in der wässrigen Lösung enthaltenen Nickelionen. Die positiv geladenen Nickelionen werden durch Zuführung von Elektronen entladen. Prinzipiell lassen sich Nickel-Phosphor-Legierungen sowohl durch elektrolytische als auch durch chemische Metallabscheidung erzeugen, wobei hier der Unterschied in der Zuführung der Elektronen liegt. Bei der elektrolytischen Metallabscheidung werden die Elektronen durch

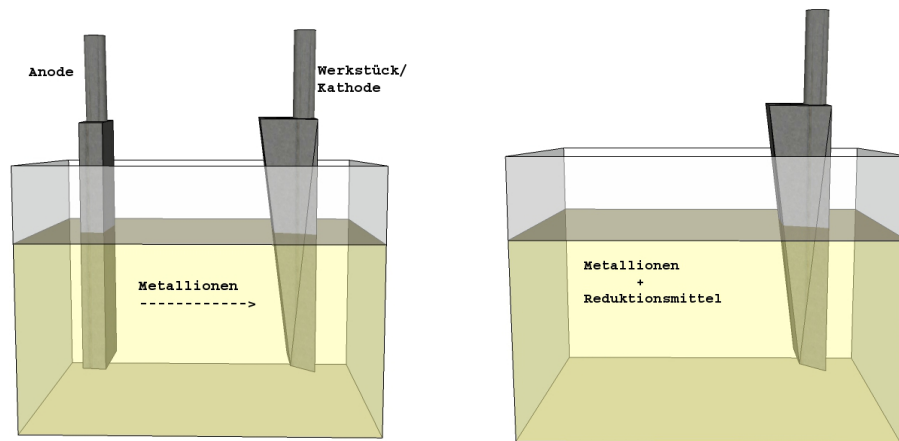
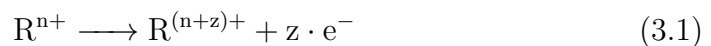


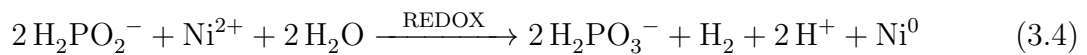
Abbildung 3.3: *Prinzip der elektrolytischen (links) und der chemischen Metallabscheidung (rechts). Bei der elektrolytischen Metallabscheidung bewirkt elektrische Spannung eine Ionenwanderung zur Kathode, bei der chemischen Metallabscheidung bewirkt ein Reduktionsmittel die Metallabscheidung auf einer vorbehandelten Oberfläche.*

einen am Bauteil angelegten Strom zugeführt. Dieses Bauteil bildet die Kathode in der elektrolytischen Metallabscheidung (s. Abbildung 3.3)(Arbe, 1987, 6-7).

Mit diesem Verfahren lassen sich allerdings nur stromleitende oder stromleitend gemachte Objekte metallisieren. Für nichtleitende Materialien, also Glas, Keramik oder Kunststoffe, werden zusätzlich zu den Nickelionen auch die zur Reduktion notwendigen Elektronen in der wässrigen Lösung in Form eines Reduktionsmittels zur Verfügung gestellt. Dieses Reduktionsmittel enthält Metalloidatome, welche sich dann bei der Schichtbildung zwischen die Nickelatome einlagern und so die Legierung bilden. Die allgemein in der Lösung stattfindenden Vorgänge sind die Entladung der abzuscheidenden Metallionen und die Oxidation des Reduktionsmittels. Diese Redox-Reaktion lässt sich in folgenden Gleichungen ausdrücken, wobei R für das Reduktionsmittel, Me für das Metall und e für ein Elektron steht (Kanani, 2000, 110):



Bei der Bildung von Nickel-Phosphor-Schichten liegen die Nickelionen in Form von Nickelchlorid oder Nickelsulfat vor. Als Reduktionsmittel liefert Natriumhypophosphit die nötigen Elektronen und gleichzeitig die Phosphoratome (Schenzel, 1995, 4 ff.). Die Redoxgleichung (3.3) lässt sich damit auf die Abscheidung von Nickel-Phosphor-Schichten vereinfacht anpassen (Gleichung 3.4 (Arbe, 1987, 7)).



Damit diese Reaktionen überhaupt stattfinden können, müssen die zu metallisierenden Oberflächen allerdings katalytisch wirksam sein. Dies ist bei Kunststoffen in der Regel nicht der Fall. Das bedeutet, dass die Oberflächen dieser Werkstücke vor der Metallisierung "aktiviert" werden müssen. Dies geschieht beispielsweise, indem durch entsprechende Vorbehandlungen der Bauteile an deren Oberfläche Palladiumkeime gebildet werden, an denen dann die Redox-Reaktion aus Gleichung 3.3 stattfinden kann. Weit verbreitet ist dieses Verfahren beispielsweise bei der Leiterplattenherstellung, wo durch entsprechende Vorbehandlung der Bohrlöcher Palladiumkeime als Ausgangspunkt für die Entstehung von Kupferinseln und anschließend einer Kupferschicht dienen (Petrova u. a., 2010, 1498-1502). Damit allerdings der gesamte Prozess der Abscheidung kontrolliert ablaufen kann, sind noch eine Reihe weiterer Komponenten wie Komplexbildner, Stabilisatoren oder Puffersubstanzen nötig.

Ein Vorteil der chemischen Metallabscheidung liegt also darin, dass das zu beschichtende Werkstück nicht stromleitend sein muss. Ein weiterer Vorteil bei dieser Variante ist aber auch, dass die Schichtdicke der Metallisierung deutlich homogener ist als bei der elektrolytischen Metallabscheidung. Diese Inhomogenität liegt an der unterschiedlich stark ausgeprägten Stromdichte, beispielsweise verursacht durch unterschiedliche Distanzen des Werkstückes zur Anode oder durch unregelmäßige Oberflächen, Ecken und Kanten (siehe Abbildung 3.4 (Kanani, 2000, 110)).

Die mit diesem Verfahren üblichen Schichtdicken auf Metallen oder Nichtmetallen reichen von weniger als $1\ \mu\text{m}$ bis hin zu über $100\ \mu\text{m}$. Hinsichtlich der Maßhaltigkeit der Nickelabscheidung werden Toleranzen von $\pm 2\ \mu\text{m}$ bzw. $\pm 5\ \mu\text{m}$ angegeben. In Tabelle 3.6 ist eine Auswahl an verschiedenen Anwendungen von Chemisch-Nickel-Schichten angegeben (Arbe, 1987, 13).

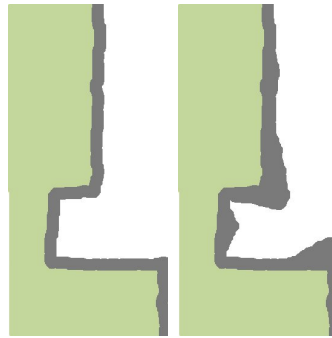


Abbildung 3.4: *Skizzierung der unterschiedlichen Oberflächenmetallisierung bei der chemischen (links) und der elektrolytischen Metallabscheidung (rechts). Die unterschiedlich stark ausgeprägte Stromdichte beeinflusst die Stärke der elektrolytischen Metallabscheidung. Grün: Das Trägermaterial; Grau: Metallschicht (Arbe, 1987, 6), (Kanani, 2000, 110).*

Tabelle 3.6: *Auswahl an Anwendungen für die Beschichtung mit Chemisch-Nickel mit den jeweils üblichen Schichtdicken (Arbe, 1987, 13).*

Anwendung	Schichtdicke (μm)
Zahnräder (KFZ)	10-40
Hydraulikzylinder (Bergbau)	30-100
Kondensatoren/Widerstände	2-20
Steuergehäuse und Ventile	30
Kunststoffabschirmungen	0,5-1

Vor allem der Punkt *Kunststoffabschirmungen* in Tabelle 3.6 ist für die Aufgabenstellung in dieser Arbeit von großem Interesse.

Mit diesem Verfahren ist es möglich, minimale Schichtdicken von weniger als $1 \mu\text{m}$ zu erzeugen. Das in Abbildung 3.1 gezeigte Bild enthält zusätzlich eine Kupferschicht als Grundierung, die für die Anwendung in dieser Arbeit jedoch nicht erwünscht ist. Erkennbar ist jedoch, dass die Oberfläche des Substrates Fortron[®] PPS Unregelmäßigkeiten in der Größenordnung von etwa $3 \mu\text{m}$ aufweist. Die Ursachen hierfür können in der Vorbehandlung des Substrates liegen. Weiterhin beginnt die Metallabscheidung zuerst an den durch die Vorbehandlung hinzugefügten Keimen und bildet zunächst Inseln aus, die sich später zu einer durchgehenden Fläche zusammenschließen. So sind,

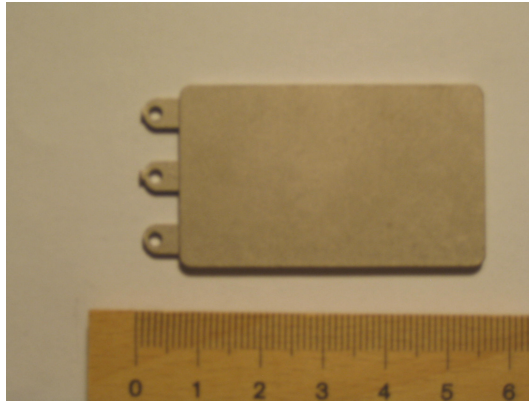


Abbildung 3.5: *Mittels DURNI-COAT[®]-Verfahren Nickel-beschichtetes Fortron[®] PPS Testmuster.*

abhängig von Substrat und Vorbehandlung, bei dem Verfahren Chemisch-Nickel hinsichtlich der Schichtdicke nach unten hin Grenzen gesetzt.

Für das in dieser Arbeit beschriebene Vorhaben werden zunächst die von der Firma AHC-Oberflächentechnik im DURNI-COAT[®]-Verfahren hergestellten Testmuster verwendet. Diese Testmuster aus dem Substrat Fortron PPS wurden mit einer $5\ \mu\text{m}$ dicken Nickel-Phosphor-Schicht überzogen. Einige Muster wurden anschließend zusätzlich mit einer $0,5\ \mu\text{m}$ starken Goldschicht veredelt. Abbildung 3.5 zeigt ein im DURNI-COAT[®]-Verfahren hergestelltes Testmuster. Die Abmessungen der Testmuster sind allerdings zu groß für die Herstellung eines Hitzdrahtanemometers, so muss für dessen Herstellung die Größe noch angepasst werden.

In einem weiteren Schritt sollen aus dem Fortron[®] PPS-Granulat direkt die passenden Spritzgussteile hergestellt werden. Obwohl es ein Hochleistungskunststoff ist, kann es mit herkömmlichen Spritzgussmaschinen unter Berücksichtigung der material-spezifischen Anforderungen wie Drücke und Temperaturen verwendet werden. Dieses Spritzgussteil soll zwei Bereiche aufweisen. Ein Bereich soll mit einer Stärke zwischen $0,15\ \text{mm}$ und $0,3\ \text{mm}$ beschaffen sein und die Fläche für die Sensorstruktur, also den beheizten Leiter für das Hitzdrahtanemometers bereitstellen. Ein zweiter, angeschlossener Bereich mit variabler Stärke, soll Platz für die Unterbringung der benötigten Brückenwiderstände und von Anschluss pads bereitstellen (siehe Abbildung 3.6).

Per Laserablation sollen neben den Sensorstrukturen selbst auch die entsprechenden Potenziale der Brückenschaltung derart voneinander getrennt werden, sodass Lei-

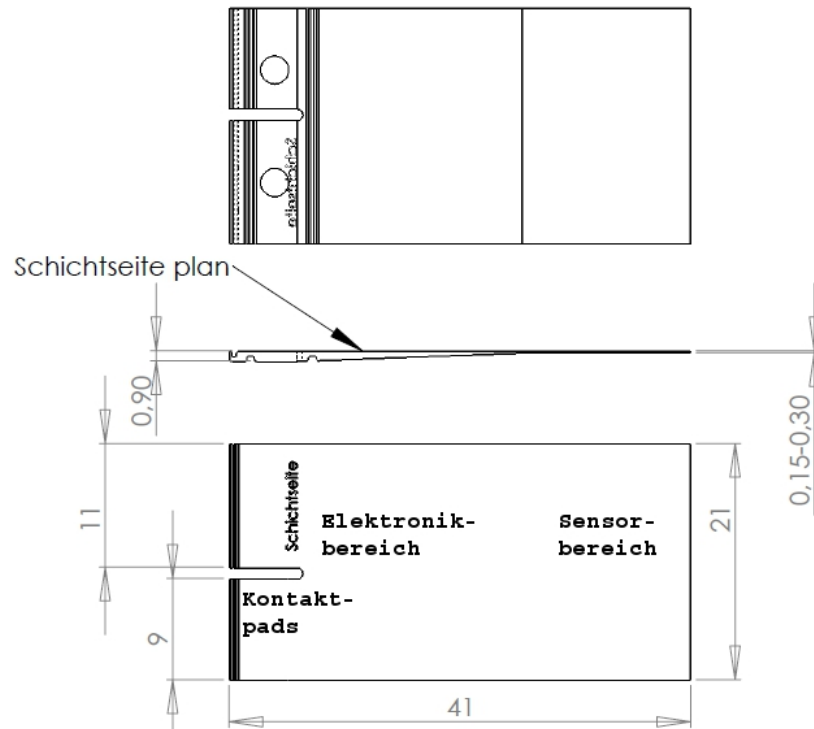


Abbildung 3.6: Zeichnung des Spritzgussteils aus Fortron[®] PPS. Gekennzeichnet sind die Bereiche für die Sensorstruktur, die Brückenwiderstände und die Anschlusspads. In der Seitenansicht ist erkennbar, dass die Bereiche für die Elektronik-Bauteile und die Kontaktpads dicker ausgelegt ist als der Bereich für die Sensorstrukturen, um eine höhere Stabilität zu erhalten

terbahnen entstehen. Die Brückenwiderstände können dann direkt auf das nickelbeschichtete Spritzgussteil gelötet werden. Dies erspart das zusätzliche Herstellen einer Leiterplatte, und könnte so kostengünstig als Steckmodul hergestellt werden.

3.3.3 Beschichtung einer Polymerfolie mittels Vakuumbeschichtung

Wie schon in Tabelle 3.4 gezeigt, umfasst der Begriff *Vakuumbeschichtung* unterschiedliche Verfahrensvarianten. Prinzipiell ist damit gemeint, dass sich ein im gas- oder plasmaförmigen Zustand befindliches Metall unter Vakuum auf einem Substrat niederschlägt. Diese Verfahren gehören ebenso wie das Verfahren Chemisch-Nickel zu

den Dünnschichttechnologien. Prinzipiell wird in der Vakuumbeschichtung in Physical-Vapor-Deposition (PVD) und Chemical-Vapor-Deposition (CVD) unterschieden (Pupp u. Hartmann, 1991, 384 ff., 393 ff.). Zu den bekanntesten PVD-Verfahren gehören das *Thermische Aufdampfen im Hochvakuum* und das *Sputtering (Kathodenzerstäubung)*. Bei dem Thermischen Aufdampfen wird das Beschichtungsmaterial so stark erhitzt, bis es verdampft. Dieser Dampf legt sich dann als Metallschicht auf dem Substrat nieder, er kondensiert. Beim Sputtern werden z. B. durch energiereichen Ionenbeschuss (Argonionen) Metallatome aus einem Target gelöst, welche sofort in den gasförmigen Zustand übergehen (Pupp u. Hartmann, 1991, 387). Für das Vorhaben in dieser Arbeit wird Nickel als Beschichtungsmetall verwendet.

Die Vorteile beider Verfahren sind:

- Die Reinheit der erzeugten Schichten ist sehr hoch.
- Die Reproduzierbarkeit der Schichtdicken ist sehr hoch.
- Als Substrat können sowohl metallische als auch nichtmetallische Materialien dienen.
- Die Substrate können mit Metallen, Metalloxiden und Halbleitern beschichtet werden.

Beide Verfahren sind industriell etabliert und gliedern sich je nach Aufgabenstellung oder Verfahrensvariation in eine Vielzahl von Untergruppen auf. Beispielsweise existiert neben dem gängigeren Begriff *Sputtern* auch der Begriff *Magnetronspattern*, wo zusätzliche Magnetfelder zu einer erhöhten Abscheiderate führen sollen. In diesem Zusammenhang muss allerdings Nickel mit 7% Gewichtsanteil Vanadium (NiV7) verwendet werden, da NiV7 im Gegensatz zu Nickel nicht magnetisch ist und nicht durch die zusätzlichen Magnetfelder abgelenkt wird (vgl. Kapitel 3.3.2).

Beide Varianten sollen im Kontext dieser Arbeit Anwendung finden. Einerseits wird eine Hostaphan[®]-Folie GN4600 mittels *Magnetronspattern* mit 100 nm NiV7 beschichtet. Andererseits wird eine Kapton[®]-Folie mittels *Thermischen Verdampfens* mit 150 nm bis 250 nm Reinnickel beschichtet.

3.3.4 Die Laserstrukturierung der Nickel-beschichteten Oberflächen

Im Bezug auf den Begriff der Laserstrukturierung wird hier ausschließlich der Begriff und das Verfahren der Laserablation verstanden. Durch stellenweises Abtragen eines bestimmten Materiales auf einer Oberfläche kann eine nahezu beliebige (sogar dreidimensionale) Struktur erzeugt werden. Auf dem Markt existieren eine Vielzahl an Anbietern, welche die Dienstleistung der Laserablation anbieten. Häufig werden auch die Begriffe *Laserbeschriftung* oder *Lasergravur* verwendet. Die Menge der Materialien und Oberflächen, in welche eine Laserbeschriftung bzw. Gravur eingebracht werden kann, ist groß. So reicht die Palette von Kunststoffen über eloxiertes Aluminium bis hin zu organischen Materialien wie zum Beispiel die Schale einer Birne. Auch im medizinischen Bereich ist Laserablation ein angewandtes Verfahren, als ein Beispiel sei die Laser-in-situ-Keratomileusis, kurz LASIK, genannt, eine laserunterstützte Operation am Auge (Hornhaut) um Fehlsichtigkeiten zu reduzieren.

Die Lasertechnik ist allgemein weit verbreitet und auch die Vielfalt der Aufgabenstellungen erfordert unterschiedliche Laserausführungen oder -typen. Laser können in erster Linie anhand ihres Lasermediums unterteilt werden. Diese Medien können gasförmig, flüssig oder fest sein.

Für die hier beschriebenen Verfahren kommen Nd:YAG (Neodym dotierter Yttrium-Aluminium-Granat)-Laser zum Einsatz. Diese können sowohl im gepulsten als auch im kontinuierlichen Anregungsmodus betrieben werden. Je nach Betriebsart ergeben sich so unterschiedliche Pulsfrequenzen und Pulsdauern (Stürmer, 1995). So sind beispielsweise bei einer gepulsten Anregung Puls-Frequenzen bis zu 200 Hz und Pulsdauern von 30 ps bis 0,1 ms möglich. Bei kontinuierlicher Anregung sind Puls-Frequenzen bis zu 100 MHz und Pulsdauern zwischen 3 ps und 100 ns möglich. Diese Parameter wirken sich unterschiedlich auf die zu bearbeitenden Oberflächen aus (Eichler u. Eichler, 2010, 146 ff.).

Abbildung 3.7 zeigt eine CAD-Zeichnung der Laserlinien zum Freilegen einer möglichen mäanderförmigen Struktur für den erhitzten Leiter R_w und in Abbildung 3.8 ist die Vergrößerung eines Testmusters mit Laserlinien im Abstand von $30 \mu\text{m}$ dargestellt. Die Laserstrahlbreite beträgt hier $15 \mu\text{m}$ und damit beträgt auch die freigelegte Leiterbahn aus Nickel ebenso $15 \mu\text{m}$.

In Zusammenhang mit der Materialauswahl in Kapitel 3.2 sei erwähnt, dass nach (Phipps, 2007, 283f.) Polyimide ohnehin sehr stark im Fokus der Untersuchungen bezüglich Laserablation stehen. So wurden nicht nur die Transmissions- und Absorptionswerte gründlich begutachtet, sondern auch beispielsweise die Einsatzmöglichkeiten photosensitiver Polyimide.

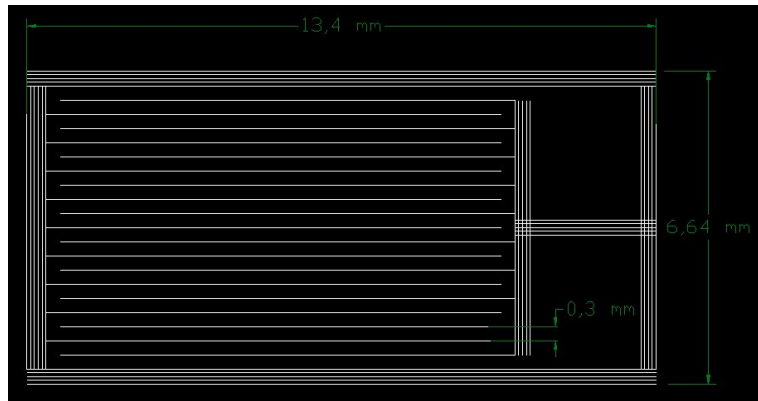


Abbildung 3.7: CAD-Zeichnung der Laserbahnen zur Freilegung einer mäanderförmigen Struktur. Die Breite der im Material abladierten Linie ist hier mit 0,1 mm kalkuliert. So verbleibt eine mäanderförmige Struktur mit der Leiterbahnbreite von 0,2 mm.

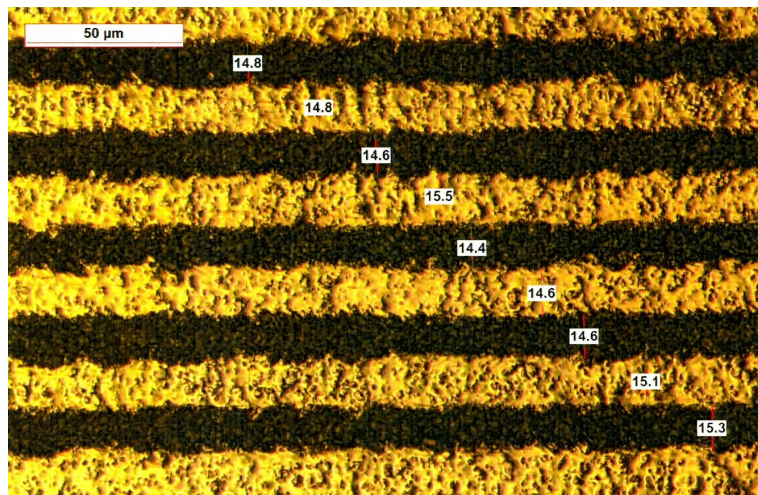


Abbildung 3.8: Testmuster zur Laserablation von Nickel auf einer matten PI-Folie der Firma 3D-Micromac AG. Im Bild gold dargestellt sind die freigelegten Sensorstrukturen aus Nickel.

3.3.5 Nachbearbeitung

Nach der Herstellung von Laserstrukturen in einer Nickelschicht, welche sich auf einem Polymerträger befindet, können gewisse Schritte notwendig sein, um einen optimalen Betrieb des Sensors zu ermöglichen. Umfang und Art der Nachbehandlung hängen vom vorhergehenden Ansatz der Herstellung des Sensors ab. Generell aber gilt, die allergene Wirkung von Nickel zu berücksichtigen (GESTIS-Stoffdatenbank, 2012; Hillenbrand u. a., 2012). Hinzu kommt, dass die Nickelschicht zwar in anderen Anwendungen als Korrosionsschutz dient, in sehr feinen Strukturen und sehr dünnen Stärken allerdings auch weniger gegen mechanische Einflüsse, die die Struktur zerstören könnten, geschützt ist. Ferner soll auch eine unkomplizierte Kontaktierbarkeit der Sensoren gegeben sein.

Zum Schutz der erzeugten Sensorstrukturen und des gesamten Sensors stehen verschiedene Nachbearbeitungsschritte zur Auswahl:

- Vergolden der Nickelschicht elektrolytisch
- Überkleben des Sensors mit einem Polymer
- Lackieren des Sensors mit Schutzlack

Zu beachten ist hier allerdings, dass die Sensorstruktur in ihrer Funktion möglichst nicht beeinträchtigt wird.

3.4 Ansteuerung der Sensoren

3.4.1 Ideales CTA-Modell

Die Ansteuerung der hergestellten Sensoren geschieht nach dem in Kapitel 2.6.2.4 gezeigten Prinzip der Constant-Temperature-Anemometrie auf Basis des in Abbildung 2.13 gezeigten idealen CTA-Modelles. R_w ist nun das Sensorelement mit positivem Temperaturkoeffizienten (PTC) und strömungsabhängigem Widerstand. R_1 , R_2 und R_z sind frei wählbare, konstante und ideale Widerstände. Die Knoten K_1 und K_2 seien an einen idealen Operationsverstärker angeschlossen. Damit liegt U_d an den Eingängen des Verstärkers an. Über den Rückkopplungszweig versorgt der Verstärker die Brücke mit Strom. Durch die Dimensionierung der Brückenwiderstände lässt sich die

gewünschte Leitertemperatur T_w unter Verwendung der Abgleichbedingung 2.13 und der Gleichung 3.5 einstellen.

$$R_w = R_{w20}[1 + \alpha_{w20}(T_w - T_{20})] \quad (3.5)$$

Die Dimensionierungsregel dafür lautet nun:

$$R_z = \frac{R_1}{R_2} R_w = \frac{R_1}{R_2} R_{w20}[1 + \alpha_{w20}(T_w - T_{20})] \quad (3.6)$$

Damit lässt sich folglich der Widerstand als Funktion der Temperatur T_w und des Temperaturkoeffizienten α_w des dem Leiter zugrunde liegenden Materiales darstellen. Konkret beschreiben R_{w20} und α_{w20} den Widerstand und den Temperaturkoeffizienten des Leiters bei 20 °C. Damit lassen sich Werte bei Zimmertemperatur als Approximation nutzen. Oftmals werden diese Werte auch in den Spezifikationen so angegeben. Alternativ, bei speziellen Legierungen, können diese Werte anhand einer Messdatenreihe von R_w über einen Temperaturbereich um die Arbeitstemperatur berechnet werden, indem die gemessenen Werte in Gleichung 3.5 eingesetzt werden und nach α aufgelöst wird (Geppert, 2010, 16).

Die Abgleichbedingung ist in diesem Zusammenhang nur erfüllt, wenn R_w die angestrebte Temperatur eingenommen hat, was im Folgenden als Betriebstemperatur bezeichnet und als Zustand angenommen wird. Es gilt dementsprechend $U_d = 0$. Ändert sich der Widerstand R_w um ΔR_w durch Wärmeabtransport am Sensorelement, so verschiebt sich die Differenzspannung U_d aus dem Nullpunkt.

$$U_d = \left(\frac{R_z}{R_1 + R_z} - \frac{R_w}{R_1 + R_w - \Delta R_w} \right) \cdot U_B \quad (3.7)$$

Da die Eingangsspannung nicht mehr null ist, wird der Operationsverstärker so lange Leistung in die Brücke rückkoppeln, bis die Differenzspannung U_d am Eingang wieder den Wert null annimmt und somit die Abgleichbedingung erfüllt. Dies ist dann der Fall, wenn das Sensorelement durch den Rückkoppelstrom wieder den Ausgangswiderstand, und damit seine Ausgangstemperatur T_w gemäß Gleichung 3.6 einnimmt.

Der Regelkreis sorgt also dafür, dass der Widerstand R_w und dessen Temperatur T_w annähernd konstant bleiben, was im Folgenden den Zustand des Betriebspunktes

definiert. U_B steht im Zusammenhang mit der dem Operationsverstärker zugeführten Energie, welche durch R_w an die Strömung abgegeben wird.

$$T_w \approx \text{const.} \quad (3.8)$$

$$R_w \approx \text{const.} \quad (3.9)$$

Da, wie in Abbildung 2.13 zu sehen, die Ausgangsspannung des Operationsverstärkers U_a gleich der Brückenspannung U_B ist, kann die Ausgangsspannung direkt in Zusammenhang mit der Flussstärke gebracht werden. Wird der erhitzte Leiter durch vorbeiströmende Luftmassen abgekühlt, ändert sich die Diagonalspannung in der Brücke, wodurch die Leistungsabgabe des Operationsverstärkers erhöht wird, bis die Brückenspannung wieder null ist. Nimmt die Strömung weiter zu, wird auch die Leistungsabgabe des Operationsverstärkers erhöht, bis dieser in Sättigung gerät.

3.4.2 Temperaturkompensation

Das Modell der CTA basiert darauf, dass durch die Regelschaltung die Übertemperatur des erhitzten Leiters konstant bleibt. Würde nun im Extremfall die Temperatur des Flussmediums die Temperatur des erhitzten Leiters erreichen, so würde das vorbeiströmende Medium den Leiter nicht mehr abkühlen und der Sensor keine verwertbaren Signale mehr liefern. Bei einem Überschreiten der im Brückenabgleich eingestellten Temperatur würde die Brücke außerhalb des eingestellten Arbeitspunktes betrieben und der Sensor könnte zerstört werden.

Um eine Zerstörung des Sensors zu verhindern und vor allem auch, um eine richtige Messung der Strömungsgeschwindigkeit zu erhalten, muss eine Änderung der Temperatur des Mediums auch eine Änderung der Temperatur des erhitzten Leiters bewirken. Es muss also immer eine konstante Übertemperatur des Leiters im Vergleich zur Temperatur des Mediums bestehen. In der Medizin stellt die Spirometrie einen konkreten Anwendungsfall für diese Problematik dar. Zur Aufnahme eines Spirogramms muss der Patient ein spezielles Atemmanöver durchführen, welches eine Kombination aus Expiration und Inspiration darstellt. Die expiratorische Atemlufttemperatur kann mit 37°C angenommen werden, jedoch muss mit großen Schwankungen bei der inspiratorischen Lufttemperatur gerechnet werden.

