

Integrierte, siliziumbasierte, miniaturisierte Pumpen und Strömungssensoren für mobile mikrofluidische Systeme

Martin Seidl

Vollständiger Abdruck der von der TUM School of Computation, Information and Technology
der Technischen Universität München zur Erlangung eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)
genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Priv.-Doz. Dr.-Ing. habil. Markus Becherer

Prüfer*innen der Dissertation:

1. Prof. Dr. rer. nat. habil. Gabriele Schrag
2. Prof. Dr.-Ing. Amelie Hagelauer

Die Dissertation wurde am 28.06.2023 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die TUM School of Computation, Information and Technology am 17.10.2023
angenommen.

Kurzfassung

Siliziumtechnologie ermöglicht seit Jahrzehnten große Fortschritte bei der Miniaturisierung von Mikrosystemen, insbesondere für mobile Endgeräte und die Mobilfunktechnik. Während Sensorik für mobile Geräte bereits weit verbreitet zum Einsatz kommt, gibt es trotz der Fortschritte im Bereich der Aktorik für Mikrosysteme selten miniaturisierte Bauteile, die die Anforderungen für eine Integration in mobile Endgeräte oder andere kompakte Systeme erfüllen. Besonders in der Mikrofluidik fehlen bisher miniaturisierte, selbstfördernde Systeme. Steigende Packungs- und Funktionsdichte sowie immer kürzere Produktzyklen verschärfen die Anforderungen an mikrotechnische Sensoren und Aktoren besonders im Hinblick auf die Baugröße und deren Entwicklungszeit jedoch stetig.

In dieser Arbeit werden Mikropumpen und darauf abgestimmte, miniaturisierte Strömungssensoren, die in Kombination die Basis für eine mikrofluidische Entwicklungsplattform bilden können, von Grund auf neu konzeptioniert und entwickelt. Eine umfassende Recherche zum Stand der Technik und Forschung sowohl bei Mikropumpen als auch bei miniaturisierten Strömungssensoren bildet die Entscheidungsgrundlage für die Auswahl der Antriebsart für die Mikropumpe und das Messprinzip des Strömungssensors. Die Entwicklungsphase wird durch virtuelle Produktentwicklung und durch die Adaptierung vorhandener Fertigungsprozesse beschleunigt. Nach der Fertigung der Prototypen und der Entwicklung geeigneter Prüfstände für die neuartigen Bauteile können durch experimentelle Charakterisierung die Vorteile der Mikropumpen und Strömungssensoren gegenüber dem Stand der Technik nachgewiesen werden.

Das innovative Konzept der neuartigen Mikromembranpumpen kombiniert den Einsatz aktiver Ventile mit einem elektrostatischen Antriebsprinzip für die Pumpkammer und die Ventile. Die Chipbene selbst trennt die Ein- und Auslassseite voneinander, was die Integration in kompakte Mikrofluidsysteme erleichtert. Durch die vollkommen monolithische Bauweise kommt ein hoher Grad an Automatisierung bei der Fertigung zum Einsatz. Trotz einer Baugröße von nur 1,86 mm x 1,86 mm x 0,3 mm sind die Mikropumpen in der Lage, gasförmige Medien mit Förderraten von bis zu 110 $\mu\text{l}/\text{min}$ zu fördern.

Die Strömungssensoren verbinden das oft in makroskopischen Sensoren angewendete Prinzip der Hitzdrahtanemometrie mit einer sehr geringen Baugröße von nur 1,4 mm x 1,4 mm x 0,4 mm. Sie sind wie die Mikropumpen vollkommen monolithisch aufgebaut. Die wesentliche Innovation besteht darin, dass die vollständig freigestellten Hitzdrähte senkrecht zur Chipoberfläche durch ein Durchgangsloch im Substrat des Mikrochips von dem zu messenden Fluid angeströmt werden. Diese Bauweise ermöglicht eine platzsparende Integration in kompakte Mikrofluidsysteme und eine verbesserte Empfindlichkeit. Mit den Anemometern können ohne dezidierte Auswerteelektronik Detektionsschwellen von etwa 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ und Messbereiche bis 20 ml/min erreicht werden.

Abstract

Silicon technology has enabled major advances in the miniaturization of microsystems for decades, especially for mobile devices and wireless technology. While sensor technology for mobile devices is already in widespread use, miniaturized components that meet the requirements for integration into mobile devices or other compact systems are rare, despite advances in the field of actuator technology for microsystems. Especially in microfluidics, miniaturized, self-propelled systems have been lacking. However, increasing packaging and functional density as well as ever shorter product cycles are steadily tightening the requirements for miniaturized sensors and actuators, especially with regard to size and their development time.

In this work, micropumps and matched miniaturized flow sensors, which in combination can form the basis for a microfluidic development platform, are conceptualized and developed from scratch. Extensive research on the state of the art and research in both micropumps and miniaturized flow sensors provides the basis for decision-making on the selection of the drive type for the micropump and the measurement principle for the flow sensor. The development phase is accelerated by virtual product development and by adapting existing manufacturing processes. After the manufacturing of the prototypes and the development of suitable test rigs for the novel components, the advantages of the micropumps and flow sensors compared to the state of the art can be demonstrated by experimental characterization.

The innovative concept of the novel micromembrane pumps combines the use of active valves with an electrostatic drive principle for the pump chamber and the valves. The chip plane itself separates the inlet and outlet sides, which facilitates integration into compact microfluidic systems. Due to the completely monolithic design, a high degree of automation is used in manufacturing. Despite a size of only 1.86 mm x 1.86 mm x 0.3 mm, the micropumps are capable of pumping gaseous media at flow rates of up to 110 $\mu\text{l}/\text{min}$.

The flow sensors combine the principle of hot-wire anemometry often used in macroscopic sensors with a very small size of only 1.4 mm x 1.4 mm x 0.4 mm. Like the micropumps, they are completely monolithic in design. The main innovation is that the fluid to be measured passes by the fully exposed hot wires perpendicular to the chip surface through a through hole in the substrate of the microchip. This design allows space-saving integration into compact microfluidic systems as well as a high sensitivity. With the anemometers, detection thresholds of about 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ and measuring ranges up to 20 ml/min can be achieved without dedicated evaluation electronics.

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1 | Motivation und Aufbau der Arbeit | 1 |
| 2 | Überblick über den Stand der Technik | 5 |
| 2.1 | Stand der Technik bei Mikropumpen | 5 |
| 2.2 | Bewertung der Antriebsarten | 12 |
| 2.3 | Überblick über Konzepte zur Messung von Fluidströmungen | 13 |
| 2.4 | Bewertung der Messverfahren im Hinblick auf die Umsetzbarkeit für miniaturisierte, integrierte Sensoren | 14 |
| 3 | Elektrostatisch aktuierte, monolithische Mikromembranpumpen in Siliziumbauweise | 17 |
| 3.1 | Mikromembranpumpe mit aktiven Ventilen | 17 |
| 3.1.1 | Auswahl der Fertigungstechnologie und der Antriebsart | 18 |
| 3.1.2 | Konzept für eine Mikropumpe mit aktiven Ventilen | 23 |
| 3.1.3 | Funktionsprinzip | 25 |
| 3.1.4 | Varianten | 26 |
| 3.1.5 | Entwurfsbegleitende Simulation | 27 |
| 3.1.6 | Bewertung des Konzepts | 39 |
| 3.2 | Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil | 41 |
| 3.2.1 | Konzeptionierung | 41 |
| 3.2.2 | Funktionsprinzip | 48 |
| 3.2.3 | Technologiewahl und Fertigung | 49 |
| 3.2.4 | Entwurfsbegleitende Simulation | 55 |
| 3.2.5 | Die Mikropumpenchips | 58 |
| 3.3 | Experimentelle Charakterisierung | 60 |
| 3.3.1 | Prüfstandentwicklung | 60 |
| 3.3.2 | Bestimmung der Förderrate | 67 |
| 3.3.3 | Untersuchung der Schadensmechanismen | 81 |
| 3.4 | Bewertung des finalen Mikropumpenkonzepts | 88 |

| | | |
|-------|---------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 4 | Miniaturisierte, siliziumbasierte Strömungssensoren mit thermischem Messprinzip | 91 |
| 4.1 | Konzept | 91 |
| 4.2 | Technologiewahl zur Realisierung der Prototypen | 94 |
| 4.3 | Prototypen | 95 |
| 4.4 | Prototypenaufbau und Prüfstand | 95 |
| 4.5 | Experimentelle Charakterisierung der Strömungssensoren | 98 |
| 4.5.1 | Widerstandsmessungen und Zerstörungstests | 98 |
| 4.5.2 | Referenzmessungen mit kommerziell erhältlichem Massendurchflussmesser | 99 |
| 4.5.3 | Messung ohne seriell geschalteten Massendurchflussmesser | 102 |
| 4.6 | Schadensmechanismen | 105 |
| 4.7 | Bewertung des Anemometerkonzepts | 105 |
| 5 | Zusammenfassung | 107 |
| 6 | Ausblick | 110 |
| 7 | Literaturangaben | 121 |

1 Motivation und Aufbau der Arbeit

Die rasante Miniaturisierung im Bereich der Mikrosysteme, die besonders durch mobile Endgeräte und die Mobilfunktechnik vorangetrieben wird, wurde vor allem durch den Einsatz von Siliziumtechnologie ermöglicht. Dabei sind seit Jahrzehnten große Fortschritte zu beobachten, die einen Wachstumsmarkt hervorgebracht haben.

Durch die immer weiter steigende Packungsdichte und die wachsende Funktionalität von Sensorsystemen verschärfen sich die Anforderungen an mikrotechnische Sensoren und Aktoren jedoch zunehmend. Gleichzeitig muss die Zeit bis zur Marktreife verkürzt werden, um den immer kürzeren Produktzyklen gerecht werden zu können. Ein Hauptproblem, das der Beschleunigung der Produktentwicklung entgegenwirkt, ist die lange Durchlaufzeit bei der Fertigung siliziumbasierter Produkte, die die Dauer der Iterationsschleifen hochhält.

Sensorik für mobile Geräte ist bereits seit Jahren in vielen Bereichen wie der Lage- und Beschleunigungsmessung, der Erfassung akustischer Signale und auch bei der Bildgebung weit verbreitet im Einsatz. Doch trotz Fortschritten im Bereich der Aktorik für Mikrosysteme gibt es selten miniaturisierte Bauteile, die die Anforderungen für eine Integration in mobile Endgeräte oder andere kompakte Systeme erfüllen. Besonders in der Mikrofluidik fehlen bisher miniaturisierte, aktive Systeme.

Ein Kernstück bei der Entwicklung eines neuen, aktiven mikrofluidischen Systems, welches nicht nur passiv vorhandene Fluidströmungen ausnutzt, sondern diese selbst erzeugen kann, ist der Aktor, der das zu fördernde Fluid antreibt. Ein solcher Aktor wird als mikrofluidischer Antrieb, als Mikrofluidaktor oder als Mikropumpe bezeichnet. Der Begriff Mikropumpe kann dabei auf unterschiedliche Arten definiert werden. Oft werden Geräte als Mikropumpen bezeichnet, wenn Sie dazu gedacht sind, Fluide mit Förderraten im Bereich von einigen wenigen Mikrolitern pro Minute bis hin zu einigen hundert Mikrolitern pro Minute zu fördern oder zu manipulieren. Enger gefasste Definitionen schränken die Bezeichnung Mikropumpe darüber hinaus auf Geräte ein, bei denen einzelne Funktionsabmessungen im Mikrometerbereich liegen, oder deren gesamte Baugröße gar im Submillimeterbereich liegt. Außerdem wird der Begriff Mikropumpen oft auf Geräte eingegrenzt, die nicht mehr in klassischer feingerätetechnischer Bauweise, sondern mit Hilfe von silizium-, glas-, metall- oder kunststoffbasierter Mikrofertigungstechnologie gefertigt werden, wie sie beispielsweise aus der Halbleiterindustrie bekannt ist. [1 bis 4]

Für mikrofluidische Systeme kann neben der Erzeugung von Fluidströmungen auch die messtechnische Erfassung von Fluidmengen, die in das System hinein, oder aus dem System herausfließen, von großer Bedeutung sein. Dies gilt vorrangig für Mikrodosiersysteme. Aber auch bei mobiler Umweltsensorik kann die genaue Kenntnis über die mit der Umwelt ausgetauschten Fluidmengen relevant sein. Eine zweite, wichtige

Komponente für aktive mikrofluidische Systeme ist daher ein zur Mikropumpe kompatibler, miniaturisierter Strömungssensor.

Diese beiden Bauteile können zusammen unter anderem die Grundlage für eine mikrofluidische Entwicklungsplattform bilden, auf Basis derer Sensorsysteme für Gas- oder Partikelsensorik entwickelt werden können. Weitere Einsatzgebiete ergeben sich im Bereich der Dosiersysteme, wie etwa bei ultraleichten Luftkissenpipettierhilfen, oder in der Medizingerätetechnik, beispielsweise bei der Feinstdosierung von medizinischen Wirkstoffen. Auch die in-situ Produktion von verderblichen medizinischen Wirkstoffen in Mikroreaktoren am oder im Körper des Patienten kann von miniaturisierten Fluidantrieben profitieren.

Der Entwurf und die Realisierung einer Mikropumpe, welche die Anforderungen an Baugröße und Förderrate, die sich aus dem Anwendungsgebiet der mobilen Mikrofluidsysteme ergibt, sowie die Kompatibilität mit Massenfertigung in einem Gerät vereint, ist das primäre Ziel dieser Arbeit. Die neu entwickelte Mikropumpe soll möglichst monolithisch mit einem Standard-Halbleiterfertigungsprozess hergestellt werden können, um alle Vorteile dieser Technologie, wie die geringen Strukturgrößen, hohe Wiederholgenauigkeit bei kritischen Bauteilabmessungen und die gute Skalierbarkeit hin zu hohen Stückzahlen mit den daraus resultierenden niedrigen Stückkosten, nutzen zu können. Ferner sollen nach Möglichkeit auch die maximal benötigte Ansteuerspannung sowie die Leistungsaufnahme minimiert werden, um größtmögliche Integrierbarkeit, besonders in mobile Geräte, zu ermöglichen. Gleichzeitig soll die Entwicklungszeit durch geeignete Maßnahmen wie virtuelles Prototyping und die Nutzung bestehender Halbleiterfertigungsprozesse minimiert werden. Dadurch sollen frühzeitig in der Entwicklung Fehler und Probleme des Konzepts erkannt und behoben werden, ohne auf die lange Durchlaufzeit bei der Fertigung warten zu müssen.

Das sekundäre Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines integrierten, miniaturisierten Strömungssensors für niedrige Volumenströme mit hoher Genauigkeit, niedriger Detektionsschwelle und kurzen Ansprechzeiten. Diese Anforderungen müssen mit Massenfertigungstauglichkeit, niedrigen Stückkosten und einer kurzen Entwicklungszeit in Einklang gebracht werden.

Diese Arbeit beschränkt sich auf gasförmige Fördermedien, die für die potentiellen Anwendungen, wie beispielsweise mobile Umweltsensoriksysteme, oder möglichst kompakte und leichte elektronische Pipettierhilfen für mobile Labore, am relevantesten sind. Der Fokus der Arbeit liegt auf der Entwicklung funktionsfähiger Prototypen von Mikropumpen und miniaturisierten Strömungssensoren, sowie dem Nachweis der Funktionsfähigkeit der Prototypen und ihrer Vorteile gegenüber dem Stand der Technik.

Diese Arbeit ist in drei Teile gegliedert. Im ersten Teil erfolgt eine ausführliche Recherche des Stands der Technik und der Forschung bei miniaturisierten Pumpen und Strömungssensoren. Im zweiten Teil wird eine miniaturisierte Pumpe als Antrieb und Hauptkomponente für aktive, mikrofluidische Systeme entwickelt und experimentell charakterisiert. Im dritten Teil wird der Entwurf und die Charakterisierung eines miniaturisierten Strömungssensors behandelt, welcher der miniaturisierten Pumpe als zweite Komponente für mikrofluidische Systeme zur Seite gestellt wird.

Die Recherche zum Stand der Technik und der Forschung bei miniaturisierten Pumpen bildet die Grundlage für die Auswahl eines geeigneten Antriebsprinzips für ein neuartiges Pumpenkonzept. Die verfügbaren Halbleiterfertigungsprozesse stellen dabei eines der Hauptauswahlkriterien dar. Nach der Wahl des Antriebskonzepts und eines geeigneten Fertigungsprozesses findet die simulationsgestützte Konzeptionierung in mehreren Iterationsschritten statt. Dabei müssen Anforderungen in Bezug auf die Integrierbarkeit in kompakte und mobile Gesamtsysteme berücksichtigt werden. Nach der Fertigung der Pumpenprototypen folgt die Entwicklung eines geeigneten Prüfstands und die experimentelle Charakterisierung zum Nachweis der Vorteile der Pumpenprototypen gegenüber dem Stand der Technik. Abschließend werden Schadensmechanismen diskutiert und das Konzept bewertet.

Als zweite Komponente für die mikrofluidische Entwicklungsplattform wird ein Strömungssensor entwickelt. Der Entwicklungsprozess erfolgt analog zur Entwicklung der Pumpe. Die Recherche zum Stand der Technik und der Forschung bei Strömungssensoren bildet die Entscheidungsbasis für die Auswahl eines Messprinzips. Dabei muss ebenfalls darauf geachtet werden, dass das Messprinzip mit einem bereits bestehenden Fertigungsprozess realisiert werden kann. Nach der Konzeptionierung und der Fertigung der Sensorprototypen wird ein geeigneter Prüfstand zur experimentellen Charakterisierung entwickelt. Anschließend werden Experimente durchgeführt, um den Nachweis der Vorteile der Sensorprototypen gegenüber dem Stand der Technik zu erbringen. Abschließend wird das Sensorkonzept bewertet.

Eine Zusammenfassung der Ergebnisse und ein Ausblick auf die Optimierungspotentiale schließt die Arbeit ab.

2 Überblick über den Stand der Technik

Die Erfassung des Stands der Technik dient dazu, die Stärken sowie die Schwächen bestehender Konzepte zu untersuchen. Im Folgenden soll daher zunächst ein Überblick über den Stand der Technik und der Forschung sowohl bei Mikropumpen als auch bei Strömungssensoren geschaffen werden. Daraus wird im Anschluss, basierend auf den Anforderungen, die erfüllt werden sollen, die Wahl des jeweils geeignetsten Konzepts abgeleitet.

2.1 Stand der Technik bei Mikropumpen

Die weltweite Forschungs- und Entwicklungsarbeit auf dem Gebiet der Mikropumpen hat inzwischen eine umfangreiche und stark diversifizierte Gruppe von Bauelementen hervorgebracht. Die Funktionsweise und der technische Aufbau der einzelnen Mikropumpen unterscheiden sich, abhängig vom vorgesehenen Einsatzbereich, teilweise sehr stark, und hängen meist maßgeblich vom zu fördernden Medium ab. Um einen guten Überblick über die am Markt befindlichen Produkte, sowie die in Entwicklung befindlichen Konzepte zu erhalten, ist es daher hilfreich, die Mikropumpen nach gemeinsamen Merkmalen aufzuteilen und zu kategorisieren. Eine mögliche Einteilung von Mikrofluidaktoren nach ihrem Antriebskonzept ist in Abbildung 1 dargestellt. Es werden dabei zwei grundlegend unterschiedliche Arten der Energieübertragung auf das zu fördernde Medium unterschieden: Zum einen kann die Energie mit Hilfe sich bewegender oder deformierender mechanischer Bauteile auf das Fluid übertragen werden. Zum anderen kann ein direkter Energieeintrag in das zu fördernde Medium erfolgen. Innerhalb dieser beiden Kategorien teilen sich die Mikropumpen jeweils in eine Vielzahl unterschiedlicher Typen auf. Besonders bei den Mikropumpen mit mechanischer Energieübertragung auf das zu fördernde Medium steht dann wiederum für einen bestimmten Mikropumpentyp eine große Anzahl unterschiedlicher Energiewandlungsprinzipien für den Antrieb zur Auswahl. Bei Mikropumpen mit direktem Energieeintrag in das zu fördernde Medium sind keine bewegten Teile für den Fluidantrieb nötig. Sie können daher als Solid-State-Antriebe umgesetzt werden. Allerdings stellen sie strengere Anforderungen an das zu fördernde Medium. Außerdem sind sie oft nicht regel- oder steuerbar. In vielen Fällen sind sie auch nicht zur reinen Fluidförderung geeignet, sondern zur Manipulation bestimmter Flüssigkeitsmengen oder -bestandteile gedacht. [2]

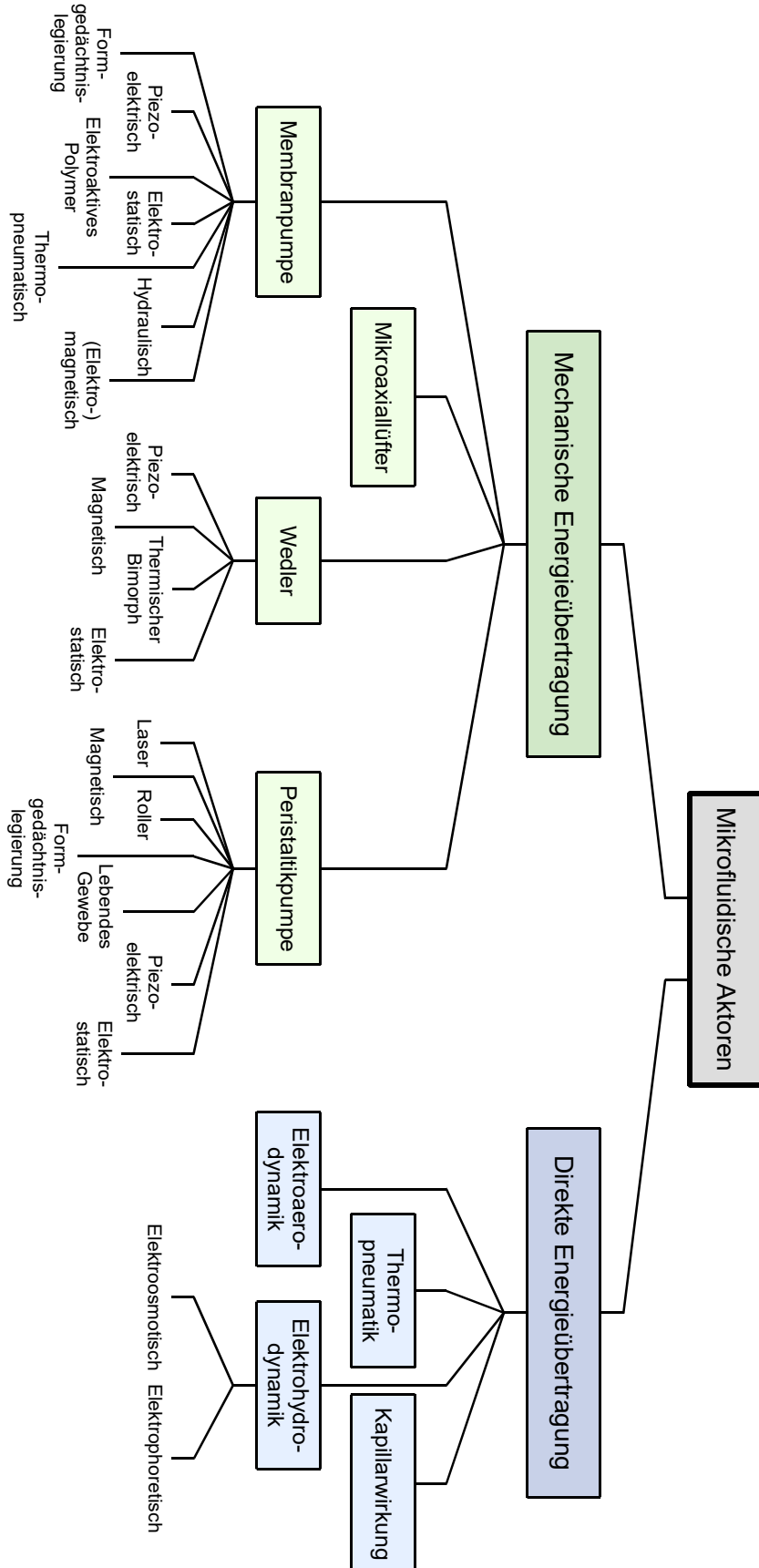


Abbildung 1: Einordnung von Mikropumpen nach ihrer Antriebstechnologie

Der folgende Überblick beschränkt sich auf Mikropumpen, die bereits mit Mikrofertigungstechnologien hergestellt werden, sowie auf Konzepte, die mit dem Ziel entwickelt wurden, später in Massenfertigung produziert werden zu können. Auch auf Sonderlösungen für spezielle Anforderungen, wie beispielsweise Vakuummikropumpen [5], wird nicht genauer eingegangen. Für ausführlichere Informationen zu Mikropumpen und deren Funktionsweise sei an dieser Stelle beispielhaft auf die umfangreichen systematischen Übersichtsarbeiten von N.-T. Nguyen, X. Y. Huang und T. Chuan [1], D. J. Laser und J. G. Santiago [2], B. D. Iverson und S. V. Garimella [3], F. Amirouche, Y. Zhou und T. Johnson [4], sowie T. Grzebyk [5] verwiesen.