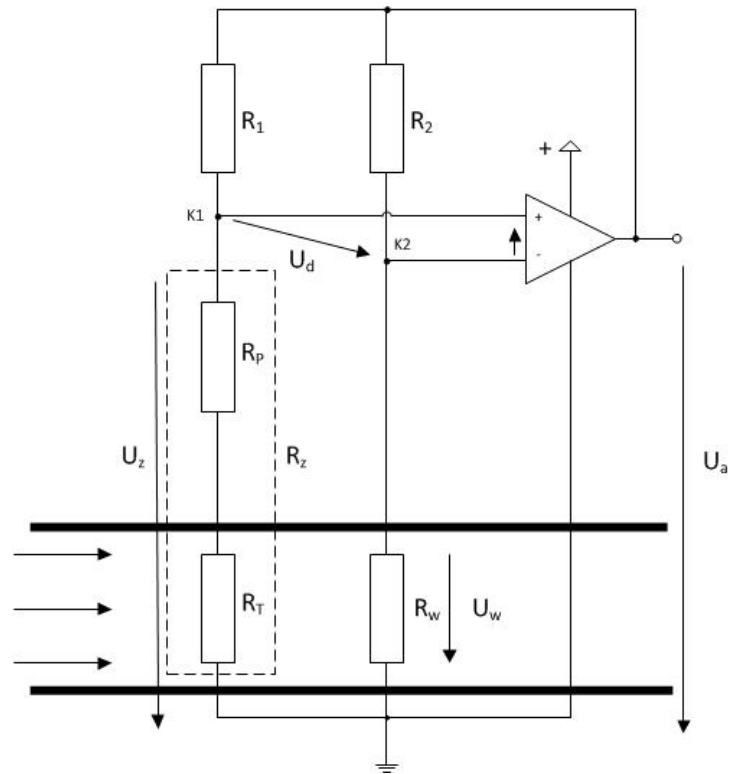


Abbildung 3.9: Modell der idealen CTA nach Abbildung 2.13 mit der Erweiterung zur Temperaturkompensation. R_z wird in zwei Komponenten R_p und R_T geteilt. Das Temperaturelement R_T wird in die Strömung eingebracht, reagiert auf Temperaturänderungen und beeinflusst damit das Brückenverhältnis.

Um nun das Ausgangssignal bei einer Änderung der Temperatur des Mediums zu korrigieren, muss ein zusätzliches Element in den Strömungskanal eingebracht werden.

Abbildung 3.9 zeigt das Modell der idealen CTA nach Abbildung 2.13 mit Temperaturkompensation. R_z wird dafür in zwei Komponenten R_p und R_T geteilt. Das Temperaturelement R_T wird in die Strömung eingebracht und reagiert, entsprechend Gleichung 3.5, auf Änderungen der Strömungstemperatur. R_p stellt einen zusätzlichen Widerstand dar, der zur Einstellung der Temperaturkompensation dient. Ziel der Anpassung ist es, anschließend die Widerstände R_p und R_T durch die Beziehungen aus Gleichung 3.5 und unter Berücksichtigung der Abgleichbedingung

$$\frac{R_p + R_T}{R_w} = \frac{R_1}{R_2} \quad (3.10)$$

so zu dimensionieren, dass die Differenz zwischen der Temperatur des Mediums und der des Leiters konstant bleibt. Ein entsprechendes Verfahren, dies zu realisieren, wird von (Takagi, 1986) beschrieben. Die Temperaturkompensation ist für den medizinischen oder industriellen Einsatz eines Heißfilmanemometers von großer Bedeutung. Zur Bewertung der in dieser Arbeit beschriebenen Herstellungsverfahren von Planarsensoren kann bei annähernd gleicher Umgebungstemperatur von 20 °C ein fester Widerstand entsprechender Größe verwendet werden.

3.4.3 Dimensionierung der Brückenwiderstände

Einen wesentlichen Faktor zur Dimensionierung der Brückenwiderstände stellt das Brückenverhältnis dar, das sich aus dem Verhältnis R_1/R_2 definiert und dementsprechend auch R_z/R_w gemäß der Abgleichbedingung (2.13) ist. Um den Rückkoppelstrom des Operationsverstärkers effektiv am Sensorelement nutzen zu können, ist das Brückenverhältnis normalerweise zwischen 5 und 20 zu wählen (Bruun, 1996). Das Brückenverhältnis ist gemäß ohmschem Gesetz proportional zum Stromverhältnis der Zweige, wodurch das 5 bis 20-fache der Stromstärke durch den Sensorelement-Zweig fließt. Allerdings hat eine Messbrücke ihre maximale Empfindlichkeit wenn $R_1 \approx R_2$ und $R_z \approx R_w$ ist (Niebuhr u. Lindner, 2011, 144). Für eine optimale Frequenzantwort und Kompensation von langen Leitungen empfiehlt sich also ein Brückenverhältnis von 1. Für diesen Anwendungsfall wird aber ein Verhältnis der Brückenzweige von 1:10 empfohlen, da nicht von langen Leitungen auszugehen ist und der Stromfluss durch den evtl. temperaturkompensierenden Zweig möglichst gering zu halten ist, damit sich temperatursensitive Strukturen nicht selbst aufheizen. Das Verhältnis der Widerstände der jeweiligen Zweige, also R_1/R_z und R_2/R_w , wird für den Arbeitspunkt zu 1:1 gewählt.

3.4.4 Kalibrierung

Aufgrund von Nichtlinearitäten des Sensorelementes und des Messprinzips selbst sowie produktions- bzw. bauteilbedingter Varianzen ist bei der Ausgangsspannung U_a der Messschaltung mit einem nichtlinearen Zusammenhang zwischen U_a und dem Gasmassefluss zu rechnen. Daher ist eine Kalibrierung der Sensoren inklusive Regelschaltung

nötig. Dazu wird ein Sensor mit einer linear von null ansteigenden Strömung beaufschlagt und das Ausgangssignal U_a aufgezeichnet. Die Differenz dieses Signals zu einem vordefinierten linearen Signalverlauf bildet die Korrekturkurve. Die Werte dieser Kurve müssen dann bei jeder Messung mit diesem Sensor verrechnet werden. Um jederzeit Zugriff auf diese Werte zu haben empfiehlt es sich, diese in einer Kalibriertabelle in der auswertenden Einheit oder auf einem separaten Speicher abzulegen, der dem jeweiligen Sensorelement fest zugeordnet ist. Da die Kalibrierung aber auch sehr stark von der Verwendungsart und dem Einbauort des Sensors abhängt, kann ein Flowsensor nur bedingt pauschal kalibriert werden, wenn sichergestellt ist, dass die Anströmung des Sensors stets laminar ist. So ist beispielsweise die Strömung in einem langen Lüftungsschacht mit glatter Oberfläche weit laminarer, als die am Mudstück eines Spirometers bei einem expiratorischen Atemvorgang. So müssen anwendungsabhängig Vorkehrungen getroffen werden, um eine möglichst laminare Strömung zu erhalten. Daher soll hier nur exemplarisch auf die Kalibrierung der Sensoren eingegangen werden. Die gezeigten Messkurven basieren auf den unkalibrierten Ausgangssignalen des Operationsverstärkers der rückgekoppelten Messbrücke.

3.5 Evaluation der Sensoren und der Herstellungsverfahren

Die Evaluierung der in den Kapiteln 3.3.1, 3.3.2 und 3.3.3 beschriebenen Ansätze zur Herstellung von Planarsensoren und die Evaluierung der Sensoren selbst gliedert sich prinzipiell in vier Teilbereiche:

- Bewertung der Beschichtung des Trägermaterials mit Nickel
- Bewertung der Laserstrukturierung
- Bewertung der Ansteuerung der Sensoren mit einer CTA-Sensorschaltung
- Bewertung der elektrischen Eigenschaften der Sensoren in einem Testaufbau mit einem Fluss/Volumen-Generator

3.5.1 Testaufbau

Zur Vermessung der elektrischen Eigenschaften der Sensoren werden diese in eine entsprechende Regelschaltung integriert und an einen Fluss/Volumen-Generator angeschlossen. Das jeweilige Ausgangssignal U_a der Regelschaltung wird digital erfasst. Zentraler Bestandteil ist hierbei der *Flow/Volume-Simulator (FVS) Series 1120* der Firma *Hans Rudolph Inc.* Dieser Simulator wurde für die Evaluierung und Kalibrierung von Spirometern sowie Fluss- und Volumenmessgeräten konzipiert (Han, 2007b). Somit findet er seine Anwendung hauptsächlich in der Entwicklung und Produktion besagter Geräte.

3.5.1.1 Mechanischer Aufbau und Funktion des Flow/Volume-Simulators (FVS)

Der mechanische Teil des Simulators besteht aus einem starren Zylinder und einem Kolben, welcher mit einem linearen Servomotor bewegt wird (Han, 2007a). Für die Erzeugung von Flusskurven steht ein Zylindervolumen von 8,5l zur Verfügung, wobei dieses sowohl inspirativ als auch expirativ genutzt werden kann. Der maximal erzeugbare Volumenfluss liegt hier bei 16l/s. Verschiedene Flusskurven können an einer externen Computereinheit ausgewählt und an den internen Mikrocontroller gesendet werden. Dieser berechnet Sollwerte für Geschwindigkeit und Position des Kolbens und übernimmt die Steuerung des Motors. Mithilfe eines linearen Kodierers wird die Kolbenposition überwacht. Die maximale Auflösung des erzeugbaren Volumenflusses resultiert aus der Schrittweite des Kodierers und der Zeit, welche für jeden Durchlauf des Steuerregelkreises benötigt wird. Mit einer Schrittweite von 0,035 l je Zähleinheit und einer Dauer von 3,906 ms pro Messung aktueller Werte und Berechnung neuer Regelwerte ergibt sich so insgesamt eine Auflösung von 8,96 ml/s (Han, 2008).

Bei Bedarf kann der Zylinder auf eine vorbestimmte Temperatur erwärmt werden. Dazu werden Heizbänder verwendet, während ein Ventilator die erwärmte Luft gleichmäßig im Zylinder verteilt. In der Zylinderwand ist ein zusätzliches Widerstandsthermometer integriert, welches Messdaten für die Rückführung der Temperaturregelung liefert. Auf diese Weise soll sichergestellt werden, dass nicht nur die Luft, sondern auch der gesamte Zylinder auf die spezifische Temperatur erhitzt wird. Sobald die gewünschte Temperatur erreicht wurde, kann ca. alle 30 s ein Atemzug simuliert werden. Diese Wartezeit ist nötig, damit sich die Luft im Kolben wieder auf die eingestellte



Abbildung 3.10: *Flow/Volume-Simulator der Firma Hans Rudolph Inc mit Luftbefeuchtungssystem (links)*

Temperatur erwärmen kann. Bei Bedarf kann zusätzlich ein Luftbefeuchtungssystem hinzugeschaltet werden (siehe Abbildung 3.10).

Dieser Adapter besteht aus einem kleinen Wassertank mit einem maximalen Füllvolumen von 10 ml sowie einem Zerstäuber, dessen Funktionsprinzip auf einem vibrierenden Netz beruht. Bei der Erzeugung des Wassernebels wird die Hauptöffnung des FVS verschlossen und der Zylinder langsam aufgezogen. So wird die Luft durch den Zerstäuber gesogen und gleichmäßig befeuchtet. Für die anschließende Exhalation wird die Befeuchteröffnung verschlossen und die Hauptöffnung des FVS wieder geöffnet. Wird die Luftbefeuchtungsoption benutzt, so ist es wichtig, dass der Zylinder währenddessen auf 36 °C aufgewärmt ist. Bei niedrigeren Temperaturen kann der Wasserdampf an den Zylinderwänden kondensieren.

3.5.1.2 Software zur Ansteuerung des Flow/Volume-Simulators

Die Software zum FVS besteht aus zwei Programmen, welche sich gegenseitig ergänzen:

- FlowVolSim zur Steuerung des FVS und Anzeige der Messkurven
- Waveform Editor zur Bearbeitung und Erstellung von Flusskurven

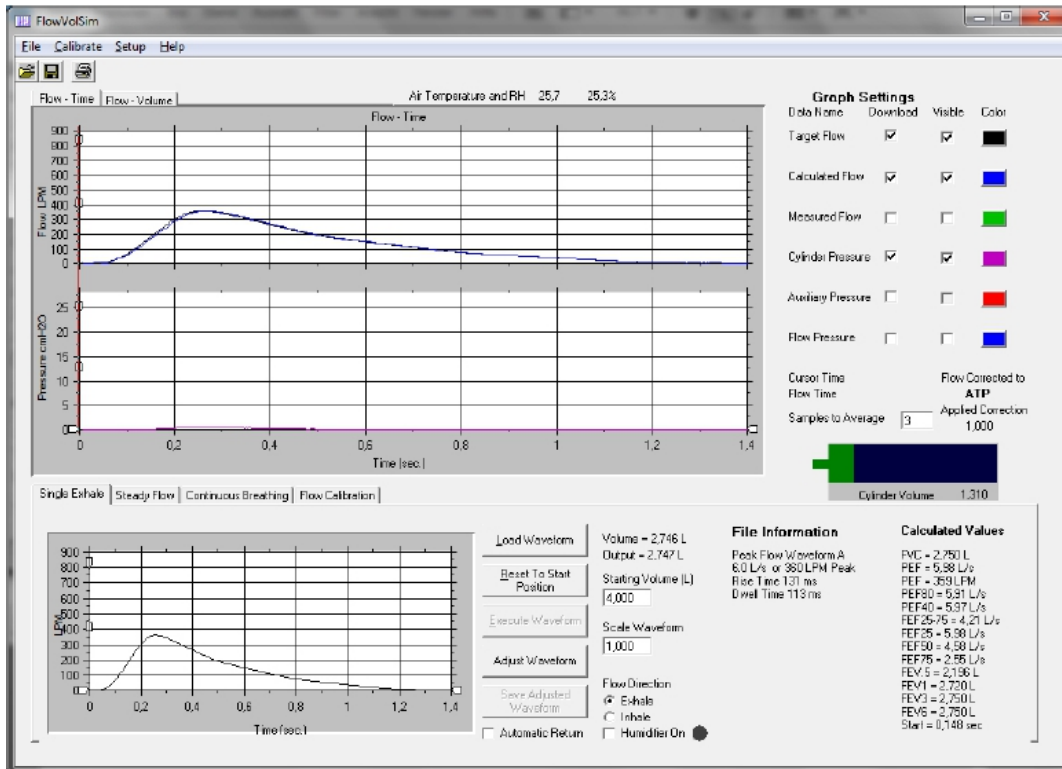


Abbildung 3.11: Benutzeroberfläche des Flow/Volume-Simulator der Firma Hans Rudolph Inc.

FlowVolSim Der Benutzer arbeitet hauptsächlich mit dem Programm FlowVolSim, welches eine Oberfläche zur Steuerung und Überwachung des FVS sowie eine Anzeige der Messwerte bietet. Es ist möglich, den FVS in vier unterschiedlichen Modi laufen zu lassen. So kann eine einzelne Exhalation durchgeführt werden, Messungen mit konstantem Fluss oder mit fortlaufender Atmung und eine Flusskalibrierung. Für Messungen einer einzelnen Exhalation oder einer fortlaufenden Atmung werden Flusskurven ausgewählt, welche das programmeigene Format *.fw besitzen. Im Programm sind bereits einige standardisierte Flusskurven, wie die Volumen- und Flusskurven der ATS (American Thoracic Society) enthalten. Alternativ können aber zusätzlich eigene Flusskurven mit dem Waveform Editor erzeugt und im FlowVolSim eingesetzt werden. Abbildung 3.11 zeigt die primäre Benutzeroberfläche des FlowVolSim.

Im unteren Bereich der Benutzeroberfläche werden, dem Anwendungsmodus entsprechend, alle Einstellungen vorgenommen. Nach einer erfolgreichen Messung werden in der oberen Hälfte des Fensters verschiedene Flusswerte und Luftdruckwerte ange-

zeigt. So können die Zielflusskurve, die berechnete sowie eine gemessene Flusskurve dargestellt werden. Stimmen die berechnete Kurve und die Zielflusskurve nicht überein, so besteht die Möglichkeit, die berechnete Kurve bis zu einem gewissen Grad nachzujustieren. Der Kolben des FVS wird entsprechend der berechneten Flusskurve bewegt. Für die Automatisierung von Testläufen können Ablaufprotokolle den sog. *Sequence Files* geschrieben und benutzt werden. Um ein solches Protokoll zu erstellen, beinhaltet das Programm eine Eingabeoberfläche, in welcher der Benutzer einzelne Schritte entweder aus einer Liste wählen oder selbst eingeben kann.

Waveform Editor Mithilfe des Waveform Editors werden Fluss- oder Volumenkurven erstellt, welche im Flow/Volume-Simulator benutzt werden können. Dabei besteht die Möglichkeit, die Kurven per Hand zu zeichnen oder aus einer Textdatei einzulesen. Das Zeichnen per Hand bietet sich besonders bei Kurven an, welche für kurze Tests gedacht sind und keine große Genauigkeit aufweisen müssen, da weder eine Funktion zur nachträglichen Bearbeitung der Kurve zur Verfügung steht, noch Aktionen rückgängig gemacht werden können. Mit dem Einsatz von Textdateien können dagegen wesentlich genauere Kurven erzeugt werden. Sie müssen jedoch mit einem externen Programm geschrieben werden. Für die Verwendung von Textdateien müssen gewisse Rahmenbedingungen beachtet werden. So werden die einzelnen Werte in einer Spalte angeordnet. Des Weiteren gibt es zu den Fluss- oder Volumenwerten keine expliziten Zeitwerte. Stattdessen wird eine zeitliche Auflösung von 0,002 s pro Flusswert und 0,01 s pro Volumenwert angenommen, wobei die maximale Gesamtdauer auf 5 s begrenzt ist. Zur Erzeugung von Textdateien stehen viele Programme zur Verfügung. Besonders bietet sich das Programm Matlab von MathWorks an, da hiermit leicht Werte mathematischer Funktionen erzeugt und im Textformat gespeichert werden können. Um eine neue Kurve im Flow/Volume-Simulator verwenden zu können, muss die Textdatei im Waveform Editor geöffnet, die Kurve geglättet und anschließend als *.fww gespeichert werden (Mühlbauer, 2012, 26).

4 Ergebnisse

Dieses Kapitel beschreibt zunächst die Ergebnisse der in Kapitel 3.3 beschriebenen Ansätze zur Herstellung von Planarsensoren. Wichtige Parameter sind hierbei die Beschaffenheit des Trägermaterials und die Qualität der Nickelbeschichtung. Außerdem werden die Ergebnisse der Laserablation und die in jedem Ansatz leicht unterschiedliche Nachbearbeitung der Sensoren untersucht. In einem weiteren Schritt werden die elektrischen Eigenschaften der hergestellten Sensoren untersucht. Gemeint sind damit in erster Linie der Messbereich und die Dynamik der Sensoren.

4.1 Ansatz 1 - Adhäsive Nickelbeschichtung eines Polymerträgers

Bei diesem Ansatz wurde, wie in Kapitel 3.3.1 beschrieben, eine gewalzte Nickelfolie mit Hilfe eines Klebefilms auf einen FR4-Träger aufgebracht.

4.1.1 Beschichtung

Abbildung 4.1 zeigt einen nach den Angaben in Bild 3.2 hergestellten Teststreifen. Die Hafteigenschaften sind wie gewünscht. Es ist allerdings darauf zu achten, dass der Nickel-Klebefilm-Träger-Verbund nicht zu stark gebogen wird, da sonst in der zugempfindlichen Nickelfolie Risse entstehen können. Dies ist unbedingt zu beachten und die Biegeradien sind dementsprechend gering zu halten. Der Biegeradius konnte allerdings stark erhöht werden, indem auf die Nickelfolie ein hauchdünnes und vor allem zugfestes Polymerband geklebt wurde. Dadurch wird die Nickelfolie zugentlastet und Risse werden vermieden (Abbildung 4.2).

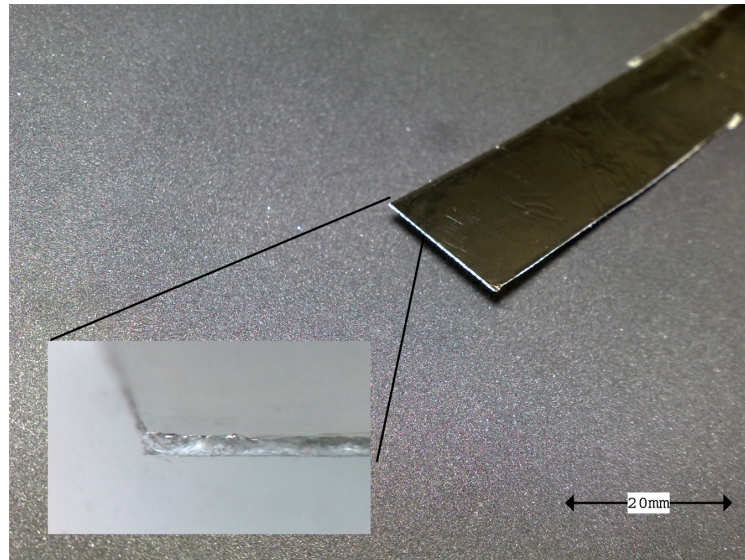


Abbildung 4.1: *Erster hergestellter Teststreifen mit dem Trägermaterial FR4, dem VHB-Klebfilm und einer Nickelfolie mit 8,5 μm Stärke.*

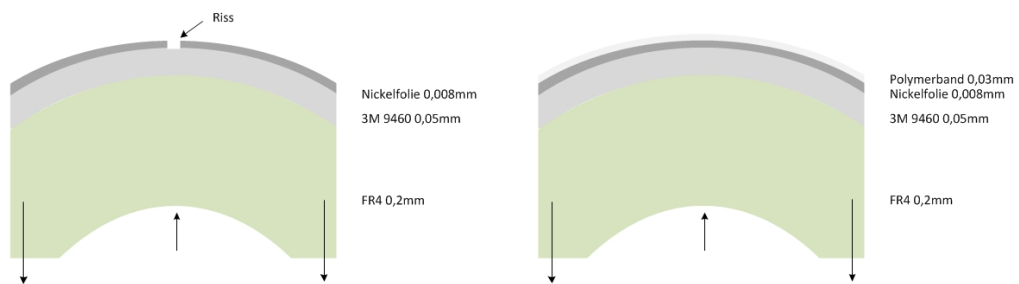


Abbildung 4.2: *Rissbildung bei radial überdehnten Teststreifen. Durch den sogenannten Sandwich-Aufbau dieses Teststreifens gerät beim Biegen des Teststreifens die Nickelfolie unter enorme Zugspannung und reißt.*

4.1.2 Laserablation

Abbildung 4.3 zeigt eine mikroskopische Aufnahme zweier Laserstriche auf dem Nickel-Klebfilm-Polymerträger-Verbund. Einmal mit weniger Energie, was nicht zu einer kompletten Durchtrennung der Nickelfolie führte (Linie rechts im Bild). Ein anderes Mal (Linie links im Bild) wurde die Laserenergie erhöht, sodass die Nickelfolie komplett durchtrennt wurde. Hier sind Wölbungen entlang der Laserlinie und auch Verwerfungen senkrecht zur Laserlinie zu erkennen (Dill u. a., 2012a, 232-237).

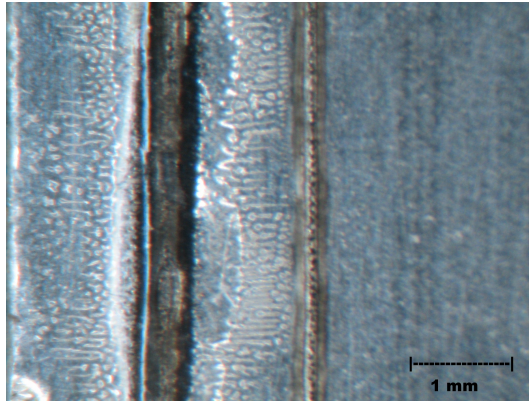


Abbildung 4.3: Aufgeklebte Nickelfolie auf einem FR4-Träger mit 25 μm VHB-Klebfilm. Laserablation mit ausreichender Energie (links) und mit zu wenig Energie (rechts). Bei ausreichender Energie wölbt sich allerdings das Material an der Ablationskante auf.

Abbildung 4.4 zeigt eine detailliertere dreidimensionale mikroskopische Aufnahme der erzeugten Laserspurr. Gut erkennbar sind in dieser Aufnahme Ablagerungen in Form von kleinen Kügelchen aus geschmolzenem und wieder erstarrtem Nickel. Diese können zu Kurzschlüssen führen und den Sensor unbrauchbar machen. Erkennbar ist auch die starke Vertiefung des Laserstriches. Es wurde also an dieser Stelle eine deutliche Einkerbung auch im Klebfilm erzeugt.

Dieser Ansatz wurde an dieser Stelle nicht weiter verfolgt, da einerseits gewalzte Nickelfolie lediglich in Stärken von wenigen μm kommerziell erhältlich ist - und damit auch die minimale Oberfläche eines planaren Heißfilm-Sensorelementes begrenzt ist - und weil andererseits die Grenzflächen der Laserablation starke Verwerfungen aufweisen.

4.2 Ansatz 2 - Chemisch abgeschiedenes Nickel auf einem PPS-Träger

Bei diesem Ansatz wurde, wie schon in Kapitel 3.3.2 beschrieben, die Herstellung eines Planarsensors in zwei Herangehensweisen unterteilt. Zuerst wurde die Laserablation auf bereits beschichteten Musterteilen durchgeführt, um sie auf ihre Durchführbarkeit hin zu untersuchen. Danach sollten speziell an die hier gegebenen Anforderungen

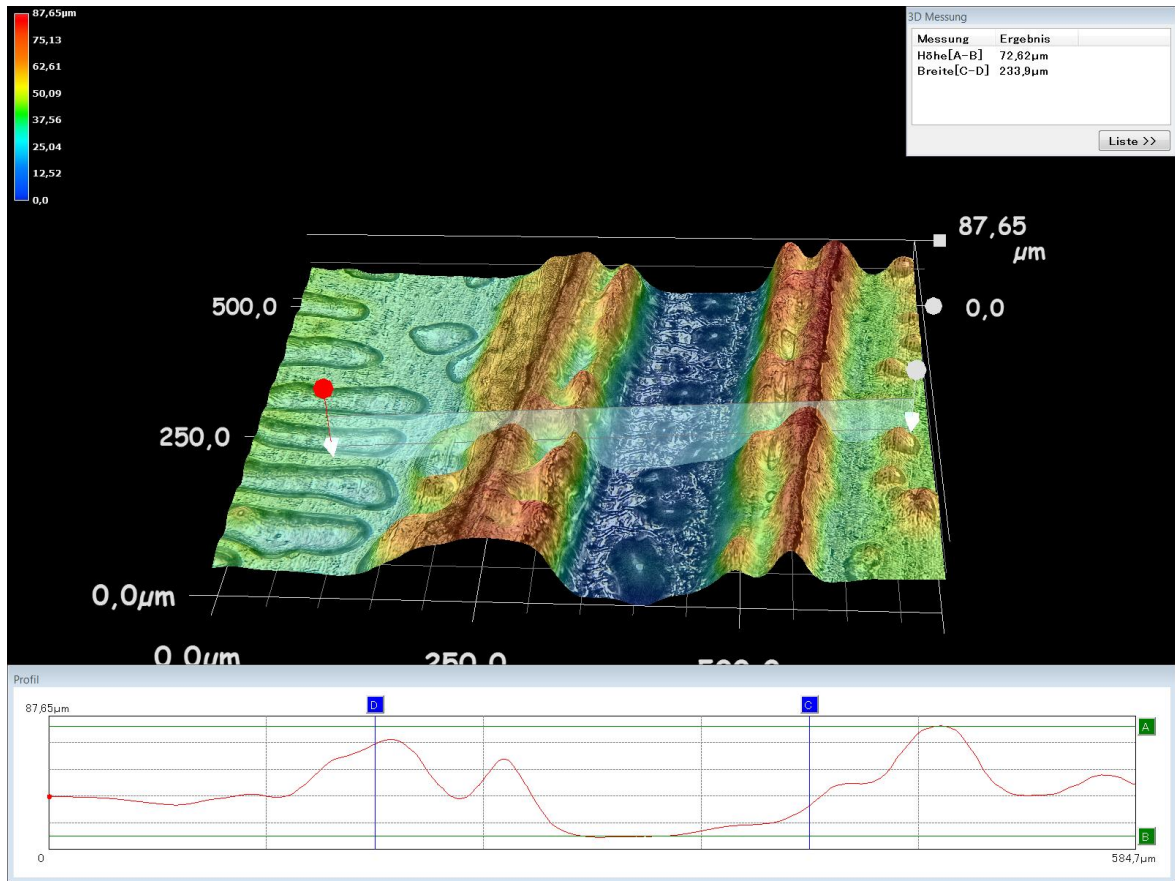


Abbildung 4.4: Mikroskopische Aufnahme der Laserspür in der aufgeklebten Nickelfolie. Hier sind deutlich die Aufwölbungen des Materials an den Ablationskanten erkennbar, sowie wiedererstarrte Nickelkügelchen in der Laserspür. Mit freundlicher Unterstützung der Firma Keyence Deutschland GmbH.

angepasste Spritzgussteile aus dem Trägermaterial hergestellt werden. Diese wurden dann ebenfalls nach dem gleichen Verfahren wie die Testmuster mit Nickel beschichtet und per Laserablation strukturiert.