Miniaturisierte Axiallüfter

Versuche, makroskopische Konzepte wie den Axiallüfter direkt in Submillimeter-Abmessungen zu überführen, waren als Experiment zwar erfolgreich [6], haben das Prototypenstadium jedoch nie verlassen. Die Lüfterblätter werden bei diesen Aktoren mit Hilfe von piezoelektrischen Scratch-Drive Aktoren (SDA) [7] in einer kreisförmigen Bahn um eine zentrale Aufhängung herum über die Chipoberfläche gezogen. Die Hauptprobleme dieser und ähnlicher Konzepte sind die im Verhältnis zur Baugröße große Oberflächenrauigkeit in Kombination mit der dem Funktionsprinzip inhärenten Reibung, die zu erhöhtem Verschleiß führen. Die meisten Vorteile, die die Miniaturisierung durch Halbleiterfertigungsprozesse bietet, werden auf diese Weise nicht genutzt.

Mikromembranpumpen

Mikromembranpumpen stellen die größte Gruppe von Mikrofluidaktoren dar. Allen Mikromembranpumpen ist gemein, dass Sie eine geschlossene Pumpkammer aufweisen, die über Ein- und Auslassventile mit der Umwelt verbunden, und an mindestens einer Seite mit einer flexiblen Membran versehen ist. Die flexible Membran wird deformiert, und vergrößert bzw. verkleinert periodisch das Pumpkammervolumen, wodurch regelmäßig Fluid durch das Einlassventil in die Pumpkammer gezogen und anschließend durch das Auslassventil wieder ausgestoßen wird. Als Ein- und Auslassventile kommen in den meisten Fällen passive Bauteile zum Einsatz. Die häufigsten Bauformen sind passive Klappenventile [8] oder statische Ventile, wie Diffusor-Düsen-Elemente oder Teslaventile [9]. All diesen Ventilarten ist gemein, dass Sie den von der Pumpmembran erzeugten Über- und Unterdruck im Fluid nutzen, um ihre strömungsrichtende Wirkung zu entfalten. Somit wird üblicherweise nur ein einziges Ansteuersignal für die Pumpmembran zum Betrieb der Mikromembranpumpen benötigt. Die Wandlerprinzipien zur Aktuierung der Pumpmembran sind jedoch äußerst vielfältig. Die bekanntesten Methoden sind dabei piezoelektrische Energiewandler [10 bis 21]. Doch auch mit elektrostatischen Antrieben [22 bis 24], elektroaktiven Polymeren [25, 26], sowie hydraulischen [27 bis 30] und magnetischen [31, 32] Antrieben und sogar Formgedächtnislegierungen [33] wurden bereits erfolgreiche Versuche durchgeführt. Eine besondere Bauform der Mikromembranpumpe ist der ‚Synthetic-Jet‘-Aktor [34, 35]. Dessen Funktionsweise unterscheidet sich von typischen Mikromembranpumpen: Fluid wird periodisch durch eine kleine Öffnung aus der Pumpkammer in die Umgebung ausgestoßen und wieder in die

Pumpkammer zurückgesaugt. Geschieht dies unter den richtigen Randbedingungen, entstehen im Freifeld über der Öffnung Ringwirbel, die eine Wirbelstraße bilden. Diese Wirbelstraße treibt zusätzliches Fluid, das nicht aus der Pumpkammer stammt, von der Öffnung der Pumpkammer weg, wodurch ein Nettofluidstrom entsteht. Der eigentliche Fluidstrom wird hier also nicht durch die Pumpkammer hindurch, sondern an der Pumpe vorbei gefördert. ‚Synthetic-Jet‘-Aktoren sind daher prinzipbedingt besser für Freifeldanwendungen geeignet.

Peristaltikpumpen

Peristaltikpumpen orientieren sich an einem der in der Biologie am häufigsten vorkommenden Fördermechanismen für Fluide, der mechanischen Wanderwelle. Wie beim natürlichen Vorbild, das bei Verdauungssystemen [36] oder bei der Fortbewegung von Insektenlarven beobachtet werden kann, werden Peristaltikpumpen üblicherweise als Schlauchperistaltiksysteme umgesetzt. Sie bestehen aus einem Fluidkanal mit einer oder mehreren weichen Wänden, die lokale Einschnürungen des Fluidkanals erzeugen können. Diese lokalen Einschnürungen werden dann am Fluidkanal entlanggeführt und fördern das vor ihnen befindliche Fluid durch den Kanal. Die Deformation der Kanalwände kann, wie bei den Mikromembranpumpen, durch viele Wandlerprinzipien herbeigeführt werden. Darunter sind piezoelektrische [37, 38], elektrostatische [39, 40], sowie elektromagnetische [41 bis 43] Antriebe zu finden. Ebenso waren Versuche mit Formgedächtnislegierungen [44 bis 46] sowie lebendem Gewebe [47], das von Fruchtfliegenlarven gewonnen wurde, und mit Lichtreizen angesteuert werden kann, erfolgreich. Auch miniaturisierte Schlauchquetschpumpen [48, 49] wurden bereits realisiert, wobei die Rollen selbst in diesem Fall von einem extern montierten Elektromotor angetrieben wurden. Eine Sonderform der Peristaltikpumpe wurde 2015 von Y. Chen, T.-H. Wu und P.-Y. Chiou [50] vorgestellt: In einem Chip aus Polydimethylsiloxan (PDMS) werden ein Fluidkanal, sowie unterhalb davon mehrere quer zum Fluidkanal verlaufende, sogenannte Kontrollkanäle erzeugt. Die Kontrollkanäle sind flüssigkeitsgefüllt, und die Flüssigkeit kann durch einen externen Laser verdampft werden. Dadurch dehnen sich die Kontrollkanäle aus und schnüren den Fluidkanal lokal ein. Werden die Kontrollkanäle in der richtigen Reihenfolge angesteuert, kann die Einschnürung am Fluidkanal entlanggeführt werden, wodurch Fluid transportiert wird.

Neben den schlauchperistaltischen Systemen werden gelegentlich auch Reihenschaltungen von Mikromembranpumpen mit Ventilen oder ohne Ventile als Peristaltikpumpen bezeichnet. [51 bis 58]

Mikrowedler

Mikrowedler bestehen aus einem flach ausgestalteten Biegebalken, der aktiv verbogen werden kann. Durch die periodische, meist in Resonanz ausgeführte Auf- und Abwärtsbewegung des Biegebalkens wird Fluid von der Aufhängung über den Wedler hinweg transportiert. Der Fluidtransport basiert dabei auf der Impulsübertragung von der Wedloberfläche an das Fluid, und auf der Erzeugung von geeigneten Wirbeln. Durch eine peristaltische Bewegungsform [59] des Biegebalkens kann die Effizienz erhöht

werden. Mikrowedler werden wie Mikromembranpumpen vorwiegend piezoelektrisch [60 bis 74] betrieben. Interdigitalelektroden [75] erweisen sich dabei gegenüber vollflächigen Elektroden als vorteilhaft, da sie die elektrische Feldstärke im Piezomaterial bei gleichbleibender Betriebsspannung erhöhen. Auch elektrostatische [76] und elektromagnetische [77, 78] Antriebe wurden erprobt. Mikrowedler zeichnen sich vor allem durch hohen Durchsatz bei geringer Baugröße und geringer Leistungsaufnahme aus. [59]

Elektrohydrodynamik

Elektrohydrodynamik, auch als elektrostriktive Hydrodynamik oder Elektrokinetik bezeichnet, fasst mehrere Effekte zusammen, die auf in Flüssigkeit gelöste Ionen oder ionisierbare Teile, oder ionisierbare Flüssigkeiten wirken können. Elektrophorese und Dielektrophorese können dabei nur zur Manipulation von im Fluid enthaltenen Partikeln entlang einer Funktionsoberfläche eingesetzt werden. Elektroosmose, auch Elektrobenetzung genannt, beschreibt den Fluidtransport durch Mikrokanäle, induziert durch eine an den Kanal angelegte elektrische Spannung. [79 bis 88]

Elektroaerodynamik

Elektroaerodynamische Antriebe, auch Ionenwindantriebe [89] genannt, werden gelegentlich den elektrohydrodynamischen Antrieben zugeordnet. Ihr Unterscheidungsmerkmal sind die gasförmigen Fördermedien. An einer unter Hochspannung stehenden Entladungselektrode, auch Coronelektrode genannt, werden Gasmoleküle elektrisch geladen, und anschließend in Richtung einer Gegenelektrode beschleunigt, die auf einem niedrigeren elektrischen Potential liegt. Die elektrisch geladenen, beschleunigten Gasmoleküle transportieren durch Stöße auch nicht geladene Gasmoleküle in die gleiche Richtung. Dadurch entsteht eine gerichtete Fluidströmung. Durch Variation der an der Coronelektrode angelegten Spannung und der Potentialdifferenz zwischen Coronelektrode und Gegenelektrode kann der Volumenstrom gesteuert werden. [90 bis 92]

Thermopneumatische Antriebe

Thermopneumatische Ventile [93] wurden ursprünglich nur zur Steuerung von Flüssigkeitsströmen entwickelt, nicht zur Förderung. Sie machen sich den Phasenübergang vom flüssigen zum gasförmigen Aggregatzustand und die damit verbundene Expansion zu nutze. Im Fluidkanal wird eine beheizbare Ventilkammer eingebracht. Soll der Fluidstrom unterbrochen werden, wird die Ventilkammer aufgeheizt, bis die darin befindliche Flüssigkeit verdampft. Die so entstehende Gasblase blockiert im Zusammenspiel mit der Ventilkammergeometrie den Fluidstrom. In modifizierter Form [94] können sie aber auch als Mikropumpe arbeiten. Werden mehrere Stellen im Fluidkanal nacheinander erhitzt, blockiert die zuerst entstehende Gasblase den Fluidstrom. Wird in Flussrichtung hinter der ersten Gasblase eine weitere Gasblase erzeugt, verdrängt die Expansion dieser zweiten Gasblase das Fluid im Kanal. Da der Weg entgegen der Flussrichtung von der ersten Gasblase durch deren Oberflächenspannung und die daraus resultierende Anhaftung im Kanal blockiert ist, wird Fluid in Richtung des Auslasses

transportiert. Nun schließt eine dritte Gasblase den Kanal hinter der zweiten Gasblase ab, und die ersten beiden Gasblasen werden wieder verflüssigt. Durch die Kontraktion wird frisches Fluid von der Einlassseite in den Kanal gesaugt. Nach der Verflüssigung der dritten Gasblase kann der Pumpzyklus wiederholt werden. Der beschriebene Aktor kann nur mit flüssigen Medien arbeiten, die einen passenden Siedepunkt aufweisen.

Kapillareffekt

Anders als die Elektrobenetzung ist der Kapillareffekt eine passive Form der Fluidförderung, die ebenfalls auf der Oberflächenspannung und Benetzungsfähigkeit von Fluiden beruht. Wird der Kapillareffekt zum Fluidtransport in Mikrosystemen genutzt, so werden Mikrokanäle in die Chipoberfläche oder senkrecht zur Chipoberfläche durch das Material hindurch prozessiert, die bei Fluidkontakt benetzt werden und sich vollsaugen. Dieser Vorgang ist nicht reversibel und nicht kontinuierlich. [95]

Eine Zusammenfassung und Gegenüberstellung aller aus den Forschungsergebnissen und Datenblättern entnommenen Kennzahlen und Eigenschaften ist in Tabelle 1 zu finden. Wichtige Kennwerte bei der Charakterisierung von Mikropumpen sind ihre Abmessungen, ihr Gewicht, die typische Leistungsaufnahme, Versorgungsspannung und Ansteuerfrequenzen. Neben diesen allgemeinen Angaben gibt es jedoch auch einige Kennzahlen, die sich speziell auf Mikropumpen beziehen. Als *aktive Fläche* wird typischerweise der Teil der Oberfläche der Mikropumpe bezeichnet, auf der sich bewegliche Strukturen wie beispielsweise Pumpmembranen befinden. *Pumprate* oder *Förderrate* sind Bezeichnungen für den erzeugten *Volumenstrom*, also das geförderte Volumen pro Zeiteinheit. Die *Gegendruckfestigkeit* bezeichnet die Eigenschaft der Mikropumpe, bis zu einem gewissen Grenzüberdruck im Fluid, der auf der Auslassseite der Pumpe anliegt, Fluid zu fördern.

| Pumpentyp | Abmessungen (Länge x Breite x Höhe oder Länge x Breite) (mm x mm x mm) | Gewicht (g) | Aktive Fläche (mm ²) | Volumensstrom (Gas) (µl/min) | Volumensstrom (Flüssigkeit) (µl/min) | Gegendruck- festigkeit (kPa) | Leistungs- aufnahme (W) | Betriebs- spannung (V) | Ansteuer- frequenz (Hz) |
|----------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|----------------|----------------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------|------------------------------|-------------------------------|
| Mikro-Axiallüfter | 2x2 | - | - | - | - | - | - | 30 - 150 | 2000 - 15000 |
| Membranpumpe (piezoelektrisch) | 3,5x3,5x0,6 - 30x11x1 | ca. 0,03 | 12 - 330 | 400 - 200000 | 60 - 80000 | 20 - 550 | 0,003 - 0,084 | 80 - 400 | 30 - 1600 |
| Membranpumpe (elektrostatisch) | 4x6x0,1 - 25,1x19,1x1 | - | 4 - 72 | 0,18 - 4000 | ca. 1 | 7 - 17,5 | - | 50 - 100 | 1800 - 14000 |
| Membranpumpe (elektromagnetisch) | 9x9x0,5 - 10x10x2,5 | - | 64 - 79 | - | 400 - 5000 | 1,3 - 28 | 0,013 - 0,5 | - | 5 - 10000 |
| Membranpumpe (elektroaktives Polymer) | 2x2x0,4 - 5x5 | - | 1,9 | 100 | - | - | - | 100 | 100 |
| Membranpumpe (hydraulisch/pneumatisch) | 9x1,5x0,19 | - | 14 | - | 2600 | 25 | - | - | 50 |
| Membranpumpe (Formgedächtnislegierung) | 15x9x0,5 | - | 70 | - | 40 - 50 | 0,6 - 4,2 | 0,4 - 0,8 | - | 0,5 - 1,1 |
| Membranpumpe (thermopneumatisch) | 6,5x3,5x1 - 12x6x2 | - | 0,2 - 74 | - | 0,0078 - 0,074 | 920 | - | 55 | 0,5 - 6 |
| Membranpumpe (Synthetic Jet) | 9x9 | - | 36 | - | - | - | - | 15 - 25 | 4000 - 14000 |
| Peristaltik (Laser) | 5x2x0,2 | - | 0,15 | - | 0,0276 | - | 0,1 | - | 557 |
| Peristaltik (magnetisch) | 9x9x0,3 | - | 64 | - | 3,8 | 0,52 | - | - | - |
| Peristaltik (Roller) | 2,4x2,4x0,1 - 4,5x4,5x0,5 | - | 4,4 - 20,3 | - | 1000 - 9500 | 0,55 - 8 | 0,165 - 7,7 | 2,5 | - |
| Peristaltik (lebendes Gewebe) | 2x0,8x0,8 | - | - | - | 0,24 - 0,53 | - | - | - | 0,5 - 2 |
| Peristaltik (Formgedächtnislegierung) | 8x3x2,8 - 45x30x30 | 16 - 29 | - | - | 200 - 1000 | - | 1,4 - 3 | 1,8 - 6 | - |
| Peristaltik (piezoelektrisch) | 16x8 - 75x24x1,1 | - | 130 - 1840 | - | 30 - 37 | 2,5 - 30 | 0,4 | 80 - 100 | 4 - 700 |
| Peristaltik (elektrostatisch) | 40x22x0,5 | - | - | 27 | - | - | - | 100 | 4 |
| Peristaltik (thermopneumatisch) | 20x0,4x0,05 - 8x2,5x550 | - | 8,6 - 20 | - | 7,5 - 21,6 | 3,5 | - | 20 | 2 |
| Wedler (piezoelektrisch) | 40x12x0,3 57x13x0,3 | 2 | 740 | 8*10 ⁶ - 3*10 ⁷ | - | - | 0,0025 - 0,026 | 120 | 800 |
| Wedler (elektromagnetisch) | 35x12x20 - 90x12x20 | - | 420 - 1080 | 1*10 ⁷ | - | - | 0,2 - 0,7 | 2,5 | 18 - 50 |
| Wedler (elektrostatisch) | 0,6x0,13x0,5 - 0,8x0,2x0,5 | - | 0,16 | 10 | - | - | - | - | 16000 - 25000 |
| Elektrohydrodynamisch | 0,1x0,1x6 - 6,35x6,35x0,09 | - | - | - | 1,5 - 6400 | 10 - 400 | 0,0004 - 0,875 | 5 - 600 | 0 - 10000 |
| Elektroaerodynamisch | 21x21 | 4 | - | - | - | 0,042 | 1,8 | 1700 - 3500 | - |
| Thermopneumatisch | 0,2x0,2x300 | - | - | - | 33 | 20 | - | - | - |
| Kapillareffekt | 1x1x0,3 | - | - | - | 500 | - | passiv | passiv | - |

Tabelle 1: Vergleich der unterschiedlichen Mikropumpentypen hinsichtlich relevanter Kennwerte. [6, 7, 9 bis 20, 22, 24 bis 33, 35, 37 bis 45, 47 bis 58, 60 bis 78, 81 bis 91, 93 bis 103]

2.2 Bewertung der Antriebsarten

Der Überblick über den Stand der Technik zeigt, dass hauptsächlich zwei Aspekte für die bisher geringe Verbreitung von Mikropumpen in mobilen Anwendungen verantwortlich sind, wobei beide Aspekte in Verbindung zueinander stehen. Die meisten Mikropumpen sind trotz fortschreitender Miniaturisierung immer noch zu groß (vgl. Tabelle 1), um leicht in mobile Anwendungen integriert zu werden. Das gilt insbesondere auch, wenn das für den Betrieb notwendige Gehäuse mit fluidischen und elektrischen Anschlüssen mit in die Betrachtung genommen wird. Das Problem der fehlenden Miniaturisierung basiert aber zum Teil auch auf dem zweiten Aspekt: Bei der Herstellung von Mikropumpen werden bereits Mikrofertigungstechnologien, wie zum Beispiel Halbleiterfertigerungsverfahren eingesetzt. Diese werden aber immer noch mit manuellen oder halbmanuellen Fertigungsverfahren aus der Feinwerktechnik kombiniert. Dieser erhöhte Fertigungsaufwand wirkt sich negativ auf die Massenfertigungstauglichkeit, und damit auf den Preis, sowie letzten Endes die mögliche Marktdurchdringung aus. [8]

Daneben spielt die baugrößenbezogene Förderrate eine wichtige Schlüsselrolle. Zu vielen Prototypen und Konzepten werden zwar keine Angaben zur maximalen Förderrate bei Gasen gemacht. Trotzdem lässt sich aus den in Tabelle 1 gesammelten Daten entnehmen, dass die zu erwartenden Förderraten bei Mikropumpen, die klein genug für eine Integration in mobile Systeme sind, für viele mögliche Anwendungen nicht ausreichen werden.