4.2.1 Beschichtung

Die Beschichtung des Trägermaterials mittels des *Chemisch Nickel*-Verfahrens erfordert eine entsprechende Vorbehandlung des Trägermaterials. So wird beispielsweise durch sogenanntes Beizen die Oberfläche des Werkstückes etwas aufgeraut, um die

Haftung der Nickelschicht zu erhöhen, und gleichzeitig wird das Werkstück mit Palladium dotiert, was dann als Ausgangspunkt für die Entstehung von "Nickelinseln" dient und später zur Ausbildung eines homogenen Nickelüberzugs führt.

4.2.2 Laserablation

Abbildung 4.5 zeigt ein mit *Chemisch Nickel* im DURNI-COAT[®]-Verfahren hergestelltes Testmuster der Firma AHC-Oberflächentechnik, auf dessen Oberfläche mittels eines Nd:YAG-Lasers mäanderförmige Strukturen gebildet wurden. An der abladierten Stelle wird das Metall von der Oberfläche abgelöst, sodass der Umriss einer Struktur festgelegt wird. Da Leitwert und Schichtdicke bekannt sind, ist es so möglich jeden beliebigen Widerstandswert zu erreichen. Die Breite der eingebrachten Laserspuren beträgt $100\ \mu\text{m}$. Es wurden auf diesem Teststück zwei mäanderförmige Strukturen erzeugt mit jeweils einem Abstand der Laserspuren von 1 mm bzw. 0,5 mm. Die resultierenden Leiterbahnbreiten sind demnach 0,9 mm und 0,4 mm.

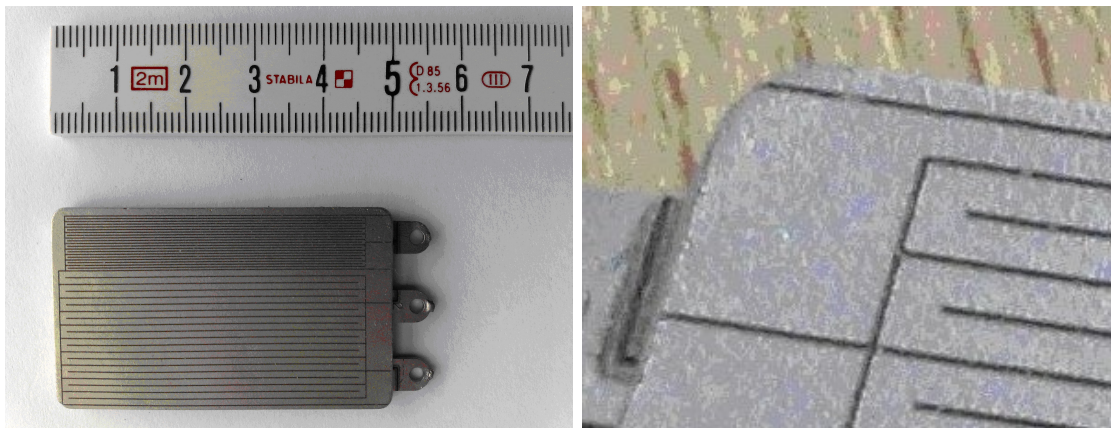


Abbildung 4.5: *Links: Mit Chemisch Nickel im DURNI-COAT[®]-Verfahren hergestelltes Testmuster der Firma AHC-Oberflächentechnik; strukturiert mit einem Nd:YAG-Laser; Rechts: vergrößerter Ausschnitt.*

Ein vorher spezifizierter Widerstand von $300\ \Omega$ konnte mit beiden theoretisch berechneten Mäanderstrukturen und der entsprechenden Laserablation hergestellt werden. Jedoch sind die Abmessungen für den Einsatz dieser Strukturen als Heißfilmanemometer sehr groß. Ein Sensor wäre damit sehr träge, da durch die hohe Masse der Sensor

eine zu hohe Wärmekapazität und Wärmeabstrahlung besäße. Der Stromverbrauch wäre sehr hoch.

In weiteren Versuchen wurden die Strukturbreiten und die Dicke des Polymers verringert. Als Basismaterial für die Versuche wurden ebenfalls die beschriebenen Testmuster verwendet. Die ursprüngliche Dicke der Testmuster wurde zunächst durch Fräsen auf 0,8 mm reduziert und anschließend auf 0,3 mm abgeschliffen.

Auf der Ni-beschichteten Seite der abgefrästen Plättchen wurden jeweils drei unterschiedliche Strukturen erzeugt. Zum besseren Vergleich wurden die Strukturen derart ausgelegt, dass jede den gleichen Leitwert aufweist, der Abstand der Laserspuren wurde jedoch variiert. Es entstanden Mäanderstrukturen mit den Strukturbreiten 0,5 mm, 0,3 mm und 0,2 mm. Abzüglich der Breite des Laserstrahles selbst von $100\ \mu\text{m}$ blieben auf den Proben Leiterbahnen der Breiten 0,4 mm, 0,2 mm und 0,1 mm. Abbildung 4.6 zeigt drei der so hergestellten Sensorelemente mit einer Beschichtung aus lediglich der in Kapitel 3.3.2 beschriebenen Nickel-Phosphor-Legierung (oben) und drei Sensorelemente mit einer zusätzlichen 500 nm starken Goldschicht (hier Nickel-Gold genannt).

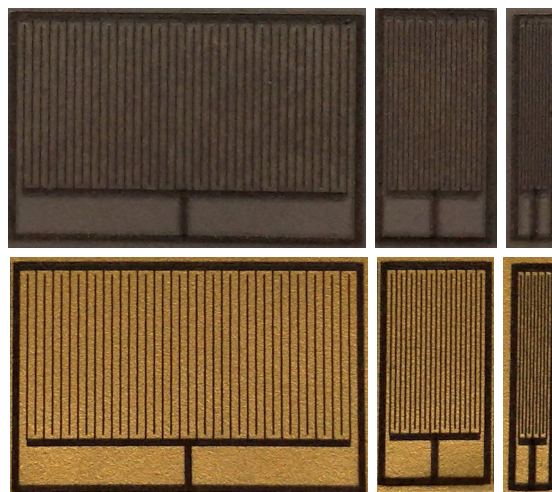


Abbildung 4.6: *Erzeugte Mäanderstrukturen mit den Leiterbahnbreiten von 0,4 mm, 0,2 mm und 0,1 mm. Oben: Beschichtung mit Chemisch Nickel; unten zusätzliche Beschichtung mit einer Goldschicht in der Stärke von 500 nm.*

Der Überzug mit Gold hat den Vorteil, dass die gewünschten Eigenschaften von Nickel durch das Gold nur minimal beeinflusst werden, aber durch die Versiegelung

der Oberfläche mit einem Edelmetall die allergenen oder toxischen Eigenschaften des Nickels vermieden werden.

Die Strukturen mussten bei Nickel und Nickel-Gold mit jeweils unterschiedlichen Laserstärken abgetragen werden, da diese unterschiedliche Reflexions- und Absorptionseigenschaften besitzen. Eine $0,5\ \mu\text{m}$ dicke Goldbeschichtung, die zur Verbesserung der Biokompatibilität aufbracht wurde, veränderte den elektrischen Leitwert kaum. Die Versuche mit den Strukturen mit $0,4\ \text{mm}$ und $0,2\ \text{mm}$ waren erfolgreich. Es konnten etwa gleich große Widerstände auf allen Strukturen realisiert werden. Die Strukturen mit $0,1\ \text{mm}$ Leiterbahnbreite waren funktionslos. Eine durchgehende Leitfähigkeit konnte nicht erreicht werden. In einzelnen Fällen war auch ein Kurzschluss zu messen. Gründe hierfür sind bei den Auswirkungen des Laserstrahls sowohl auf das Trägermaterial als auch auf das Strukturmaterial zu suchen, worauf im Folgenden näher eingegangen wird. Abbildung 4.7 zeigt eine dreidimensionale mikroskopische Aufnahme einer $0,1\ \text{mm}$ breiten Laserspür auf dem beschriebenen, mit *Chemisch Nickel* beschichteten Teststück.

Durch die Laserablation wird sowohl das Strukturmaterial als auch das Trägermaterial lokal stark erhitzt, sodass ein Plasma aus Elektronen und Ionen des abgetragenen Materials entsteht. Das Material wird verdampft. An den Grenzflächen des Plasmas schmilzt das Metall und bildet kleine Klümpchen (Abbildung 4.8). Es ist auch möglich, dass sich beim Abkühlen des Plasmas das Material wieder verbindet und sich in Form kleiner Kügelchen wieder auf dem Trägermaterial absetzt (Hügel u. Graf, 2009, 330 ff.). Diese Effekte sind in Abbildung 4.8 deutlich zu erkennen. Der Grund hierfür kann eine zu geringe Laserenergie sein.

Bei zu wenig Laserenergie bleibt zu viel geschmolzenes Material auf dem Träger zurück, sodass teilweise keine klare Abgrenzung der Strukturen gegeben ist. Die zusätzlich entstandenen Klümpchen können zu einem Kurzschluss führen und den Sensor unbrauchbar machen. Auch das flächige Abtragen des Materials ist inhomogen. Die hier eingekoppelte Laserenergie führt eher zu einem Schmelzen des Materials als zu einer Plasmabildung. Die Wechselwirkungen des Laserstrahles mit dem Werkstück können sich - abhängig von der Leistung des Laserstrahles - sehr stark unterscheiden (Hügel u. Graf, 2009, 2). Daher unterscheiden sich auch die Anforderungen an die eingekoppelte Energie. In dem hier vorliegenden Fall soll das Metall rückstandslos abgetragen werden, ohne sich in der Umgebung wieder abzulagern. In diesem Fall

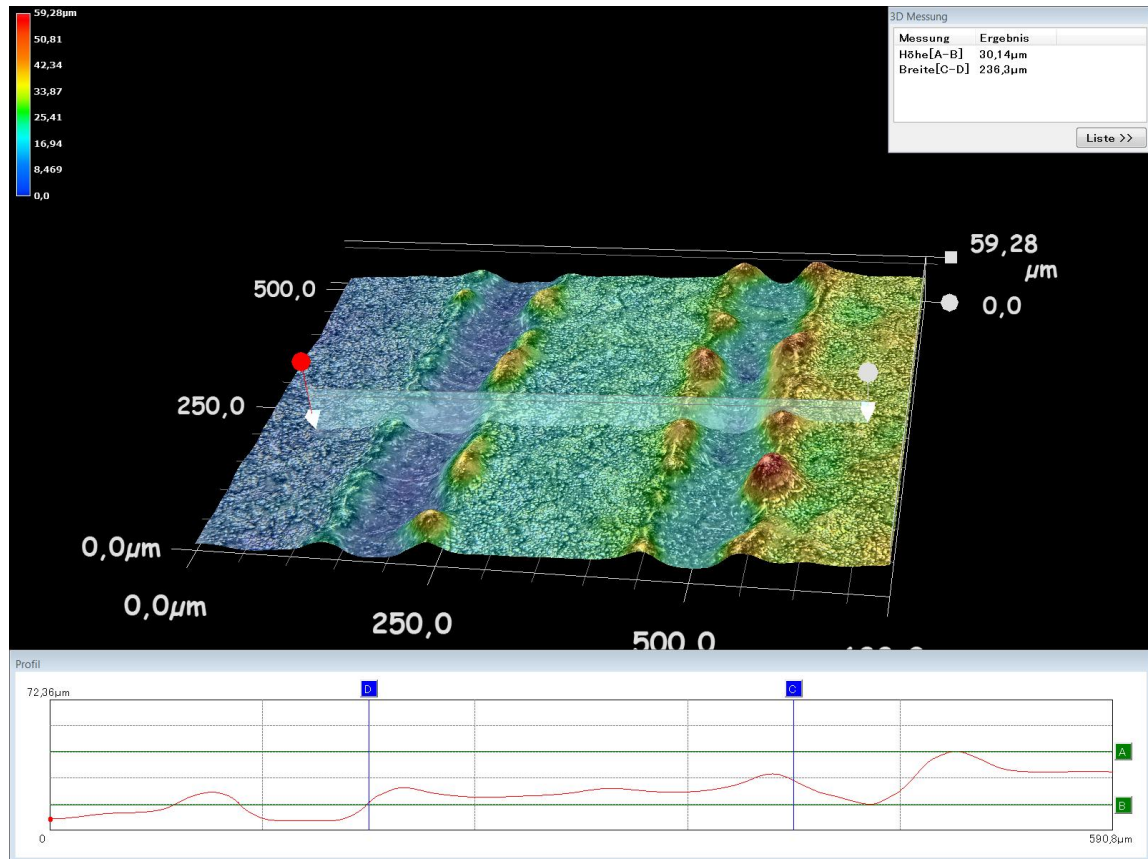


Abbildung 4.7: Mikroskopische dreidimensionale Aufnahme einer Laserspur der Breite 0,1 mm auf dem im DURNI-COAT®-Verfahren hergestellten Testmuster. Mit freundlicher Unterstützung der Firma Keyence Deutschland GmbH

ist eine hohe Energieeinkoppelung nötig, um das Material schlagartig zu vaporisieren. Durch diese spontane Erhitzung des Materials und den dadurch entstandenen Dampf oder das Plasma, welche sich ebenfalls ausdehnen, wird das Material von der Bearbeitungsstelle weggeschleudert. Durch zusätzliche Absaugvorrichtungen können dann auch metallische Niederschläge in der weiteren Umgebung verhindert werden.

Es ist also notwendig, kurzzeitig und lokal begrenzt eine hohe Energieeinkoppelung bereitzustellen, um einen optimalen Materialabtrag zu erreichen.

Wird allerdings eine zu hohe Leistung verwendet, so wird zwar das Material stärker erhitzt und verdampft und dadurch auch homogener abgetragen, jedoch treten andere unerwünschte Effekte auf, denn durch die höhere Leistung wird nicht nur das Struk-

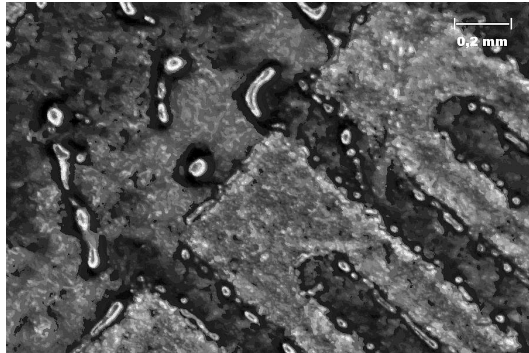


Abbildung 4.8: *Laserablation mit zu wenig Energie. Geschmolzenes und als kleine Kügelchen wieder erstarrtes Nickel zwischen den Leiterbahnstrukturen kann zu Kurzschlüssen führen. Strukturbreite: 0,2 mm.*

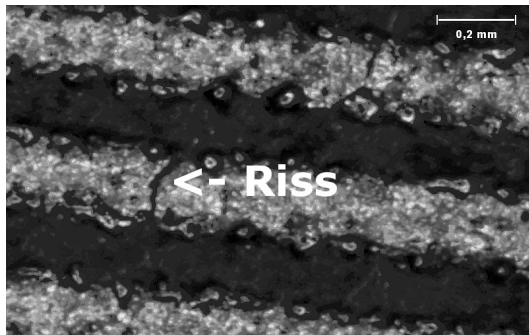


Abbildung 4.9: *Laserablation mit zu viel Energie. Die starke Energieeinkopplung in das Metall und das Trägermaterial kann zur Rissbildung in der freigelegten Leiterbahn führen. Strukturbreite: 0,2 mm.*

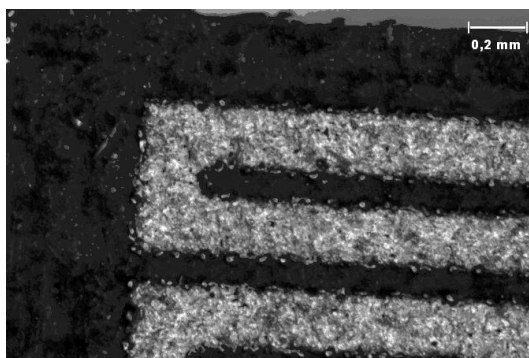


Abbildung 4.10: *Optimiertes Ablationsverfahren. Strukturbreite 0,2 mm (Ausschnitt einer Sensorstruktur mit den Abmessungen von 6 mm x 11 mm).*

turmaterial (Nickel/Gold), sondern auch das Trägermaterial stärker beansprucht und teilweise abgetragen. Die höhere Leistungsdichte führt auch zu einer stärkeren Plas-mabildung. Das Plasma entsteht bei jedem Laserimpuls explosionsartig, ist also mit einer starken Ausdehnung des Materials verbunden, was das umliegende Material stark beansprucht. Durch die spezielle Beschaffenheit des Trägermaterials mit einem hohen Anteil an Glaskügelchen und -fasern können die Ablationskanten starke Inhomoge-nitäten aufweisen, was sich schließlich auch auf die Beschaffenheit der freigelegten Leiterbahn auswirkt. Abbildung 4.9 zeigt eine freigelegte Leiterbahn, bei der es zu ei-ner Rissbildung in der Metallschicht gekommen ist. Der Grund dafür ist eine zu große Beanspruchung der Materialien, vor allem des Trägermaterials, durch zu viel Lase-renergie. Zwischen den Leiterbahnen wurde das Material allerdings restlos entfernt, sodass es hier nicht zu Kurzschlüssen kommen kann.

Durch die Optimierung der entsprechenden Laserparameter wie Frequenz, Stärke und Geschwindigkeit kann die Ablation verbessert werden. Eine Strukturbreite von 0,1 mm konnte allerdings aufgrund der inhomogenen Beschaffenheit des Trägermate-rials (siehe Abbildung 3.1) nicht zuverlässig reproduziert werden. Für 0,2 mm und 0,4 mm Strukturbreite ist das Herstellen des Sensors reproduzierbar. Abbildung 4.10 zeigt das Ergebnis einer optimierten Laserablation auf einer Nickel-Gold-Oberfläche. Die so hergestellte Sensorfläche beträgt 6 mm x 11 mm und die Leiterbahnbreite be-trägt 0,2 mm.

4.2.3 Elektrische Eigenschaften

In Abbildung 4.11 wurde die in Abbildung 3.9 gezeigte Sensoransteuerung im CTA-Modus umgesetzt (vgl. Kapitel 2.6.2.4). Die optionale Temperaturkompensation wurde hier durch einen festen Widerstand ersetzt, sodass für erste Testzwecke konstante Um-ggebungstemperaturen eingestellt wurden. Zusätzlich wurde aber noch eine Subtrahier-Schaltung integriert, um das Ausgangssignal der Messbrücke besser an die spezifischen Anforderungen eines A/D-Wandlers in einem Mikrokontroller anzupassen. Hier müssen je nach Typ Spannungsgrenzen eingehalten werden, um die Bauteile nicht zu zerstö-ren. Um den Sensor bewerten zu können, muss dieser einer definierten Luftströmung ausgesetzt werden. Dazu wird er in einem entsprechenden Luftkanal positioniert, wel-cher eine möglichst laminare Strömung ermöglicht. Abbildung 4.12 zeigt ein Foto und

die zugehörige Explosionsansicht der Vorrichtung zur Unterbringung des Sensors mit Regelelektronik in einem Rohr, welches wiederum an einer Basiseinheit befestigt wird, die Anschlüsse zur Spannungsversorgung und zur Messsignalausgabe bereithält.

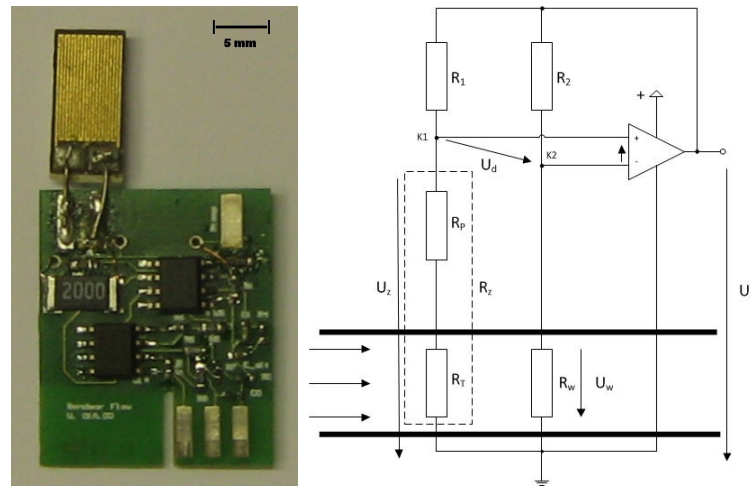


Abbildung 4.11: *Integration des Sensorelementes in eine CTA-Messelektronik gemäß dem Schaltbild aus Abbildung 3.9.*

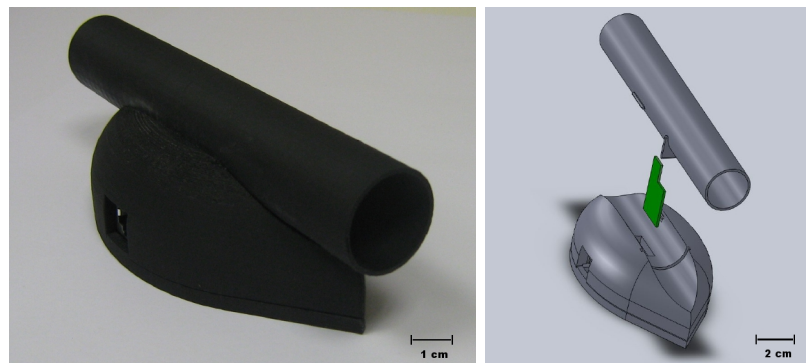


Abbildung 4.12: *Integration von Sensor und CTA-Messbrücke in einem Rohr mit Halterung. Dies kann sowohl als Blasrohr für spirometrische Tests eingesetzt werden als auch für stationäre Messungen von Luftbewegungen (Geppert, 2010, 63).*

Für den korrekten Betrieb eines Hitzdrahtanemometrischen Sensors durch optimale Abstimmung der Messbrücke ist die Kenntnis des temperaturabhängigen Widerstandes des Sensors wichtig. Hierzu wurden zwei verschiedene Sensoren aus Abbildung 4.6, einer mit einer Nickelbeschichtung und einer mit einer Nickel-Goldbeschichtung, mit

einer Strukturbreite von 0,2 mm kontinuierlich von 25 °C auf 95 °C erhitzt und der temperaturabhängige Widerstand der Sensoren wurde gemessen (Abbildung 4.13).

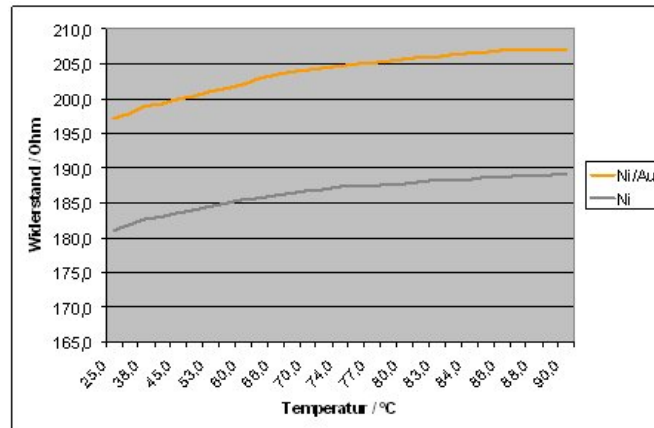


Abbildung 4.13: Temperaturabhängiger Widerstand zweier Sensoren (Nickel und Nickel-Gold; Strukturbreite 0,2 mm).

Nachfolgend, in Abbildung 4.14, ist der Schaltplan der Steuerschaltung für den Sensor inklusive Subtrahiererschaltung zum direkten Anschluss des Messsignals an einen Mikrocontroller dargestellt.

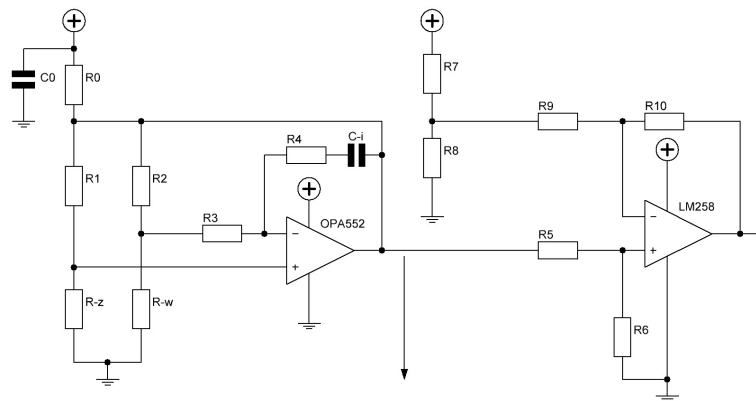


Abbildung 4.14: Schaltbild der CTA-Mess und -Regelschaltung (Nickel, Strukturbreite 0,2 mm) (Geppert, 2010, 61).

Aus den Ergebnissen der Messungen für den temperaturabhängigen Widerstand und den Anforderungen für den Abgleich der Messbrücke und die Dimensionierung der

Brückenwiderstände (siehe Kapitel 3.4.1 und 3.4.3) folgen die Größen der einzelnen Bauteile (Tabelle 4.1).

Tabelle 4.1: Dimensionierung der verwendeten Bauteile im Schaltbild aus Abbildung 4.11. Widerstand R_h im Arbeitspunkt bei ca. 50°C .

$R_h = 200\ \Omega$	$R_4 = 470\ \text{k}\Omega$	IC2 = LM258
$R_1 = 2000\ \Omega$	$R_z = 2,2\ \text{k}\Omega$	IC1 = OPA552
$R_2 = 200\ \Omega$	$C_1 = 1\ \mu\text{F}$	$R_3 = 2,2\ \text{k}\Omega$

Es wurde ein Testlauf mit dem Flow/Volume-Simulator aus Kapitel 3.5.1.1 durchgeführt. Hierzu wurde ein linear ansteigendes Flussprofil von 0 LPM bis 2 l/s erzeugt. Um die Auswirkungen der Wärmekapazität abhängig von der Dicke des Polymerträgers zu ermitteln, wurde dasselbe Flussprofil vor und nach Abschleifen des Sensors auf der Rückseite erzeugt und vermessen.

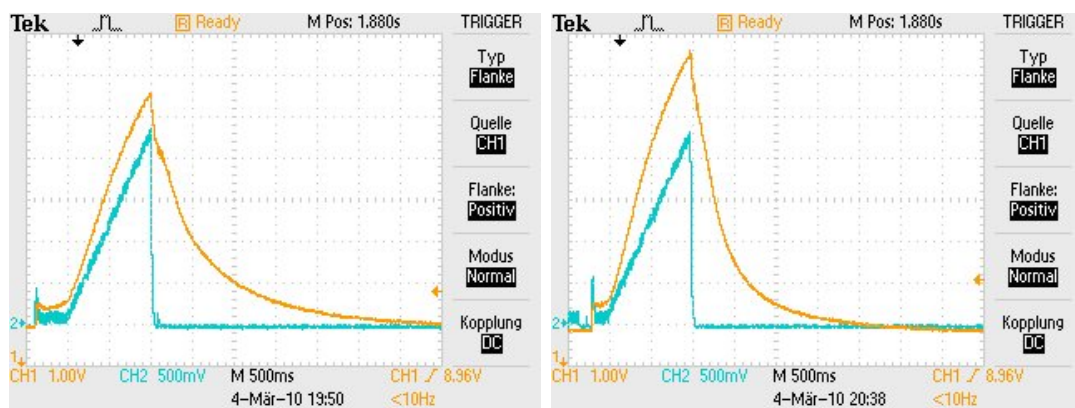


Abbildung 4.15: Gemessenes Signal am Ausgang der Regelschaltung; blau: Referenz-Inkrementgeber, orange: Spannungsabfall am Sensor; links: Sensordicke 0,5 mm; rechts: Sensordicke 0,3 mm.

In Abbildung 4.15 ist die reduzierte Trägheit des Sensors nach dessen Abschleifen von 0,5 mm (links) auf 0,3 mm (rechts) zu erkennen. Auch konnte dadurch die Empfindlichkeit des Sensors gesteigert werden. Gemessen wurde der Spannungsabfall am Sensor, damit also der temperaturabhängige Widerstand. Im Vergleich zum Referenz-Inkrementgeber (blau) ist noch deutlich die Trägheit des Sensors nach abruptem Stillstand erkennbar. Grund für diese Trägheit ist die Wärmekapazität des Sensors.

Die relativ hohe Dynamik des Sensors am Anfang des Flussprofils ist auf die große Fläche (Angriffsfläche für die Luftmassen) zurückzuführen. Dadurch wird die Sensorfläche schnell abgekühlt und der veränderte Widerstand registriert. Dies ist ein positiver Effekt, jedoch ist eine allgemeine Verringerung des Volumens wichtig, um die Dynamik beim Aufheizen und Abkühlen des Sensors zu erhöhen. Je kleiner das Volumen des Trägermaterials und die Oberfläche des Sensors, umso geringer ist auch der Leistungsbedarf, um die Sensorstruktur zu erhitzen und die Temperatur bei anliegender Strömung konstant zu halten. Die sehr steile Flanke der blauen Kurve zu Beginn der Messung in Abbildung 4.15 hat mechanische Gründe. Der Haftreibungswiderstand des Kolbens des Lungensimulators muss erst überwunden werden.

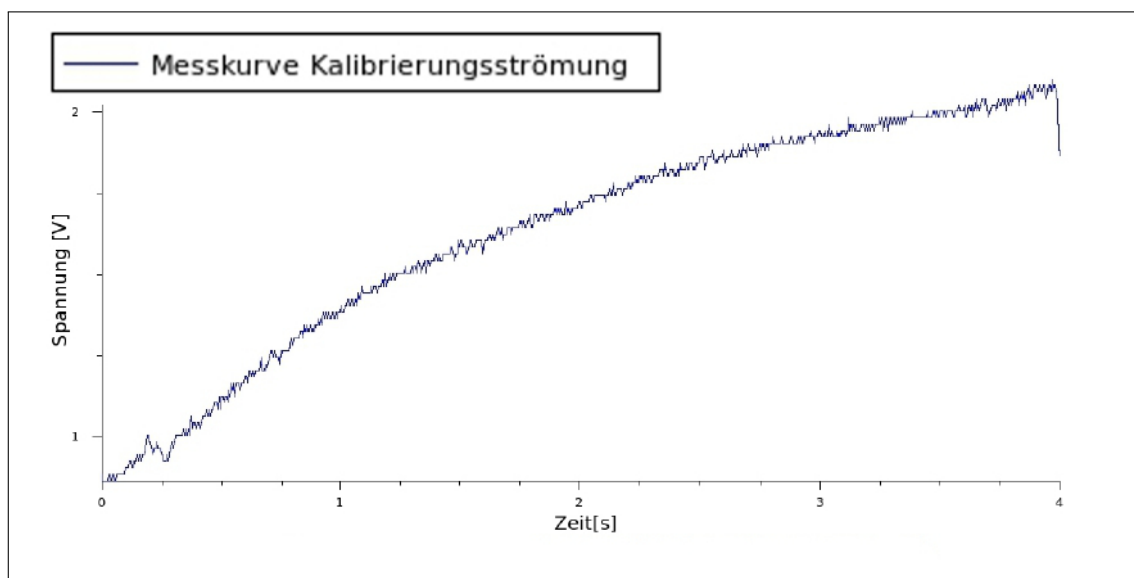


Abbildung 4.16: *Zeit-Spannungs-Kurve bei linear ansteigender Strömung.*

Das in Abbildung 4.15 erzeugte Strömungsprofil kann ebenso verwendet werden, um den Sensor zusammen mit der Messbrücke und der Subtrahierschaltung zu kalibrieren. Dazu wird das Flussprofil erzeugt und die am Ausgang des Subtrahierers gemessene Spannung mit einer linearen Kurve verrechnet und in einer Kalibriertabelle im Mikrocontroller gespeichert. Abbildung 4.16 zeigt die gemessene Kalibrierkurve am Ausgang des Subtrahierers. Zur Bewertung des Einflusses der Umgebungstemperatur auf das Messsignal wurde, wie schon oben beschrieben, anstatt des temperaturkompensierenden Widerstandes ein konstanter Widerstand verwendet und das Ausgangssignal der Messschaltung bei 20 °C und bei 28 °C gemessen.

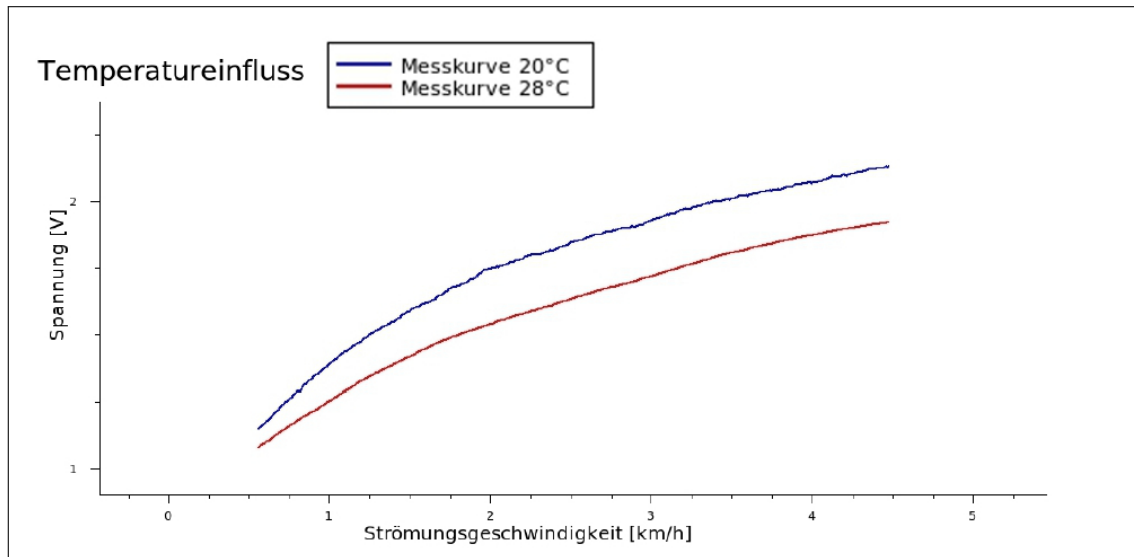


Abbildung 4.17: Ausgangsspannung der Sensorschaltung bei gleichem Strömungsverlauf, aber unterschiedlicher Umgebungstemperatur.

Abbildung 4.17 zeigt die Abhängigkeit des Messsignals von der Umgebungstemperatur. Zur gleichmäßigen Darstellung und Vermeidung der Anfangsschwingung beginnen die Messkurven erst bei einer bestimmten Geschwindigkeit und wurden zusätzlich per Software gleichermaßen geglättet. Bei veränderter Umgebungstemperatur kann man annähernd von einer Verschiebung der Messkurve sprechen.

Angemerkt sei noch, dass es auf der gesamten Messstrecke zu kleinen, sich summierenden Messfehlern kommt. Zunächst spielen die Umgebungsvariablen und der konkrete Aufbau eine entscheidende Rolle für die Systemeigenschaften. Werden darüber hinaus Faktoren geändert, resultiert dies allgemein in einem Messfehler, da die Kalibrierung nur auf eine Situation mit bestimmten Parametern konditioniert wird. Dabei gehen die Faktoren mit unterschiedlicher Gewichtung ein. So hat die Strömungstemperatur einen vergleichsweise starken Einfluss auf das Ergebnis, wie in Abbildung 4.17 zu erkennen ist. Für eine optimale Kalibrierung sollte immer der gesamte Aufbau, bestehend aus Sensorelement, Sensorelektronik und Rohr, beibehalten werden.

4.2.4 Herstellung von Planarsensoren auf Basis von spritzgegossenen Kunststoffträgern

Das automatisierte Herstellen von Sensoren in größeren Stückzahlen beginnt mit der Bereitstellung des Trägersubstrates zur direkten Weiterverarbeitung. Das Material Fortron PPS ist, wie in 3.3.2 beschrieben, als Granulat erhältlich und für den Spritzguss geeignet. Es wurden Spritzgussteile nach den Angaben in Abbildung 3.6 hergestellt und - nach entsprechender Vorbehandlung - mit *Chemisch Nickel* beschichtet. Danach wurde per Laserablation die in Abbildung 4.18 gezeigte Struktur erzeugt. Dies stellt die Zusammenführung der in Abbildung 4.11 gezeigten Einzelteile, bestehend aus dem Sensorelement und der Leiterbahnplatine, dar. Hierbei sollen nicht nur die Sensorstrukturen, sondern auch die Bauteile für die CTA auf dem beschichteten Spritzgussteil untergebracht werden.

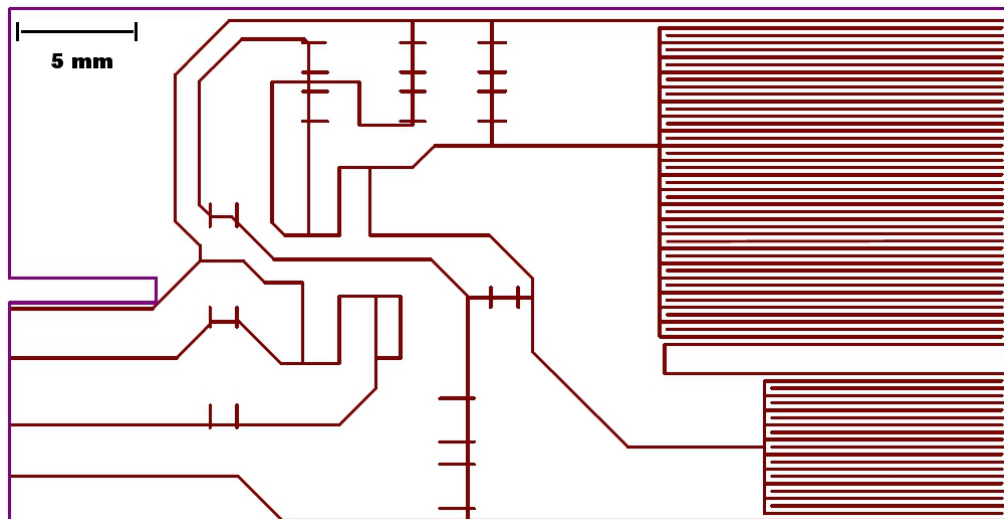


Abbildung 4.18: *Laserstrukturierung der Spritzgussteile. Die Laserlinien trennen einzelne Bereiche der Nickelschicht auf dem Trägersubstrat voneinander ab und erzeugen so die Leiterbahnstruktur zur Ansteuerung der Sensorelemente (rechts oben: temperaturkompensierende Struktur, rechts unten: Heißfilmstruktur; Vergrößerung: ca. 1,5x).*

Diese Strukturierung legt nicht direkt Leiterbahnen frei, wie sie üblicherweise bei Elektronikplatinen zu sehen sind. Vielmehr werden nur die entsprechenden Potenzi- albereiche mit einer Laserspür voneinander getrennt. Dies ist für die Funktion aus-

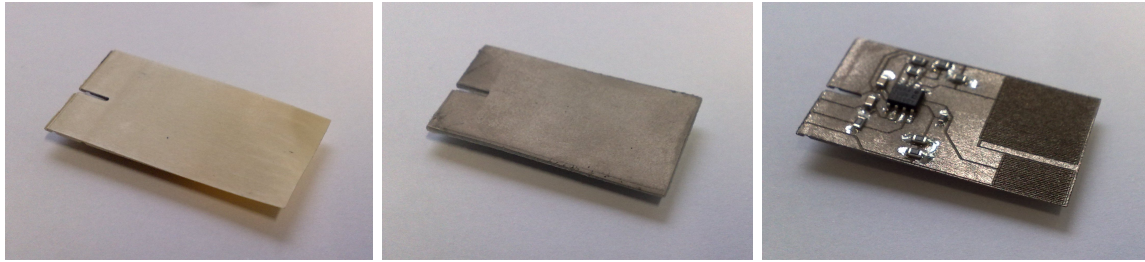


Abbildung 4.19: *Machbarkeitstest zur Herstellung eines Heißfilmanemometers auf Basis eines Spritzgussteils. Von links nach rechts: Spritzgegossenes Trägersubstrat, Beschichtung mit Chemisch Nickel, Laserstrukturierung und Bestückung.*

reichend und darüber hinaus erspart es Laserzeit und schont das Material, da ein flächiger Materialabtrag insgesamt mehr Hitze in das Material einbringt. Zusätzlich zu den Linien, welche die Potenzialbereiche voneinander trennen, wurden auch Markierungen eingefügt, um die Platzierung der benötigten Bauelemente zu erleichtern. Abbildung 4.19 zeigt die prinzipiellen Herstellungsschritte (Spritzguss, Beschichtung, Laserablation und Bestückung) eines solchen Sensors in einer Machbarkeitsstudie.

Die Dicke des Trägersubstrates im Bereich der Sensorstrukturen wurde mit 0,15 mm, 0,2 mm und 0,5 mm in Auftrag gegeben. Vor allem bei den Stärken 0,15 mm und 0,2 mm treten starke Verwerfungen in dem Bereich auf, auf dem später die Sensorstrukturen erzeugt werden. In den dickeren Bereichen des Trägersubstrates (vgl. Abbildung 3.6), auf welchen später die Bauteile platziert werden, konnten die Spritzgussteile formstabil hergestellt werden.

Abbildung 4.20 zeigt ein Spritzgussteil mit einer Stärke von 0,15 mm im Bereich der Sensorstrukturen. Hier sind starke Verwerfungen (rechts im Bild) zu erkennen. Für den Einsatz als Heißfilmanemometer ist dies nachteilig, da diese Verwerfungen Turbulenzen verursachen können, die wiederum das Messsignal verfälschen. Ein möglichst dünnes Trägersubstrat ist allerdings für die Dynamik eines solchen Sensors essenziell, wie schon in Abbildung 4.15 schon erkennbar ist.



Abbildung 4.20: *Spritzgussteil nach der Zeichnung in Abbildung 3.6. Verwerfung im Bereich der Sensorstruktur (rechts im Bild). Dicke des Trägermaterials im Bereich der Sensorstruktur: 0,15 mm.*

4.3 Ansatz 3a - Beschichtung einer Polymerfolie mittels Vakuumbeschichtung - Hostaphan[®]-Folie

4.3.1 Beschichtung

Wie in Kapitel 3.3.3 beschrieben, wurden Folien des Typs Hostaphan[®] GN4600 mittels Magnetronspputtern mit 100 nm NiV7 beschichtet und Folien des Typs Kapton[®] mittels thermischen Verdampfens mit 150 nm bis 250 nm Reinnickel. Beide Verfahren sind in der Industrie weit verbreitet und (qualitativ) etabliert. Es soll allerdings angemerkt sein, dass das Beschichten von Kunststofffolien, vor allem in Rollenform, wesentlich höhere technische Anforderungen stellt als beispielsweise das Beschichten von Metallen selbst als Einzelstücke. Grund hierfür ist die wesentlich höhere Desorptionsrate aus Kunststoffen als aus Metallen. Im Vakuum ist das Ausgasen von Kunststoffen stärker als bei Metallen. Diese Gase können, je nach Vorbehandlung, die Hafteigenschaften der aufgetragenen Schicht deutlich verschlechtern. Andererseits ist auch die

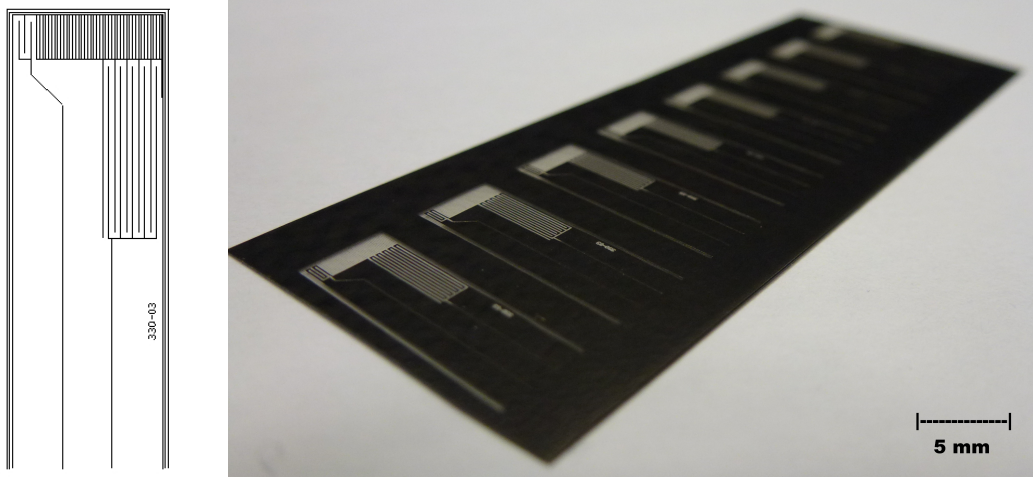


Abbildung 4.21: *Laserstrukturierung der nickelbeschichteten Hostaphan[®]-Folie.*

Handhabung von Kunststofffolien in Rollenform hinsichtlich der Vakuumbeschichtung eine Herausforderung (Pupp u. Hartmann, 1991, 405).

4.3.2 Laserablation

Zunächst wurden die nickelbeschichteten Hostaphan[®]-Folien per Laserablation strukturiert. Dazu wurde ein Nd:YAG-Laser verwendet. Abbildung 4.21 rechts zeigt das Ergebnis einer Versuchsreihe nach der Zeichnung links in der Abbildung mit unterschiedlichen Laserparametern. Für die hier gegebene Folie-Nickelschicht-Kombination hat sich für die Laserablation eine Geschwindigkeit von 100 mm/s bei einer Pulsfrequenz von 5 kHz als optimal erwiesen.

Der Abstand zwischen den Laserlinien beträgt dabei im Bereich der Sensorstruktur 200 μm , sodass eine Leiterbahn aus Nickel bestehen bleibt. Um die Sensorstruktur herum wurde der Abstand der Laserbahnen auf 100 μm verringert, damit ein flächiger Abtrag des Nickels in diesem Bereich erfolgte. In Abbildung 4.22 ist ein vergrößerter Ausschnitt der erhitzten Struktur zu sehen. Entlang der freigelegten Leiterbahn der Struktur sind an den Ablationskanten deutliche Einkerbungen zu erkennen. Diese entstehen während des Ablationsprozesses, wenn ein Laserimpuls das Material kurzzeitig stark erhitzt. Abhängig von der Beschaffenheit des Trägermaterials kann es unterschiedlich stark in Mitleidenschaft gezogen werden. Die Leiterbahn selbst wurde dadurch nicht vollständig zerstört, allerdings wird der elektrische Gesamtwiderstand

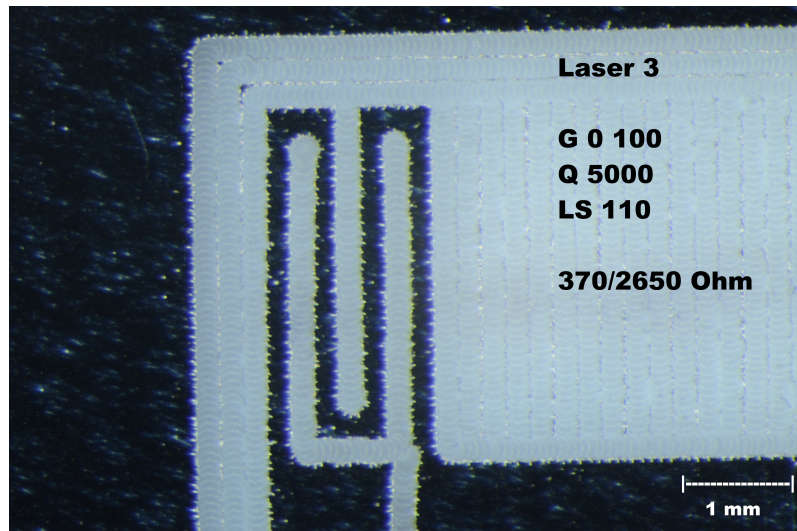


Abbildung 4.22: Vergrößerter Ausschnitt der laserstrukturierten Folie. Deutlich erkennbar sind die einzelnen Wechselwirkungszonen der Laserimpulse.

dieser Leiterbahn erhöht, da die Tiefe der Einkerbungen in die Leiterbahn deren Leitfähigkeit im gleichen Maße verringert.

Hostaphan[®] ist zwar bis über 200 °C temperaturstabil, allerdings entstehen bei der Laserablation lokal deutlich höhere Temperaturen von über 1000 °C, bei welchen das Nickel schmilzt, verdampft oder in ein Plasma übergeht (vgl. Tabelle 3.3). In der Aufnahme sind auch die einzelnen Wechselwirkungskrater der Laserimpulse erkennbar.

4.3.3 Nachbearbeitung

In diesem Herstellungsabschnitt liegt das Nickel frei und die Sensorstrukturen sind vor mechanischen Einflüssen nicht geschützt. Die Leiterbahnen der Zuleitungen zu den Sensorstrukturen sind zwar um ein Vielfaches breiter als die der Strukturen selbst, aber da die Schichtdicke mit 100 nm sehr gering ist, tragen auch diese Zuleitungen noch erheblich zum Gesamtwiderstand der Sensorstruktur bei, wenn eine Kontaktierung zur Regelschaltung an den Kontaktpads des Sensors (Abbildung 4.21, Zeichnung links, Pads unten) erfolgt. Damit für einen optimalen Betrieb als Heißfilmanemometer nur die Sensorstruktur selbst eine hohe Temperatursensitivität aufweist und die Zuleitungen das Messsignal nicht beeinflussen, müssen die Zuleitungen zu den Sensorstrukturen und die Anschluss pads bezüglich ihres Leitwertes verstärkt werden.

4.3.3.1 Zuleitungen und Anschlusspads vergolden

Die Verstärkung des Leitwertes der Zuleitungen geschieht mittels Vergolden im Galvanikprozess. Vergoldete Kontaktpads haben außerdem den Vorteil, dass so die Lötbarkeit verbessert wird. Es handelt sich hierbei um eine elektrolytische Goldabscheidung, wie schon in Kapitel 3.3.2 angesprochen.

Als minimale Schicht soll sich etwa $1\ \mu\text{m}$ Gold auf dem Nickel abscheiden. Äußerst wichtig ist hierbei das Reinigen der Proben. Hier wurde ein Gemisch aus Alkohol (70 %) und 1 % Salzsäure gewählt und die Probe darin geschwenkt. Dadurch werden die evtl. bereits entstandene Oxidschicht auf dem Nickel und eventuelle Fettrückstände und Öle entfernt. Die Einwirkdauer sollte allerdings nur wenige Sekunden betragen. Beim anschließenden Galvanisieren wurde eine Spannung von 2,4 Volt angelegt. Zu bemerken ist, dass die entstandene Goldschicht umso grobkörniger wird, je höher die Stromdichte ist. Das bedeutet, dass sich stärkere Aufwachsungen auf den anfangs entstehenden Inseln bilden. Es empfiehlt sich, während des Vergoldens das Werkstück ständig in der Elektrolytlösung zu schwenken oder das Elektrolytbad zu rühren, damit keine lokale Verarmung an Goldionen auftritt. Die oben angegebenen Werte sind grobe Anhaltspunkte und beziehen sich auf die hier verwendeten Probestücke. Genaue Angaben bezüglich der einzustellenden Spannung, des Stromes und der Prozesszeit sind abhängig von der zu beschichtenden Oberfläche und der verwendeten Gold-Elektrolytlösung und sind den entsprechenden Datenblättern zu entnehmen. Das Ergebnis der elektrolytischen Vergoldung der Sensor-Zuleitungen ist in Abbildung 4.23 zu sehen. Die Sensorstrukturen selbst wurden vor dem Vergolden mit einem Schutzlack überzogen, welcher danach wieder entfernt wurde.

4.3.3.2 Passivieren

Der auf die Sensorstrukturen aufgebrauchte Schutzlack wurde anschließend mit einem entsprechenden Lösemittel wieder entfernt. Für experimentelle Zwecke empfiehlt sich die Verwendung von handelsüblichem Nagellack und dem entsprechenden Nagellackentferner. Zum Schutz des kompletten Sensorelementes wurde dieses vollständig mit einem Isolierlack für Elektronikplatinen überzogen. Es wurde der hochisolierende Schutzlack Plastik 70 der Firma *CRC Industries Deutschland GmbH* verwendet. Durch diesen Lack können später die Kontaktpads der Sensoren gelötet werden.

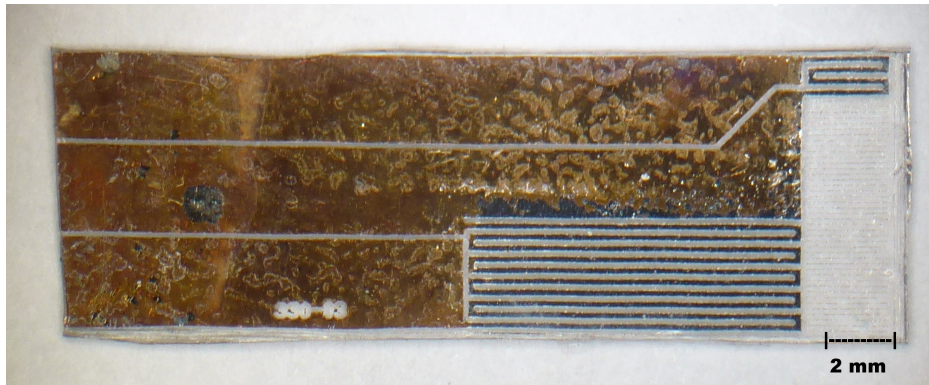


Abbildung 4.23: *Heißfilm-Sensor mit Gold-verstärkten Zuleitungen zu den Sensorstrukturen. Die Sensorstrukturen selbst wurden nicht vergoldet.*

4.3.4 Charakterisierung und Vermessung der Sensoren unter Testbedingungen

Zur Inbetriebnahme wurde der Sensor in die bestehende CTA-Regelschaltung der Firma *sensdor GmbH* integriert und in einem Rohr verbaut. Dieses Rohr stellt den Strömungskanal des *sensdor*-eigenen Spirometers, dem *Lufttacho* dar. Durch spezielle Anpassungen im Rohr konnte so eine optimale Fassung und damit ein optimaler Betrieb des Sensors erreicht werden. Die gemessenen Signale werden zur Weiterverarbeitung oder Evaluierung analog ausgegeben. Abbildung 4.24 zeigt die Integration des Sensors in die CTA-Messschaltung der *sensdor GmbH*. Die Bauteile dazu befinden sich auf der Unterseite der Platine.

Um die Strömungssensoren bezüglich ihrer Funktion und ihres Verhaltens zu evaluieren, wurde, wie in Kapitel 3.5.1.1 beschrieben, eine Testplattform erstellt, welche einen frei definierbaren Luftstrom erzeugen kann und gleichzeitig die ausgegebenen Spannungswerte des Lufttachos aufzeichnet. Einen Überblick bietet Abbildung 4.25, in welcher der Signalfluss zwischen den einzelnen technischen Komponenten gezeigt ist. Das Kernstück dieses Aufbaus bilden die zu testenden Sensoren, welche bereits in einem Lufttacho integriert sind.

Die Sensoren werden im bereits eingebauten Zustand evaluiert, damit die Versuchsbedingungen mit den Bedingungen im realen Einsatz übereinstimmen. Zudem besteht hierdurch die Möglichkeit, nicht nur die Sensoren zu testen, sondern auch das Verhalten der Sensorschaltung zu überprüfen. An das Mundstück des Lufttachos wird

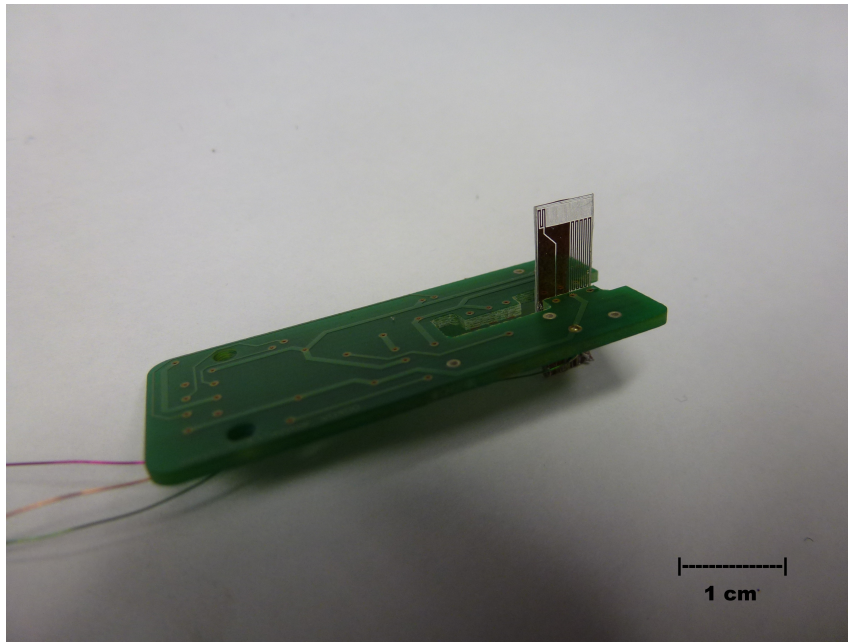


Abbildung 4.24: *Integration des Sensors in eine Vorrichtung mit Messelektronik zur Verankerung in einem Messrohr.*

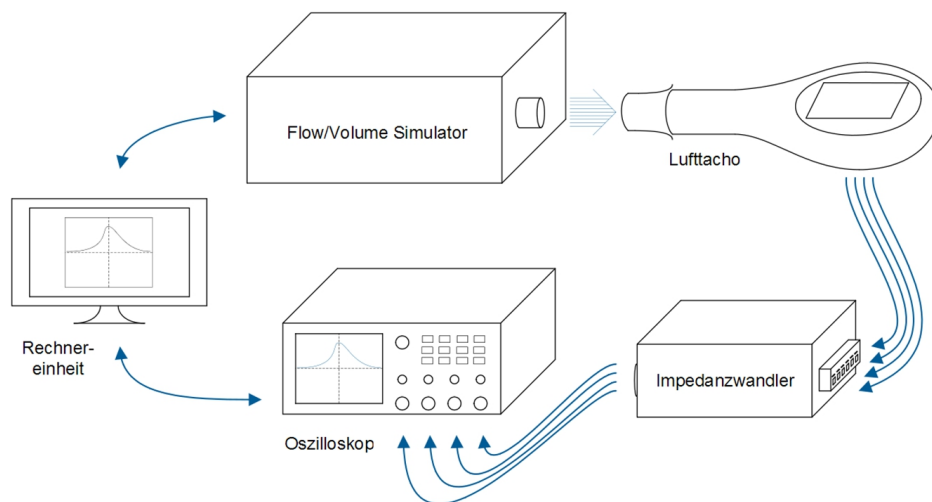


Abbildung 4.25: *Testaufbau zur Evaluierung der Strömungssensoren bestehend aus dem Flow/Volume-Simulator der Firma Hans Rudolph Inc., dem Lufttacho, einer Messelektronik und einer Rechneinheit zur Ansteuerung des Flow/Volume-Simulators und zur Auswertung der Messdaten (Mühlbauer, 2012, 19).*

der Flow/Volume-Simulator von *Hans Rudolph Inc.* angeschlossen, welcher die zuvor definierten Volumenflusskurven erzeugt. Hauptbestandteil des Simulators ist eine motorisierte Kolbenpumpe, die von einem Mikrocontroller gesteuert wird. Über einen extern angeschlossenen Computer können alle Testparameter und -kurven ausgewählt werden. Zur Überwachung und Auswertung des Testablaufs zeichnet der Flow/Volume-Simulator Messdaten bezüglich Kolbenposition und -geschwindigkeit auf sowie Umgebungsbedingungen wie Temperatur, Luftfeuchtigkeit und Druck. Diese Daten können anschließend über die Computereinheit eingesehen und gespeichert werden.