Unter den Mikropumpen mit sehr kleinen Abmessungen sind Siliziummikromembranpumpen mit piezoelektrischem Antrieb technisch am weitesten fortgeschritten. Auch die baugrößenbezogene Förderrate liegt bei den kleinsten Vertretern dieses Pumpentyps in einem sehr hohen Bereich von bis zu 49 $\mu\text{l}/\text{min}$ pro mm^2 Chipfläche. Doch gerade piezoelektrische Membranantriebe benötigen sehr hohe elektrische Betriebsspannungen im Bereich von 100 V oder mehr, was ebenfalls nur schwer mit mobilen Einsatzzwecken in Einklang zu bringen ist. [104]

Ein weiterer Kritikpunkt sind die weit verbreiteten passiven Ventile von Mikromembranpumpen. Diese reduzieren die mögliche Förderrate insbesondere bei Anwendungen, bei denen vorrangig ein hoher Fluiddurchsatz, und nicht zwingend eine hohe Gegendruckfestigkeit benötigt wird. Das Auslassventil kann nur durch einen Überdruck in der Pumpkammer gegenüber dem Umgebungsdruck an der Auslassseite geöffnet werden, der groß genug ist, um die mechanische Rückstellkraft des Ventils zu überwinden. Daher bleibt nach dem Ausstoßvorgang ein Restüberdruck gegenüber der Umgebung in der Mikropumpe erhalten. Unter Druck stehendes Fluid bleibt also in Totvolumina in der Pumpkammer, an den Ventilen und in eventuell vorhandenen Übergangsbereichen zurück. Beim nächsten Ansaugvorgang expandiert dieses unter Druck stehende Fluid, und füllt so lange die sich ausdehnende Pumpkammer, bis der Pumpeninnendruck weit genug gefallen ist, dass das Einlassventil öffnen kann. Da dieses jedoch ebenfalls nur passiv durch entsprechenden Unterdruck in der Pumpe geöffnet werden kann, muss der Pumpeninnendruck unter den Umgebungsdruck an der

Einlassseite abfallen. Die zwingende Reduktion von Totvolumina in der Mikropumpe schränkt darüber hinaus den Gestaltungsfreiraum weiter ein.

2.3 Überblick über Konzepte zur Messung von Fluidströmungen

Ein Überblick über verschiedene Messprinzipien zur Erfassung von Fluidströmungen bildet die Grundlage für die Auswahl eines geeigneten Messprinzips für einen miniaturisierten Strömungssensor, der zusammen mit den in Kapitel 2 beschriebenen Mikropumpen die Basis für eine fluidische Testplattform bilden soll.

Messinstrumente, die der Messung von Volumenströmen, oder allgemeiner, der Messung von Geschwindigkeiten innerhalb eines fluidischen Strömungsfeldes dienen, werden als Anemometer bezeichnet. Die Detektion der Fluidströmung kann über eine Vielzahl unterschiedlicher Wandlerprinzipien geschehen.

Laser-Doppler-Anemometrie ist ein optisches Messverfahren zur Messung von Fluidströmen. Es basiert auf der Messung von Streulicht, das von in der Fluidströmung mittransportierten Partikeln beim Durchqueren eines Laser-Interferenzmusters erzeugt wird. [105]

Mechanische Anemometer, zu denen in makroskopischen Skalen beispielsweise Windplatten, Flügelradanemometer und Schalenanemometer zählen, erfassen die Fluidgeschwindigkeit über die Bewegung von mechanischen Bauteilen, die durch die Fluidströmung angetrieben werden. Die Bewegung wird anschließend elektromechanisch durch einen Drehgeber, oder ähnliche Verfahren, in ein messbares elektrisches Signal umgewandelt. In miniaturisierter Bauform existieren ebenfalls mechanische Anemometer. Bei diesen werden im Gegensatz zu den makroskopischen Varianten jedoch Deformationen von Probekörpern im Fluidstrom erfasst. Zur Signalwandlung kommen hier piezoelektrische oder elektrostatische Ausleseverfahren zum Einsatz. [106 bis 108]

Particle Image Velocimetry und die damit verwandte, zweidimensionale **Surface Pattern Image Velocimetry** nutzen bildgebende Verfahren zur Erfassung der Positionen von im Fluid befindlichen Partikeln. Aus der Differenz der Positionen bei unterschiedlichen Zeitpunkten können Informationen über das Strömungsfeld abgeleitet werden. [109]

Staudrucksonden sind für hohe Fluidgeschwindigkeiten geeignet, und erfassen die Fluidgeschwindigkeit über eine Messung des dynamischen Drucks in einem angeströmten, L-förmigen Rohr. [110]

Thermische Anemometer sind in makroskopischer Bauweise meist als Hitzdrahtanemometer ausgeführt. Grundsätzlich kann jedoch jeder beheizbare Körper beliebiger Form zur thermischen Anemometrie genutzt werden. Je nach Messprinzip [111] wird entweder die Temperaturänderung des Körpers aufgrund der Fluidströmung, der Wärmetransport von einem beheizten Körper auf einen anderen Körper, oder die Laufzeit

dieses Wärmetransports zur Messung der Fluidgeschwindigkeit genutzt. Steht nicht die Messung der Fluidgeschwindigkeit, sondern des Volumenstroms im Vordergrund, wird als zentrales Element des Sensors ein an mehreren Stellen beheizbares Rohr [112] verwendet, durch das das zu vermessende Fluid strömt. Bei miniaturisierten thermischen Anemometern haben sich in der Industrie überströmte Platten oder Membranen [113 bis 115] durchgesetzt, in denen die Heizstrukturen integriert sind. Durch die glatte Oberfläche sind diese Robust gegen Verschmutzungen und Beschädigungen durch Partikel im Fluidstrom. Auf experimenteller Basis wurden auch miniaturisierte Hitzdrahtanemometer getestet. Die Schwierigkeit dabei ist die Freistellung der Heizstrukturen [116] auf der Chipoberfläche. Dies wird meist durch Unterätzungen von der Oberseite ins Substrat unter der Heizstruktur gelöst. Das parallel zur Chipoberfläche fließende Fluid kann dann in dieser Vertiefung um die Heizstruktur herumfließen, und diese somit von allen Seiten umströmen. Es wurden allerdings auch Experimente mit Prototypen mit vollständig durchbrochenem Substrat [117] gemacht, bei denen Platindrähte als Hitzdrähte über die Löcher gespannt werden.

Ultraschallbasierte Anemometer messen entweder den Laufzeitunterschied des Schalls parallel zur Strömungsrichtung des Fluids [118, 119], oder den Phasenversatz einer in Resonanz angeregten Luftsäule in einem Rohr [120].

Wirbelzähler sind Sensoren, bei denen durch einen Störkörper im Fluidstrom gezielt Wirbel erzeugt werden. Die dadurch verursachten Druckschwankungen und deren Frequenz sind ein Maß für die Geschwindigkeit des Fluids. Sensoren dieses Typs sind sowohl in makroskopischer als auch miniaturisierter Bauform verfügbar. [121]

2.4 Bewertung der Messverfahren im Hinblick auf die Umsetzbarkeit für miniaturisierte, integrierte Sensoren

Optische Messverfahren, wie die Laser-Doppler-Anemometrie, die Particle Image Velocimetry und die Surface Pattern Image Velocimetry sind zu komplex, um in einem einzigen Bauteil in miniaturisierter Bauform realisiert werden zu können. Alle haben gemein, dass eigentlich nicht die Geschwindigkeit des Fluids, sondern die Geschwindigkeit der mittransportierten Partikel erfasst wird. Partikel im Fluidstrom sind für diese Messverfahren also essentiell. Ultraschallbasierte Anemometer sind bislang ebenfalls makroskopisch aufgebaute Sensorsysteme aus mehreren Komponenten, obwohl die verwendeten Ultraschallwandler oft MEMS-basierte Bauteile sein können.

Wirbelzähler und Staudrucksonden eignen sich eher für hohe Fluidgeschwindigkeiten und große Volumenströme. Die genaue Erfassung sehr niedriger Volumenströme im Bereich weniger Mikroliter pro Minute ist bei Mikrodosiersystemen und auch bei der Entwicklung neuer, miniaturisierter Pumpen allerdings von großer Bedeutung.

Thermische Anemometer decken im Gegensatz dazu einen breiten Bereich an messbaren Volumenströmen ab. Kommerziell verfügbare Systeme sind mit unterschiedlichen

2.4 Bewertung der Messverfahren im Hinblick auf die Umsetzbarkeit für miniaturisierte, integrierte Sensoren

Messbereichen von wenigen Millilitern pro Minute bis zu mehreren hundert Litern pro Minute erhältlich [113]. Ein thermisches Messsystem [122], das allerdings makroskopisch aufgebaut ist, bietet einen Messbereich bis hinunter zu $14 \mu\text{l}/\text{min}$ an.

3 Elektrostatisch aktuierte, monolithische Mikromembranpumpen in Siliziumbauweise

Das wichtigste Bauteil bei aktiven mikrofluidischen Systemen ist die Mikropumpe, die das zu fördernde Fluid bewegt. Der Überblick über die aktuell verfügbaren Mikrofluidantriebe im vorangegangenen Kapitel zeigt neben einer großen Bandbreite unterschiedlicher Lösungsansätze auch deutliche Fortschritte in Bezug auf viele für eine zukünftige Marktdurchsetzung relevante Einzelaspekte. Darunter die fortschreitende Miniaturisierung, die Steigerung der baugrößenbezogenen Förderrate, die Erschließung neuer förderbarer Medien, sowie erhöhte Dosiergenauigkeit und Zuverlässigkeit. Dabei wird jedoch das größte Problem im Hinblick auf einen flächendeckenden Einsatz von mobilen Mikrofluidsystemen, die gleichzeitige Massenfertigungstauglichkeit, kaum berücksichtigt. Auch das bisher erreichte Maß an Miniaturisierung hat noch nicht die Baugrößen hervorgebracht, die bei Sensorik in mobilen Endgeräten üblicherweise Verwendung finden.

Das Hauptziel bei der Entwicklung der Mikropumpe ist daher, die Anforderungen an die Baugröße und Integrierbarkeit, die sich aus dem Anwendungsgebiet der mobilen Mikrofluidsysteme ergibt, sowie die Kompatibilität mit Massenfertigung in einem Gerät zu vereinen. Eine Chipkantenlänge von unter 2 mm wird angestrebt, um die Mikropumpe in die gleiche Größenordnung wie handelsübliche Sensorik für mobile Systeme zu bringen. Soweit möglich sollen die Ansteuerspannung und Leistungsaufnahme gegenüber dem Stand der Technik verringert werden. Die Mikropumpe soll außerdem in hohen Stückzahlen zu niedrigen Stückkosten produziert werden können.

3.1 Mikromembranpumpe mit aktiven Ventilen

Eine monolithische integrierte Mikropumpe, die vollständig mit einem einzigen Standard-Halbleiterfertigungsprozess hergestellt werden kann, kann die Lösung sein, um Baugröße, Leistungsaufnahme und vor allem Herstellungskosten gegenüber dem Stand der Technik zu minimieren. Die Konzeptionierung und Realisierung eines vollkommen neuen Halbleiterfertigungsprozesses verursachen neben dem hohen Zeitaufwand aber auch immense Kosten. Insbesondere dann, wenn unter Umständen der bestehende Maschinenpark erweitert werden muss. Darüber hinaus kann ein unerprobter Prozess auch eine zusätzliche Fehlerquelle darstellen, wodurch die Entwicklung der Mikropumpen unnötig verzögert werden würde. Daher soll ein bereits etabliertes industrielles Fertigungsverfahren als Grundlage für die Produktion der Prototypen dienen.

Um ein geeignetes Konzept und ein dazu passendes Verfahren für die Herstellung einer integrierten Mikropumpe zu finden, werden sowohl die zur Verfügung stehenden

Herstellungsverfahren, als auch die unterschiedlichen, in Kapitel 2.1 gezeigten Antriebsarten unter den Rahmenbedingungen dieses Projekts im Hinblick auf ihre Tauglichkeit überprüft und verglichen. Letztendlich werden die vielversprechendsten Kandidaten einander gegenübergestellt und die optimale Kombination identifiziert.

3.1.1 Auswahl der Fertigungstechnologie und der Antriebsart

Die Vielfalt der Aktorkonzepte, die von elektromechanischen oder piezoelektromechanischen Antriebsmechanismen wie Membranpumpen, Wedlern oder peristaltischen Lösungen bis hin zu direkten Energieübertragungsmethoden, wie Ionenwindantrieben, Elektrobenetzung oder Thermopneumatik reichen, weisen sehr unterschiedliche Anforderungen an die Herstellungsprozesse und die förderbaren Medien auf. Besonders Konzepte mit direktem Energieeintrag stellen oft sehr spezielle Bedingungen an die Eigenschaften der zu fördernden Medien.

Elektrohydrodynamik

Bei Antriebsarten, die auf einem elektrohydrodynamischen Prinzip basieren und ein flüssiges Medium verwenden, muss diese Flüssigkeit Ionen enthalten, oder ionisierbar sein. Grundsätzlich könnte eine solche Flüssigkeit als Arbeitsmedium eingesetzt und die Pumpwirkung mit Hilfe einer mechanischen Übersetzung auf das zu fördernde Gas übertragen werden. Dieses Vorgehen würde jedoch die Komplexität des Aktors unnötig erhöhen. [123]

Thermopneumatik

Ein Thermopneumatisches System würde im Gegensatz zu elektrohydrodynamischen Aktoren auch direkt mit einem Gas als Fördermedium funktionieren, wenn angepasste Ventile in den Fluidkanal integriert werden. Die Methode zieht jedoch einen großen Vorteil aus dem Phasenwechsel vom flüssigen zum gasförmigen Aggregatzustand und der damit verbundenen starken Expansion. Außerdem könnte der hohe Energieeintrag in Form von Wärme für das zu fördernde Medium, darin enthaltene Partikel, Wirkstoffe, oder Ähnliches, schädlich sein.

Elektroaerodynamik

Schlitz et al. [89] zeigt, dass miniaturisierte Ionenwindantriebe grundsätzlich funktionsfähig sind und gasförmige Medien fördern können. Lüfter zur Kühlung von mobiler Unterhaltungselektronik [91] wurden so bereits erfolgreich umgesetzt. In makroskopischen Skalen können damit Flugantriebe für Drohnen [92] realisiert werden. Im Kontrast dazu hätte eine weitere Miniaturisierung dieses Aktorkonzepts jedoch einen positiven Effekt auf das zugrundeliegende Wirkprinzip, da die Ionisation der Luft maßgeblich von der elektrischen Feldstärke an der Coronelektrode abhängt, und diese – im Falle einer drahtförmigen Elektrode - mit reduziertem Krümmungsradius automatisch steigt. Auch könnten bei der Herstellung mit Halbleiterfertigungstechnologie zusätzlich spitze Strukturen an der Coronelektrode erzeugt werden, die die Feldstärke weiter erhöhen.

Der Umstand, dass im Gas befindliche Partikel ebenfalls ionisiert werden können, wird jedoch zunächst unabhängig vom späteren Einsatzzweck des Aktors kritisch betrachtet.

Mikrowedler

Mikrowedler eignen sich gut für hohen Fluiddurchsatz bei geringen Druckdifferenzen zwischen Ein- und Auslassseite. Ohne zusätzliche flußsteuernde Bauteile wie Mikroventile ist es aber nahezu unmöglich, mit Mikrowedlern eine gewisse Gegendruckfestigkeit oder ein Verschließen des Fluidpfads zu realisieren, was für einige Anwendungen jedoch eine zwingende Voraussetzung sein kann. Umweltsensoriksysteme oder Gassensoren benötigen je nach Art des Sensors eine steuerbare Unterbrechung der fluidischen Verbindung von der Sensorkammer zur Umwelt und auch Pipettierhilfen kommen nicht ohne flußsteuernde Elemente aus.

Peristaltikpumpen

Die Membranen von Peristaltikpumpen werden vorwiegend aus eher weichen Materialien [50] gefertigt, die so bei den zur Verfügung stehenden Halbleiterfertigungsprozessen nicht vorhanden sind. Für große Fördermengen spielt neben der Ansteuerfrequenz die Amplitude der Wanderwellen, die sich durch die Membranen bewegen, eine große Rolle. Derart starke Auslenkungen bei kleinen Wellenlängen, und insbesondere die damit verbundenen kleinen Biegeradien, sind in vergleichsweise harten, spröden Membranmaterialien, wie Polysilizium oder Aluminiumnitrid, nur schwer realisierbar.

Makroskopische Prototypen mit weicheren Membranmaterialien [38, 40, 43] zeigen jedoch Potential im Hinblick auf die erreichbaren Förderraten. Theoretische Vorarbeiten zu Konzepten für miniaturisierte Peristaltikpumpen ohne bewegte Ventile [37] lassen erahnen, dass sich die daraus abgeleiteten, einfachen Bauformen mit wenigen bewegten Teilen für eine Realisierung mit Hilfe von Halbleiterfertigungstechnologien anbieten würden.

Daher werden trotz der Konflikte bei der Materialverfügbarkeit einfache, Fluid-Strukturgekoppelte, zeitabhängige 2D-FEM-Simulationen (Finite Elemente Modell) mit Hilfe von *Comsol Multiphysics* durchgeführt, um die zu erwartende Förderleistung einer miniaturisierten Peristaltikpumpe abzuschätzen. Ein entsprechender Antrieb könnte beispielsweise durch eine Membran aus piezoelektrischem Material mit darauf aufgebracht, einzeln ansteuerbaren Interdigitalelektroden realisiert werden. Ob dabei Resonanzfrequenzen und deren Eigenmoden ausgenutzt werden können, oder die Bewegungsform erzwungen aufgeprägt werden muss, hängt stark von den Materialparametern und der Dimensionierung der Membranen ab. Abbildung 2 zeigt exemplarisch vier aufeinanderfolgende Zeitpunkte aus einer solchen Simulationsrechnung.

Der peristaltische Aktor wird für diese Beispielrechnung vereinfacht durch zwei in einem Strömungskanal übereinander aufgehängte Membranen angenähert. Die Membranen sind am linken und rechten Ende mit einem festen Auflager verbunden und hängen in der

Mitte frei. Über Randbedingungen in der mechanischen Domäne aufgeprägte Wanderwellen bewegen sich synchron von links nach rechts durch beide Membranen. Die Amplitude an den Auflagern links ist jeweils gleich Null. Sobald die Membranen in den frei hängenden Bereich übergehen, steigt die Amplitude der Wanderwelle bis zu einem Maximum an. Bis zum Erreichen des zweiten Auflagers auf der rechten Seite nimmt die Amplitude wieder bis zum Stillstand ab.

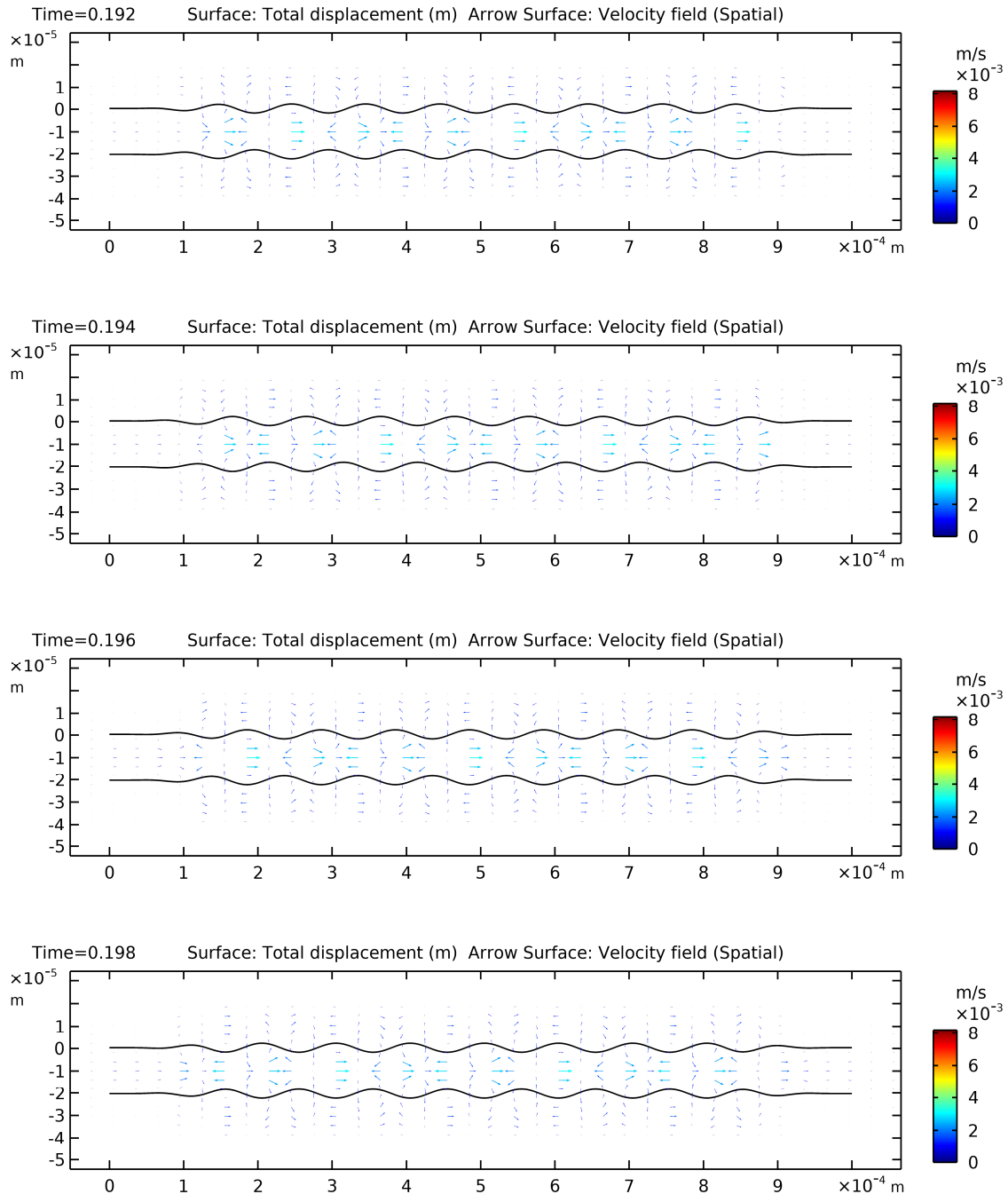


Abbildung 2: Exemplarisches Ergebnis einer Fluid-Struktur-gekoppelten, zeitabhängigen 2D-FEM Simulation einer miniaturisierten Peristaltikpumpe. Von oben nach unten sind mehrere Zeitschritte aus der gleichen Simulation abgebildet. Die Visualisierung ist in Richtung der y-Achse um Faktor 3 nach oben skaliert, um die Details besser sichtbar zu machen.

3.1 Mikromembranpumpe mit aktiven Ventilen

Die Wanderwellen, die durch die Membranen laufen, bewegen die Luft um sie herum mit sich mit. Dadurch entsteht ein Nettofluidtransport nach rechts, der sich am Ein- und Auslass des Fluidkanals zu einer laminaren Strömung ausbildet. Insbesondere das zwischen beiden Membranen eingeschlossene Luftvolumen, das durch die sich bewegenden Einschnürungen in Richtung des Auslasses transportiert wird, ist dabei maßgeblich für den Nettofluidtransport verantwortlich.