Aussagekräftige Ergebnisse konnten mit den hier hergestellten Sensoren nicht erzielt werden, da diese schon nach kurzem Betrieb funktionslos waren. Die Sensorstruktur des Heizelementes hat sich durch eine zu starke Hitzeentwicklung an Leiterbahnstücken mit geringerer Breite (Ausfransungen bedingt durch Laserimpulse) aufgewölbt und teilweise abgelöst (Abbildung 4.26). Dadurch wurde die elektrische Leitfähigkeit unterbrochen. Der Herstellungsprozess der Sensoren konnte reproduzierbar durchgeführt werden. Jedoch ist die Materialkombination, vor allem die Hostaphan[®]-Folie, für den Betrieb der Sensoren nicht geeignet.

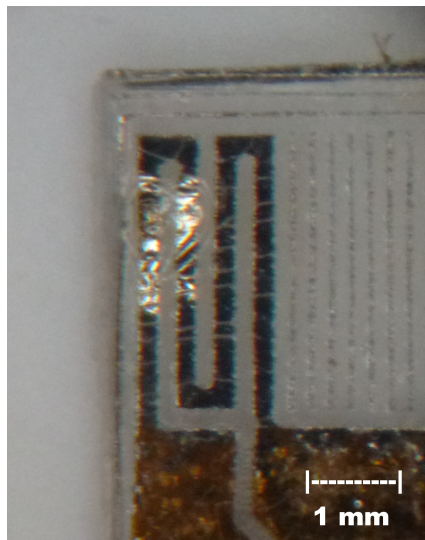


Abbildung 4.26: *Defekte Sensorstruktur nach kurzer Betriebsdauer. Die Nickelschicht der erhitzten Sensorstruktur hat sich aufgewölbt bzw. abgelöst.*

4.3.5 Herstellung in Matrix-Anordnung

Es wurde zusätzlich die Möglichkeit evaluiert, pro Bearbeitungsschritt größere Mengen an Sensoren zu bearbeiten bzw. herzustellen. In einem ersten Schritt gelang dies in Nutzen-Form. Abbildung 4.27 links zeigt den schichtweisen Aufbau eines solchen Nutzens mit einer 0,1 mm dicken Edelstahlplatte zur Versteifung der einzelnen Sensoren, der laserstrukturierten Folie und der elektrisch verstärkenden Goldschicht. Zusätzliche Konturen (rot im Bild) skizzieren die Schnittlinien für eine spätere Vereinzelung der Sensoren. Das Schneiden soll später ebenfalls mittels Laser erfolgen. Rechts in der Abbildung ist ein nach diesem Prinzip hergestellter Nutzen zu sehen.

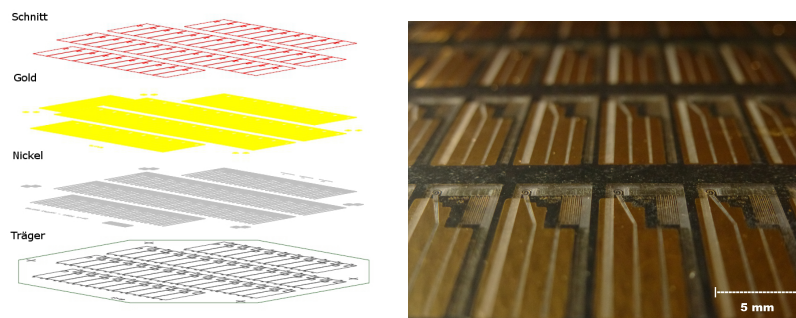


Abbildung 4.27: *Skizzierung (links) und Umsetzung (rechts) eines Herstellungstests der Strömungssensoren in Nutzen-Form.*

4.4 Ansatz 3b - Beschichtung einer Polyimidfolie mittels Vakuumbeschichtung - Kapton®-Folie

Eine deutlich bessere Materialkombination lässt sich durch die Verwendung einer Polyimid-Folie erreichen. Es ist hier speziell die Kapton®-Folie der Firma *DuPont*TM gemeint. Prinzipiell ähnelt dieser Ansatz dem aus Kapitel 4.3. Es wurde per Vakuumbeschichtung eine Polyimidfolie mit Nickel beschichtet und anschließend mittels Laserablation strukturiert. Der Unterschied liegt hier einerseits bei der Folie selbst als Trägermaterial und andererseits bei leicht unterschiedlichen Bearbeitungstechniken. Entscheidend für die Wahl einer Kapton®-Folie ist ihre Temperaturstabilität bis zu 260 °C bei Dauerbelastung. Die Beschichtung geschah hier nicht mittels Sputtern, sondern mittels *thermischen Verdampfens* (siehe Kapitel 3.3.3). Es wurde eine 200 nm

Schicht Nickel auf eine Kapton[®]-Folie der Stärke $50\ \mu\text{m}$ aufgetragen. Bei der anschließenden Laserablation wurden Leiterbahnstrukturen der Breite von ca. $20\ \mu\text{m}$ freigelegt. Abbildung 4.28 zeigt das Ergebnis dieses Ansatzes zur Herstellung eines Planarsensors bereits nach den schon beschriebenen Nachbearbeitungsschritten aus Kapitel 3.3.5.

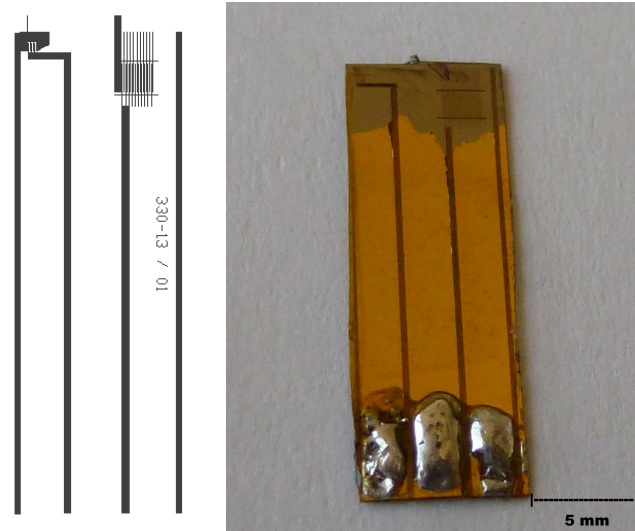


Abbildung 4.28: *Hergestellter Sensor, basierend auf einem Kapton[®]-Trägermaterial. Links: CAD-Zeichnung für die Laserablation.*

Der Sensor selbst ist also nach der Laserablation mit Gold elektrisch verstärkt und anschließend zum Schutz lackiert worden. Zur Laserablation wurde ein Nanosekundenlaser verwendet, bei welchem die Firma *GFH GmbH* zunächst einen Fokussdurchmesser von minimal $25\ \mu\text{m}$ prognostizierte. Es konnte allerdings durch eine Kombination aus Polarisationsfilter und der Laserablation außerhalb der optimalen Fokusebene eine Reduzierung der maximalen Laserbahnbreite auf $15\ \mu\text{m}$ erreicht werden. Der Grund liegt hier zunächst bei der Polarisation des Laserlichtes. Dieser Filter hatte ursprünglich die Aufgabe, einen Teil des Laserlichtes herauszufiltern, um die Laserleistung abzuschwächen. Das Nickel absorbiert die Laserenergie sehr stark, sodass deutlich weniger Leistung (nur etwa 20%) nötig ist, als der Laser zu Verfügung stellen könnte. Durch diesen Filter wird nun das Laserlicht polarisiert, was einen unerwartet positiven Effekt auf die Strahlbreite hatte. Zur Verdeutlichung dieses Zusammenhanges möge zunächst Abbildung 4.29 betrachtet werden. Hier wurden (von links nach rechts) in unterschiedlichen Abständen zur Fokusebene einzelne Laserpulse erzeugt. Die Differenz beträgt jeweils $0,05\ \text{mm}$.

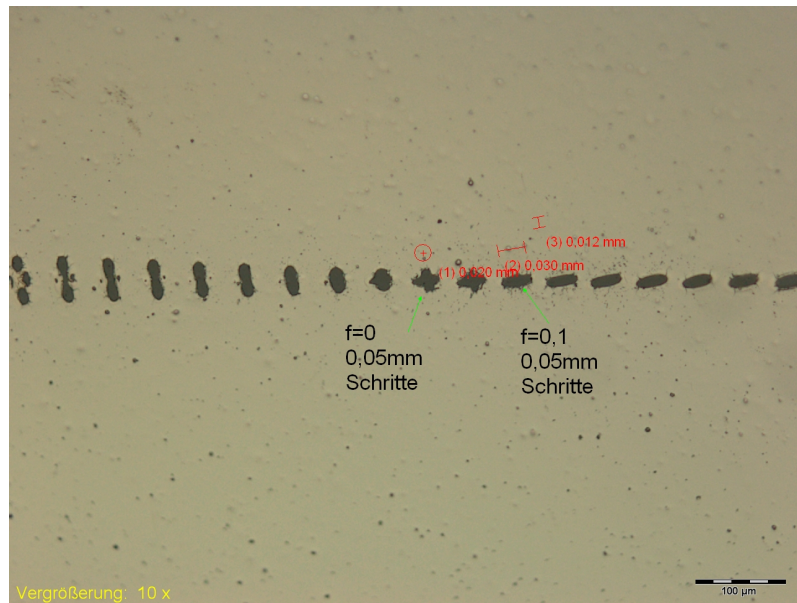


Abbildung 4.29: Test mit Laserpulsen in unterschiedlichen Abständen zur Fokusebene (Mitte). Differenz jeweils 0,05 mm.

Der optimale Fokus ($f=0$) befindet sich etwa in der Mitte des Bildes. Die Laserablation in diesem Punkt hat eine sehr kreisförmige Form. Je mehr diese optimale Fokusebene verschoben wurde, desto deformierter war die Laserablation. Bei Verringerung der Fokusebene (von rechts nach links im Bild) entstand eine starke vertikale Verzerrung des Laserpunktes und bei einer Vergrößerung des Fokusabstandes verzerrte sich der Punkt in horizontaler Richtung. Die Verzerrung in horizontaler Richtung brachte auch gleichzeitig eine Verjüngung dieses nun eher ovalen Laserabtrages in vertikaler Richtung mit sich. Die Verjüngung ermöglichte es, Laserstrichbreiten von etwa $15 \mu\text{m}$ zu erreichen, allerdings nur in horizontaler Richtung. In vertikaler Richtung betrug die Laserstrahlbreite etwa $30 \mu\text{m}$. Basierend auf diesen Daten wurde eine CAD-Zeichnung erstellt, bei der horizontale Linien für möglichst feine Strukturen verwendet wurden und vertikale Linien für großflächigere Laserablationen. Abbildung 4.30 zeigt eine vergrößerte Aufnahme mit der Laserstrukturierung nach dem eben beschriebenen Prinzip.

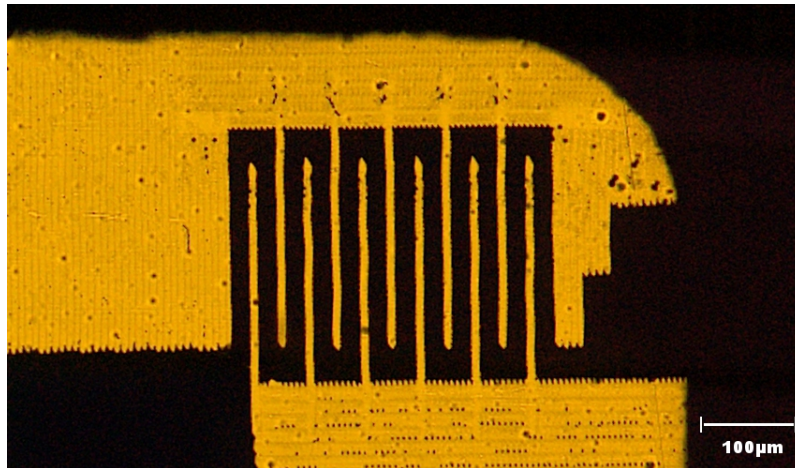


Abbildung 4.30: Vergrößerte Aufnahme der Sensorstruktur gelasert nach der den speziellen Eigenschaften des polarisierten Laserlichtes angepassten CAD-Zeichnung.

4.4.1 Charakterisierung und Vermessung der Sensoren unter Testbedingungen

Die Sensoren wurden, wie schon in Kapitel 4.3.4 beschrieben, in Betrieb genommen. Auch nach mehrstündiger Betriebsdauer waren die Sensoren funktionstüchtig. Zur Evaluierung der Sensoren wurden diese zunächst mit einer kontinuierlich ansteigenden Strömung beaufschlagt, um einen Anhaltspunkt für den maximalen Messbereich zu erhalten.

In Abbildung 4.31 ist das Messsignal dargestellt, welches erzeugt wird, wenn ein kontinuierlich ansteigender Fluss von 0 LPM bis 900 LPM (Litern pro Minute) den Sensor passiert. Deutlich erkennbar ist die hohe Empfindlichkeit bei niedrigen Flüssen. Bei zunehmender Flussstärke nimmt die Empfindlichkeit des Sensors ab. Erst ab einem Fluss von 900 LPM wird die Auflösung des Messsignales für eine anschließende Bewertung zu gering.

Um die Dynamik eines Sensors und seiner Regelschaltung zu bewerten, wird das System mit einem Rechteckimpuls beaufschlagt. Dies lässt Aussagen über das Ansprech- und Ausklingverhalten sowie über die Reaktion des Systems auf dynamische Veränderungen zu (Bruun, 1996). Abbildung 4.32 zeigt das Verhalten eines Sensors bei drei verschiedenen Flussstärken. Zur Messung dieser Flüsse und zur Bewertung des Sen-

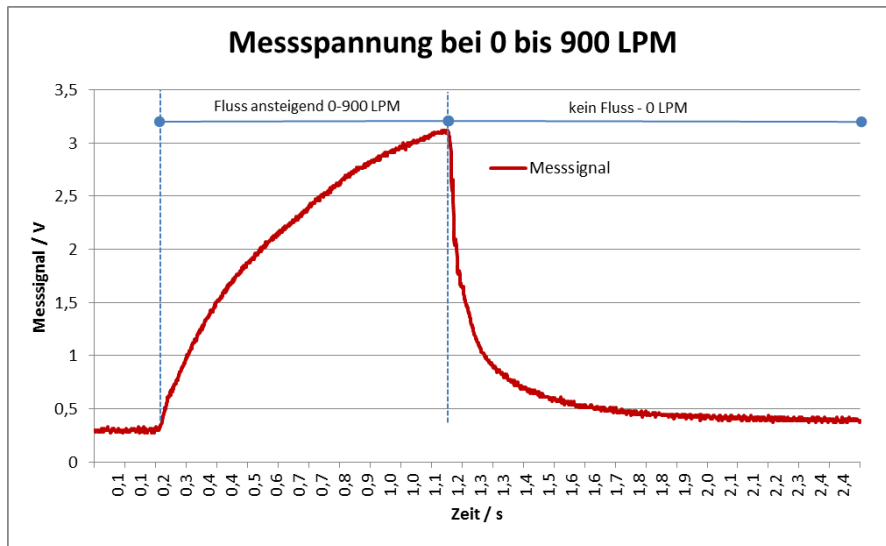


Abbildung 4.31: *Messsignal am Ausgang der Regelschaltung bei Beaufschlagung des Sensors mit einer kontinuierlich ansteigenden Strömung von 0 LPM bis 900 LPM.*

sors wurde dieser, wie auch schon in Kapitel 4.3.4 beschrieben, in ein Rohr mit einem Durchmesser von ca. 2 cm integriert und an den Flow/Volume-Simulator angeschlossen. Der Rechtecksimpuls bewirkt, dass unmittelbar eine konstante Strömung erzeugt wird, welche exakt 0,5 s anhält. Der Fluss wird nach dieser Zeit abrupt gestoppt. Das Diagramm zeigt das gemessene Ausgangssignal der Regelschaltung der Sensoren bei den Flüssen 60 LPM, 300 LPM und 600 LPM. Des Weiteren ist im Diagramm exemplarisch der erzeugte Fluss von 600 LPM dargestellt.

In Abbildung 4.32 links (bei ca. 0,5 s) ist deutlich erkennbar, dass die Ansprechzeit des Sensors gering ist (90 % der maximalen erreichten Ausgangsspannung in 0,1 s). Das Abklingen des Signales (auf etwa 10 % der Maximalspannung) nach Stillstand des Flusses beträgt etwa 0,5 s. Der Grund hierfür liegt in der Wärmekapazität des Trägersubstrates. Die maximale Amplitude der Messsignale bei 60 LPM, 300 LPM und 600 LPM spiegelt die Nichtlinearität des gesamten Systems wider, wie es schon in Kapitel 3.4.4 beschrieben ist. Abbildung 4.31 entspricht somit auch der Kalibrierkurve, welche dann einem Kalibrierungsprozess zugeführt werden kann. Bezüglich der in Kapitel 2.8.2 aufgezeigten Anforderungen erweist sich dieser Ansatz der Herstellungsverfahren als der in diesem Zusammenhang am besten geeignete. Sowohl der Messbereich als auch Dynamik liegen bereits in der geforderten Größenordnung. Mittels Optimierung der

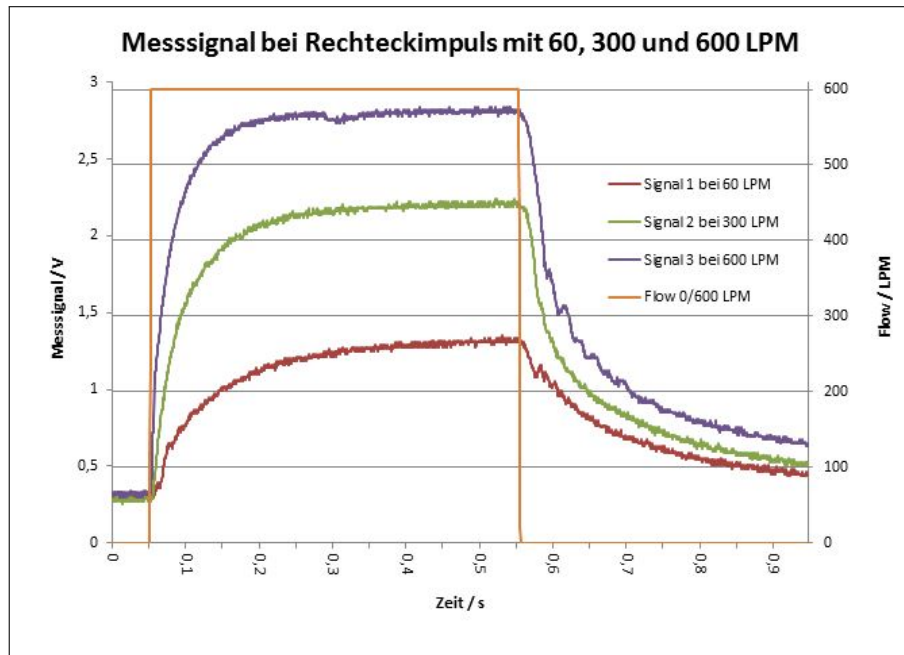


Abbildung 4.32: Ausgangsspannung der Messschaltung bei rechteckförmigen Flussprofilen mit unterschiedlichen Flussstärken.

einzelnen Herstellungsschritte und gleichzeitiger Minimierung des Trägervolumens soll die Leistungsfähigkeit der Sensoren verbessert werden.

4.4.2 Wärmeverteilung auf dem Sensor

Eine starke Beeinträchtigung der Dynamik des Sensors ist die Wärmekapazität des Trägermaterials, genauer gesagt, eine Kombination aus Wärmekapazität und Wärmeleitfähigkeit. Die Wärmeleitfähigkeit von Kapton[®] liegt laut Datenblatt bei $0,12 \frac{W}{m K}$ (DuPont[™], 2011) und entspricht damit in etwa der von Holz, einem Material mit vergleichsweise geringer Leitfähigkeit. Die spezifische Wärmekapazität von $1,09 \frac{J}{g K}$ ist näherungsweise mit der von Magnesium vergleichbar.

Abbildung 4.33 zeigt ein Wärmebild des Sensors im Betrieb. Die Diagramme rechts bzw. unten im Bild stellen den Temperaturverlauf längs der eingezeichneten Linien dar. Deutlich erkennbar sind die Temperaturspitzen bei der erhitzten Sensorstruktur. In unmittelbarer Umgebung (etwa 1 mm) der Sensorstruktur sinkt die Temperatur sehr schnell mit etwa $60 K/mm$ ab, danach nur noch mit etwa 5 bis $7 K/mm$.

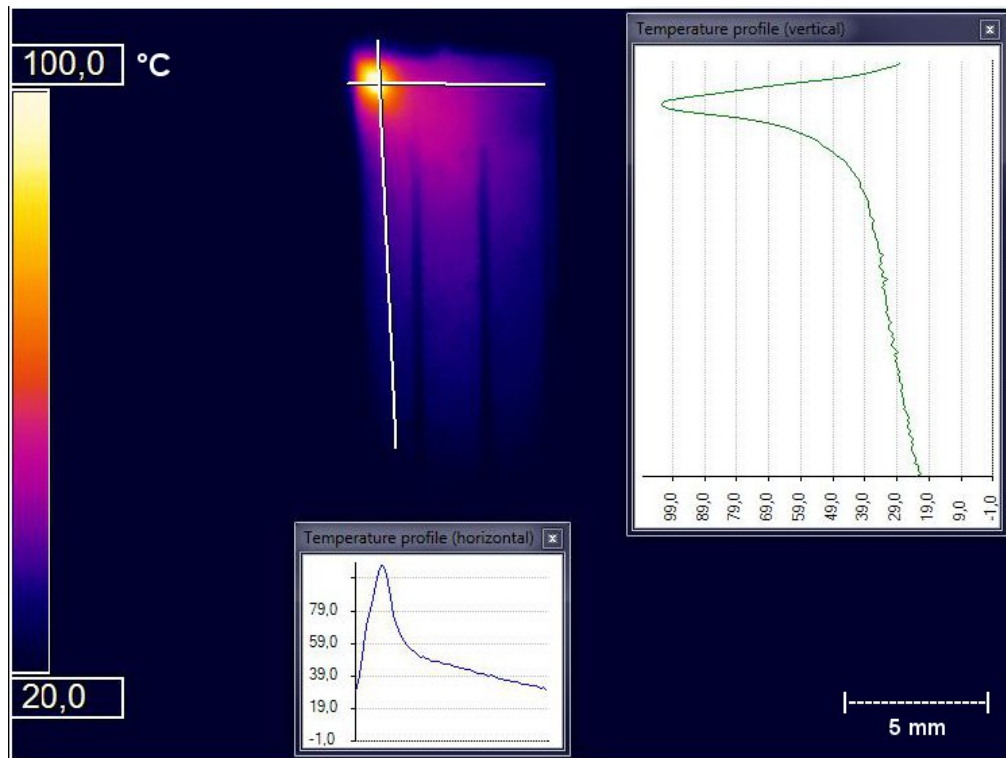


Abbildung 4.33: Wärmebild des Sensors im Betrieb (erstellt mit der IR-Kamera PI400 der Firma Optris GmbH). Die Diagramme rechts bzw. unten im Bild stellen den Temperaturverlauf in °C längs der eingezeichneten Linien dar.

4.5 Optimierung und Erweiterung von Ansatz 3b - Beschichtung einer Polyimidfolie mittels Vakuumbeschichtung - Kapton[®]-Folie

4.5.1 Verkleinerung des Trägervolumens

Das Trägervolumen wurde weitgehend durch Halbierung der Foliendicke von 50 μm auf 25 μm reduziert. Kapton[®]-Folien sind auch in Stärken unter 10 μm erhältlich. Die Handhabung dieser dünnen Folien gestaltet sich allerdings komplizierter. Im automatisierten Umfeld lassen sich sehr dünne Folien weitaus besser bearbeiten.

Eine weitere Reduzierung des Trägervolumens wurde durch Reduzierung der Sensorfläche selbst erreicht, indem die Leiterbahnbreite der Sensorstrukturen auf 15 μm

verringert wurde. Die Laserablation wurde von der Firma *3DMicromac AG* mittels eines Pikosekundenlasers mit der Strahlbreite von $15\ \mu\text{m}$ durchgeführt. Die Nachbearbeitung des Sensors entspricht der aus Kapitel 4.4.

4.5.2 Richtungserkennung

Die Richtungserkennung bei Strömungen spielt je nach Anwendung eine unterschiedlich große Rolle. Im Falle der Spirometrie ist die Relevanz hoch, da hier neben den expiratorischen auch inspiratorische Atemmanöver durchgeführt werden sollen. Aber auch in der Bronchoskopie erleichtert das Wissen um die Flussrichtung die Interpretation der Messdaten. Bei thermischen Anemometern (meist draht-basierend) ist die Erweiterung der Sensoren mit einer zusätzlichen Richtungserkennung Stand der Technik und basiert auf unterschiedlichen Ansätzen. Beispielsweise ist bei der Pulsdrahtanemometrie aus Kapitel 2.6 eine Richtungserkennung gegeben, indem jeweils vor und nach dem Sendedraht ein Empfängerdraht angeordnet ist. Auch in der Heißfilm-Technik ist Richtungserkennung möglich.

In der Heißfilmanemometrie kann die Richtungserkennung durch unterschiedliche Ansätze umgesetzt werden. Allen gemein ist, dass das durch den Sensor erhitze Medium den Widerstandswert eines oder mehrerer weiterer Leiter beeinflusst (Kersjes u. a., 2000). So kann, ähnlich wie bei der Pulsdrahtanemometrie, vor und nach dem Heizelement Strukturen mit der Funktion von Temperatursensoren angeordnet sein. Je nach Flussrichtung werden an den Temperatursensoren unterschiedliche Signale ausgegeben.

Ein weiterer Ansatz bedient sich keiner Temperatursensoren, sondern es werden zwei Heizelemente (mit der identisch aufgebauten Regelschaltung) längs der Flussrichtung betrieben (ISIT, 2012, 41).

Nach diesem Prinzip sind auch die Strukturen hier entworfen (Abbildung 4.34).

Strömt nun ein Gas am ersten Sensor vorbei, so wird dieses erwärmt und dementsprechend das Heizelement abgekühlt. Die Regelschaltung führt dem Heizelement mehr Energie zu, um den Arbeitspunkt zu halten. Das erhitzte Gas erreicht nach kurzer Zeit (abhängig von Abstand der Strukturen und der Strömungsgeschwindigkeit) den zweiten Sensor. Da aber das Gas bereits erwärmt ist, wird es dem zweiten Sensor weniger Wärmeenergie abringen, wodurch wiederum weniger elektrische Energie notwendig ist,

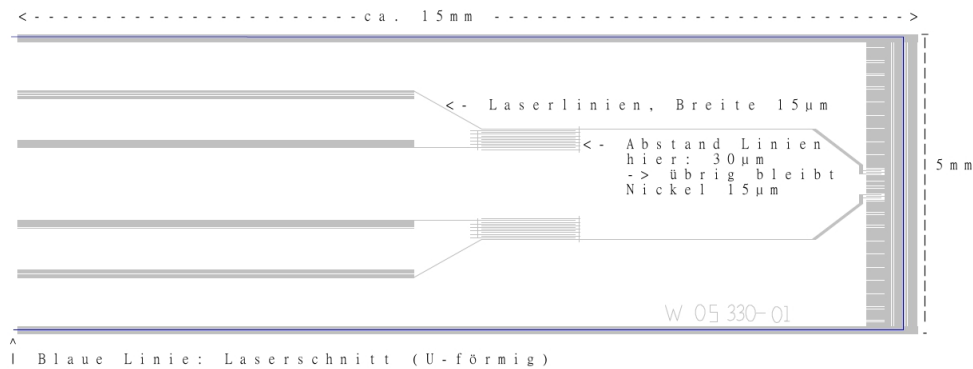


Abbildung 4.34: *Layout des verbesserten Sensors mit Richtungserkennung (links: Heizelemente).*

um den Arbeitspunkt des zweiten Sensors zu erhalten. Die Ausgangssignale der Regelschaltungen, welche zur Energiezufuhr für die Heizelemente korrelieren, sind damit unterschiedlich. Abbildung 4.35 zeigt eine mikroskopische Aufnahme der beiden Sensorstrukturen mit einer Andeutung der Flussrichtung von links nach rechts.

Abbildung 4.36 zeigt die beiden Ausgangssignale der Regelschaltungen für einen inspiratorischen (links) und einen expiratorischen (rechts) Atemvorgang. Die Atemflusskurven wurden maschinell mit dem Flow/Volume-Simulator aus Kapitel 3.5.1.1 erzeugt. Beide Profile sind bis auf die Flussrichtung identisch. Deutlich erkennbar ist, dass inspiratorisch Sensor 2 und expiratorisch Sensor 1 die größere Amplitude aufweist. Das liegt daran, dass inspiratorisch Sensor 1 und expiratorisch Sensor 2 der bereits vom anderen Sensor erwärmten Luft ausgesetzt ist und damit eine geringere Ausgangsspannung gemessen wird.

In dieser Abbildung ist außerdem deutlich erkennbar, dass die maximalen Amplituden von Sensor 2 inspiratorisch und Sensor 1 expiratorisch nicht gleich sind. Die hier gemessenen Ausgangssignale sind nicht kalibriert. Wie in Kapitel 3.4.4 erwähnt, hängt die Kalibrierung stark mit dem Einbauort und der Beschaffenheit des gesamten Messaufbaus zusammen. Durch kleine Unregelmäßigkeiten in der gesamten Strömung kann es zu Verwirbelungen in der Strömung kommen, die sich abhängig von Geschwindigkeit und Richtung unterschiedlich auf das Messsignal auswirken. So beeinflusst beispielsweise die Verengung am Ausgang des Flow/Volume-Simulators die

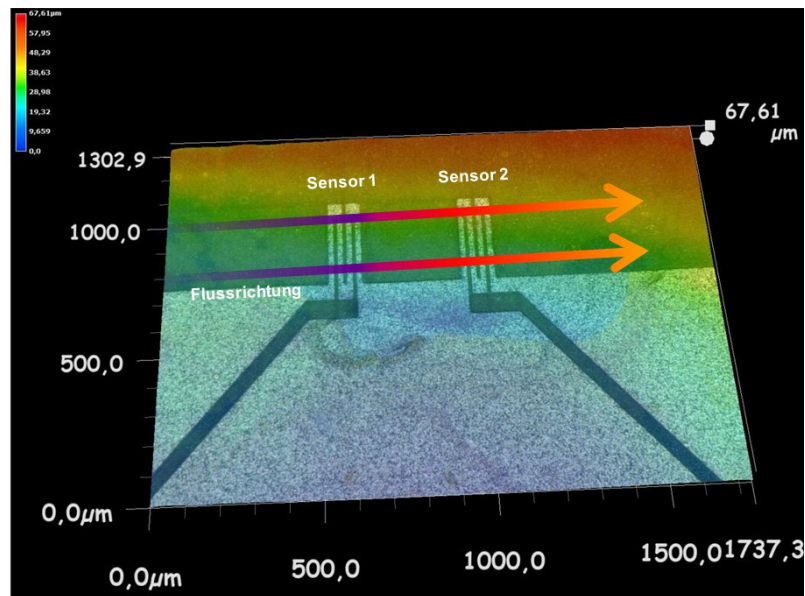


Abbildung 4.35: Funktionsprinzip der Richtungserkennung. Der in Flussrichtung hintere Sensor wird durch den ersten Sensor bereits vorerwärmter Luft ausgesetzt und die Regelschaltung benötigt damit weniger Energie, um die voreingestellte Übertemperatur zu halten.

expiratorische Strömung. Besonders zu beachten ist auch, dass planare Anemometer, wie eben diese Sensoren, stark vom Anströmwinkel abhängig sind.

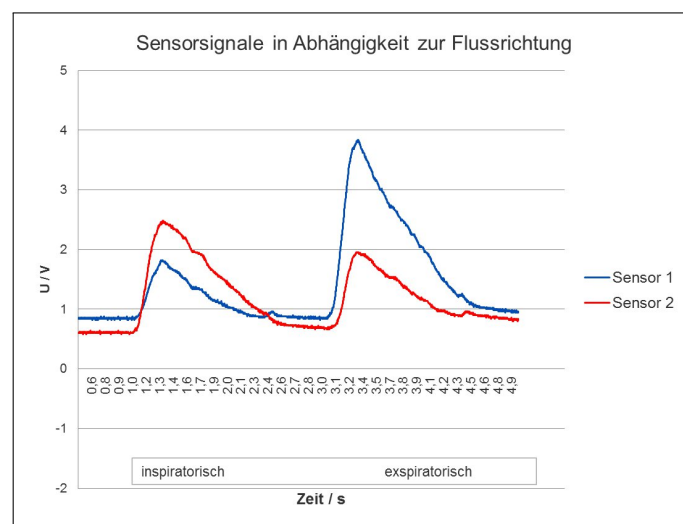


Abbildung 4.36: Die Bewertung Richtungserkennung erfolgt über die Auswertung der Ausgangssignale der beiden identischen Regelschaltungen.

4.5.3 Einfluss unterschiedlicher Gase auf die Messergebnisse

Dass der Einfluss von Umweltbedingungen (wie Druck und Temperatur) sich unterschiedlich auf das Messsignal auswirkt, wurde bereits eingangs behandelt, wobei generell von Luft als Umgebungsmedium die Rede ist. Allerdings gilt es auch zu beachten, dass unterschiedliche Gase auch unterschiedliche thermische Eigenschaften aufweisen. Speziell im Bezug auf thermische Anemometer spielt hier die Wärmeleitfähigkeit eine große Rolle, da sie maßgeblich für den Wärmeabtransport vom erhitzten Leiter verantwortlich ist.

4.5.3.1 Konstante Umgebungsbedingungen

Zunächst wurde der Sensor bei konstanten Umweltbedingungen und bei einer konstanten Gaszusammensetzung (Luft) betrieben. Es wurden innerhalb von 30 Minuten zehn Messungen einer vom Flow/Volume-Simulators erzeugten Stömung (von 0 LPM bis 900 LPM linear ansteigend) aufgezeichnet. Abbildung 4.37 zeigt diese Messungen in einem Diagramm übereinander gelegt.

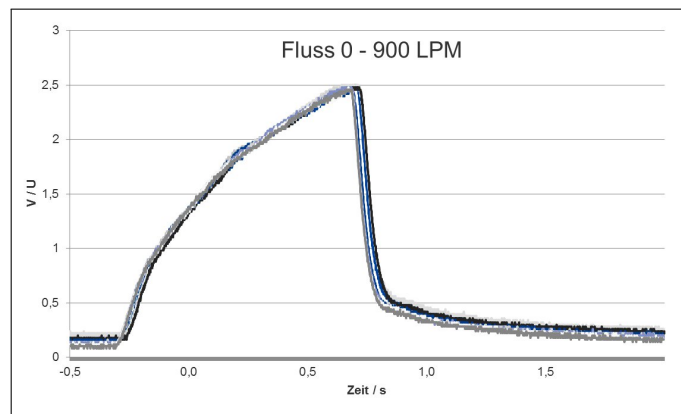


Abbildung 4.37: Zehn Messungen mit linear ansteigendem Fluss von 0 LPM bis 900 LPM bei konstanter Temperatur.

4.5.3.2 Stand der Technik zur Messung von Gaskonzentrationen

Die Messung von Gaskonzentrationen entspricht nicht direkt der Motivation dieser Arbeit, welche die Messung von Gasmasseflüssen zum Ziel hat. Dennoch sei an dieser

Stelle ein kurzer Umriss der aktuell auf dem Markt vorhandenen Möglichkeiten zur Messung bestimmter Gaskonzentrationen dargestellt, da, wie nachfolgend erläutert der hier entwickelte Sensor unter bestimmten Voraussetzungen ebenfalls eine Gassensitivität aufweist.

Neben der Strömungsgeschwindigkeit von Gasen und Gasgemischen ist auch deren Zusammensetzung in vielen Bereichen von Interesse. Weit verbreitet ist beispielsweise die sog. Lambda-Sonde im KFZ, welche im Abgasstrom den Restsauerstoffgehalt misst und so eine optimale Regelung des Kraftstoff-Luft-Gemisches ermöglicht. Halbleiter-Gassensoren spielen hierbei eine große Rolle, wobei nicht Silizium, sondern Metalloxide die Halbleiter darstellen. Diese Metalloxide wirken bei bestimmten Temperaturen gasselektiv und verändern dadurch ihre Leitfähigkeit. Allerdings müssen sie dazu teilweise beheizt werden. Ein Sensor mit einer Zinnoxidschicht eignet sich zum Beispiel zur Messung von Sauerstoffkonzentrationen. Aber auch organische Bestandteile in der Luft wie Methan, Ethan oder Aceton können gemessen werden. Diese Sensoren werden unter anderem in Gasleckwarnern eingesetzt, wie der Sensor TGS822 der Firma Figaro USA Inc (Abbildung 4.38).



Abbildung 4.38: *Der TGS822 Sensor der Firma Figaro USA Inc. Eine Zinnoxidschicht verändert seine Leitfähigkeit in Abhängigkeit von der Sauerstoffkonzentration. Für den optimalen Betrieb wird allerdings der Betrieb eines Heizelementes mit 660mW Leistung nötig (Figaro Inc., 2002, 2).*

Auch CO₂-Konzentrationen zur Bewertung der Luftqualität in Räumen lassen sich auf Basis dieser chemischen Sensoren messen. Der Nachteil bei diesen Sensoren ist allerdings die vergleichsweise niedrige Lebensdauer sowie die Notwendigkeit einer regelmäßigen Kalibrierung. Andere Messprinzipien für die Detektion von CO₂, wie das NDIR (Nondispersive Infrared) - Prinzip, stehen hier im Vorteil. Stellvertretend sei

hier der EE871 CO₂-Sensor der Firma E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H. genannt (Abbildung 4.39).



Abbildung 4.39: *EE871 CO₂-Sensor der Firma E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H. basierend auf der NDIR-Technologie. (E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H., 1).*

Die Firma Micronas GmbH wirbt für ihre Gassensoren mit mySENS[®]-Technologie und der speziellen CCFET-Technologie (Capacitively Coupled Field-Effect Transistor). Diese soll eine verbesserte Gasdetektion ermöglichen und auch in den meisten Fällen ihren Arbeitsbereich bei Raumtemperatur haben. Es ist also, anders als bei den Metalloxid-Sensoren kein separates Heizelement notwendig (Abbildung 4.40).

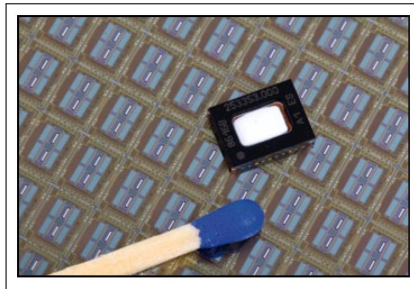


Abbildung 4.40: *Der GAS 86xyB-Sensor der Firma Micronas GmbH. Dieser kann laut Hersteller in den meisten Fällen ohne ein zusätzliches Heizelement betrieben werden (Micronas GmbH, 2013, 4).*

Die Herausforderung, eine bestimmte Gaskonzentration exakt zu bestimmen hängt stark von der Gasselektivität der verwendeten Membranen oder Metalloxidschicht ab.

4.5.3.3 Vergleich zwischen Luft und Helium und CO_2

Im Weiteren wurde untersucht, inwiefern sich unterschiedliche Gase auf das Messsignal auswirken. In Tabelle 4.2 sind die Wärmeleitfähigkeiten von Luft, Helium und CO_2 aufgeführt.

Tabelle 4.2: *Wärmeleitfähigkeit von CO_2 , Helium und Luft bei 300 K (Haynes, 2004, 6-212)*

Gas	Wärmeleitfähigkeit λ in $\frac{mW}{mK}$ bei 300 K
CO_2	16,8
Luft	26,2
Helium	156,7

Zunächst wurde Luft mit dem Edelgas Helium verglichen. Abbildung 4.41 zeigt zwei Messkurven identischer Flussprofile gemessen mit demselben Messaufbau. Das Ausgangssignal der Sensorschaltung ist bei Helium deutlich erhöht. Eine höhere Ausgangsspannung bedeutet, dass mehr Energie dem Heizelement zugeführt werden muss, um den Arbeitspunkt, also die Abgleichbedingung, zu halten. Dies ist auch der Fall, wenn keine Strömung anliegt.

In einem weiteren Versuch wurde die Sensitivität des Sensors auf unterschiedliche Konzentrationen von CO_2 in Luft untersucht. Wie allgemein bekannt besteht Umgebungsluft überwiegend aus Stickstoff (ca. 78 %) und Sauerstoff (ca. 21 %). Mit einem Anteil von 0,04 % ist auch CO_2 vertreten (Voigt u. Pelikan, 2013, 6). Abbildung 4.42 zeigt eine Messung des Sensorsignals bei unterschiedlichen CO_2 -Konzentrationen in Luft. Aufgezeichnet wurden:

1. das Ausgangssignal der hier beschriebenen Sensorschaltung (grün)
2. Referenzmessung des CO_2 -Gehaltes (rot)
3. die Temperatur am Sensorelement (violett)

Der CO_2 -Gehalt wurde in einer Messkammer über einen Zeitraum von 140 Minuten mehrmals zwischen 0 % und max. 20 % variiert (das entspricht in der Grafik den Messwerten 0 V bis 1 V). Der Sensor wurde vor einer direkten Anströmung geschützt, um das Messsignal nicht zu beeinträchtigen.

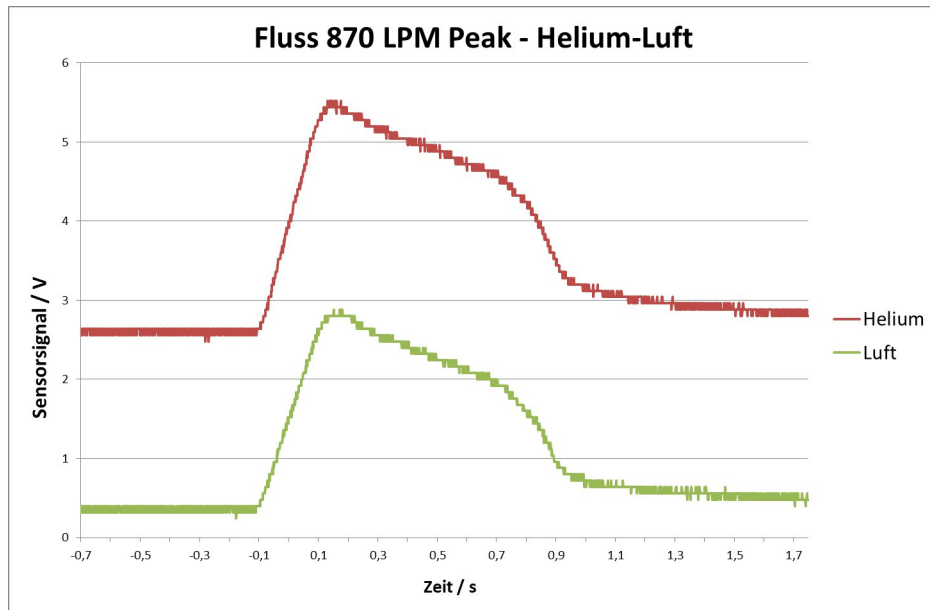


Abbildung 4.41: Aufnahme einer Messkurve eines Atemflussprofils in atmosphärischer Luftgemisch-Umgebung und in einer Helium-Umgebung. Die höhere Wärmeleitfähigkeit des Heliums führt zu einem erhöhten Energiebedarf zur Erhaltung der Übertemperatur des Sensors.

Bei steigendem CO_2 -Gehalt sinkt die Ausgangsspannung der Sensorschaltung. Dies bedeutet, dass bei einem höheren CO_2 -Gehalt - aufgrund der niedrigeren Wärmeleitfähigkeit von CO_2 - weniger Energie aufgewendet werden muss, um die Sensorschaltung im Arbeitspunkt, also auf der durch die Brückenwiderstände festgelegten Übertemperatur, zu halten. Der Messkammer wurde mehrere Male kontinuierlich CO_2 zugeführt und diese dann anschließend komplett belüftet, sodass der CO_2 -Gehalt wieder nahezu Normalwert erreichte. Die Temperatur des Gasgemisches in der Messkammer hat zwar, wie schon in Abbildung 4.17 gezeigt, Einfluss auf das Messergebnis, allerdings ist auch eine deutliche Abhängigkeit des Messsignals vom CO_2 -Anteil im Messmedium erkennbar.

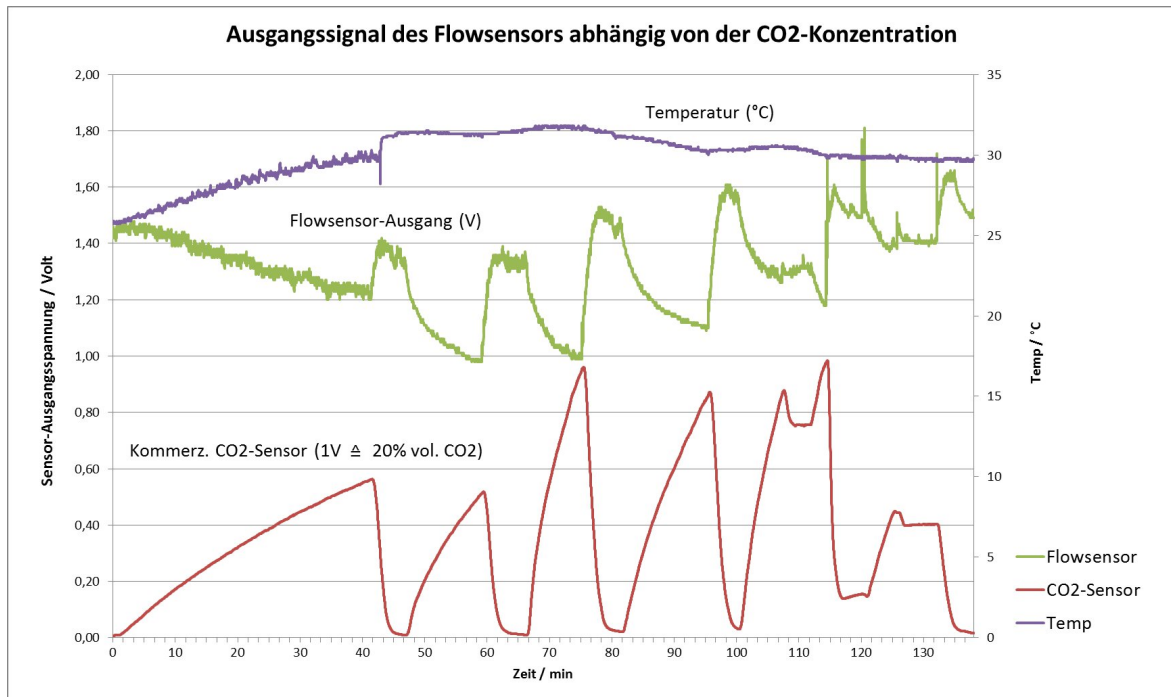


Abbildung 4.42: Veränderung des Sensorausgangssignals (grün) in Abhängigkeit von der CO_2 -Konzentration (Referenzsignal, rot, gemessen mit dem CO_2 Concentration Sensor Model 400 der Firma Digital Control Systems Inc.). Violett: Temperatur am Sensor.

4.5.4 Einsatz des Sensors in einem Spirometer

Um die Tauglichkeit des Sensors zur Verwendung in einem Spirometer zu testen, wurde dieser in das Spirometer der *sendsor GmbH* (Abbildung 4.43) eingebaut und mit dem eigens für dieses System entwickelten Kalibrierverfahren kalibriert. Das Spirometer der *sendsor GmbH* wurde speziell für Kinder und COPD-Patienten konzipiert und kann in eine telemedizinische Plattform zum Patienten-Monitoring eingesetzt werden (Gül u. a., 2008), (Gül u. a., 2011, 232-237), (Dill u. a., 2012b, 239-241). Das Spirometer besteht prinzipiell aus einer Grundeinheit mit einem auswechselbaren Flussrohr mit integrierter Sensoreinheit. Um im hospitalen Umfeld einer Kreuzinfektion vorzubeugen, werden die Rohre jeweils nur von einem Patienten verwendet (Scholz u. Gül, 2009).

Eine von der *sendsor GmbH* entwickelte Software ermöglicht es dem Benutzer, vollständige Spirogramme aufzuzeichnen, zu bewerten und einer Patientendatenbank zu-



Abbildung 4.43: Einsatz des Sensors in einem Spirometer der sensor GmbH.

zuführen. Abbildung 4.44 zeigt die Benutzeroberfläche der Software mit drei aufgezeichneten Spirogrammen. Zwei dieser Spirogramme wurden mit einem Flowsensor basierend auf der Siliziumhalbleitertechnologie aufgenommen und eines mit dem oben beschriebenen Sensor (rot).

Hier kann erstmals im direkten Vergleich gezeigt werden, dass die in dieser Arbeit entwickelten Sensoren hinsichtlich Dynamik, Messbereich und Genauigkeit in einem Spirometer voll einsatzfähig sind und damit vollwertige Spirogramme aufgezeichnet werden können.

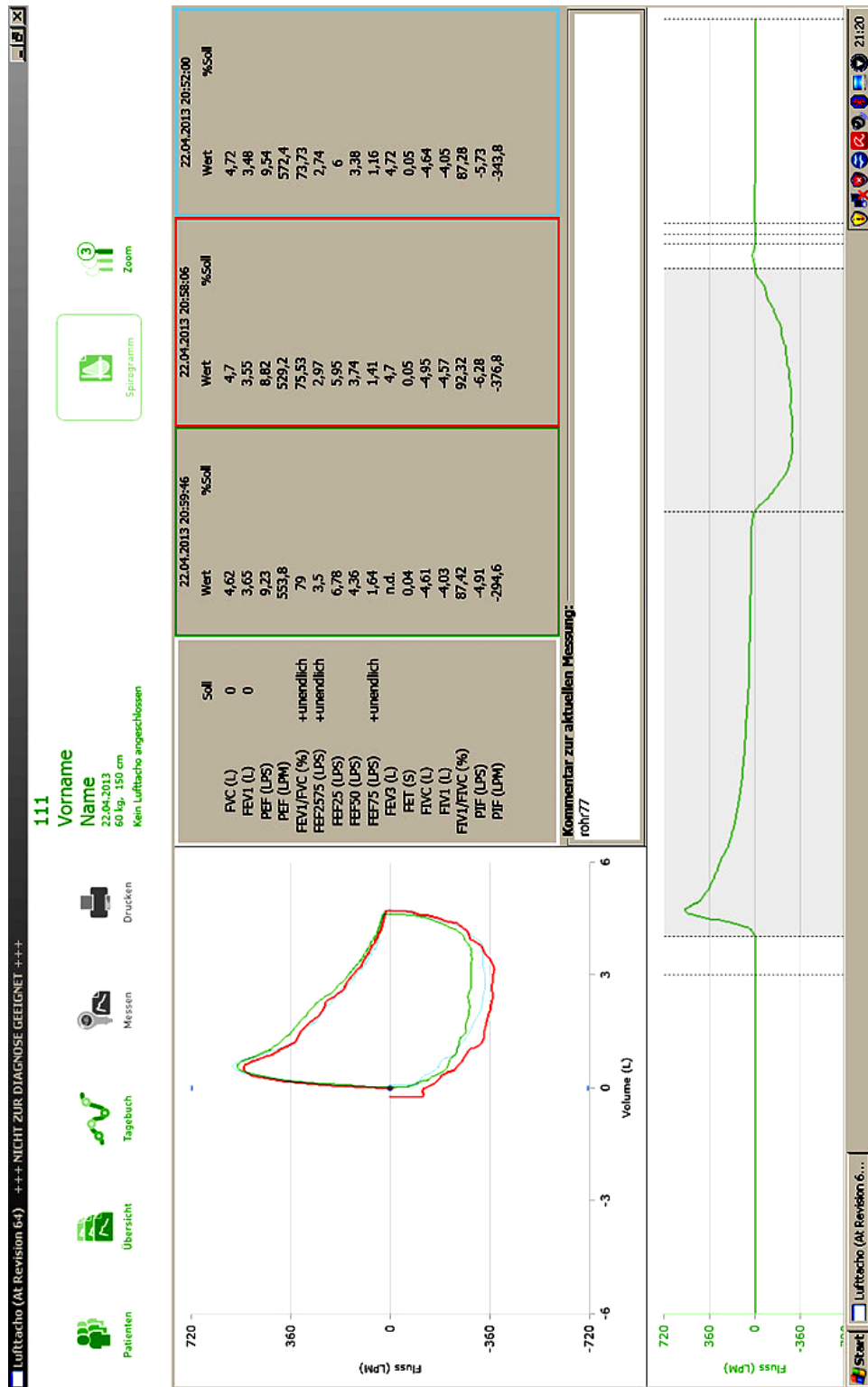


Abbildung 4.44: Darstellung einer Fluss-/Volumenkurve aufgenommen mit dem in dieser Arbeit entwickelten Sensor (rot) im Vergleich zu einem in Serie hergestellten Sensor.

5 Diskussion

5.1 Hitzdrahtanemometrie für den Einsatz in medizinischen Applikationen

Generell stellt die Hitzdrahtanemometrie eine leistungsstarke Messtechnik dar, da sie über einen großen Messbereich bei gleichzeitig hoher Auflösung verfügt. Diese hohe Auflösung - gerade bei sehr geringen Flusstärken - ist vor allem bei medizinischen Applikationen (z.B. Beatmungsgeräte, Spirometer für Kinder oder COPD-Patienten) von großer Bedeutung. Im Vergleich zur Turbinenrad- Ultraschall- oder Druckdifferenzanemometrie ist die Hitzdrahtanemometrie auch dazu geeignet, über die Volumen- oder Geschwindigkeitsmessung hinaus die Eigenschaften des Mediums selbst, also beispielsweise die Masse, Wärmeleitfähigkeit oder die Wärmekapazität zu bestimmen. Wie in Kapitel 3.4.1 beschrieben, lässt sich über die Constant-Temperature-Anemometry ein direkter Zusammenhang zwischen der Ausgangsspannung der Sensorschaltung und der Geschwindigkeit der Strömung herstellen. Dies gilt sowohl für bereits auf dem Markt erhältliche Hitzdrahtanemometer als auch für die hier entwickelten laserstrukturierten Planarsensoren - allerdings mit erweiterten Konstanten und verändertem Reaktionsvermögen.

Die allgemeine Strömungsgleichung, die den entsprechenden Zusammenhang liefert, basiert auf der Annahme, dass die meisten Strömungs- und Materialeigenschaften sowie Umgebungsbedingungen als annähernd konstant modelliert werden können. Einige Faktoren, wie beispielsweise die Strömungstemperatur, haben jedoch weiter reichende Einflüsse, zum Beispiel auf die Dichte oder die Viskosität Strömungsmediums.

Die große Anzahl an Faktoren macht es schwierig, Kompensationsmechanismen zu etablieren, die eine allgemeine Gültigkeit der erstellten Kalibrierung gewährleisten. Deswegen wird normalerweise die Hitzdrahtanemometrie immer bezüglich einer kon-

kreten Messsituation kalibriert. Sind die Fehler durch dynamische Änderungen nicht mehr akzeptabel, muss meistens eine Neukalibrierung vorgenommen werden. Prinzipiell stellen Schwankungen in der Temperatur des Strömungsmediums bei respiratorischen Anwendungen einen der größten Einflussfaktoren dar und müssen berücksichtigt werden.

5.2 Materialien und Methoden

Messbereich, Auflösung und vor allem die Dynamik eines planaren Hitzdrahtanemometers hängen stark von den verwendeten Materialien ab. Sensoren, basierend auf einem Trägersubstrat aus Keramik (vgl. Kapitel 2.6.2.3) weisen meist eine stark reduzierte Dynamik auf und sind damit für den Einsatz in der Spirometrie nicht geeignet. Das für diese Sensoren verwendete Polyimid lässt sich in Stärken von unter $10\ \mu\text{m}$ herstellen. Durch die so verringerte Wärmekapazität des Trägermaterials ist eine wesentlich höhere Dynamik der Sensoren möglich.

Die Möglichkeiten, Planarsensoren für die Hitzdrahtanemometrie mittels etablierter Verfahren herzustellen, sind breit gefächert. Der in Kapitel 3.3.1 bzw. 4.1 beschriebene Ansatz, eine gewalzte Nickelfolie auf ein FR4-Trägersubstrat aufzukleben (*Adhäsive Nickelbeschichtung eines Polymerträgers*), ist nicht praktikabel. Der Ansatz in Kapitel 3.3.2 bzw. 4.2 (*Chemisch abgeschiedenes Nickel auf einem PPS-Träger*) liefert zwar funktionierende Sensoren, ist allerdings für die Herstellung sehr feiner Strukturen, wie sie im Bereich der spirometrischen Sensorik gefordert sind, nicht geeignet. Dennoch besteht hier die Möglichkeit, Sensoren inklusive Regelelektronik auf einem Spritzgussteil zu integrieren. Abbildung 5.1 zeigt ein exemplarisches Beispiel der Integration eines laserstrukturierten Temperatursensors auf der Innenseite eines Spirometerrohres.

Ansatz 3 (*Beschichtung einer Polymerfolie mittels Vakuumbeschichtung*), beschrieben in den Kapiteln 3.3.3 bzw. 4.3 und 4.4, führte als Ergebnis zu Sensoren, welche für die Messung von Spitzenflüssen in der Spirometrie von bis zu 900 LPM geeignet sind (s. Abbildung 4.44). Die dynamischen Eigenschaften sind im Vergleich zu Sensoren auf Basis anderer Herstellungsverfahren (z. B. ein zwischen zwei Stegen gebondeter Draht) konkurrenzfähig und ermöglichen hochpräzise und vor allem zeitlich sehr dynamische Messaufgaben. Im Bereich der planaren Hitzdrahtanemometer weist das in dieser Arbeit beschriebene Verfahren durchaus Konkurrenzfähigkeit mit auf dem

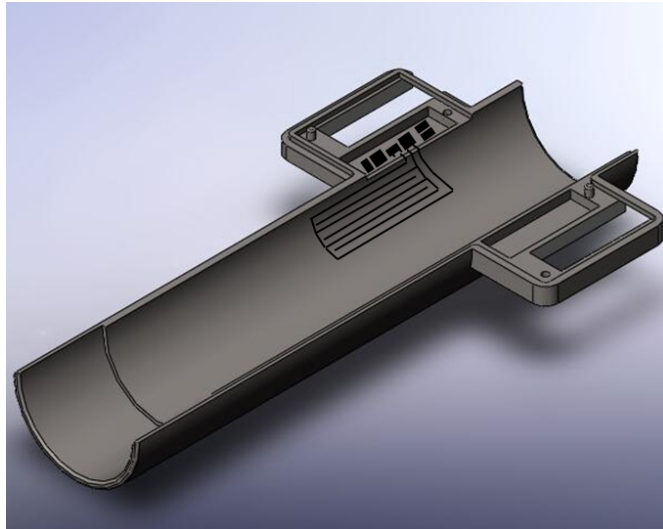


Abbildung 5.1: *Beispiel einer möglichen Integration eines laserstrukturierten Temperatursensors auf der Innenseite eines Spirometerrohres (Dill u. Scholz, 2011).*

Markt erhältlichen Produkten, wie dem in Kapitel 2.12 beschriebenen Sensor basierend auf der MEMS-Technologie, auf. Die hier verwendeten Folienstärken lagen bei minimal $25\ \mu\text{m}$. Durch eine dünnere Folie lassen sich die dynamischen Eigenschaften eines solchen Sensors noch erhöhen.