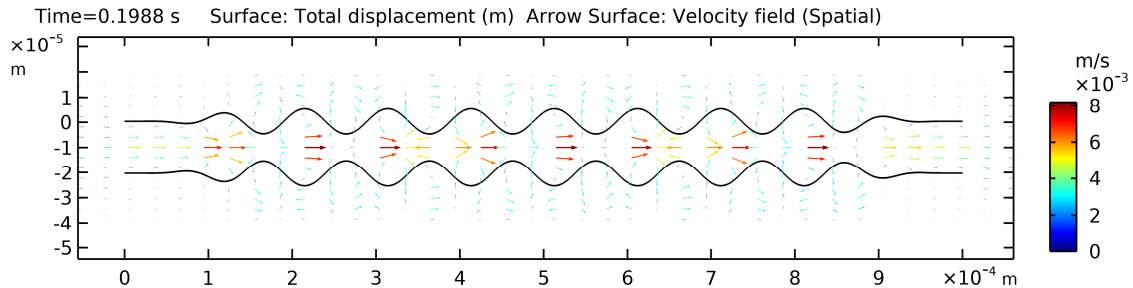


Abbildung 3: Exemplarisches Ergebnis einer Fluid-Struktur-gekoppelten, zeitabhängigen 2D-FEM Simulation einer miniaturisierten Peristaltikpumpe. Die Amplitude der Wanderwellen ist gegenüber der zuvor gezeigten Simulation deutlich erhöht. Die Visualisierung ist in Richtung der y-Achse um Faktor 3 nach oben skaliert, um die Details besser sichtbar zu machen.

Abbildung 3 zeigt eine Momentaufnahme einer zweiten Simulation, die sich nur in der maximalen Amplitude der Wanderwelle von der ersten unterscheidet. Vor allem durch die engere Einschnürung des Luftgebiets zwischen den beiden Membranen wird dadurch bei ansonsten gleichen Randbedingungen und Simulationsparametern ein deutlich höherer Volumenstrom generiert. Es ist jedoch festzustellen, dass bei der angestrebten Baugröße mit einer Membranfläche von 1 mm^2 und Ansteuerfrequenzen in der Nähe von 1 kHz auf den Simulationsergebnissen basierend nur Förderraten im Bereich von $0,8 \text{ } \mu\text{l}/\text{min}$ bis $5 \text{ } \mu\text{l}/\text{min}$ zu erwarten sind. Dies bleibt deutlich hinter den bereits am Markt befindlichen alternativen Konzepten zurück.

Membranpumpen

Bei Mikromembranpumpen wurde im Gegensatz zu Peristaltikpumpen bereits gezeigt, dass sie in Siliziumbauweise [20] gefertigt werden können. Auch wurden neben den weit verbreiteten piezoelektrisch angetriebenen Varianten viele weitere Antriebsarten erprobt. Und obwohl die Baugrößen noch nicht ganz die üblichen Dimensionen integrierter Sensorik für mobile Endgeräte erreicht haben, schreitet die Miniaturisierung weiter voran. Auch die bisher erreichten baugrößenbezogenen Förderraten liegen mit bis zu $49 \text{ } \mu\text{l}/\text{min}/\text{mm}^2$ in einem sehr hohen Bereich. In den meisten Fällen werden Mikromembranpumpen mit einem Ein- und/oder Auslassventil ausgestattet, da sonst bauartbedingt, anders als bei vielen andere Pumpenarten, keine Richtwirkung bei der Fluidförderung gegeben wäre. Bei der Verwendung einer Membranpumpe mit integrierten Ventilen in einem Mikrosystem ist daher kein zusätzliches Bauteil nötig, um das System zeitweise von der Umwelt oder von angeschlossenen Fluidreservoirs zu trennen, solange der Pfad durch die Mikropumpe hindurch die einzige fluidische Verbindung des Systems nach außen darstellt. Diese Trennung kann für einige auf optischen oder akustischen

Phänomenen basierende Messverfahren, oder schlicht zur Festlegung der zu untersuchenden Fluidprobe notwendig sein. [104]

Fazit und Auswahl des Fertigungsprozesses

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Mikropumpen mit direktem Energieeintrag in das zu fördernde Medium nur schwer mit den vorgegebenen Anforderungen und auch mit den zur Verfügung stehenden Fertigungsmethoden vereinbar sind. Auch Mikrowedler scheiden aufgrund der fehlenden Ventilwirkung aus. Die Miniaturisierung von Peristaltikpumpen durch Halbleiterfertigungsverfahren zeigt in ersten Simulationsrechnungen Potential, wird aber deutlich von bereits am Markt befindlichen Mikromembranpumpen übertroffen. Aufgrund der großen Anzahl etablierter industrieller Fertigungsprozesse, die speziell für mikroelektromechanische Mikrosysteme entwickelt wurden, bietet sich für diese Arbeit daher das Zielkonzept einer Mikromembranpumpe an. [124]

Für seltener verwendete Antriebsarten wie Formgedächtnislegierungen oder elektroaktive Polymere konnte kein etablierter Prozess identifiziert werden. Grundsätzlich stehen aber sowohl für piezoelektrische als auch für elektrostatische Aktoren geeignete Fertigungsprozesse zur Auswahl. Die bewegten Membranen teilweise oder vollständig aus piezoelektrischen Materialien zu fertigen, bringt viele Vorteile gegenüber der elektrostatischen Aktuierung mit sich: So benötigt der Aktor unter anderem keine zusätzlichen Gegenelektroden in definiertem Abstand, was eine freiere Gestaltung der Funktionsstrukturen zulässt. Darüber hinaus kann das piezoelektrische Material zusammen mit seinen direkt auf dem Piezomaterial aufliegenden Ansteuerelektroden elektrisch isolierend gekapselt werden, was das Fördern von elektrisch leitfähigen Medien möglich machen würde. Auch kann so bei empfindlichen Medien die elektrische Feldstärke im Medium reduziert werden. Dennoch sind Halbleiterfertigungsprozesse mit integrierten piezoelektrischen Schichten noch nicht gut genug erprobt, um vorab zuverlässige Abschätzungen zu den benötigten Prozess- und Materialparametern machen zu können. Sie neigen aufgrund ihrer vom Basismaterial stark abweichenden Gitterkonstanten zu starken Verspannungen im Material, die nach dem finalen Freizätzprozess in Faltenwurf und Buckeln bei Membranen und zu Deformationen in einzelnen Funktionsstrukturen sowie der Gesamtstruktur führen können [59]. Dies kann sowohl die Leistungsfähigkeit und die Funktion der Mikropumpen, als auch die Reproduzierbarkeit bei der Fertigung negativ beeinflussen. Es ist außerdem zu erwarten, dass die maximal benötigte elektrische Betriebsspannung bei elektrostatischer Aktuierung geringer ausfallen wird, als bei einer piezoelektrisch aktuierten Membran.

Schließlich fällt die Entscheidung auf einen etablierten Prozess, der ursprünglich für die Herstellung von kapazitiven Siliziummikrofonen entworfen wurde. Die kapazitive Auslesemethode lässt sich umkehren und als elektrostatischer Antrieb für eine Membranpumpe nutzen. Wie in [125] beschrieben, bringt dieser Halbleiterfertigungsprozess eine breite Palette an Funktionselementen mit sich. Es ist möglich, leitfähige Membranstrukturen in mehreren verschiedenen Ebenen zu erzeugen,

wodurch sich elektrostatische Antriebe mit mehr als nur einer Aktuierungsrichtung realisieren lassen. Die Membranen können mit unterschiedlicher, einstellbarer Steifigkeit prozessiert und mit Korngationen sowie Perforationen versehen werden. Außerdem können an den Membranen kleine, nadelartige Strukturen erzeugt werden, die ein Anhaften der Membranen aneinander effektiv verhindern. Hohlräume können sowohl zwischen, als auch unter den Strukturen erzeugt werden. Darüber hinaus ist es ebenfalls möglich, das Substrat unterhalb der Strukturen gezielt zu entfernen. Alle verfügbaren Funktionselemente wurden während der Entwicklung des Siliziummikrofons ausgiebig getestet, und haben seither ihre Zuverlässigkeit unter Beweis gestellt. Die Prozessschritte sind hinsichtlich geometrischer und mechanischer Grenzwerte der damit erzeugten Strukturen genauestens bekannt. Auch die Abhängigkeiten und Einflüsse der einzelnen Prozessschritte untereinander wurden überprüft. [125] Der Prozess eignet sich damit für die Entwicklung und Realisierung eines integrierten elektrostatischen Mikromembranpumpenkonzepts. [124]

3.1.2 Konzept für eine Mikropumpe mit aktiven Ventilen

Da die Mikropumpe vollintegriert auf einem einzigen Wafer hergestellt werden soll, um einen hohen Automatisierungsgrad bei der Fertigung zu ermöglichen und zusätzliche zeit- und kostenintensive Prozesse wie Waferbonding oder manuelle Bearbeitungsschritte zu vermeiden, muss im Konzept bereits eine monolithische Bauweise vorgesehen werden. Die eigentliche Mikropumpe wird daher in Schichten auf das Substrat des Wafers aufprozessiert, welches in diesem Fall nur als Trägermaterial dient. Die gesamte Struktur ist durch eine dünne Siliziumdioxidschicht elektrisch vom Substrat isoliert. Eine schematische Schnittdarstellung der Mikropumpe ist in Abbildung 4 zu sehen. Der Kerngedanke hinter diesem Entwurf ist die Reduktion der Komplexität, sowie die Minimierung der Anzahl an bewegten Teilen, um die Fertigungsgeschwindigkeit weiter zu erhöhen, und die Herstellungskosten zu senken. [126]

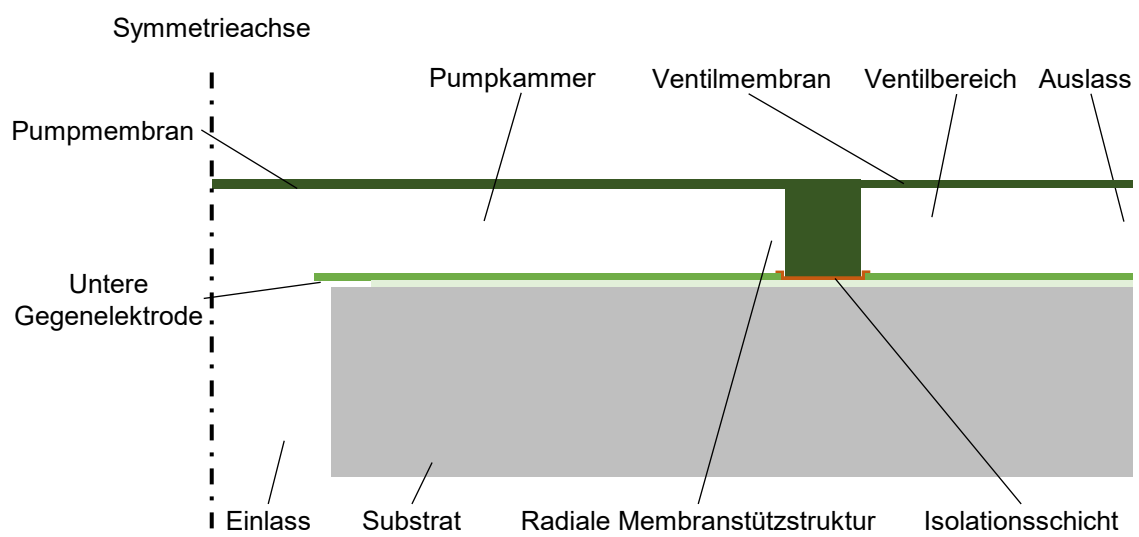


Abbildung 4: Schematische Darstellung der Mikropumpe (nicht maßstabsgetreu)

Die Mikropumpe ist zylindersymmetrisch aufgebaut, die Symmetrieachse befindet sich in der Abbildung auf der linken Seite. Die runde Form der Mikropumpe nutzt die rechteckige Chipfläche zwar nicht optimal aus, der zylindersymmetrische Aufbau bringt aber mehrere Vorteile mit sich, die diesen Nachteil überwiegen. Zum einen resultiert aus der Spannungsverteilung innerhalb der unterschiedlichen, unter intrinsischer Materialspannung stehenden Membranschichten eine lateral gleichmäßig in sich verspannte, steife und daher stabile Gesamtstruktur. Zum anderen werden gegenüber einer rechteckigen oder allgemein mehreckigen Konstruktion Totvolumina am Rand der Pumpkammer weitestgehend reduziert.

Die zentral angeordnete Pumpkammer der Mikropumpe wird an der Oberseite durch eine flexible, elektrisch leitfähige Pumpmembran begrenzt. Den Boden der Pumpkammer bildet ein Schichtverbund aus elektrisch leitfähigem Polysilizium, eingebettet in Siliziumnitrid. Dieser Boden bildet eine Gegenelektrode für den elektrostatischen Antrieb der Pumpmembran. Die Pumpmembran selbst steht, an ihrem äußeren Umfang mit einer kreisförmigen Stützstruktur aufgehängt, auf dem Pumpkammerboden. In der Mitte des Pumpkammerbodens befindet sich die Einlassöffnung, die durch den gesamten Chip, und damit auch durch das Substrat, hindurchführt.

Das ringförmige Auslassventil umgibt die Pumpkammer. Die Membran des Auslassventils ruht auf der gleichen Membranstützstruktur wie die Pumpmembran, und kann sich an ihrem äußeren Rand frei nach oben und unten bewegen. Der Boden des Ventilbereichs ist, wie der Pumpkammerboden, als elektrisch leitfähige Gegenelektrode ausgeführt. Die beiden Gegenelektroden sind durch eine elektrisch nicht leitfähige Segmentierung elektrisch voneinander getrennt, mechanisch jedoch stabil verbunden. So können Pumpmembran und Ventilmembran zeitlich unabhängig voneinander durch unterschiedliche Ansteuersignale bewegt werden. Durch Kanäle in der ringförmigen Membranstützstruktur kann Fluid von der Pumpkammer in den Ventilbereich transportiert werden. [126]

Die aktiven Ventile an Ein- und Auslass reduzieren den fluidischen Widerstand in der Mikropumpe gegenüber den weit verbreiteten passiven Ventilen. Besonders bei gasförmigen Medien wird daher durch das geringere Kompressionsverhältnis und den geringeren Gegendruck, den das Fluid überwinden muss, eine erhöhte baugrößenbezogene Förderrate erwartet.

Der Einlass der Mikropumpe liegt auf der Unterseite des Mikrochips, der Auslass befindet sich auf der Oberseite. Die Trennung von Ein- und Auslassseite durch die Chipebene selbst wird als weiterer erwarteter Vorteil dieses Konzepts gegenüber dem Stand der Technik angesehen. Die Mikropumpe kann daher beispielsweise direkt an einer Eingangs- oder Ausgangsöffnung eines Sensorgehäuses angebracht werden, wodurch auf zusätzliche Gehäuseteile, Schläuche oder Kanäle verzichtet werden kann. Sowohl das Einlass- als auch das Auslassventil können dabei eine doppelte Rolle als Verschlussventil gegenüber der Umwelt oder einem Fluidreservoir übernehmen. Diese Eigenschaften ermöglichen daher eine platzsparende Systemintegration. [127]

3.1.3 Funktionsprinzip

Der Pumpzyklus (vgl. Abbildung 5) ist in fünf aufeinanderfolgende Phasen unterteilt. Ausgehend vom Initialzustand der Mikropumpe, in dem sich beide Membranen in Ruhelage befinden, wird die Pumpmembran elektrostatisch nach unten gezogen. Die sich nach unten wölbende Pumpmembran kommt, bedingt durch die Zylindersymmetrie, zuerst in der Mitte der Pumpkammer mit der unteren Gegenelektrode in Kontakt.

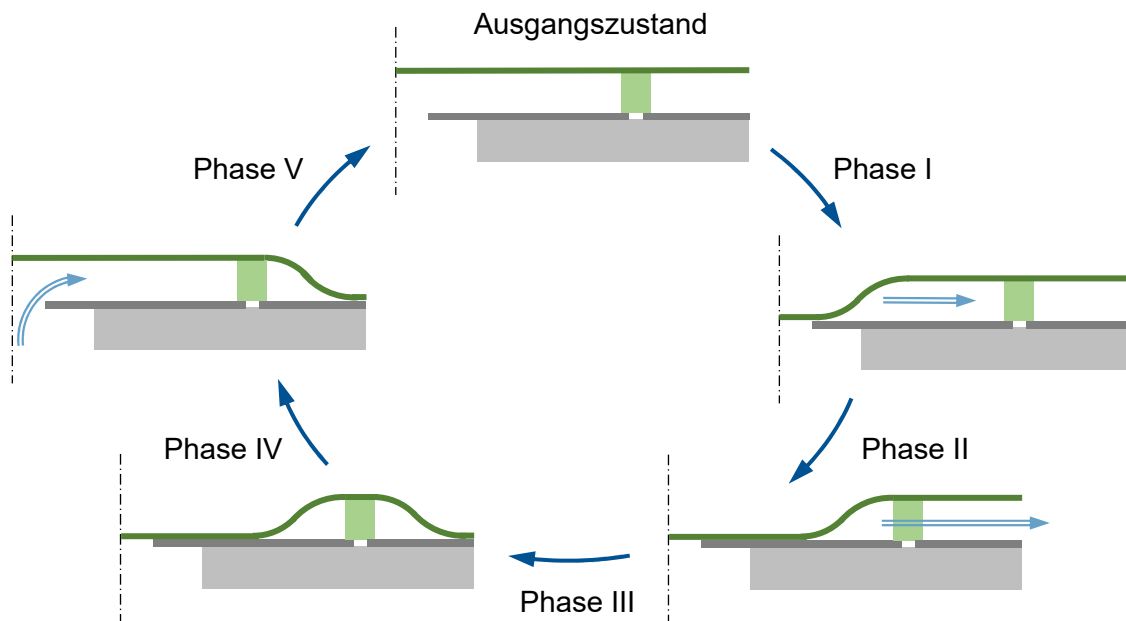


Abbildung 5: Der Pumpzyklus der Mikropumpe in fünf Phasen.

Die Pumpmembran selbst übernimmt damit zusätzlich die Funktion eines aktiv angesteuerten Einlassventils, und verschließt nun den Einlass der Pumpkammer. Anschließend legt sich die Pumpmembran, beginnend im Zentrum, nach außen in Richtung der Stützstruktur auf die Gegenelektrode ab. Dabei verdrängt sie das in der Pumpkammer befindliche Fluid nach außen in den Ventilbereich, und weiter durch den Auslass der Mikropumpe. Dabei wird der elektrostatische Pull-In bewusst als verstärkender Effekt beim Antrieb der Membranen verwendet. Der Pull-In ist ein elektrostatischer, nichtlinearer Effekt, der bei mechanisch gefedert aufgehängten und elektrostatisch angetriebenen Strukturen auftreten kann. Die mechanische Rückstellkraft einer kreisrunden, am Rand aufgehängten, dünnen Membran steigt bei kleinen Auslenkungen näherungsweise linear mit der Auslenkung an. Die anziehende, elektrostatische Kraft im Plattenkondensator, den die Membran mit ihrer ortsfesten Gegenelektrode bildet, steigt aber reziprok zum Quadrat des Abstands der Elektroden. Wird eine kleine statische Ansteuerspannung an eine solche Struktur angelegt, findet sich bei einem bestimmten, dazugehörigen Plattenabstand ein Gleichgewicht zwischen elektrostatischer und mechanischer Kraft, und die Struktur befindet sich in einem stabilen Zustand. Ab einer bestimmten Ansteuerspannung überwiegt jedoch aufgrund der beschriebenen Abhängigkeiten die anziehende, elektrostatische Kraft die mechanische

Rückstellkraft immer, und die Struktur wird schlagartig vollständig ausgelenkt. Dieser Effekt soll vor allem das Ausstoßen des Fluids aus der Pumpkammer unterstützen.

Nachdem das Auslassventil den Auslass vollständig verschlossen hat, kann die Pumpmembran elektrisch auf das gleiche Potential wie ihre Gegenelektrode gelegt werden. Dadurch wirkt zwischen diesen keine anziehende, elektrostatische Kraft mehr, und die Pumpmembran bewegt sich aufgrund ihrer Federsteifigkeit in die Ausgangslage zurück. Durch den so entstehenden Unterdruck in der Pumpkammer wird diese durch den geöffneten Einlass mit neuem Fluid von der Unterseite des Pumpenchips befüllt. Abschließend wird die Mikropumpe durch das Öffnen des Auslassventils in ihren Initialzustand zurückversetzt, und der Pumpzyklus kann von vorne beginnen. [127]

3.1.4 Varianten

Mit dem verwendeten Halbleiterfertigungsprozess wurden bisher noch keine Erfahrungen mit der Fertigung freistehender, intrinsisch verspannter, ringförmiger Membranen gemacht, wie sie für die Ventilmembranen der Mikropumpe nötig sind. Deshalb werden zur Sicherheit mehrere Varianten entworfen, die auch bei den folgenden, entwurfsbegleitenden Simulationen berücksichtigt werden müssen.

Die in sich verspannten Membranen der Ventilringe werden sich beim finalen Freiätzen aus den Opferoxidschichten in radialer Richtung dehnen, und dabei mechanische Vorspannung abbauen. Um diesen Prozess zu unterstützen, und auch in Umfangsrichtung eine gleichmäßige Entspannung zu ermöglichen, kann der Ventilring in radialer Richtung in gleichmäßigen Abständen mehrfach geschlitzt werden. Die so entstehenden Ringsegmente sind allerdings weniger stabil als ein geschlossener Ventilring. Es ist auch davon auszugehen, dass die Dichtwirkung aufgrund der Schlitze abnehmen wird.

Die intrinsische mechanische Vorspannung der Ventilmembran kann aber auch durch Implantation gezielt gesteuert werden. Daher sollen zusätzlich Varianten mit unterschiedlichen Implantationsdosen produziert werden. Parameterstudien sollen dabei helfen, einen Zielbereich für die benötigten Implantationsdosen zu definieren.

Außerdem soll auch die Ventilringbreite variiert werden. Schmalere Ventilringe sind sowohl hinsichtlich der Robustheit gegen Beschädigungen, aber auch bei der Betrachtung des bei der Bewegung verdrängten Fluidvolumens von Vorteil gegenüber breiten Ventilringen. Jedoch nimmt mit sinkender Breite des Ventilrings die mechanische Ersatzfedersteifigkeit gegen Deformation in vertikaler Richtung zu. Und auch für die elektrostatische Aktuierung steht weniger Elektrodenfläche zur Verfügung. Somit sinkt bei gleichbleibender Ansteuerspannung die zur Verfügung stehende Aktorkraft. Diesen Zielkonflikt gilt es abzuschätzen, wozu ebenfalls Parameterstudien zum Einsatz kommen sollen.

3.1.5 Entwurfsbegleitende Simulation

Anders als in der klassischen Feinwerktechnik sind bei Neuentwicklungen in der Halbleiterfertigung vergleichsweise lange Wartezeiten aufgrund der langen Durchlaufzeiten der Wafer typisch. Es ist daher üblich, den Entwicklungsprozess von mikroelektromechanischen Bauteilen und Systemen durch virtuelle Produktentwicklung zu unterstützen und zu beschleunigen. Zu diesem Zweck wird ein Finite Elemente-Modell der Mikropumpe erstellt. Als Simulationsumgebung kommt *COMSOL Multiphysics* zum Einsatz. Das Modell soll vorrangig dazu dienen, durch zeitabhängige Simulationen die Vorgänge im Inneren der Mikropumpe genauer zu verstehen. Dazu gehören die Fluidbewegung von der Pumpkammer zum Ventilbereich, das Anlaufverhalten zu Beginn des Pumpvorgangs und insbesondere auch die gegenseitige Beeinflussung von Pumpmembran und Ventilmembran. Auf diese Art können der Designraum definiert, und auch Optimierungszyklen gestartet werden, ohne auf Prototypen warten zu müssen. Ziel der Optimierung sind neben den geometrischen Designvarianten und gewünschten Materialeigenschaften auch die Ansteuersignale der Membranen.

3.1.5.1 Modellierung der Mikropumpe

Der geometrische Aufbau der in Kapitel 3.1.2 beschriebenen Mikromembranpumpe ist vergleichsweise einfach. Mikrofluidische Bauteile stellen aber durch die komplexen Abhängigkeiten zwischen der mechanischen, fluidischen und elektrischen Energiedomäne [128], nichtlineare Phänomene und die großen geometrischen Aspektverhältnisse extreme Anforderungen an das Modell und die Simulationsumgebung [126]. Besonders für Parameterstudien muss daher die Komplexität des Modells weiter reduziert werden, um die Rechenzeit niedrig zu halten. Dabei darf aber die Aussagekraft der Simulationsergebnisse nicht durch zu starke Vereinfachungen verloren gehen.

In guter Übereinstimmung mit den Prototypen wird ein 2D-rotationssymmetrisches Finite Elemente Modell [126] mit vereinfachter Geometrie erstellt. Das Modell ist in Abbildung 6 dargestellt. Die Darstellung ist in y-Richtung um den Faktor 15 gestreckt, um die Mikropumpe trotz der großen Aspektverhältnisse sinnvoll abbilden zu können. Gegenüber dem in Kapitel 3.1.2 beschriebenen Schema ist das Modell mit einer zusätzlichen oberen Gegenelektrode ausgestattet. Die obere Gegenelektrode ermöglicht die aktive Bewegung der Pumpmembran in beide Richtungen, und unterstützt so den Ansaugzyklus der Pumpkammer. Sie weist, wie die untere Gegenelektrode, eine Einlassöffnung in der Mitte auf. Diese Einlassöffnung ist jedoch nicht mit der Pumpkammer verbunden, sondern dient dem Druckausgleich im Rückvolumen oberhalb der Pumpmembran.

Die blau dargestellten Flächen sind die Fluidgebiete. Das Durchgangsloch durch den Chip unterhalb der Mikropumpe, das den Einlass bildet, wird in reduzierter Höhe im Modell mitberücksichtigt. Da die Fluidströmung die Richtung beim Eintritt durch das Loch in der unteren Gegenelektrode in die Pumpkammer um nahezu 90° ändern muss, wäre eine offene Berandung als Randbedingung an dieser Stelle nicht ausreichend, um die Fluidströmungen zu berechnen. Die rosa gestrichelten Linien markieren die Schnittstellen

des Fluidgebiets zur Umwelt, die als offene Berandungen ausgeführt sind, und daher freien Fluidtransport in beide Richtungen erlauben.

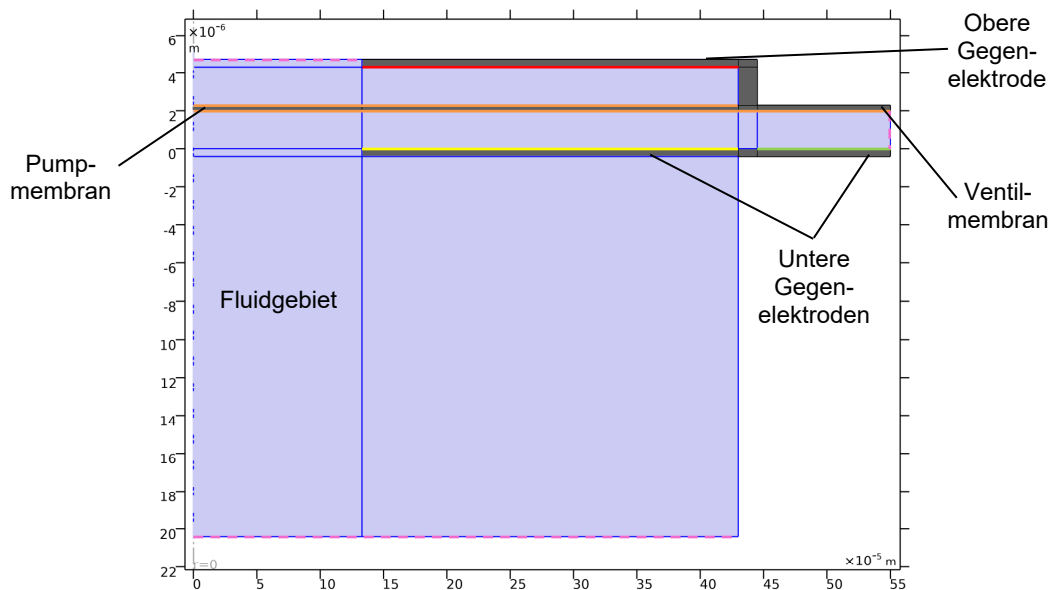


Abbildung 6: 2D-rotationssymmetrisches Finite-Elemente-Modell der Mikropumpe mit oberer Gegenelektrode. Die hellblauen Flächen stellen die Fluidgebiete dar, die dunkelgrauen Flächen sind die Membranen und Verankerungsstrukturen der Mikropumpe. Die rosa gestrichelten Linien sind die Ein- und Auslässe der Mikropumpe, die als offene Berandung ausgeführt sind. Die gemeinsamen Elektroden der Pump- und Ventilmembran sind die orange dargestellten Linien. Die obere Gegenelektrode der Pumpmembran ist durch eine rote Linie dargestellt, die untere Gegenelektrode der Pumpmembran durch eine gelbe Linie. Die grüne Linie kennzeichnet die Gegenelektrode der Ventilmembran.

In Grau dargestellt sind die Membranen, die Gegenelektroden und deren Verankerungsstrukturen. Die orangen Linien markieren die Elektroden der Pump- und Ventilmembran, die gemeinsam auf dem Massepotential liegen. In Rot, beziehungsweise Gelb sind die Elektroden der oberen und unteren Gegenelektrode gekennzeichnet, an die die Wechselsignale zur Ansteuerung der Pumpmembran angelegt werden. Grün markiert ist die Gegenelektrode zur Ansteuerung der Ventilmembran.

Das Rechengebiet wird mit einem Rechteckgitter vernetzt das nur etwa 35500 Elemente enthält, um Rechenleistung zu sparen. Da in der Struktur nahezu keine Bewegungen in lateraler Richtung auftreten, und die größtmögliche Deformation in vertikaler Richtung weniger als 2 μm beträgt, bevor ein Kontakt eintritt, wird dies als ausreichend betrachtet. Aufgrund der hohen Steifigkeit des Membranmaterials sind auch keine starken Krümmungsradien zu erwarten. Das Gitter muss lediglich fein genug sein, um die Fluidströmung durch die Pumpkammer und den Ventilbereich auflösen zu können. Da dort aber von laminaren Strömungen auszugehen ist, ist auch im Fluidgebiet eine Netzverfeinerung zum Rand hin ausreichend genau. Netzverfeinerungsstudien bestätigen diese Annahmen.

Die mechanische, fluidische und elektrische Domäne werden über die entsprechenden Multiphysikmodule der Software vollständig miteinander gekoppelt. Das Modell ist daher

in der Lage, den Fluidtransport durch die mechanische Vermittlung als Antwort der Mikropumpe auf ein elektrisches Ansteuersignal abzubilden.

Die herausfordernden Aspekte der Modellierung sind die starke Deformation des Rechengitters in der fluidischen Domäne, das Kontaktproblem beim Auftreffen der Pump- und Ventilmembranen auf die Gegenelektroden, und das damit in Verbindung stehende, nichtlineare Verhalten der elektrostatischen Kraft, die anziehend zwischen den Membranen und ihren respektiven Gegenelektroden wirkt. Dieses verstärkt das Kontaktproblem noch weiter, da die elektrostatische Kraft reziprok zum Quadrat des Elektrodenabstands ansteigt.

Allerdings befinden sich an den Unterseiten der Membranen und der oberen Gegenelektrode kleine, spitze Antihaftstrukturen, die den eigentlichen Kontakt herstellen, und als Abstandshalter fungieren. Die Membranen haben in ihren Endpositionen also einen Restabstand zu den Gegenelektroden. Dies kann im Modell auf zwei Arten genutzt werden: Zum einen muss das Rechengebiet für das Fluid beim Kontakt nicht aufgelöst werden, sondern wird nur bis zum Mindestabstand gestaucht. Dafür sind zwar immer noch komplexe Vernetzungsalgorithmen notwendig, diese sind jedoch in der Simulationsumgebung vorhanden. Zum anderen begrenzt der Mindestabstand, der durch die Länge der Antihaftstrukturen vorgegeben ist, die elektrostatische Kraft. Um die Funktion der Antihaftstrukturen zu modellieren, ohne die feinen Strukturen tatsächlich in der Geometrie abbilden zu müssen, wird mit Hilfe in *Comsol Multiphysics* enthaltener Hilfsmittel eine virtuelle, mechanische Gegenkraft als zweifach stetig differenzierbare, verrundete Stufenfunktion auf die Pump- und Ventilmembran aufgeprägt. Diese fängt an zu wirken, kurz bevor die Antihaftstrukturen in Kontakt treten würden, und steigt dann bis zu einem Maximalwert an, der die Bewegung der Membranen vollständig stoppt. Auf diese Weise wird das leicht elastische Verhalten der Abstandshalter simuliert und es werden hohe Kontaktgeschwindigkeiten vermieden, die zu Konvergenzproblemen bei der Simulation führen können. [127]

3.1.5.2 Ergebnisse einer zeitabhängigen Simulation des Pumpzyklus

Mit Hilfe dieses Finite-Elemente-Modells können in einem nächsten Schritt zeitabhängige Simulationen durchgeführt werden.

Da sowohl die Mikropumpe als auch das Fluid zu Beginn der Simulation in Ruhe sind, müssen mehrere Pumpzyklen hintereinander simuliert werden, um so das Einschaltverhalten darzustellen. Sobald die Abweichungen zweier aufeinanderfolgender Pumpzyklen gering genug sind, ist der Einlaufvorgang beendet. Da die Membranen keine kontinuierlichen Bewegungen durchführen und auch nicht in Resonanz arbeiten, sondern bei jedem Kontakt in einem Totpunkt verharren, sind bei diesem Pumpentyp nur wenige Zyklen, die sich primär im Verhalten der Fluidströmungen unterscheiden, zur Simulation des Einschaltverhaltens notwendig.

Abbildung 7 zeigt eine dreidimensionale Darstellung der Simulationsergebnisse, die mit einem Parametersatz erzeugt werden, der der angestrebten geometrischen

Dimensionierung und den vorgesehenen Materialparametern für die Fertigung der Prototypen entspricht. Die Antriebsfrequenz beträgt bei dieser Simulation 50 Hz und die Dauer eines gesamten Pumpzyklus damit 20 ms.

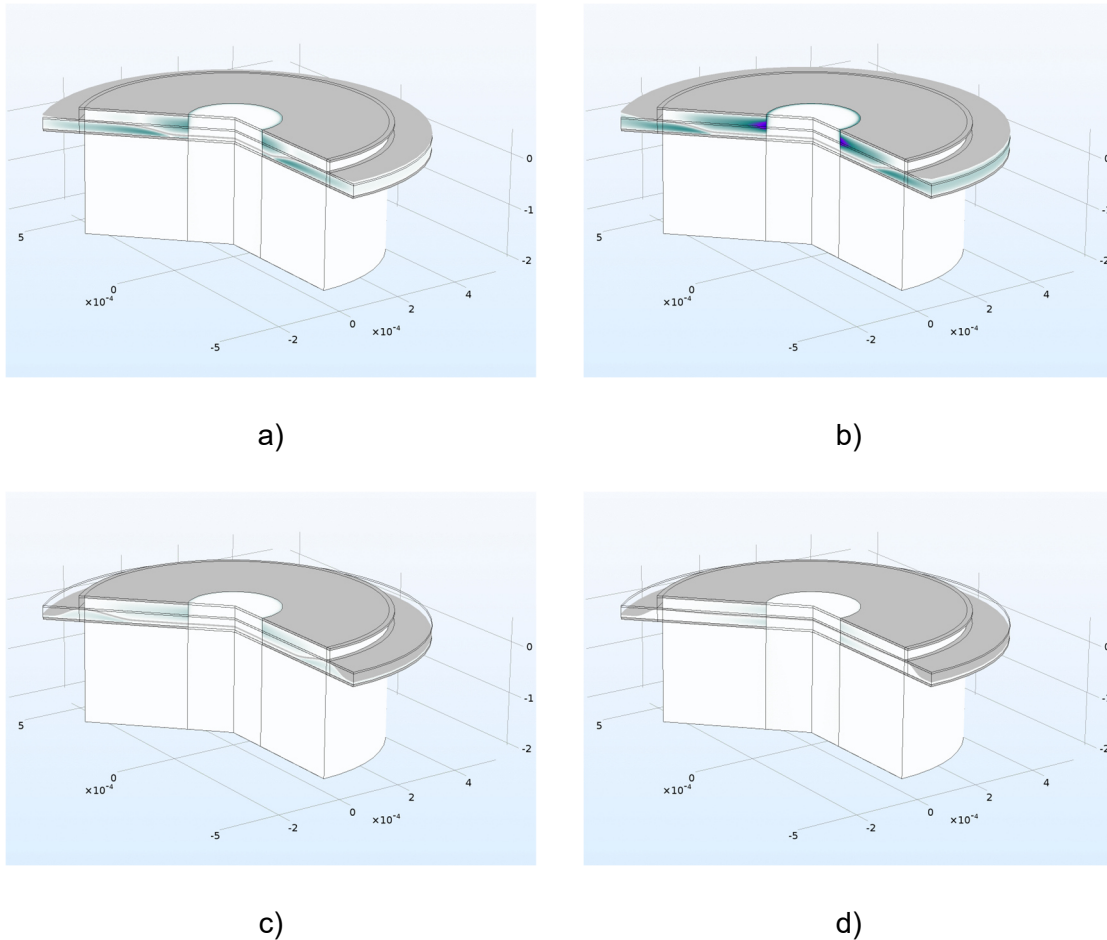


Abbildung 7: Dreidimensionale Darstellung der Simulationsergebnisse zu vier relevanten Zeitpunkten im Pumpzyklus. Die Farben im Fluidgebiet repräsentieren die Fluidgeschwindigkeit am jeweiligen Ort. Je dunkler die Farbe, desto höher ist die Geschwindigkeit des Fluids. a) Die Pumpmembran hat sich in der Mitte der Pumpkammer auf dem Pumpkammerboden abgelegt und verschließt die Einlassöffnung (vgl. Phase I des Pumpzyklus, Abbildung 5). b) Die Pumpmembran legt sich nach außen hin ab, und verdrängt das in der Pumpkammer eingeschlossene Fluidvolumen (vgl. Phase II). c) Das Auslassventil wird geschlossen (vgl. Phase III). d) Die Pumpmembran wird nach oben bewegt und saugt frisches Fluid an (vgl. Phase IV). Das finale Öffnen der Ventilmembran (vgl. Phase V) ist nicht dargestellt.

In den Schritten a) bis d) werden die ersten vier Phasen (vgl. Abbildung 5) des Pumpzyklus dargestellt. Zuerst wird die Pumpmembran nach unten gezogen und verschließt wie geplant den Einlass am Boden der Pumpkammer. Dann legt sich der Rest der Pumpmembran zum Rand hin auf den Pumpkammerboden ab und stößt dabei mit hoher Geschwindigkeit das Fluid durch den Auslass aus. Anschließend wird die Ventilmembran nach unten gezogen und verschließt dadurch den Auslass. Das im Ventilbereich befindliche Fluid wird zum Teil durch den Auslass ausgestoßen. Es ist aber auch zu beobachten, dass ein Teil des Fluids in die Pumpkammer zurückgedrückt wird und die Pumpmembran am Rand ein kleines Stück anhebt. Im nächsten Schritt zeigt sich, dass der Ansaugvorgang einen Großteil der Zykluszeit in Anspruch nimmt. Das Lösen der

3.1 Mikromembranpumpe mit aktiven Ventilen

Pumpmembran vom Pumpkammerboden scheint erschwert zu sein. Dieser Effekt muss durch weitere Auswertung der Simulationsergebnisse genauer untersucht werden. Die Fluidgeschwindigkeiten beim Einströmen in die Pumpkammer sind deutlich niedriger als erwartet. Der letzte Schritt, das Lösen des Ventils, ist nicht mehr dargestellt.

Um die Probleme beim Ansaugzyklus genauer zu betrachten, wird im nächsten Schritt das Geschwindigkeitsfeld im Fluid an drei Stellen in der Pumpe über alle Zeitschritte der Simulation ausgewertet: Am Einlass, am Auslass, und im Kanal, der die Pumpkammer mit dem Ventilbereich verbindet. Daraus wird der Verlauf des Volumenflusses über die Zeit an allen drei Stellen berechnet. Das Resultat dieser Auswertung ist in Abbildung 8 dargestellt. Hier offenbaren sich einige Schwächen des Konzepts und der verwendeten Ansteuersignale:

Zu Beginn des Ausstoßvorgangs ist der Einlass der Pumpkammer noch geöffnet. Es wird so lange Fluid aus der Pumpkammer rückwärts durch den Einlass gefördert, bis die Pumpmembran in Kontakt mit der unteren Gegenelektrode kommt, und den Einlass verschließt. Es ist aber auch zu erkennen, dass das Einlassventil trotz des durch die Antihaftstrukturen bedingten Restspalts eine gute Dichtigkeit aufweisen muss. Der rückwärts gerichtete Fluidstrom durch den Einlass bricht in diesem Moment schlagartig ab, und die Fluidförderung durch den Auslass beginnt.

An das Ende der Fluidförderung durch den Auslass schließt eine kurze Totzeit von etwa 2 ms an, die auf ein schlecht angepasstes Ansteuersignal für das Auslassventil schließen lässt. Der Moment in dem das Auslassventil schließt, ist bei etwa 4,5 ms deutlich zu erkennen. Direkt im Anschluss wird Fluid aus dem Ventilbereich in die Pumpkammer zurückgedrückt.

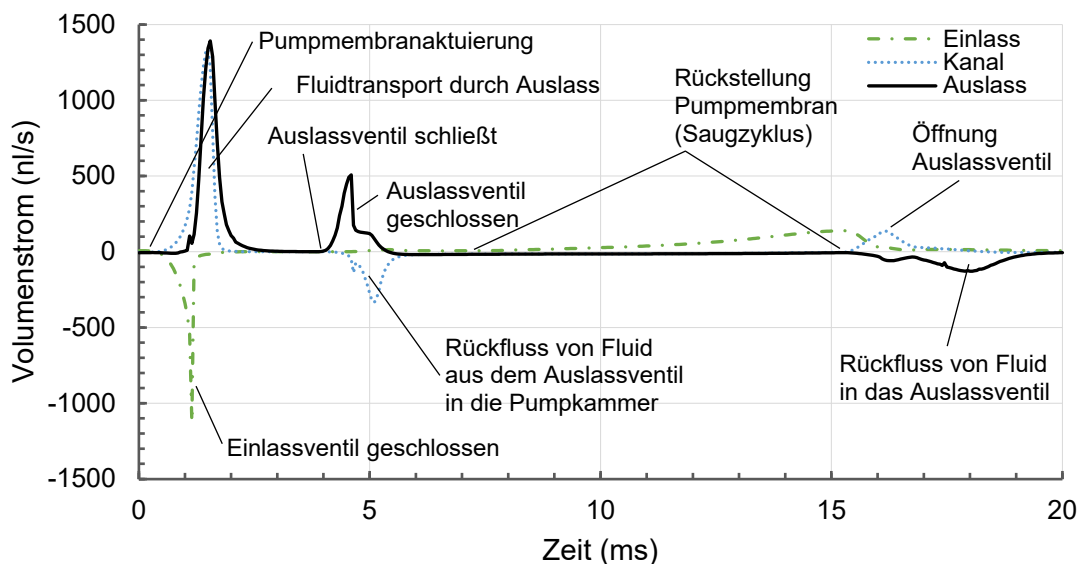


Abbildung 8: Volumenstrom über die Zeit an verschiedenen Positionen der Mikropumpe während eines vollen Pumpzyklus, berechnet aus FEM-Simulationsergebnissen.

Nachdem das Auslassventil geschlossen ist, beginnt der Ansaugvorgang der Pumpkammer. Hier ist deutlich zu erkennen, dass dafür etwas mehr als 10 ms, also über die Hälfte der gesamten Zykluszeit benötigt werden. Der Ansaugvorgang dominiert den gesamten Pumpzyklus. Weitere Simulationen haben gezeigt, dass sich der Ansaugvorgang, anders als andere Vorgänge in der Pumpe, auch nicht durch angepasste Ansteuersignale beschleunigen lässt. Die Pumpmembran verschließt den Einlass der Mikropumpe. Beim Ansaugzyklus muss die Pumpkammer jetzt so lange durch den schmalen Spalt befüllt werden, bis die nach Außen abgelegte Pumpmembran sich so weit vom Pumpkammerboden gelöst hat, dass sich der Spalt am Einlass öffnet. Die mechanische Rückstellkraft der Membran reicht nicht aus, um den Unterdruck in der Pumpkammer frühzeitig zu überwinden.