Der CO_2 -Anteil in inspiratorischer und expiratorischer Atemluft beträgt bei normalen Bedingungen ca. 0,4% inspiratorisch und ca. 4,3 bis 5,7% expiratorisch. Wie in Abbildung 4.42 zu sehen ist, bewirkt eine Erhöhung des CO_2 -Anteils im Messmedium um 4% eine Verringerung des Ausgangssignals der Sensorschaltung um ca. 0,1 V. Nach Abbildung 4.37 entspricht im oberen Messbereich eine Änderung der Ausgangsspannung um 0,1 V einer Änderung der Flussstärke um bis zu 90 LPM, also gut zehn Prozent des Maximalwertes. Zur richtigen Messung der Flussstärke in der Spirometrie mittels der Hitzdrahtanemometrie muss also eine Unterscheidung zwischen inspiratorischer und expiratorischer Atmung vorgenommen werden bzw. der CO_2 -Anteil im Messmedium ermittelt werden.

5.3 Messung des CO_2 -Gehaltes in der Atemluft

Der hier behandelte Sensor ist prinzipiell für die Messung von Gasmasseflüssen konzipiert, speziell für den Einsatz in einem Spirometer. Mit dem Sensor kann aber auch, wie in Kapitel 4.5.3 beschrieben, der CO_2 -Gehalt in der Atemluft gemessen werden. Nur kleinere Modifikationen sind nötig, um den Sensor optimal auf dieses Aufgabengebiet abzustimmen und die veränderten Messbedingungen (kein Gasmassefluss und bekannte Temperatur) zu berücksichtigen. Da allerdings die Herstellungsprozesse beider Sensorvarianten identisch sind und sich nur die Sensorlayouts und Regelschaltungen ändern, ist so ein sehr einfaches Herstellungsverfahren für beide Sensoren möglich und der Einsatz für den mobilen und häuslichen Gebrauch denkbar.

Die Messung des CO_2 -Gehaltes in der Atemluft - die sogenannte Kapnometrie - stellt einen wichtigen Bestandteil z.B. in der Beatmungstechnik dar. Die Sauerstoffaufnahme des Körpers durch die Lunge während der Atmung geht einher mit der CO_2 -Abgabe an die expiratorische Atemluft. Der CO_2 -Gehalt unterscheidet sich zwischen eingeatmeter und ausgeatmeter Luft um etwa 5%. Dahinter verbirgt sich ein komplexes Regelsystem, welches für den korrekten Gasaustausch in der Lunge sorgt (Thomson u. Jaffe, 2005, 100 ff). Wird diese Regelung gestört oder gerät anderweitig außer Kontrolle, kann dies zu schweren Komplikationen führen (Voigt u. Pelikan, 2013, 6). Die Hyperventilation ist ein typisches Beispiel für einen gestörten Gasaustausch in der Lunge. So wird die Kapnografie auch im Zusammenhang mit maschineller Beatmung stark empfohlen.

Bei der Kapnografie wird vor allem der charakteristische Verlauf des CO_2 -Gehaltes während eines Ausatemvorganges und ihre Veränderung über einen längeren Zeitraum hinweg beobachtet. Einerseits sollen Fehlfunktionen, wie Hyperventilation oder Lungenemphyseme, vorzeitig erkannt werden. Andererseits kann die Kapnografie auch diagnoseunterstützend sein. Es existieren bereits unterschiedliche Methoden, den CO_2 -Gehalt in der Atemluft zu detektieren, zum Beispiel können Spirometer basierend auf der Ultraschall-Messmethode auch den CO_2 -Gehalt messen. Diese sind in der Regel komplexer aufgebaut und damit für den stationären hospitalen Einsatz konzipiert (Thomson u. Jaffe, 2005, 100 ff.).

5.4 Herstellung der Sensoren

Die einzelnen Herstellungsschritte für den hier beschriebenen Sensor sind alle für sich gesehen in der Industrie seit längerer Zeit etabliert und mit hoher Präzision und Reproduzierbarkeit einsetzbar. Die Kombination von Dünnschichttechnik, Laserablation und Galvanotechnik zur automatisierten Herstellung der besprochenen Sensoren stellt für die Automatisierungstechnik daher in Details eine neue, aber zu bewältigende Herausforderung dar.

Abbildung 5.2 zeigt die drei wichtigsten Bestandteile des Sensors: das Trägermaterial, die elektrisch leitenden Sensorstrukturen und die Passivierungsschicht.

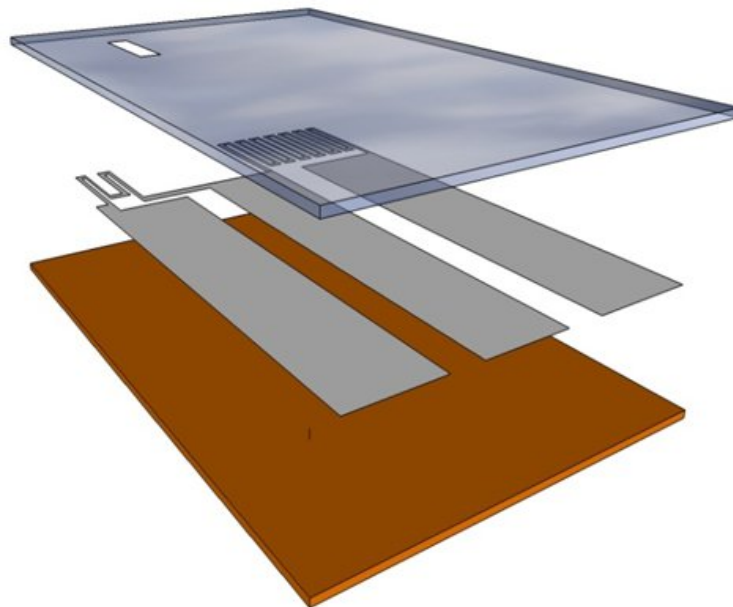


Abbildung 5.2: *Prinzipielles Beispiel des Aufbaus des in dieser Arbeit zu entwickelnden Heißfilmanemometers bestehend aus einer Polyimid-Folie (unten), welche mit Nickel beschichtet und strukturiert wird (mitte) sowie anschließend mit einer Schutzschicht überzogen wird (oben).*

Auch bei den einzelnen Verfahrenstechniken selbst müssen spezielle Anforderungen beachtet werden, welche eine hohe und reproduzierbare Qualität der Sensoren sicherstellen. Dazu ist es auch nötig, Kontrollmechanismen zu entwickeln, die eine künftige

Fehlfunktion der Sensoren oder eine Abweichung der Produktionsparameter erkennen und optimalerweise auch schnell korrigieren können.

Die Beschichtung der Kapton[®]-Folie ist grundlegend entscheidend für die Qualität des hergestellten Sensors. Schwankungen bei den erzeugten Schichtdicken oder bei den Hafteigenschaften des Nickels auf dem Kunststoffträger können drastische Auswirkungen auf die Qualität des Sensors haben. Schwankt die Schichtdicke des Nickels innerhalb einer Charge um mehr als 1 %, so schwankt auch der elektrische Widerstand der Sensorelemente um den gleichen Wert. Folglich müssen für jeden Sensor die Brückenwiderstände individuell angepasst werden, was den Automatisierungsgrad stark reduziert und den Herstellungsaufwand in die Höhe treibt. Hier sind also einerseits Messungen der Schichtdicke vor und während jeder Charge nötig, um frühzeitig reagieren und, wenn möglich, die weiteren Prozessschritte weiter anpassen zu können. Durch die Erstellung mehrerer Laserprogramme mit unterschiedlichen Parametern können chargeabhängige Schichtdickenschwankungen bei der Metallisierung ausgeglichen werden. Schwankende Hafteigenschaften des Nickels auf dem Kunststoffträger innerhalb einer Charge können diese aber unbrauchbar machen.

Auch bei der Laserablation gilt es, die vorgegebenen Parameter unbedingt einzuhalten. Wie in Abbildung 4.29 gezeigt, können minimale Abweichungen der Position der Arbeitsfläche zur Fokusebene starke Auswirkungen auf die Laserablation haben. Diese Parameter müssen unbedingt in regelmäßigen Abständen überprüft und korrigiert werden. Üblicherweise wird das schon mittels Kamerasystemen und Bildverarbeitungssoftware umgesetzt. So können beispielsweise im laufenden Betrieb die Strukturbreiten vermessen und gegebenenfalls die Fokusebene angepasst werden. Alternativ lässt sich auch das Layout der Laserstrukturen mit Trimmwiderständen erweitern.

Das partielle Aufbringen einer Passivierungsschicht auf die Sensorstrukturen und das anschließende Vergolden der Zuleitungen muss derart gestaltet sein, dass es auch im Rolle-zu-Rolle-Verfahren eingesetzt werden kann. Die Passivierung kann beispielsweise in einem Druckverfahren und das Vergolden in einem Durchlaufverfahren umgesetzt werden. Zu beachten ist hier aber, dass im Falle einer elektrolytischen Metallabscheidung die metallisierten Strukturen der Sensoren die Kathode des Systems bilden. Das bedeutet, dass die metallisierten Kunststofffolien elektrisch kontaktiert werden müssen. Im Durchlaufverfahren bietet sich die elektrische Kontaktierung mittels Rollen an. Spannung und Stromstärke müssen speziell auf die Umgebungsbedingungen ab-

gestimmt werden, um eine optimale Metallabscheidung zu erhalten. Alternativ bietet sich hier aber auch die reduktive Metallabscheidung als stromloses Verfahren zur Abscheidung von Gold an.

Das Vereinzeln der Sensoren als letzten Produktionsschritt kann auf unterschiedliche Weise wie Stanzen oder Laserschneiden erfolgen. Zu beachten ist hier, dass der Stress auf das Material so gering wie möglich zu halten ist. So kann beim Stanzen die mechanische Beanspruchung und beim Laserschneiden der thermische Stress zur Zerstörung des Sensors führen.

5.5 Schlusswort

Die in dieser Arbeit entwickelten Sensoren entsprechen bereits den Anforderungen zum Betrieb in einem Spirometer. Weiterhin halten aber die einzelnen Herstellungsschritte der Sensoren noch entsprechend Optimierungspotenzial bereit, sodass auch die Qualität von Sensoren im oberen Leistungssegment erreicht werden kann.

Das Zusammenführen von in der Industrie etablierten Verfahren hat in dieser Arbeit eine flexible und ökonomische Entwicklungsplattform für Planarsensoren geschaffen. Dadurch ist es möglich, effektiv Sensorlösungen für neue Aufgabengebiete wie beispielsweise der CO_2 -Messung zu entwickeln.

Die Herstellung der Sensoren in Serienproduktion ermöglicht eine gleichbleibende und hohe Qualität. Es gelang, die Planarsensoren in nur wenigen Teilschritten und mit etablierten industriellen Verfahren zu fertigen. Da die eingesetzten Verfahren im Rolle-zu-Rolle-Modus eine große Stückzahl bei der Herstellung von Sensoren ermöglichen, können die Herstellungskosten stark gesenkt werden. So sind sie nicht nur für Heißfilmanemometer sondern auch für andere, auf dieser Art von Herstellungsverfahren basierenden Sensoren geeignet.

Eine mögliche Weiterentwicklung der Sensoren kann beispielsweise darin bestehen, eine optimale Arbeitsumgebung für Biosensoren zu schaffen: Die Rückseite des Sensorbereichs könnte auf eine bestimmte Temperatur erhitzt werden, um eine optimale Arbeitsumgebung für Biosensoren zu schaffen, die beispielsweise nur in einem bestimmten Temperaturbereich betrieben werden können.

Literaturverzeichnis

- [Arbe 1987] Arbeitsgemeinschaft d. Dt. Galvanotechnik (Veranst.): *Chemisch Nickel: Einführung, Grundlagen, Grenzen. Bd. 1. AGG-Symposium - Funktionellere Oberflächen durch Chemisch-Nickel.* Leuze Verlag, Saulgau, 1987 . – 6–7 S. – ISBN 3-87480-040-7
- [Baker 2002] BAKER, Roger C.: *An introductory guide to flow measurement.* 1. publ., reprint. London [u.a.] : Professional Engineering Publ., 2002. – XVII, 153 S. : graph. Darst.. – ISBN 0-85298-670-X
- [Bruun 1996] BRUUN, Hans H.: *Hot-Wire Anemometry - Principles and Signal Analysis.* Department of Mechanical and Manufacturing Engineering, University of Bradford : Oxford Univ Press, 1996. – ISBN 0-19-856342-6
- [Comte-Bellot u. a. 1999] COMTE-BELLOT, G. ; SARMA, Garimella R. ; FAURE, Thierry M. ; DUSSAUGE, J.-P. ; DUPONT, P. ; DEBIEVE, J.-F.: Performance studies of the constant voltage anemometer in a Mach 2.3 boundary layer. In: *Instrumentation in Aerospace Simulation Facilities, 1999. ICIASF 99. 18th International Congress on*, 1999, S. 40/1–40/9
- [Criée u. a. 2009] CRIÉE, C.-P. ; BERDEL, D. ; HEISE, D. ; JÖRRES, R.A. ; KARDOS, P. ; KÖHLER, D. ; LEUPOLD, W. ; MAGNUSSEN, H. ; MAREK, W. ; MERGET, R. ; MITFESSEL, H. ; RASCHE, K. ; ROLKE, M. ; SMITH, H.-J. ; SORICHTER, S. ; WORTH, H.: *Empfehlungen der Deutschen Atemwegsliga und der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin; Empfehlungen zur Ganzkörperplethysmographie (Bodyplethysmographie).* Bovenenden-Lenglern : Dustri-Verlag, 2009. – ISBN 3-87185-394-1, 13 978-3-87185-394-4
- [Criée u. a. 2006] CRIÉE, C.-P. ; BERDEL, D. ; HEISE, D. ; KARDOS, P. ; KÖHLER, D. ; LEUPOLD, W. ; MAGNUSSEN, H. ; MAREK, W. ; MERGET, R. ; MITFESSEL, H.

- ; ROLKE, M. ; SORICHTER, S. ; H. WUTHE, H. W.: *Empfehlungen der Deutschen Atemwegsliga zur Spirometrie*. Bovenden-Lenglern : Dustri-Verlag, 2006. – ISBN 3-87185-364-X
- [Dill u. a. 2012a] DILL, D. ; GÜL, M. ; SCHOLZ, A.: Laserstrukturierte Planarsensoren zur Messung von Gasmasseflüssen. In: *Bioelektronische Diagnose- und Therapiesysteme - m³: microelectronic meets medicine*[®]. 1. Shaker Verlag, Aachen, 2012. – ISBN 978-3-8440-0831-9, S. 227-236
- [Dill u. a. 2012b] DILL, D. ; GÜL, M. ; SCHOLZ, A. ; WOLF, B.: Gas-Fluss-Sensoren zur Asthmatherapie bei Kindern. In: *e-Health 2013 - Informationstechnologien und Telematik im Gesundheitswesen*. medical future verlag, Solingen, 2012. – ISBN 3981400534, S. 239-241
- [Dill u. Scholz 2011] DILL, D. ; SCHOLZ, A.: *Laserstrukturierte Sensoreinheit*. November 17 2011. – DE Patent App. DE201.010.020.190
- [DIN 2009] DIN: DIN EN ISO 23474 - Anästhesie- und Beatmungsgeräte - Spirometer für den expiratorischen Spitzenfluss zur Bewertung der Lungenfunktion bei spontan atmenden Menschen / DIN Norm Deutsches Institut für Normung e.V. 2009. – Forschungsbericht
- [DIN 2010] DIN: DIN EN ISO 26782 - Anästhesie und Beatmungsgeräte - Spirometer zur Messung des zeitbezogenen forcierten Expirationsvolumens beim Menschen / DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 2010. – Forschungsbericht
- [DuPont™ 2011] DUPONT™: *Datenblatt Kapton*[®] HN, 2011
- [Eckelmann 1997] ECKELMANN, H.: *Einführung in die Strömungsmeßtechnik*. Stuttgart : Teubner, 1997 (Leitfäden der angewandten Mathematik und Mechanik ; 74. Teubner-Studienbücher : Mechanik). – 351 S. : zahlr. Ill. u. graph. Darst.. – ISBN 3-519-02379-2
- [E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H.] E+E ELEKTRONIK GESELLSCHAFT M.B.H., Österreich Engerwitzdorf: *Datenblatt EE870 V1.3*
- [Eichler u. Eichler 2010] EICHLER, J. ; EICHLER, H.J.: *Laser: Bauformen, Strahlführung, Anwendungen*. Bd. 7. Springer Verlag, Berlin, 2010. – ISBN 978-3-642-10461-9

- [Figaro Inc. 2002] FIGARO INC., USA: *Datenblatt Figaro TGS822 REV 09/02*, 2002
- [Freitag 2009] FREITAG, L.: Endoskopische Behandlungsmöglichkeiten bei obstructiven Atemwegserkrankungen. In: *Der Pneumologe* 6 (2009), S. 96–105. – ISSN 1613–5636
- [Geppert 2010] GEPPERT, J.: *Entwurf eines Demonstrators zur Evaluierung laserstrukturierter Planarsensoren*, Technische Universität München, BSc., 2010
- [GESTIS-Stoffdatenbank 2012] GESTIS-STOFFDATENBANK: Nickel, Pulver / IFA-Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung. 2012. – Forschungsbericht
- [Gül u. a. 2011] GÜL, M. ; DILL, D. ; ABELE, L. ; SCHOLZ, A. ; KENN, K. ; WOLF, B.: System zur Früherkennung von Exazerbationen bei COPD. In: *e-Health 2011 - Informationstechnologien und Telematik im Gesundheitswesen*. medical future verlag, Solingen, 2011. – ISBN 978–3–9814005–0–2, S. 232–237
- [Gül u. a. 2012] GÜL, M. ; DILL, D. ; SCHOLZ, A. ; J., Clauss ; WOLF, B.: Einschätzen des Gesundheitszustandes bei COPD-Patienten anhand eines Lowflow-Spirometers. In: *Bernhard Wolf (Hg.): Bioelektronische Diagnose- und Therapiesysteme - m³: microelectronic meets medicine[®]*. 1. Shaker Verlag, Aachen, 2012. – ISBN 978–3–8440–0831–9, S. 353–361
- [Gül u. a. 2008] GÜL, M. ; SCHOLZ, A. ; DILL, D. ; WOLF, B.: Telemetric Personal Health Monitoring Systems for Asthma and COPD. In: *NBC 14th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics*, 2008
- [Han 2007a] HANS RUDOLPH INC. (Hrsg.): *Series 1120 Flow/Volume-Simulator Datasheet*. Hans Rudolph Inc., 2007
- [Han 2007b] HANS RUDOLPH INC. (Hrsg.): *Series 1120 Flow/Volume-Simulator Operation Manual*. Hans Rudolph Inc., Aug. 2007
- [Han 2008] HANS RUDOLPH INC. (Hrsg.): *Series 1120 Flow/Volume-Simulator Technical Manual*. Hans Rudolph Inc., 2008

- [Haynes 2004] HAYNES, William M. (Hrsg.): *CRC handbook of chemistry and physics : a ready-reference book of chemical and physical data*. 85. ed. Boca Raton, Fla. [u.a.] : CRC Press, 2004. – ISBN 0–8493–0485–7
- [Hügel u. Graf 2009] HÜGEL, H. ; GRAF, T.: *Laser in der Fertigung*. Bd. 2. Vieweg + Teubner, Wiesbaden, 2009. – ISBN 978–3835100053
- [Hillenbrand u. a. 2012] HILLENBRAND, T. ; MARSCHEIDER-WEIDEMANN, F. ; M., Strauch ; K., Heitmann: Datenblatt Nickel - Forschungsvorhaben Emissionsminderung für prioritäre und prioritäre gefährliche Stoffe der Wasserrahmenrichtlinie / Fraunhofer-Institut für System- und Innovationsforschung, Ökopol-Institut für Ökologie und Politik. 2012. – Forschungsbericht
- [ISIT 2012] ISIT: Achievements and Results - Annual Report 2011 / Fraunhofer-Institut für Siliziumtechnologie ISIT. Fraunhoferstrasse 1, D-25524 Itzehoe, 2012. – Jahresbericht
- [Kanani 2000] KANANI, Nasser: *Galvanotechnik - Grundlagen, Verfahren, Praxis*. Carl Hanser Verlag München Wien, 2000. – ISBN 3–446–21024–5
- [Kenn u. Balkissoon 2011] KENN, K. ; BALKISSOON, R.: Vocal cord dysfunction: what do we know? In: *European Respiratory Journal* 37 (2011), Nr. 1, S. 194–200
- [Kenn u. Freitag 2006] KENN, K. ; FREITAG, L.: Endospirometry - development of a device to objectify vocal cord dysfunction and proposal for a classification system. In: *European Respiratory Journal* 28 (2006), S. 793
- [Kenn u. Hess 2008] KENN, Klaus ; HESS, Markus M.: Vocal Cord Dysfunction: Eine wichtige Differenzialdiagnose zum Asthma bronchiale. In: *Dtsch Arztebl International* 105 (2008), Nr. 41, S. 699–
- [Kersjes u. a. 2000] KERSJES, R. ; MOKWA, W. ; ZIMMER, G. ; VOGT, H.: Strömungssensorkomponente / Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der angewandten Forschung e.V. 2000 (EP0922203B1). – patent
- [Klinke u. a. 2010] KLINKE, Rainer (Hrsg.) ; PAPE, Hans-Christian (Hrsg.) ; KURTZ, Armin (Hrsg.) ; SILBERNAGL, Stefan (Hrsg.): *Physiologie*. 6., vollständig überarb. Aufl. Stuttgart [u.a.] : Thieme, 2010. – XII, 944 S. : zahlr. Ill., graph. Darst.. – ISBN 978–3–13–796006–5

- [Micronas GmbH 2013] MICRONAS GMBH, Freiburg: *Datenblatt Micronas GAS 86xyB*, 2013
- [Miller u. a. 2005] MILLER, M. R. ; HANKINSON, J. ; BRUSASCO, V. ; BURGOS, F. ; CASABURI, R. ; COATES, A. ; CRAPO, R. ; ENRIGHT, P. ; GRINTEN, C. P. M. d. ; GUSTAFSSON, P. ; JENSEN, R. ; JOHNSON, D. C. ; MACINTYRE, N. ; MCKAY, R. ; NAVAJAS, D. ; PEDERSEN, O. F. ; PELLEGRINO, R. ; VIEGI, G. ; WANGER, J.: Standardisation of spirometry. In: *European Respiratory Journal* 26 (2005), Nr. 2, S. 319–338
- [Moes u. a. 1997] MOES, T.R. ; SARMA, G.R. ; MANGALAM, S.M. ; CENTER, NASA Dryden Flight R.: *Flight demonstration of a shock location sensor using constant voltage hot-film anemometry*. National Aeronautics and Space Administration, Office of Management, Scientific and Technical Information Program, 1997 (NASA technical memorandum). <http://books.google.de/books?id=eXo4AQAIAAJ>
- [Mühlbauer 2012] MÜHLBAUER, H.: *Entwicklung einer Plattform zur Bewertung neuartiger Strömungssensoren für medizinische Applikationen*, Technische Universität München, Dipl., 2012
- [Niebuhr u. Lindner 2011] NIEBUHR, J. ; LINDNER, G.: *Physikalische Messtechnik mit Sensoren*. 6., aktualisierte Aufl. München : Oldenbourg, 2011. – XIV, 497 S. : Ill., graph. Darst. + 1 CD-ROM (12 cm). – ISBN 978-3-8356-3151-9
- [Nitsche 1994] NITSCHKE, W.: *Strömungsmesstechnik*. Berlin u.a. : Springer, 1994 (Springer-Lehrbuch). – XII, 200 S. : Ill., graph. Darst.. – ISBN 3-540-54467-4
- [Oberflächentechnik-AHC] OBERFLÄCHENTECHNIK-AHC: *Die AHC-Oberfläche*. Boelkestrasse 25-57, 50171 Kerpen
- [Perry 1982] PERRY, A. E.: *Hot-wire anemometry*. Clarendon Pr., Oxford, 1982. – ISBN 0-19-856327-2
- [Petrova u. a. 2010] PETROVA, M. ; NONCHEVA, Z. ; JAKOB, C. ; MACHE, T.: Chemische Abscheidung von Nickel-Phosphor-Dispersionsschichten hoher Schichtdicke. In: *Galvanotechnik* 101 (2010), Nr. 7, S. 1498–1502

- [Phipps 2007] PHIPPS, Claude R.: *Springer series in optical sciences*. Bd. 129: *Laser Ablation and its Applications*. Springer Verlag, New York, 2007. – ISBN 0-387-30452-5
- [Pulmonx. Inc. 2011] PULMONX. INC.: *Chartis-System*. 2011. – Online im Internet: <http://www.pulmonx.com/de/Produkte/Chartis-System/Übersicht> (Stand 05.08.2012)
- [Pupp u. Hartmann 1991] PUPP, W. (Hrsg.) ; HARTMANN, H. K. (Hrsg.): *Vakuumtechnik : Grundlagen und Anwendungen ; mit zahlreichen Beispielen und Tabellen*. München [u.a.] : Hanser, 1991. – XXIII, 558, 20 S. : graph. Darst.. – ISBN 3-446-15859-6. – Literaturverz. S. 526 - 540
- [Riedel 1991] RIEDEL, W.: *Electroless Nickel Plating*. ASM International, 1991. – ISBN 0-904477-12-6
- [Sami u. Hubert 1995] SAMI, B. ; HUBERT, M.: Use of the Hot Wire Anemometry for Velocity and Temperature Measurements in a Turbomachine. In: *J. Phys. III France* 5 (1995), Nr. 10, 1513-1535. <http://dx.doi.org/10.1051/jp3:1995208>
- [Schenzel 1995] SCHENZEL, Heinz-Günther: *Mikrostruktur und Korrosionsverhalten von chemisch abgeschiedenen Nickel-Phosphor-Schichten*. Hannover : VDI Verlag Düsseldorf, 1995. – ISBN 3-18-149605-7
- [Scholz 2010] SCHOLZ, A.: *Konzepte für eine personalisierte telematische Medizin*, Technische Universität München, Diss., 2010
- [Scholz u. Gül 2009] SCHOLZ, A. ; GÜL, M.: *Spirometer mit auswechselbarem Flussrohr*. Dezember 30 2009. – WO Patent App. PCT/EP2009/004.517
- [Scholz u. a. 2010] SCHOLZ, A. ; KENN, K. ; GÜL, M. ; DILL, D.: *Vorrichtung und Verfahren zur Früherkennung von Exazerbationen*. Juli 1 2010. – WO Patent App. PCT/EP2009/008,995
- [Schrüfer 2007] SCHRÜFER, Elmar: *Elektrische Messtechnik : Messung elektrischer und nichtelektrischer Größen*. 9., aktualisierte Aufl. München : Hanser, 2007. – 512 S. : graph. Darst.. – ISBN 978-3-446-40904-0 – 3-446-40904-1

- [Sedlacek 2006] SEDLACEK, B.: *Die Befeuchtungsleistung hydrophober Heat and Moisture Exchanger (HME) unter klinischen Bedingungen*. Klinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin der Medizinischen Fakultät der Charité, Universitätsmedizin Berlin, Diss., 2006
- [Stainback u. Nagabushana 1996] STAINBACK, P.C. ; NAGABUSHANA, K.A.: Review of Hot-Wire Anemometry Techniques and the Range of their Applicability for Various Flows. In: *Journal of Fluids Engineering* (1996), 12
- [Stengele 1993] STENGELE, F. R.: *Einfluss der freien Konvektion auf den Wärmeübergang bei thermischen Anemometern*. 1993. – V, 96, [7] S. : Ill., graph. Darst.. – Bremen, Univ., Diss., 1993
- [Stürmer 1995] STÜRMER, Martin: *Materialabtrag mit Nd: YAG-Lasern*. Hannover : VDI Verlag Düsseldorf, 1995. – ISBN 3–18–335202–8
- [Takagi 1986] TAKAGI, S.: A hot-wire anemometer compensated for ambient temperature variations. In: *Journal of Physics E: Scientific Instruments* Bd. 19. IOP Publishing, 1986, S. 739
- [Thomson u. Jaffe 2005] THOMSON, JE ; JAFFE, MB: Capnographic waveforms in the mechanically ventilated patient. In: *Respiratory Care* 50 (2005), Nr. 1, S. 100–109
- [Ticona 2012] TICONA: *Datenblatt Fortron PPS*, 2012
- [Treugut 2010] TREUGUT, N.: *Endoskopische Lungen-Volumenreduktion bei Patienten mit COPD an der Pneumologischen Klinik Gauting : erste klinische Erfahrungen ; Methodischer Überblick*, Diss., 2010. – 94 Bl. : Ill., graph. Darst. S.
- [Türmer u. a. 2012] TÜRMER, Ch. ; DILL, D. ; WOLF, B. ; BERNECKER, Th. ; KRIEGER, H.-P. ; SCHOLZ, A.: Medizinisches Aktivitätsmonitoring. In: *e-Health 2013 - Informationstechnologien und Telematik im Gesundheitswesen*. medical future verlag, Solingen, 2012. – ISBN 3981400534, S. 266–269
- [Voigt u. Pelikan 2013] VOIGT, E. ; PELIKAN, J.: *CO₂-Messung in der Beatmung*. Städt. Krankenhaus Süd, Anästhesieabteilung; Dräger Medizintechnik GmbH, 2013
- [Weineck 2004] WEINECK, Jürgen: *Sportbiologie*. 9. Aufl. Balingen : Spitta-Verlag, 2004. – ISBN 3–934211–83–6