Am Ende des Pumpzyklus wird das Auslassventil wieder geöffnet. Hier ist zu erkennen, dass dieses zuerst Fluid aus der Pumpkammer ansaugt, bis der Spalt weit genug geöffnet ist, um Fluid aus der Umgebung rückwärts durch den Auslass zurück zu saugen.

Aufgrund der langen Ansaugphase kann bei den ersten Simulationsversuchen nur eine Ansteuerfrequenz von 50 Hz erreicht werden. Die simulierte Förderrate der Mikropumpe liegt bei 1,16 $\mu\text{l}/\text{min}$, was deutlich hinter den Erwartungen zurückbleibt. Abschließend lässt sich jedoch sagen, dass die Simulation einen tiefen Einblick in das interne Verhalten der Mikropumpe und den gesamten Pumpzyklus ermöglicht. Aus den Ergebnissen lassen sich einige Ansatzpunkte für eine Optimierung der Mikropumpe ableiten. [126]

3.1.5.3 Parameterstudien zur Optimierung der Mikropumpe

Die Auswertung der Simulationsdaten hat einige Defizite im Konzept der Mikropumpe offenbart. Durch Änderungen an der Konstruktion und den verwendeten Materialparametern, aber auch Anpassungen der Ansteuerzeiten sollen diese Defizite behoben werden. Im Folgenden wird das Finite-Elemente-Modell der Mikropumpe dazu genutzt, um prädiktiv Optimierungszyklen durchzuführen. Dabei werden nacheinander Parameterstudien zu einzelnen, unterschiedlichen Prozess- und Geometrieparametern durchgeführt. Durch die Optimierung der intrinsischen Zugspannung im Membranmaterial soll vorrangig das Ablöseverhalten der Pumpmembran vom Pumpkammerboden verbessert werden. Anschließend werden die Pumpkammerhöhe und die Ventilringbreite sowie deren Zusammenspiel untersucht, um die Förderrate der Mikropumpe zu erhöhen. In einem nächsten Schritt wird überprüft, welche Ansteuerspannungen zum Betrieb der Mikropumpe für die unterschiedlichen Pumpkammerhöhen notwendig sind. Abschließend werden alle Erkenntnisse aus den einzelnen Parameterstudien in einem Modell zusammengeführt, das zur Optimierung der Ansteuerzeiten verwendet wird.

Variation der intrinsischen Zugspannung in der Membran

Das im vorangegangenen Kapitel diskutierte Ablöseverhalten der Pumpmembran vom Pumpkammerboden wird neben dem Unterdruck in der Pumpkammer maßgeblich von der mechanischen Rückstellkraft der Membran selbst bestimmt, da der Abstand zur oberen Gegenelektrode sehr groß und die zur Verfügung stehende elektrostatische Kraft

3.1 Mikromembranpumpe mit aktiven Ventilen

demnach sehr klein ist. Eine Möglichkeit, die mechanische Rückstellkraft zu erhöhen, ist es, die intrinsische Zugspannung in der Membran durch geeignete Implantation zu vergrößern. Dabei muss jedoch ein Zielkonflikt berücksichtigt werden: Eine steifere Membran ist auch durch den elektrostatischen Antrieb grundsätzlich schwerer zu bewegen, und benötigt daher höhere Ansteuerspannungen.

In einer Parameterstudie wird die intrinsische Zugspannung in der Membran bei ansonsten gleichbleibenden Parameterwerten von 0 bis 60 MPa variiert und der Einfluss auf die Förderrate der Mikropumpe untersucht. Abbildung 9 zeigt das Resultat der Simulationsreihe. Die Förderrate der Mikropumpe geht bei Zugspannungen unterhalb von 40 MPa deutlich zurück. Dieses Verhalten lässt sich, wie erwartet, durch die geringere Rückstellkraft der Pumpmembran erklären.

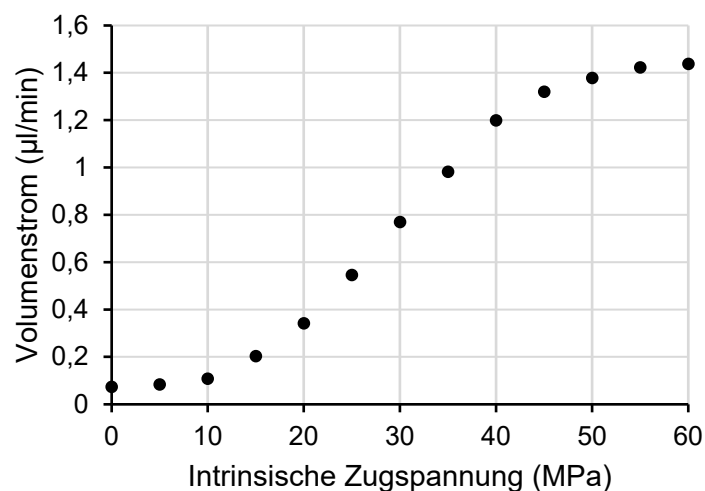


Abbildung 9: Abhängigkeit der Förderrate der Mikropumpe von der intrinsischen Zugspannung in der Membran.

Eine zeitliche Auswertung des Volumenstroms durch den Einlass für die verschiedenen Zugspannungen in Abbildung 10 bestätigt dies. Der Volumenstrom am Einlass für eine Membran mit 40 MPa Zugspannung ist durch die durchgehende schwarze Linie dargestellt. Bei etwa 5 ms ist ein kurzer Druckstoß zu sehen. Dieser wird durch die in Kapitel 3.1.5.2 beschriebene fluidische Kopplung beim Schließen des Auslassventils verursacht. Bei etwa 7,5 ms ist ein Anstieg des Volumenstroms durch den Einlass zu beobachten, der im Verlauf des Ansaugzyklus immer schneller zunimmt, bis bei etwa 15,5 ms das Auslassventil geöffnet wird. Ab diesem Zeitpunkt kann das Fluid auch rückwärts durch den Ventilbereich angesaugt werden, weshalb der Volumenstrom durch den Einlass abnimmt. Für Zugspannungen unterhalb von 40 MPa ist klar zu erkennen, dass der Volumenstrom durch den Einlass geringer ausfällt. Die Simulationen zeigen, dass in diesen Fällen der Füllgrad der Pumpkammer deutlich niedriger ist, weil die Pumpmembran nicht mehr ihre Ausgangslage erreicht. Somit steht für den nächsten Ausstoßvorgang auch weniger Fluid zur Verfügung. [124]

Abbildung 9 zeigt jedoch auch, dass sich oberhalb von 40 MPa Zugspannung allmählich ein Plateau bei der Förderrate der Mikropumpe bildet. Der zeitliche Verlauf des Volumenstroms am Einlass der Mikropumpe in Abbildung 10 gibt auch hier Aufschluss über das beobachtete Verhalten. Aufgrund der höheren mechanischen Rückstellkräfte der Pumpmembran wird die Pumpkammer schneller, und damit früher, gefüllt. Da die Membran jedoch maximal bis zu ihrer Ausgangslage zurückkehren kann, ist ab einem gewissen Punkt trotz einer Steigerung der Zugspannung in der Membran kein Zuwachs bei der Förderrate mehr möglich. [124]

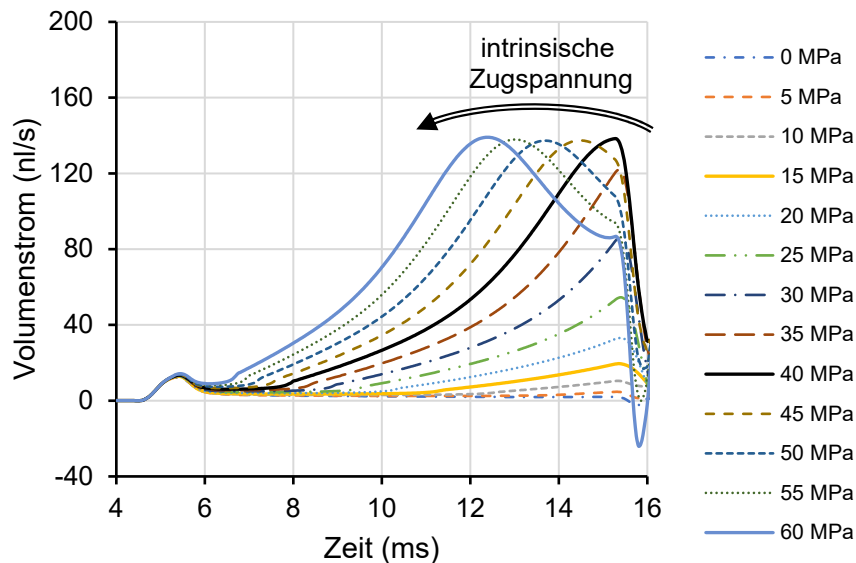


Abbildung 10: Abhängigkeit des Durchflusses durch den Einlass in Abhängigkeit von der intrinsischen Zugspannung im Membranmaterial.

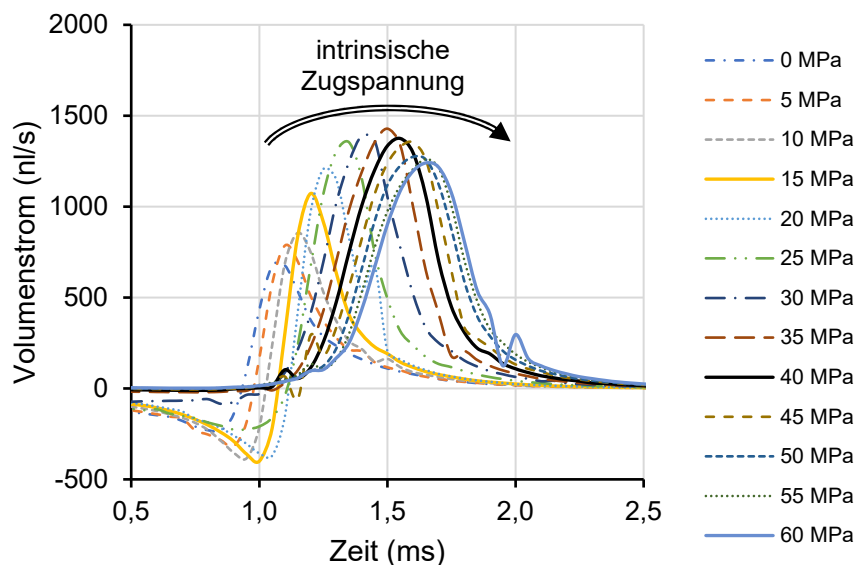


Abbildung 11: Abhängigkeit des Durchflusses durch den Auslass in Abhängigkeit von der intrinsischen Zugspannung im Membranmaterial.

Abbildung 11 zeigt den Volumenstrom über die Zeit am Auslass der Mikropumpe für verschiedene intrinsische Zugspannungen der Pumpmembran. Hier bestätigt sich, dass ab einer Zugspannung von etwa 40 MPa das ausgestoßene Volumen pro Hub immer weniger stark zunimmt. Außerdem zeigt sich der negative Einfluss einer stärker verspannten Pumpmembran und der daraus resultierenden größeren Ersatzfedersteifigkeit. Der elektrostatische Antrieb der Pumpmembran muss mehr mechanischen Widerstand überwinden, was zu einem etwas zeitlich verzögerten, langsameren und länger anhaltenden Ausstoßvorgang führt. [124]

Eine Steigerung der Zugspannung in der Membran über 40 MPa hinaus muss also durch eine höhere Ansteuerspannung kompensiert werden, was jedoch kontraproduktiv für den Einsatz in mobilen Systemen ist. [124]

Variation der Pumpkammerhöhe und der Ventilringbreite

Für die Pumpkammerhöhe existiert ein technologischer Standardwert aus dem für die Fertigung der Mikropumpen verwendeten Siliziummikrofonprozess. Es können aber durch Abscheiden unterschiedlich dicker Opferoxidschichten sehr einfach auch andere Pumpkammerhöhen gefertigt werden. Wie in Kapitel 3.1.4 beschrieben, muss auch für die Ventilringbreite noch ein Zielparаметer definiert werden. Die Pumpkammerhöhe hat aber fertigungsbedingt auch einen direkten Einfluss auf den Abstand der Ventilmembran zu ihrer Gegenelektrode. In einer weiteren Parameterstudie wird daher das gemeinsame Zusammenspiel von Pumpkammerhöhe und Ventilringbreite untersucht.

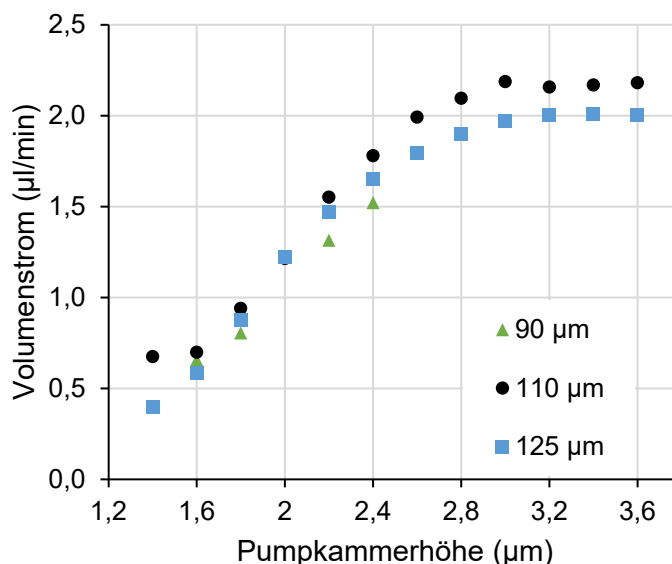


Abbildung 12: Untersuchung der Abhängigkeit der Förderrate von Pumpkammerhöhe und Ventilringbreite.

Die Resultate der Parameterstudie sind in Abbildung 12 zu sehen. Es ist klar zu erkennen, dass es zumindest für die in der Studie betrachteten Kombinationen aus Ansteuerspannung und Pumpkammerhöhen ein eindeutiges Optimum der Ventilringbreite bei etwa 110 µm gibt. Zu schmale Ventilringe benötigen eine zu hohe Ansteuerspannung

und schließen daher nicht richtig. Die Simulationsumgebung hat bei den hohen Ansteuerspannungen und den daraus resultierenden hohen elektrostatischen Kräften außerdem Konvergenzprobleme, die zu Simulationsabbrüchen führen. Daher fehlen teilweise Werte bei den 90 μm breiten Ventilingen. Zu breite Ventilinge sind zwar aufgrund der geringeren Biegesteifigkeit rein mechanisch betrachtet leichter zu aktivieren, weisen aber auch einen größeren fluidischen Widerstand auf. Breite Ventilinge erzeugen außerdem ein großes Totvolumen in der Mikropumpe. Sie fördern beim Schließen größere Mengen Fluid zurück in die Pumpkammer, was sich negativ auf die Pumpleistung auswirkt.

Bis zu einer Pumpkammerhöhe von 2,8 μm ist ein Anstieg der Förderrate zu erkennen, danach scheint sich die Förderrate allmählich einem Maximum anzunähern. Die Auswertung der einzelnen Simulationen zeigt, dass die Ansteuerspannung dann nicht mehr ausreicht, um die Pumpmembran voll auszulenken.

Variation der Ansteuerspannung

Die offene Frage der optimalen Ansteuerspannung wird in einer letzten Parameterstudie untersucht. Dabei wird die Ansteuerspannung der Pumpmembran von 25 V über 30 V bis 35 V variiert, und mit verschiedenen Pumpkammerhöhen von 1,4 μm bis 3,6 μm kombiniert. Die Ergebnisse werden einander in Abbildung 13 gegenübergestellt.

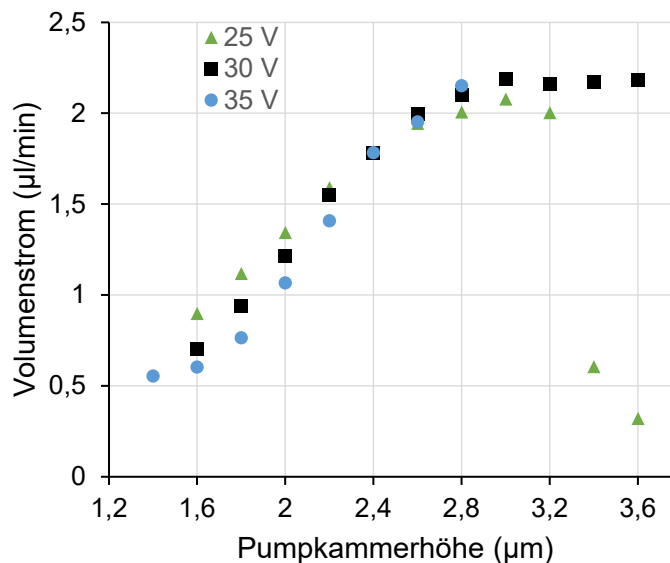


Abbildung 13: Auswertung der Simulationsdaten aus der Parameterstudie. Abhängigkeit der Förderrate von Pumpkammerhöhe und Ansteuerspannung

Die niedrigste Ansteuerspannung von 25 V zeigt höhere Förderraten bei niedrigeren Pumpkammerhöhen bis etwa 2,2 μm als bei 30 V oder 35 V. Dies ist darauf zurückzuführen, dass bei niedrigen Pumpkammerhöhen die idealen Ansteuerzeiten der Ventile mit geringeren Ansteuerspannungen besser getroffen werden. In der Simulation werden zweifach stetig differenzierbare, geglättete Rechtecksignale mit einer endlichen Flankensteilheit verwendet, um die Ansteuer signale darzustellen. Somit wird bei

geringerer Maximalspannung der Schwellwert für das Lösen der Membranen von den Gegenelektroden früher erreicht.

Ab Pumpkammerhöhen von $3,2\ \mu\text{m}$ und mehr geht die Förderrate bei einer Ansteuerspannung von $25\ \text{V}$ stark zurück, was darauf zurückzuführen ist, dass die Pumpmembran dann nicht mehr richtig bewegt werden kann. Ab einer Ansteuerspannung von $30\ \text{V}$ kann die Pumpmembran auch bei Pumpkammerhöhen von über $3,2\ \mu\text{m}$ zumindest noch so weit bewegt werden, dass das Einlassventil verschlossen wird. Da die Pumpmembran sich danach aber nicht mehr so weit nach außen ablegt, stagniert die Förderrate trotz steigender Pumpkammerhöhe. Ab einer Pumpkammerhöhe von $2,8\ \mu\text{m}$ übertrifft die Förderrate bei einer Ansteuerspannung von $35\ \text{V}$ zum ersten Mal die der beiden anderen Ansteuerspannungen. Bei größeren Spalthöhen führen jedoch wieder Konvergenzprobleme zu Simulationsabbrüchen, weshalb dort keine Daten vorliegen. Es ist dennoch logisch anzunehmen, dass höhere Ansteuerspannungen sich in der Realität positiv auf den Betrieb von Mikropumpen mit größeren Pumpkammerhöhen auswirken werden. Dies kann im späteren Betrieb überprüft werden. [124]

Kombination aller Optimierungsmaßnahmen zu einem neuen Parametersatz und Optimierung der Ansteuerzeiten

Zuletzt folgt eine Optimierung der Ansteuerzeiten von Pumpmembran und Ventilmembran. Zusammen mit den Erkenntnissen aus den Parameterstudien wird ein neuer, verbesserter Parametersatz zusammengestellt.

In Abbildung 14 wird noch einmal der in Kapitel 3.1.5.2 diskutierte Pumpzyklus zusammen mit den verwendeten Ansteuersignalen dargestellt.

Die Totzeit zwischen $2\ \text{ms}$ und $4\ \text{ms}$ im Pumpzyklus kann beseitigt werden, indem das Auslassventil früher geschlossen wird. Diese Maßnahme spart bereits etwa $10\ \%$ der gesamten Pumpzykluszeit ein, wodurch die Antriebsfrequenz entsprechend erhöht werden kann.

Wie in Kapitel 3.1.5.2 beschrieben, wird beim Öffnen des Auslassventils Fluid aus der Umgebung zurück in den expandierenden Ventilbereich gezogen. Dieser Rückfluss kann verhindert werden, wenn der Ausstoßvorgang aus der Pumpkammer mit einem passenden Phasenversatz so erfolgt, dass das Fluid aus der Pumpkammer schon in den Ventilbereich strömt, während das Ventil gerade geöffnet wird. Es muss lediglich darauf geachtet werden, dass das Auslassventil nicht so spät geöffnet wird, dass das Fluid aus der Pumpkammer rückwärts aus dem Einlass gedrängt wird. Durch diese Anpassung können weitere ca. $20\ \%$ der Zykluszeit eingespart werden. [126]

Am meisten Potential für Optimierung ist jedoch beim Ansaugvorgang vorhanden. Dieses Problem muss durch eine Kombination mehrerer Maßnahmen behoben werden. Eine größere Pumpkammerhöhe benötigt eine höhere Ansteuerspannung. Durch die größere Auslenkung der Pumpmembran ist aber auch die mechanische Rückstellkraft größer. Zusätzlich nimmt das verfügbare Pumpkammervolumen zu. Ein Optimum kann bei etwa

3 μm Pumpkammerhöhe identifiziert werden. Auch eine höhere intrinsische Zugspannung im Membranmaterial kann eine größere mechanische Rückstellkraft bewirken, die das Einlassventil schneller öffnet.