[Weise 2008] WEISE, M.: *Endoskopische Volumenreduktion mit Bronchus-Verschlussblockern: ein neues Verfahren zur Behandlung des fortgeschrittenen Lungemphysems*. Duisburg, Essen, Diss., 2008

Publikationsverzeichnis

Teile dieser Arbeit wurden in folgenden Schriften publiziert:

Dill, D.; Gül, M.; Scholz, A.; Wolf, B.: Gas-Fluss-Sensoren zur Asthmatherapie bei Kindern In: *e-Health 2013 – Informationstechnologien und Telematik im Gesundheitswesen*. medical future verlag, Solingen, 2012. ISBN 3981400534, S. 239-241

Dill, D.; Gül, M.; Scholz, A.: Laserstrukturierte Planarsensoren zur Messung von Gasmasseflüssen. In: *Bernhard Wolf (Hg.): Bioelektronische Diagnose- und Therapiesysteme – m³: microelectronic meets medicine[®]*. Shaker Verlag, Aachen, 2010. ISBN 9783844008319, S. 227-236

Dill, D.; Gül, M.; Scholz, A.: *Laserstrukturierte Sensoreinheit*. November 17 2011. DE Patent App. DE201.010.020.190

Dill, D.; Gül, M.; Scholz, A.; Wolf, B.: *Neuartiges Verfahren zur Herstellung eines Hitzdrahtanemometers*. Heinz Nixdorf Symposium m³: microelectronic meets medicine[®] - Bioelektronische Diagnose- und Therapiesysteme, München, 12.10.2010

Gül, M.; **Dill, D.;** Abele, L.; Scholz, A.; Kenn, K.; Wolf, B.: System zur Früherkennung von Exazerbationen bei COPD In: *e-Health 2011 – Informationstechnologien und Telematik im Gesundheitswesen*. medical future verlag, Solingen, 2011. ISBN 9783981400502, S. 232-237

Gül, M.; **Dill, D.;** Scholz, A.: Einschätzen des Gesundheitszustandes bei COPD-Patienten anhand eines Lowflow-Spirometers. In: *Bernhard Wolf (Hg.): Bioelektronische Diagnose- und Therapiesysteme – m³: microelectronic meets medicine[®]*. Shaker Verlag, Aachen, 2010. ISBN 9783844008319, S. 232-237

Gül, M.; **Dill, D.**; Kenn, K.; Scholz, A.: *Vorrichtung und Verfahren zur Früherkennung von Exazerbationen*. Juni 23 2010. EP Patent App. EP20.080.022.336

Gül, M.; Scholz, A.; **Dill, D.**; Wolf, B.: Telemetric Personal Health Monitoring Systems for Asthma and COPD. In: *NBC 14th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics*, 2008

Abbildungsverzeichnis

1.1	<i>Veranschaulichung des expiratorischen (grün) bzw. inspiratorischen Volumenflusses (grau)(nach Criée u. a., 2006, 9).</i>	4
1.2	<i>Lungensimulator mit einer präparierten Schweinelunge. Das durch das Bronchoskop erfasste Bildsignal wird an einem Monitor (links oben) dargestellt.</i>	7
1.3	<i>Bronchoskopische Aufnahme einer bronchialen Verzweigung mit überlagerter Flusskurve (blau) und dem Flusssensor (rechts). Mit freundlicher Genehmigung von Herrn Prof. Dr. med. Lutz Freitag, Chefarzt Interventionelle Pneumologie der Ruhrlandklinik Essen.</i>	8
1.4	<i>Skizze des Aufbaus der Lunge mit den Verzweigungen der Atemwege mit einer vergrößerten Darstellung gesunder Alveolen (links) (nach Klinke u. a., 2010, 259).</i>	9
1.5	<i>Chartis™-System der Firma Pulmonx, Inc. Ein Ballon verschließt die Zuleitung zum Ziellappen und ermöglicht durch eine gleichzeitige Messung von Druck und Luftfluss eine präzise Bewertung von Kollateralventilationen im Ziellappen (Treugut, 2010, 66), (Pulmonx. Inc., 2011).</i>	11
1.6	<i>Messsignal von Luftfluss (orange) und Unterdruck (blau) gemessen im Chartis™-System ohne (links) und mit Kollateralvenilation (rechts) (Pulmonx. Inc., 2011).</i>	11
2.1	<i>Beispiel eines Flügelradanemometers: Das Anemometer 417 der Firma Testo. Die Drehzahl des Flügelrades ist proportional zur Anströmgeschwindigkeit (Eckelmann, 1997, 74).</i>	15
2.2	<i>Skizze eines Schalenkreuzanemometers. Meist verwendet in der Meteorologie zur Messung von Windgeschwindigkeiten (Eckelmann, 1997, 74).</i>	16

2.3	<i>Ultraschall-Laufzeit-Methode zur Messung von Strömungsgeschwindigkeiten in einem Kanal mit dem Durchmesser d. Abwechselnd werden von den Sender/Empfänger-Paaren 1 und 2 Ultraschallimpulse erzeugt und von den gegenüberliegenden Sender/Empfänger-Paaren detektiert. Abhängig von Strömungsrichtung und -geschwindigkeit wird am Empfänger eine erhöhte oder erniedrigte Laufzeit der Impulse gemessen, da die Strömungsgeschwindigkeit v unter Berücksichtigung des Winkels α zur Schallgeschwindigkeit addiert oder von ihr abgezogen wird (Eckelmann, 1997, 129).</i>	17
2.4	<i>Funktionsprinzip der Laser-Doppler-Anemometrie. Das erzeugte Laserlicht wird in zwei Strahlen zerlegt und im Messpunkt M fokussiert, wo vorbeiströmende Partikel ein Streulicht erzeugen, welches auf einen Detektor geführt wird. Durch den Dopplereffekt erfährt das gestreute Laserlicht eine Frequenzänderung, abhängig vom Einfallswinkel der Laserstrahlen und der Strömungsgeschwindigkeit v. Da die beiden Laserstrahlen stets einen unterschiedlichen Einfallswinkel zur Strömungsrichtung haben, kann durch den Frequenzunterschied des gestreuten Lichtes die Strömungsgeschwindigkeit v bestimmt werden (nach Nitsche, Eckelmann).</i>	19
2.5	<i>Funktionsprinzip der Druckdifferenz-Anemometrie anhand des Venturi-Messprinzips (oben) und des Messblenden-Prinzips (unten). In beiden Fällen wird die Druckdifferenz zwischen den Messpunkten P1 und P2 gemessen (Baker, 2002, 56), (Eckelmann, 1997, 40).</i>	20
2.6	<i>Funktionsprinzip der Pulsdraht-Anemometrie. Ein Sendedraht wird pulsartig erhitzt. Vorbeiströmendes Gas wird dadurch ebenfalls erhitzt. Diese Temperaturänderung im Strömungsmedium bewirkt eine Widerstandsänderung im Empfängerdraht.</i>	21
2.7	<i>Das Hitzdrahtanemometer. Ein Metalldraht (z. B. Platin) wird zwischen zwei Stiften gespannt und durch Zuführung elektrischer Energie erhitzt. Vorbeiströmende Gasmassen kühlen den erhitzten Draht ab. Durch Hinzufügen weiterer Hitzdrähte lässt sich die Flussdetektion in alle drei Raumachsen erweitern.</i>	23
2.8	<i>Leistungsbilanz eines differentiellen Leiterteils in einer Strömung nach (Perry, 1982, 22). α: Wärmeübertragungskoeffizient and der Grenzfläche des Leiters.</i>	24

2.9	<i>Leistungsbilanz der Heißfilmanemometrie - Erweiterung der Leistungsbilanz der Hitzdrahtanemometrie um ein Trägersubstrat (Geppert, 2010, 23). α: Wärmeübertragungskoeffizient an der Grenzfläche des Leiters.</i>	25
2.10	<i>Platinstruktur auf Keramikträger der Firma Heraeus. Dieses Sensorelement kann sowohl als Temperatursensor als auch zum Betrieb in einem Heißfilmanemometer eingesetzt werden.</i>	26
2.11	<i>Molybdänstruktur auf einem Glasträger der Firma sensor GmbH entwickelt in Zusammenarbeit mit der Firma E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H.</i>	27
2.12	<i>Heißfilmanemometer hergestellt in Siliziumhalbleitertechnologie des Fraunhofer-Instituts für Siliziumtechnologie ISIT (ISIT, 2012, 39).</i>	27
2.13	<i>Vereinfachtes ideales Schaltbild der Constant-Temperature-Anemometrie (Stengele, 1993, 31), (Perry, 1982, 35). Der Widerstand R_w stellt das Heizelement dar, dessen Übertemperatur mit dem Widerstand R_z eingestellt werden kann. Für das korrekte Funktionieren der Messbrücke verlangt die Abgleichbedingung, dass im Arbeitspunkt die Diagonalspannung U_d null ist. Durch eine Rückkopplung wird bei unabgeglichener Messbrücke zusätzliche Leistung in die Messbrücke eingebracht wodurch der Leiter dynamisch immer auf einer konstanten Übertemperatur gehalten wird.</i>	29
2.14	<i>Vergleich gängiger Messprinzipien hinsichtlich ihrer Qualität (Dynamik, Messbereich) und ihrer Komplexität (Herstellung) in Bezug auf deren Einsatz in einem Spirometer (nach Scholz, 2010, 65)</i>	31
3.1	<i>REM-Aufnahme eines Querschliffs von PPS (grün) mit Glasanteilen (blau). Das PPS-Material wurde chemisch mit Kupfer beschichtet (orange)(Quelle: AHC-Oberflächentechnik).</i>	39
3.2	<i>Skizzierung der aufgeklebten Nickelfolie. Auf das Trägermaterial (unten, FR4 0,2mm) wurde ein Klebefilm aufgebracht (mitte, 3M 9460 0,05mm), danach eine gewalzte Nickelfolie. Durch Laserablation werden Sensorstrukturen freigelegt.</i>	43

3.3	<i>Prinzip der elektrolytischen (links) und der chemischen Metallabscheidung (rechts). Bei der elektrolytischen Metallabscheidung bewirkt elektrische Spannung eine Ionenwanderung zur Kathode, bei der chemischen Metallabscheidung bewirkt ein Reduktionsmittel die Metallabscheidung auf einer vorbehandelten Oberfläche.</i>	45
3.4	<i>Skizzierung der unterschiedlichen Oberflächenmetallisierung bei der chemischen (links) und der elektrolytischen Metallabscheidung (rechts). Die unterschiedlich stark ausgeprägte Stromdichte beeinflusst die Stärke der elektrolytischen Metallabscheidung. Grün: Das Trägermaterial; Grau: Metallschicht (Arbe, 1987, 6), (Kanani, 2000, 110).</i>	47
3.5	<i>Mittels DURNI-COAT[®]-Verfahren Nickel-beschichtetes Fortron[®] PPS Testmuster.</i>	48
3.6	<i>Zeichnung des Spritzgussteils aus Fortron[®] PPS. Gekennzeichnet sind die Bereiche für die Sensorstruktur, die Brückenwiderstände und die Anschlusspads. In der Seitenansicht ist erkennbar, dass die Bereiche für die Elektronik-Bauteile und die Kontaktpads dicker ausgelegt ist als der Bereich für die Sensorstrukturen, um eine höhere Stabilität zu erhalten</i>	49
3.7	<i>CAD-Zeichnung der Laserbahnen zur Freilegung einer mäanderförmigen Struktur. Die Breite der im Material abladierten Linie ist hier mit 0,1 mm kalkuliert. So verbleibt eine mäanderförmige Struktur mit der Leiterbahnbreite von 0,2 mm.</i>	52
3.8	<i>Testmuster zur Laserablation von Nickel auf einer matten PI-Folie der Firma 3D-Micromac AG. Im Bild gold dargestellt sind die freigelegten Sensorstrukturen aus Nickel.</i>	52
3.9	<i>Modell der idealen CTA nach Abbildung 2.13 mit der Erweiterung zur Temperaturkompensation. R_z wird in zwei Komponenten R_p und R_T geteilt. Das Temperaturelement R_T wird in die Strömung eingebracht, reagiert auf Temperaturänderungen und beeinflusst damit das Brückenverhältnis.</i>	56
3.10	<i>Flow/Volume-Simulator der Firma Hans Rudolph Inc mit Luftbefeuchtungssystem (links)</i>	60
3.11	<i>Benutzeroberfläche des Flow/Volume-Simulator der Firma Hans Rudolph Inc.</i>	61

4.1	<i>Erster hergestellter Teststreifen mit dem Trägermaterial FR4, dem VHB-Klebfilm und einer Nickelfolie mit 8,5 μm Stärke.</i>	64
4.2	<i>Rissbildung bei radial überdehnten Teststreifen. Durch den sogenannten Sandwich-Aufbau dieses Teststreifens gerät beim Biegen des Teststreifens die Nickelfolie unter enorme Zugspannung und reißt.</i>	64
4.3	<i>Aufgeklebte Nickelfolie auf einem FR4-Träger mit 25 μm VHB-Klebfilm. Laserablation mit ausreichender Energie (links) und mit zu wenig Energie (rechts). Bei ausreichender Energie wölbt sich allerdings das Material an der Ablationskante auf.</i>	65
4.4	<i>Mikroskopische Aufnahme der Laserspurs in der aufgeklebten Nickelfolie. Hier sind deutlich die Aufwölbungen des Materials an den Ablationskanten erkennbar, sowie wiedererstarrete Nickelkügelchen in der Laserspurs. Mit freundlicher Unterstützung der Firma Keyence Deutschland GmbH.</i>	66
4.5	<i>Links: Mit Chemisch Nickel im DURNI-COAT[®]-Verfahren hergestelltes Testmuster der Firma AHC-Oberflächentechnik; strukturiert mit einem Nd:YAG-Laser; Rechts: vergrößerter Ausschnitt.</i>	67
4.6	<i>Erzeugte Mäanderstrukturen mit den Leiterbahnbreiten von 0,4 mm, 0,2 mm und 0,1 mm. Oben: Beschichtung mit Chemisch Nickel; unten zusätzliche Beschichtung mit einer Goldschicht in der Stärke von 500 nm.</i>	68
4.7	<i>Mikroskopische dreidimensionale Aufnahme einer Laserspurs der Breite 0,1 mm auf dem im DURNI-COAT[®]-Verfahren hergestellten Testmuster. Mit freundlicher Unterstützung der Firma Keyence Deutschland GmbH</i>	70
4.8	<i>Laserablation mit zu wenig Energie. Geschmolzenes und als kleine Kügelchen wieder erstarrtes Nickel zwischen den Leiterbahnstrukturen kann zu Kurzschlüssen führen. Strukturbreite: 0,2 mm.</i>	71
4.9	<i>Laserablation mit zu viel Energie. Die starke Energieeinkopplung in das Metall und das Trägermaterial kann zur Rissbildung in der freigelegten Leiterbahn führen. Strukturbreite: 0,2 mm.</i>	71
4.10	<i>Optimiertes Ablationsverfahren. Strukturbreite 0,2 mm (Ausschnitt einer Sensorstruktur mit den Abmessungen von 6 mm x 11 mm).</i>	71
4.11	<i>Integration des Sensorelementes in eine CTA-Messelektronik gemäß dem Schaltbild aus Abbildung 3.9.</i>	73

4.12	<i>Integration von Sensor und CTA-Messbrücke in einem Rohr mit Halterung. Dies kann sowohl als Blasrohr für spirometrische Tests eingesetzt werden als auch für stationäre Messungen von Luftbewegungen (Geppert, 2010, 63).</i>	73
4.13	<i>Temperaturabhängiger Widerstand zweier Sensoren (Nickel und Nickel-Gold; Strukturbreite 0,2 mm).</i>	74
4.14	<i>Schaltbild der CTA-Mess und -Regelschaltung (Nickel, Strukturbreite 0,2 mm) (Geppert, 2010, 61).</i>	74
4.15	<i>Gemessenes Signal am Ausgang der Regelschaltung; blau: Referenz-Inkrementgeber, orange: Spannungsabfall am Sensor; links: Sensordicke 0,5 mm; rechts: Sensordicke 0,3 mm.</i>	75
4.16	<i>Zeit-Spannungs-Kurve bei linear ansteigender Strömung.</i>	76
4.17	<i>Ausgangsspannung der Sensorschaltung bei gleichem Strömungsverlauf, aber unterschiedlicher Umgebungstemperatur.</i>	77
4.18	<i>Laserstrukturierung der Spritzgussteile. Die Laserlinien trennen einzelne Bereiche der Nickelschicht auf dem Trägersubstrat von einander ab und erzeugen so die Leiterbahnstruktur zur Ansteuerung der Sensorelemente (rechts oben: temperaturkompensierende Struktur, rechts unten: Heißfilmstruktur; Vergrößerung: ca. 1,5x).</i>	78
4.19	<i>Machbarkeitstest zur Herstellung eines Heißfilmanemometers auf Basis eines Spritzgussteils. Von links nach rechts: Spritzgegossenes Träger-substrat, Beschichtung mit Chemisch Nickel, Laserstrukturierung und Bestückung.</i>	79
4.20	<i>Spritzgussteil nach der Zeichnung in Abbildung 3.6. Verwerfung im Bereich der Sensorstruktur (rechts im Bild). Dicke des Trägermaterials im Bereich der Sensorstruktur: 0,15 mm.</i>	80
4.21	<i>Laserstrukturierung der nickelbeschichteten Hostaphan[®]-Folie.</i>	81
4.22	<i>Vergrößerter Ausschnitt der laserstrukturierten Folie. Deutlich erkennbar sind die einzelnen Wechselwirkungszone der Laserimpulse.</i>	82
4.23	<i>Heißfilm-Sensor mit Gold-verstärkten Zuleitungen zu den Sensorstrukturen. Die Sensorstrukturen selbst wurden nicht vergoldet.</i>	84
4.24	<i>Integration des Sensors in eine Vorrichtung mit Messelektronik zur Verankerung in einem Messrohr.</i>	85

4.25	<i>Testaufbau zur Evaluierung der Strömungssensoren bestehend aus dem Flow/Volume-Simulator der Firma Hans Rudolph Inc., dem Lufttacho, einer Messelektronik und einer Rechneinheit zur Ansteuerung des Flow/Volume-Simulators und zur Auswertung der Messdaten (Mühlbauer, 2012, 19).</i>	85
4.26	<i>Defekte Sensorstruktur nach kurzer Betriebsdauer. Die Nickelschicht der erhitzten Sensorstruktur hat sich aufgewölbt bzw. abgelöst.</i>	86
4.27	<i>Skizzierung (links) und Umsetzung (rechts) eines Herstellungstests der Strömungssensoren in Nutzen-Form.</i>	87
4.28	<i>Hergestellter Sensor, basierend auf einem Kapton[®]-Trägermaterial. Links: CAD-Zeichnung für die Laserablation.</i>	88
4.29	<i>Test mit Laserpulsen in unterschiedlichen Abständen zur Fokusebene (Mitte). Differenz jeweils 0,05 mm.</i>	89
4.30	<i>Vergrößerte Aufnahme der Sensorstruktur gelasert nach der den speziellen Eigenschaften des polarisierten Laserlichtes angepassten CAD-Zeichnung.</i>	90
4.31	<i>Messsignal am Ausgang der Regelschaltung bei Beaufschlagung des Sensors mit einer kontinuierlich ansteigenden Strömung von 0 LPM bis 900 LPM.</i>	91
4.32	<i>Ausgangsspannung der Messschaltung bei rechteckförmigen Flussprofilen mit unterschiedlichen Flussstärken.</i>	92
4.33	<i>Wärmebild des Sensors im Betrieb (erstellt mit der IR-Kamera PI400 der Firma Optris GmbH). Die Diagramme rechts bzw. unten im Bild stellen den Temperaturverlauf in °C längs der eingezeichneten Linien dar.</i>	93
4.34	<i>Layout des verbesserten Sensors mit Richtungserkennung (links: Heizelemente).</i>	95
4.35	<i>Funktionsprinzip der Richtungserkennung. Der in Flussrichtung hintere Sensor wird durch den ersten Sensor bereits vorerwärmter Luft ausgesetzt und die Regelschaltung benötigt damit weniger Energie, um die voreingestellte Übertemperatur zu halten.</i>	96
4.36	<i>Die Bewertung Richtungserkennung erfolgt über die Auswertung der Ausgangssignale der beiden identischen Regelschaltungen.</i>	96
4.37	<i>Zehn Messungen mit linear ansteigendem Fluss von 0 LPM bis 900 LPM bei konstanter Temperatur.</i>	97

4.38	<i>Der TGS822 Sensor der Firma Figaro USA Inc. Eine Zinnoxidschicht verändert seine Leitfähigkeit in Abhängigkeit von der Sauerstoffkonzentration. Für den optimalen Betrieb wird allerdings der Betrieb eines Heizelementes mit 660mW Leistung nötig (Figaro Inc., 2002, 2).</i>	98
4.39	<i>EE871 CO₂-Sensor der Firma E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H. basierend auf der NDIR-Technologie. (E+E ELEKTRONIK Gesellschaft m.b.H., 1).</i>	99
4.40	<i>Der GAS 86xyB-Sensor der Firma Micronas GmbH. Dieser kann laut Hersteller in den meisten Fällen ohne ein zusätzliches Heizelement betrieben werden (Micronas GmbH, 2013, 4).</i>	99
4.41	<i>Aufnahme einer Messkurve eines Atemflussprofils in atmosphärischer Luftgemisch-Umgebung und in einer Helium-Umgebung. Die höhere Wärmeleitfähigkeit des Heliums führt zu einem erhöhten Energiebedarf zur Erhaltung der Übertemperatur des Sensors.</i>	101
4.42	<i>Veränderung des Sensorausgangssignals (grün) in Abhängigkeit von der CO₂-Konzentration (Referenzsignal, rot, gemessen mit dem CO₂ Concentration Sensor Model 400 der Firma Digital Control Systems Inc.). Violett: Temperatur am Sensor.</i>	102
4.43	<i>Einsatz des Sensors in einem Spirometer der sensor GmbH.</i>	103
4.44	<i>Darstellung einer Fluss-/Volumenkurve aufgenommen mit dem in dieser Arbeit entwickelten Sensor (rot) im Vergleich zu einem in Serie hergestellten Sensor.</i>	104
5.1	<i>Beispiel einer möglichen Integration eines laserstrukturierten Temperatursensors auf der Innenseite eines Spirometerrohres (Dill u. Scholz, 2011).</i>	107
5.2	<i>Prinzipielles Beispiel des Aufbaus des in dieser Arbeit zu entwickelnden Heißfilmanemometers bestehend aus einer Polyimid-Folie (unten), welche mit Nickel beschichtet und strukturiert wird (mitte) sowie anschließend mit einer Schutzschicht überzogen wird (oben).</i>	109

Tabellenverzeichnis

1.1	<i>Auswahl der Parameter zur Bewertung der Lungenfunktion in der Spirometrie. (Criée u. a., 2006, 6)</i>	5
2.1	<i>Normen bezüglich Messbereich und -genauigkeit für forcierte expiratorische Manöver nach DIN EN ISO 26782 und DIN EN ISO 23474 bei den Umgebungsbedingungen: relative Luftfeuchtigkeit 30 %- 75 %, Umgebungsdruck 850hPa - 1060hPa, Umgebungstemperatur für Volumensmessung 17°C - 35°C, Umgebungstemperatur für PEF 10°C - 35°C (DIN, 2010, 2009).</i>	34
3.1	<i>Linearer Temperaturkoeffizient von Platin, Molybdän und Nickel</i>	36
3.2	<i>Die spezifischen Widerstände von Platin, Molybdän und Nickel</i>	37
3.3	<i>Auflistung der wichtigsten thermodynamischen Kennwerte von Nickel. (Hügel u. Graf, 2009, 74)</i>	37
3.4	<i>Auswahl einiger Beschichtungsverfahren zum Oberflächenschutz oder zur Herstellung funktioneller Oberflächen (Kanani, 2000, 3).</i>	41
3.5	<i>Unterschiede einiger physikalischer Eigenschaften zwischen Nickel-Phosphor-Legierungen und Reinnickel (Oberflächentechnik-AHC, 74).</i>	44
3.6	<i>Auswahl an Anwendungen für die Beschichtung mit Chemisch-Nickel mit den jeweils üblichen Schichtdicken (Arbe, 1987, 13).</i>	47
4.1	<i>Dimensionierung der verwendeten Bauteile im Schaltbild aus Abbildung 4.11. Widerstand R_h im Arbeitspunkt bei ca. 50°C.</i>	75
4.2	<i>Wärmeleitfähigkeit von CO₂, Helium und Luft bei 300 K (Haynes, 2004, 6-212)</i>	100

Abkürzungsverzeichnis

ATP	ambient temperature pressure - Druck und Temperatur der umgebenden Luft. 36
ATS	American Thoracic Society. 5
BTPS	body temperature pressure saturated - Temperatur und Feuchte innerhalb der Lunge - 37 °C und 100% relative Feuchte beim gegebenen Luftdruck. 36
CCA	Constant-Current-Anemometrie - Versorgung der Anemometer-Messbrücke mit einem konstanten Strom. 31, 35
COPD	Chronic Obstructive Pulmonary Disease - chronisch obstruktive Lungenerkrankung;. 4
CT	Computertomografie - Bildgebendes Verfahren in der Radiologie basierend auf Röntgenbildern. 3
CTA	Constant-Temperature-Anemometrie - Versorgung der Anemometer-Messbrücke mit einer dynamischen Leistung, so dass die Übertemperatur gleich bleibt. 32, 33, 35, 39
CVA	Constant-Voltage-Anemometrie - Versorgung der Anemometer-Messbrücke mit einer konstanten Spannung. 32, 35
CVD	Chemical-Vapor-Deposition. 55
ERS	European Respiratory Society. 5

FEV ₁	Einsekundenkapazität - Volumen, das innerhalb einer Sekunde forciert ausgeatmet werden kann. 5
FVC	Forcierte Vitalkapazität - die maximal durch ausatmen erreichbare Luftmenge. 5
IVC	Inspiratorische Vitalkapazität - die maximal durch einatmen erreichbare Luftmenge. 5
L2F	Laser-2-Fokus-Anemometrie. 22
LDA	Laser-Doppler-Anemometrie. 20
LDV	Laser-Doppler-Velozimetrie. 20
LPM	Liter pro Minute. 38
LSA	Laser-Speckle-Anemometrie. 22
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems. 30
MRT	Magnetresonanztomografie - bildgebendes Verfahren basierend auf der Kernspinresonanz. 3
Nd:YAG	Neodym dotierter Yttrium-Aluminium-Granat. 57
PEF	Peak Expiration Flow - maximal erreichter Spitzenfluss. 5, 37
PVD	Physical-Vapor-Deposition. 55
RV	Residualvolumen - das verbleibende Lungenvolumen nach maximaler Ausatmung. 6
TLC	Totale Lungenskapazität - das Lungenvolumen nach maximaler eigenständiger Einatmung. 6
VCD	Vocal Cord Dysfunction - Fehlfunktion der Stimmbänder; plötzliche Verengung oder kurzzeitiger Verschluss. 9

Stichwortverzeichnis

- Alveolarsepten, 8
- Alveolen, 8
- Anästhesie, 3
- Anemometer, 13
 - Druckdifferenz, 19
 - Flügelrad, 15
 - Laser-2-Fokus, 18
 - Laser-Doppler, 18
 - Laser-Speckle, 18
 - Schalenkreuz, 15
 - thermisches, 21
 - Constant-Current (CCA), 28
 - Constant-Temperature (CTA), 28
 - Constant-Voltage, 28
 - Heißfilm, 22
 - Hitzdraht, 22
 - Pulsdraht, 21
 - Ultraschall, 16
- Atelektase, 10
- ATP, 32
- Beatmung, 2
- Beschichtungstechnologien, 40
- Bronchoskopie, 6
- BTPS, 32
- Bulla, 9
- Bullektomie, 9
- Chartis, 11
- Chartis-System, 11
- chemisch Nickel, 43
- COPD, 3
- CT, 3
- CVD, 50
- Emphysemtherapie, 8
- Endospirometrie, 7, 8
- Fluss/Volumen-Generator, 59
- Flusssensor, 13
- Fortron[®] PPS, 38
- FR4, 39
- FVC, 4
- Ganzkörperplethysmografie, 5
- Gasmasseflusssensor, 13
- Geschwindigkeitssensor, 13
- IXEF[®], 39
- Kalibrierung, 57
- Kapton[®]-Folie, 40
- Kollaterale, 10
- Konvektion, 24

- Lasert
 - Fokus, 88
 - Strukturierung, 51
 - Wechselwirkungen, 69
- lin. Temperaturkoeffizient, 36
- Lungenemphysem, 9
- Lungensimulator, 7
- Lungenvolumenreduktion, 10

- MEMS, 27
- Mess-Blendenprinzip, 20
- Metallabscheidung, 44
- MRT, 3

- Peakflow, 4
- Pneumologie, 3
- Pneumothorax, 12
- Polyester-Folie, 39
- Polyimid-Folie, 40

- Residualvolumen (RV), 5

- spez. Widerstand, 36
- Spirogramm, 4
- Spirometrie, 3
- Sputtern, 50
- Strömungssensor, 13

- Temperaturkompensation, 55
- Totale Lungenkapazität (TLC), 5

- Vakuumbeschichtung, 49
- VCD, 8
- Venturi-Messprinzip, 20
- Volumenfluss, 13
- Volumenzähler, 13

- Wärmeübertragungskoeffizient, 24
- Wärmetransport, 24
- Wärmeverlustverfahren, 2