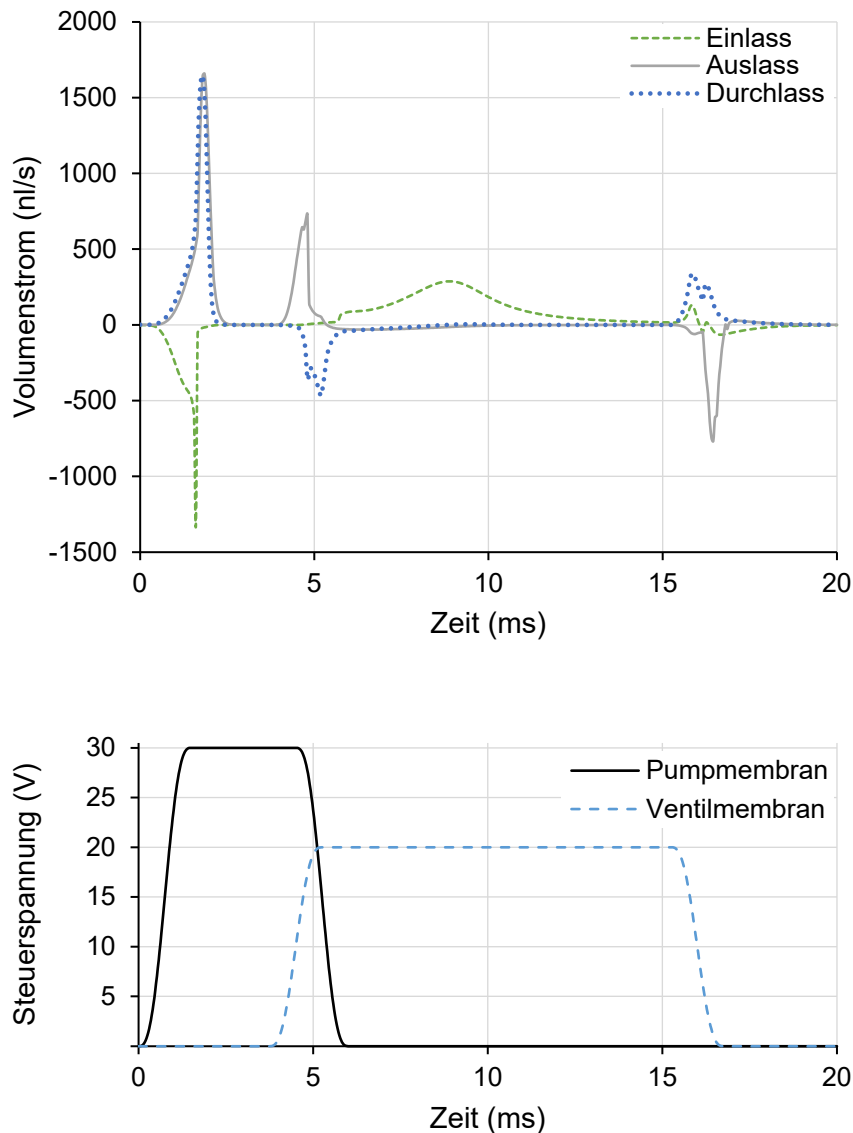


Abbildung 14: Volumenstrom an Ein- und Auslassöffnung der Mikropumpe, sowie Ansteuerspannungen der Membranen für einen kompletten Pumpzyklus, berechnet aus den Resultaten der FEM-Simulationen.

Abbildung 15 zeigt die Ergebnisse einer Simulation mit einem optimierten Parametersatz. Der Fluidausstoß von Pumpkammer und Ventilbereich geschehen jetzt fast gleichzeitig. Es ist zu erkennen, dass direkt zu Beginn des Ansaugvorgangs der Pumpkammer ein starker Anstieg des Volumenstroms durch den Einlass erfolgt, der auf eine Öffnung des Einlassventils hinweist. Auch das ist ein positiver Nebeneffekt der Anpassung der Steuerzeiten.

Durch die geänderten Ansteuersignale und den beschleunigten Ansaugvorgang kann die Pumpfrequenz auf 140 Hz gesteigert werden. Die Förderrate steigt auf 5,1 $\mu\text{l}/\text{min}$.

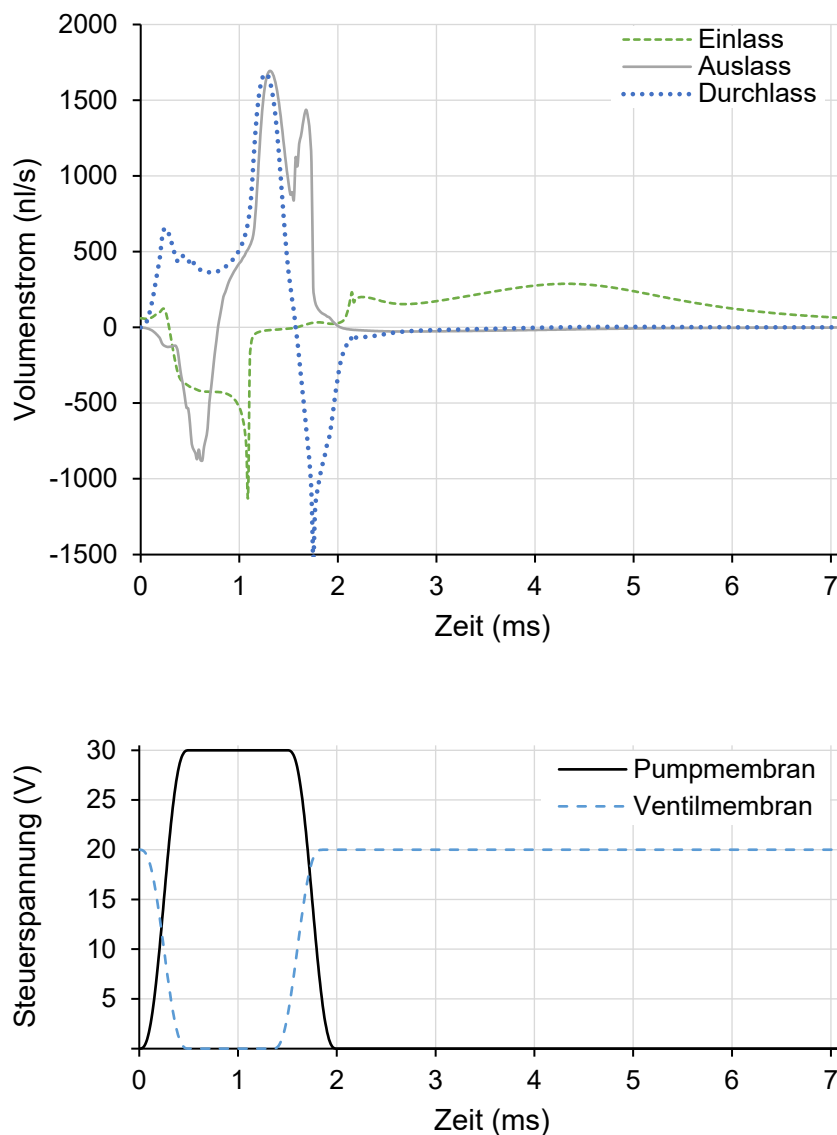


Abbildung 15: Volumenstrom an Ein- und Auslassöffnung der Mikropumpe, sowie Ansteuerspannungen der Membranen für einen kompletten Pumpzyklus, berechnet aus den Resultaten der FEM-Simulationen. Simulation mit optimierten Steuerzeiten und höherer Pumpfrequenz.

3.1.6 Bewertung des Konzepts

Obwohl ein hoher simulativer Aufwand zur Optimierung der Mikropumpe aufgewendet wird, und die Pumpfrequenz sowie die Förderrate gesteigert werden kann, bleibt das Kernproblem des vorgestellten Pumpenkonzepts weiterhin bestehen: Nach dem Ausstoßen des in der Pumpkammer befindlichen Fluidvolumens befindet sich die kreisförmige, am Umfang eingespannte Pumpmembran in ihrem unteren Totpunkt. Sie hat großflächig Kontakt mit der unteren Gegenelektrode, und verschließt den Einlass im Zentrum. Um die Pumpkammer mit neuem Fluid zu befüllen, müsste sich die Pumpmembran in ihrem Zentrum anheben, um den Einlass wieder zu öffnen. Die

Pumpmembran kann sich jedoch nur ihrer natürlichen Bewegungsform folgend vom Rand her von der unteren Gegenelektrode lösen. Sie verschließt somit den zentralen Einlass zu Beginn des Ansaugzyklus fast vollständig. Dadurch erfolgt die Füllung der Pumpkammer über einen langen Teil des Ansaugzyklus durch einen sehr schmalen Spalt. Der große Abstand, den das Zentrum der Pumpmembran in diesem Zustand zur oberen Gegenelektrode aufweist, reduziert auch die mögliche elektrostatische Kraft, die zur Bewegung zur Verfügung steht. Die lange Ansaugzeit begrenzt als dominanter Anteil der Pumpzykluszeit die Pumpfrequenz, und damit die maximale Förderrate. Testweise gefertigte Prototypen auf verschiedenen Wafern mit 1,4 mm x 1,4 mm x 0,4 mm sowie 1,8 mm x 1,8 mm x 0,3 mm großen Chips bestätigen diese durch Simulation gewonnenen Erkenntnisse. Der langsam ablaufende Einsaugvorgang, bei dem die Pumpmembran am Einlass an der unteren Gegenelektrode zu kleben scheint, konnte durch Messungen [129] nachgewiesen werden.

Durch die entwurfsbegleitenden FEM-Simulationen konnten frühzeitig Schwächen im Konzept identifiziert werden. Mit Hilfe der durchgeführten Simulationen konnte gezeigt werden, dass diese Schwächen durch Veränderung der Materialeigenschaften, sowie durch entsprechend angepasste Ansteuersignale, teilweise kompensiert werden können. Die durch Simulation abgeschätzte Förderrate der optimierten Mikropumpen ist jedoch mit 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ für die meisten Anwendungen immer noch viel zu gering.

3.2 Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil

Die zu erwartenden Förderraten des ersten Entwurfs für die Mikropumpe sind im Vergleich zu bereits etablierten Mikropumpen zu niedrig. Auch unter Berücksichtigung des Optimierungspotentials, das die Simulationsergebnisse gezeigt haben, bleibt die Leistung weit hinter dem Stand der Technik zurück. Da die Verlangsamung des Einsaugvorgangs durch den Ventilspalt unter der Pumpmembran ein konzeptionelles Problem darstellt, und keine einfache Lösung durch Änderung von Geometrie- oder Materialparametern gefunden werden kann, sind Änderungen an der funktionalen Gestaltung nötig. Dazu wird basierend auf den Erkenntnissen des vorangegangenen Kapitels ein neues Konzept für eine Mikromembranpumpe mit aktiven Ventilen entwickelt.

Um einen größeren Gestaltungsspielraum zu ermöglichen wird entschieden, die Mikropumpen im nächsten Fertigungslauf mit einem modifizierten Prozess zu fertigen, der jedoch weiterhin aus dem Fertigungsprozess für Siliziummikrofone [125] abgeleitet wird. Die Auswahl des finalen Fertigungsprozesses und dessen Adaptierung werden an den Anforderungen des neuen Entwurfs ausgerichtet. Die Prozessschritte und deren Reihenfolge werden daher erst während und nach der Konzeptphase festgelegt. Lediglich die gewählte grundlegende Technologie schränkt die Gestaltungsfreiheit und die Auswahl an standardisierten Funktionselementen ein. Es wird aber weiterhin Wert darauf gelegt, nur Standardprozessschritte und etablierte Fertigungsanlagen zu verwenden, um den Zeitraum bis zur Markteinführung kurz und den entwicklungsbezogenen Mehraufwand so gering wie möglich zu halten. Die Modifikation des Fertigungsprozesses im Hinblick auf die Anforderungen der Mikropumpen ist ohnehin ein völliges Novum, und setzt gute Kenntnis über die Technologie und die Fertigungsanlagen voraus.

3.2.1 Konzeptionierung

Da die Simulationen zeigen, dass der zentrale Einlass am Pumpkammerboden des ersten Konzepts kurz nach dem Öffnen, bedingt durch den geringen durchströmten Querschnitt, das Befüllen der Pumpkammer erschwert, ist das vorrangige Ziel der Neugestaltung die Minimierung des Strömungswiderstands in der Pumpe. Um eine Querschnittsvergrößerung des Einlassventils zu erreichen, wird dieses zum Auslassventil an den Rand der Pumpkammer verlegt. Somit kann der größere Umfang dort ausgenutzt werden. Die Ansteuerung von Ein- und Auslassventil ist dadurch auch unabhängig von der Bewegung der Pumpmembran. Um die Ventilmembran robuster gegen mechanische Belastungen beim Freiätzen aus den Opferoxidschichten zu machen, schränkt eine zusätzliche obere Gegenelektrode die Bewegungsfreiheit ein. Diese ermöglicht gleichzeitig die aktive Bewegung der Ventilmembran nach oben.

Abbildung 16 zeigt eine schematische Darstellung der annähernd zylindersymmetrisch aufgebauten Mikropumpe im Querschnitt. Aus diesem Konzept ist das Europäische Patent EP3772589 [130] hervorgegangen. Auch bei diesem zweiten Konzept wird eine monolithische Bauweise angestrebt, um weiterhin eine vollintegrierte Fertigung zu

ermöglichen. Eine dünne Siliziumdioxidschicht trennt die gesamte Struktur vom Substrat, das wieder das Trägermaterial für die eigentliche Pumpe darstellt.

Im Zentrum der Mikropumpe befindet sich die elektrostatisch angetriebene Pumpeinheit. Das Herzstück der Pumpeinheit ist die Pumpmembran aus Polysilizium, die über die zentrale Pumpkammer gespannt ist. Sie ist am Rand an einer Stützstruktur aus radial verlaufenden Säulen aufgehängt. Über die Kanäle zwischen den Säulen kann die Pumpkammer Fluid mit der Umgebung austauschen. Über und unter der Pumpmembran befinden sich stark in sich verspannte und daher mechanisch sehr steife Gegenelektroden, die aus einem Schichtverbund aus Polysilizium und Siliziumnitrid bestehen. Sie dienen dazu, die Pumpmembran elektrostatisch sowohl nach oben als auch nach unten auslenken zu können. Die untere Gegenelektrode liegt vollflächig auf der isolierenden Siliziumdioxidschicht auf und ist daher fest mit dem Substrat verbunden. Sie bildet den Pumpkammerboden. Die obere Gegenelektrode steht auf ringförmigen Stützstrukturen direkt auf dem Rand der Pumpmembran. Sie ist stark perforiert, um einen Fluidaustausch zwischen dem über der Pumpmembran befindlichen Rückvolumen und der Umgebung zu ermöglichen. Somit wird die Pumpmembran nicht durch Staudruck im Rückvolumen in ihrer Bewegung gehindert. [130]

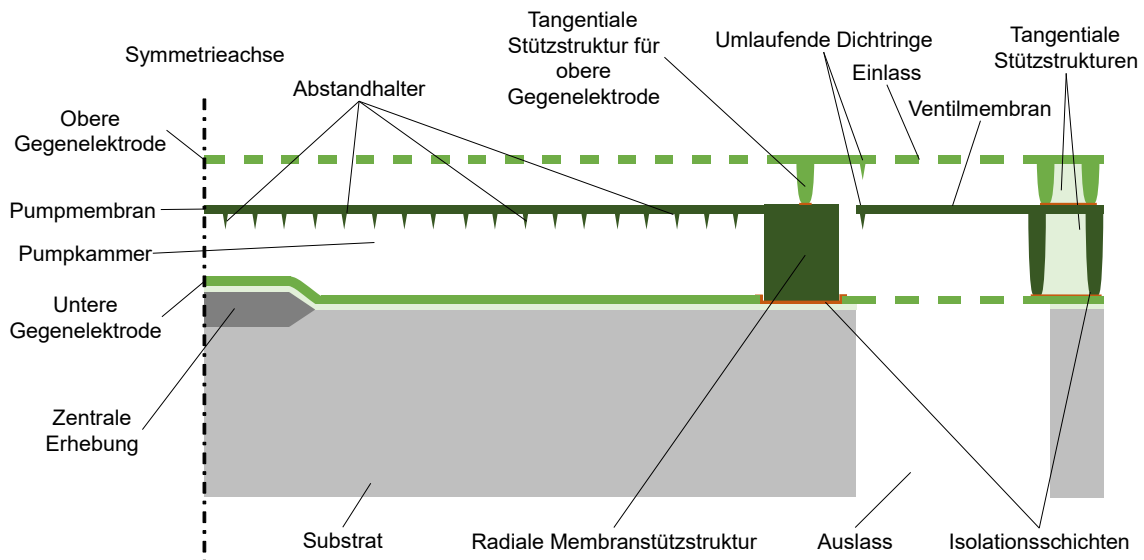


Abbildung 16: Schematische Darstellung der Mikropumpe. (nicht maßstabsgetreu)

Die Pumpeinheit ist ringförmig von einem ebenfalls elektrostatisch angetriebenen Ventilbereich umgeben. Der vertikale Aufbau aus unterer Gegenelektrode, Ventilmembran und oberer Gegenelektrode entspricht dem der Pumpeinheit. Die Ventilmembran ist am äußeren Umfang aufgehängt und über mehrere ringförmige Stützstrukturen mit der unteren Gegenelektrode verbunden. Der Zwischenraum zwischen den ringförmigen Stützstrukturen ist mit Siliziumdioxid verfüllt, um die Stabilität der Struktur zu erhöhen. Der innere Umfang der Ventilmembran kann nach oben und unten bewegt werden und verschließt so immer entweder den Einlass oder den Auslass, während der jeweils andere mit der Pumpkammer verbunden wird. Zwei ringförmige Dichtlippen aus Polysilizium ermöglichen es, die Ventilmembran dicht gegen die beiden Gegenelektroden zu

3.2 Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil

schließen, ohne dabei dauerhafte Adhäsion zu verursachen, da sie die Auflagefläche bei Berührung minimieren. Die Dichtlippe für den unteren Teil des Ventils ist direkt innen an der Unterseite der Ventilmembran angebracht. Der Dichtring für den oberen Teil des Ventils befindet sich auf der Unterseite der oberen Gegenelektrode, dort wo sie beim Schließen des Ventils als erstes von der Ventilmembran berührt wird. Beide Gegenelektroden sind im Bereich außerhalb der Dichtlippen stark perforiert, um das Fluid möglichst ungehindert passieren zu lassen. Mehrere ringförmig angeordnete, gekrümmte Langlöcher im Substrat unter der Perforation der unteren Gegenelektrode bilden den Auslass der Pumpe, und ermöglichen es, Fluid durch die Chipebene hindurch zu fördern. [130]

Die untere Gegenelektrode ist durch Segmentierungen in elektrisch voneinander isolierte Bereiche unterteilt. Somit können für die Pumpeinheit und den Ventilbereich voneinander unabhängige Ansteuersignale verwendet werden. Auch die elektrische Zuleitung zur Pumpmembran wird über eine segmentierte Leiterbahn in der unteren Gegenelektrode ermöglicht, die zur elektrisch leitfähigen radialen Membranstützstruktur führt. Um trotz der Segmentierung eine mechanisch stabile Einheit zu bilden, werden die Segmentierungspfade mit Siliziumnitrid abgedeckt. [130]

An der Unterseite der Pumpmembran und der Ventilmembran, sowie an der Unterseite der oberen Gegenelektrode sind gleichmäßig verteilt kleine spitze Strukturen als Abstandshalter angebracht. Diese verhindern ein Anhaften der Membran an den Gegenelektroden und legen gleichzeitig den minimalen Abstand zwischen Membran und Gegenelektrode fest, um unzulässig hohe elektrostatische Kräfte zu vermeiden. [125, 130, 131]

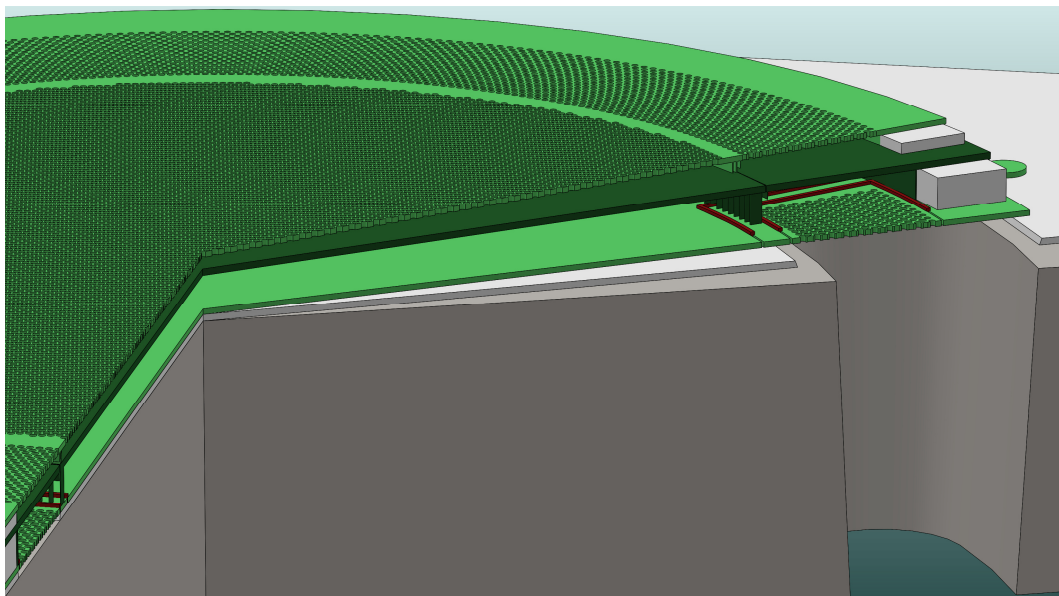


Abbildung 17: Dreidimensionale Schnittdarstellung der Mikropumpe. Alle Schichten außer dem Substrat sind in der Höhe um den Faktor 10 vergrößert dargestellt, um die Details besser sichtbar zu machen.

Zur besseren Übersicht über den komplexen Schichtaufbau zeigt Abbildung 17 die dreidimensionale Struktur der Mikropumpe in gestaffelter Schnittdarstellung. Mit Ausnahme des Substrats sind alle Schichten um den Faktor 10 in der Höhe vergrößert dargestellt, um die Details in der Pumpe besser sichtbar zu machen. Die Abdeckung der Segmentierung der unteren Gegenelektrode durch eine Siliziumnitridschicht ist in der Darstellung entfernt, um die Signalfade sichtbar zu machen. Grau ist das Polysilizium des Substrats, in hellgrau werden Oxidstrukturen dargestellt. Die obere und untere Gegenelektrode sind hellgrün eingefärbt. Die Pumpmembran, die Ventilmembran sowie deren Stützstrukturen aus Polysilizium sind in dunkelgrün dargestellt.

Obwohl die Fertigungsprozesse, die zur Herstellung der Mikropumpe verwendet werden sollen, für die Produktion von Sensoren gut erprobt sind, handelt es sich hierbei um einen vollkommen neuen Aktor mit neuen Strukturen und bisher nicht vorhandenen Funktionseinheiten. Daher werden für einige als kritisch identifizierte Komponenten alternative Versionen entworfen, um im Fehlerfall Rückfallvarianten auf dem gleichen Wafer zur Verfügung zu haben.

Um die Aktuierung der Membran effizienter zu gestalten, kann man sich einen Standardprozessschritt, die lokale Oxidation von Silizium [132] („Local Oxidation of Silicon“, LOCOS) zunutze machen, um im Zentrum der Pumpkammer im ersten Fertigungsschritt ein kreisförmiges Plateau direkt auf dem Siliziumsubstrat zu erzeugen. Wird bis zur Abscheidung der unteren Gegenelektrode kein CMP-Schritt (chemisch-mechanisches Polieren) zur Wiederherstellung der Planarität der Oberfläche des Schichtstapels durchgeführt, folgt auch die untere Gegenelektrode beim Aufwachsen dieser zentralen Erhebung. Dadurch verringert sich im Zentrum der Pumpkammer der Abstand zwischen der Pumpmembran und der unteren Gegenelektrode. Das bedeutet, dass dort bei gleicher Ansteuerspannung schon zu Beginn der Aktuierung eine höhere elektrostatische Kraft auf die Pumpmembran wirkt. Das LOCOS-Plateau soll daher zum einen die maximal benötigte Ansteuerspannung senken. Zum anderen soll es aber auch bewirken, dass die Pumpmembran sehr früh in der Aktuierungsphase im Zentrum am Pumpkammerboden auftritt, und das in der Pumpkammer eingeschlossene Fluid im Anschluss durch das Ablegen der Ventilmembran nach außen zum Ventilbereich hin verdrängt wird. Weil sich das LOCOS-Plateau in der Mitte der Pumpkammer befindet, geht nur ein sehr geringer Anteil (etwa 0,05 % bis 0,1 %) des gesamten Pumpkammervolumens verloren. Bei der Fertigung wird das Plateau aufgrund seines großen Durchmessers durch mehrere, konzentrische Ringe angenähert, da dies ein gleichmäßigeres Wachstum des LOCOS und damit eine gleichmäßigere Höhe des Plateaus ermöglicht. Allerdings kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Erhebung im Zentrum der unteren Gegenelektrode bei Kontakt Beschädigungen an der Pumpmembran oder an den Abstandshaltern hervorrufen wird, da sie enge Krümmungsradien von der Membran fordert. Daher soll das LOCOS-Plateau nicht bei allen Pumpenvarianten verwendet werden.

Bei den Ventilringen muss der Zielkonflikt zwischen Stabilität, leichter Auslenkbarkeit und Platzverbrauch auf dem Chip abgewogen werden. Obwohl sich die mechanischen

3.2 Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil

Eigenschaften einer ringförmigen, am äußeren Umfang eingespannten Membran sowohl analytisch als auch durch Simulation gut abschätzen lassen, ist bezüglich der durch die Implantation von Phosphor gesteuerten mechanischen Vorspannung der Ventilmembran eine hohe Fertigungstoleranz zu erwarten. Auch kann durch lokal unterschiedlich schnell ablaufende Ätzprozesse, beispielsweise beim finalen Freiätzen der Struktur, eine inhomogene Veränderung der Ventilmembran entstehen. Es werden daher insgesamt fünf verschiedene Ventilringe unterschiedlicher Breite entworfen, zusammen mit den passenden oberen und unteren Gegenelektroden und Stützstrukturen. Die Breite des Ventilrings hat maßgeblichen Einfluss auf die Ersatzfedersteifigkeit des Ventils, sowie auf die elektrostatische Kraft, die auf den Ventilring wirken kann. Die Ventilringbreiten der Varianten variieren von 75 μm bis 150 μm .

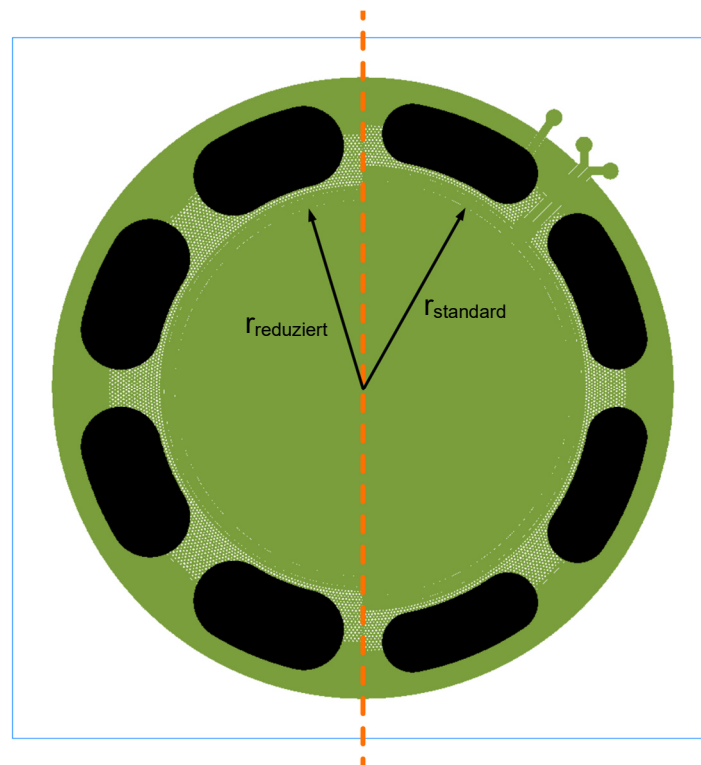


Abbildung 18: Form der Durchgangslöcher (schwarz) durch das Substrat, die durch die Waferrückseitenätzung erzeugt werden und die unteren Gegenelektrode (grün). Standardvariante (rechte Seite) und Rückfalloption (linke Seite) mit fertigungsgerechterem Aspektverhältnis der Durchgangslöcher und reduziertem Pumpkammerradius.

Die im Vergleich zu anderen mit der gleichen Fertigungsanlage gefertigten Produkten sehr kleinen Waferrückseitenätzungen stellen einen weiteren großen Unsicherheitsfaktor dar. Um diesem potentiellen Problem zu begegnen, werden neben den geplanten, 150 μm breiten Langlöchern (siehe Abbildung 18 rechts), die immerhin eine Änderung des Aspektverhältnisses zwischen Ätztiefe und Strukturweite um mehr als den Faktor 5 gegenüber üblichen Ätzungen erfordern, auch Varianten mit 200 μm breiten Langlöchern erstellt. Der Radius, dem die Außenkanten der Langlöcher folgen, bleibt fertigungsbedingt gleich, um den gleichen Abstand zum Chiprand zu gewährleisten. Der innere Rand der Perforation der unteren Gegenelektrode, die den Auslass der Pumpe darstellt, wird so

gegenüber den Innenkanten der Durchgangslöcher positioniert, dass sie inklusive der maximalen positiven Fertigungstoleranz der Waferrückseitenätzung bündig abschließen würden. Dadurch wird gewährleistet, dass die Pumpkammer inklusive der Stützstrukturen der Pumpmembran vollflächig von Substrat unterstützt wird, um maximale Stabilität zu erreichen. Wie in Abbildung 18 zu erkennen ist, muss dafür der Durchmesser der Pumpkammer entsprechend angepasst werden. Die restliche Geometrie der Mikropumpe wird basierend auf dem neuen Pumpkammerdurchmesser entsprechend neu skaliert und angepasst.

Eine Segmentierung der oberen Gegenelektrode in zwei Bereiche – einen kreisförmigen über der Pumpmembran und einen ringförmigen über der Ventilmembran – würde die vollständig unabhängige Ansteuerung von Ventil- und Pumpmembran ermöglichen. Auf diese Art könnten an beide Membranen und ihre jeweiligen Gegenelektroden insgesamt sechs voneinander unabhängige Ansteuersignale angelegt werden. Für eine Segmentierung der oberen Gegenelektrode standen beim ersten Fertigungslauf jedoch keine weiteren Masken mehr zur Verfügung. Doch auch wenn später zur Ansteuerung von Ventil und Pumpkammer deutlich unterschiedliche Spannungsbereiche benötigt werden, oder andere unvorhergesehene Schwierigkeiten bei der gemeinsamen Aktuierung beider Bereiche auftreten, sollen in jedem Fall funktionsfähige Mikropumpen für erste Tests zur Verfügung stehen. Daher wird eine Variante der oberen Gegenelektrode entworfen, die nur den Ventilbereich abdeckt, und die Pumpkammer freilässt. Das Ventil benötigt beide Gegenelektroden, um sowohl Einlass als auch Auslass verschließen zu können. Die Pumpkammer kann aber auch mit der unteren Gegenelektrode alleine betätigt werden, wengleich mit deutlich verminderter Pumpleistung zu rechnen ist. Für den Ansaugzyklus steht dann nur die mechanische Rückstellkraft der Membran selbst zur Verfügung. Dennoch können auf diese Weise vollständig voneinander getrennte Ansteuersignale für beide Bereiche gewährleistet werden. Diese Varianten können außerdem dazu verwendet werden, die Topographie der Membran beim Ablegen auf die untere Gegenelektrode zu vermessen. Dies ist besonders im Hinblick auf die Varianten mit der zentralen Erhebung in der unteren Gegenelektrode interessant.

Die Länge der radial verlaufenden, plattenförmigen Membranstützstrukturen (vgl. Abbildung 17, in dunkelgrün dargestellt, und Abbildung 19, in orange dargestellt) hat einen direkten Einfluss auf den Pumpkammerdurchmesser und damit auf die maximale Fördermenge der Mikropumpen. Sie sind aber auch für die Stabilität der gesamten Struktur maßgeblich. Daher werden eine Variante der Pumpkammer mit 20 μm Stützstrukturlänge für maximales Pumpkammervolumen, sowie zur Sicherheit eine Variante mit 30 μm langen Stützstrukturen für höhere Stabilität entworfen.

Einer der wichtigsten konstruktiven Aspekte der Mikropumpe ist die Stützstruktur der Pumpmembran, da diese sowohl deren mechanische Aufhängung darstellt, als auch die elektrische Zuleitung für das Ansteuersignal bilden muss. Die Pumpmembran ist vollständig von der Ventilmembran umgeben, daher kann in dieser Ebene keine Leiterbahn direkt zur Pumpmembran geführt werden. Um die Pumpmembran ansteuern zu können, müssen elektrisch leitfähige Stützstrukturen verwendet werden, die direkt auf

dem Polysilizium der unteren Gegenelektrode stehen, und das Signal von dort weiterleiten. Erprobte und weit verbreitete Stützstrukturen aus Siliziumdioxid kommen daher aufgrund ihrer isolierenden Eigenschaften nicht in Frage. Darüber hinaus besteht die Gefahr, diese beim finalen Freiätzprozess, bei dem das Opferoxid aus der Mikropumpe entfernt wird, zu beschädigen oder vollständig zu verlieren. Es bietet sich daher an, die Membranstützstrukturen ebenfalls aus dotiertem Polysilizium (J. Strasser, private Kommunikation, April 2018) zu fertigen, da dieses leitfähig ist, und einen natürlichen Ätzstop für den finalen Freiätzprozess darstellt. Einen der kritischsten Punkte bei der Konstruktion der Stützstrukturen stellt die Kontaktfläche zur unteren Gegenelektrode dar. Diese Verbindung muss sowohl hohe mechanische Stabilität als auch gute elektrische Leitfähigkeit aufweisen. Für die Mikropumpe sollen daher sicherheitshalber gleichzeitig auch Stützstrukturen zum Einsatz kommen, die durch eine dünne Siliziumnitridschicht mit der unteren Gegenelektrode verbunden sind. Die Siliziumnitridschicht, die dafür verwendet wird, wird direkt auf der unteren Gegenelektrode abgeschieden und anschließend strukturiert. Sie kommt gleichzeitig auch für die Segmentierungen und die isolierten Kontaktflächen für die Abstandhalter der Pump- und Ventilmembranen zum Einsatz. Es werden zwei Varianten für die untere Gegenelektrode entworfen, die sich hauptsächlich im Bereich der Segmentierung unterscheiden und in Abbildung 19 dargestellt sind. Bei Variante 1 wird nur ein kleiner Teil des Rings, auf der die Stützstruktur steht, vom Rest segmentiert. Nur in diesem Bereich steht die Stützstruktur direkt auf dem Polysilizium der unteren Gegenelektrode und ist damit elektrisch leitend verbunden. Auf dem Rest des Rings stehen die Stützstrukturen auf der Siliziumnitridschicht. Variante 2 erhält einen vollständig segmentierten Ring. Hier steht jede zweite Stütze direkt auf dem Polysilizium, die anderen stehen auf Siliziumnitrid. Das Polysilizium unterhalb der Siliziumnitridpads wird vor der Abscheidung des Siliziumnitrids entfernt, um annähernd gleich hohe Stützen zu ermöglichen.

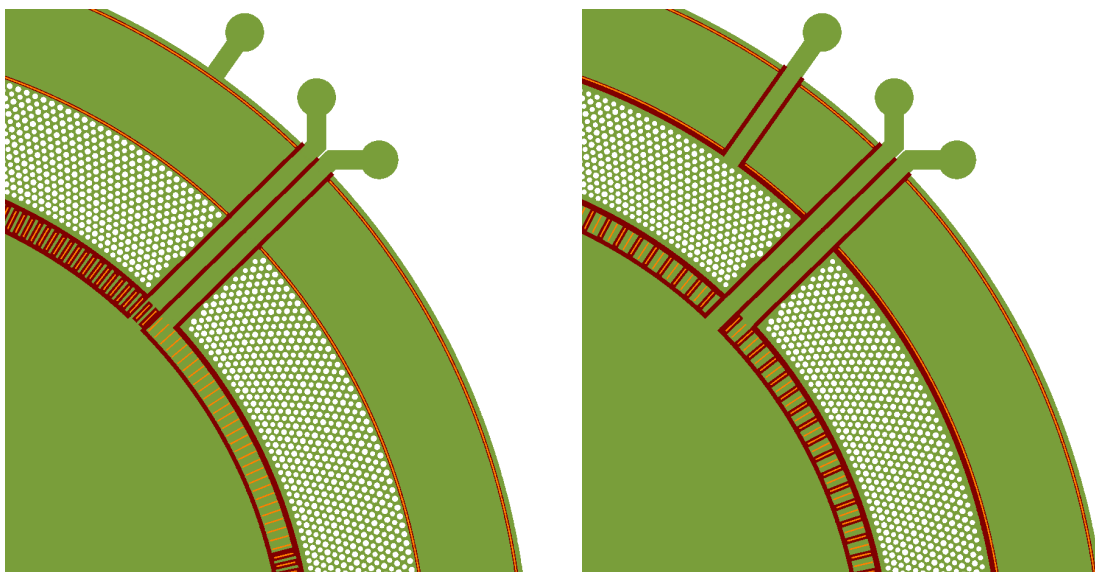


Abbildung 19: Varianten der unteren Gegenelektrode, Ausschnitt des rechten oberen Quadranten. (Links Variante 1, rechts Variante 2.) Grün: Polysilizium der unteren Gegenelektrode, rot: Siliziumnitridschicht.

Siliziumnitriddeckschicht der Segmentierung, orange: radiale und tangentiale Stützstrukturen.

Alle beschriebenen Parametervariationen und Konstruktionsvarianten, mit Ausnahme der unterschiedlich großen Durchgangslöcher durch das Substrat, werden nun vollfaktoriell miteinander kombiniert, wodurch sich insgesamt 80 voneinander unterschiedliche Designvarianten ergeben. Die größere Rückfallvariante der Durchgangslöcher durch das Substrat wird jeweils nur mit den 150 µm breiten Ventilringen kombiniert, da erwartet wird, dass sich diese Ventilvarianten am leichtesten aktivieren lassen und sie den meisten Platz im Ventilbereich bieten. Tabelle 3 im Anhang gibt einen genauen Überblick über alle auf diese Art erzeugten Varianten. Bei der Fertigung werden alle diese 80 Designvarianten immer mit einem gemeinsamen Maskensatz zusammen auf einem Wafer prozessiert.

3.2.2 Funktionsprinzip

Abbildung 20 zeigt schematisch den Pumpzyklus der Mikropumpe. Im unangeregten Ausgangszustand sind sowohl die Pumpmembran als auch die Ventilmembran in ihrer mittigen Ruhelage.

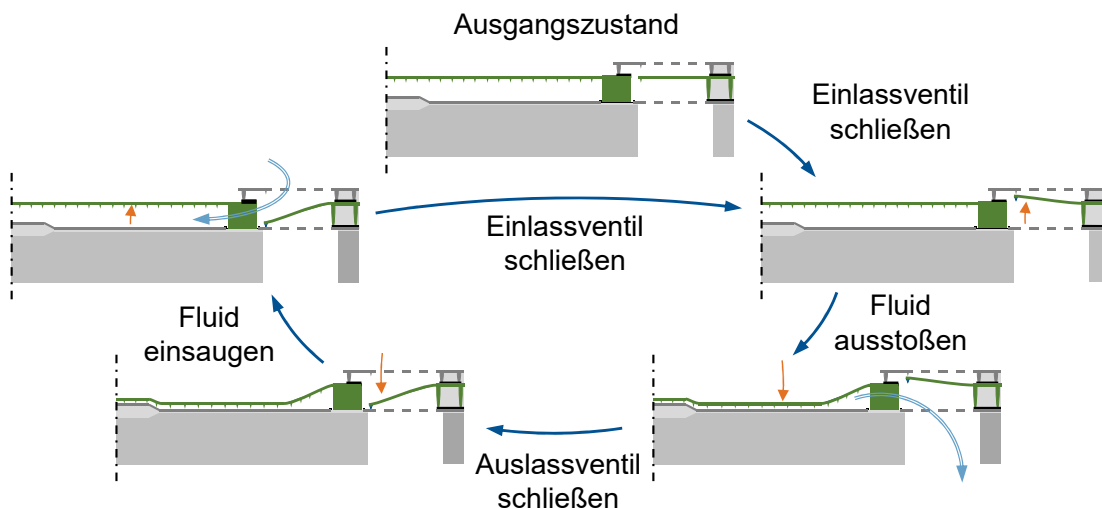


Abbildung 20: Pumpzyklus der elektrostatisch aktivierten Mikromembranpumpe mit kombiniertem, aktivem Ein- und Auslassventil.

Ausgehend vom Ausgangszustand wird nun die ringförmige Ventilmembran in Richtung der oberen Gegenelektrode gezogen, bis sie am oberen, umlaufenden Dichtring anliegt. Dadurch wird der Einlass geschlossen. Die Pumpkammer ist jetzt nur noch mit dem Auslass verbunden. Anschließend wird die Pumpmembran zum Boden der Pumpkammer hin ausgelenkt. Die Membran trifft zuerst in der Mitte der Pumpkammer am Boden auf, und legt sich anschließend zum Rand hin ab, wodurch das Fluid aus der Pumpkammer durch den offenen Auslass gedrückt wird. Wenn die Pumpkammer vollständig geleert ist, wird als nächstes die Ventilmembran von der oberen Position nach unten bewegt, bis der an ihrer Unterseite befindliche Dichtring die untere Gegenelektrode

berührt, und so den Auslass verschließt. Dadurch ist die Pumpkammer jetzt mit dem geöffneten Einlass verbunden. Die Pumpmembran wird nach oben bewegt, wobei sich der Rand als erstes vom Pumpkammerboden löst. Die Pumpkammer wird mit neuem Fluid von oberhalb der Pumpe befüllt. Abschließend wird die Ventilmembran nach oben bewegt, wodurch der Einlass verschlossen wird. Der Pumpzyklus beginnt von neuem. Auf diese Weise fördert die Mikropumpe Fluid von der Oberseite des Chips durch die Chipebene hindurch nach unten. Beim Antrieb der Membranen kommt, wie beim ersten Entwurf, der elektrostatische Pull-In als verstärkender Effekt zum Einsatz.

Die Pumpe ist aufgrund ihrer aktiven Ventile und der vertikal annähernd symmetrischen Struktur aber konzeptionell auch in der Lage, in die entgegengesetzte Richtung zu fördern. Dazu muss lediglich das Ansteuersignal für die Ventilmembran invertiert werden. Das führt dazu, dass während des Einsaugvorgangs die untere Ventilseite geöffnet ist, und während des Ausstoßvorgangs die obere Ventilseite. Somit fördert die Mikropumpe das Fluid dann von der Unterseite durch die Chipebene hindurch nach oben.

3.2.3 Technologiewahl und Fertigung

Die Auswahl eines geeigneten Standardprozesses als Grundlage für die Fertigung der neuen Mikropumpenprototypen erfolgt primär unter den Gesichtspunkten der einfachen Verfügbarkeit und möglichst geringer Komplexität. Im Konzept ist vorgesehen, die Pumpmembran und die Ventilmembran wieder elektrostatisch anzutreiben. Es bietet sich also an, erneut elektrostatisch operierende Wandler mit vergleichbarem mechanischem Aufbau in den Fokus zu nehmen. Als technologische Basis für den Fertigungsprozess wird daher wieder ein ähnlicher Standard-Siliziummikrofonprozess (vgl. [131]) identifiziert, wie derjenige, der zur Herstellung des ersten Mikropumpenkonzepts zum Einsatz kam. Dieser Fertigungsprozess bietet unter anderem Gestaltungselemente wie stark perforierte, versteifte Gegenelektroden, flexible Membranen, isolierte Abstandshalter, Opferoxidschichten mit denen lateral große Kavitäten erzeugt werden können, sowie einen Waferrückseitenätzprozess zur Herstellung von Löchern durch den gesamten Wafer hindurch. Damit stehen alle für das in Abschnitt 3.2.1 vorgestellte Konzept benötigten Fertigungsschritte prinzipiell zur Verfügung.

Alle 80 Varianten der neuen Mikropumpe werden weiterhin mit einem gemeinsamen Maskensatz auf einem Wafer gefertigt. Die einzelnen Varianten dürfen sich daher in bestimmten Merkmalen, wie beispielsweise der Größe, Anzahl und Position der durch die Rückseitenätzung erzeugten Durchgangslöcher im Substrat, nicht signifikant voneinander unterscheiden. Es stehen jedoch Wafer exklusiv für die Fertigung der Mikropumpen zur Verfügung. Da somit keine anderen Bauelemente gleichzeitig gefertigt werden müssen, besteht eine höhere Gestaltungsfreiheit bei der Reihenfolge und Ausprägung der einzelnen Prozessschritte. Diese werden in enger Zusammenarbeit mit der Halbleiterfertigung der Infineon Technologies AG in Regensburg, wo die Pumpen gefertigt werden, und der Entwicklungsabteilung in Neubiberg an die Anforderungen des neuen Konzepts angepasst.

In Abbildung 22, Abbildung 23 und Abbildung 24 sind die Hauptfertigungsschritte zur Herstellung der Mikropumpen dargestellt. Einzelne, triviale Teilschritte wie das Auftragen, Belichten, Entwickeln und Entfernen von Fotolack, die beispielsweise für die Strukturierung von Polysilizium- oder Siliziumnitridschichten nötig sind, werden aufgrund der hohen Anzahl an Bearbeitungsschritten zur Verbesserung der Übersichtlichkeit und Lesbarkeit nicht aufgeführt. Abbildung 21 zeigt eine Legende der verwendeten Materialien.


| | | | |
|-----------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|
|  | Polysilizium (Gegenelektroden) |  | Siliziumsubstrat (Wafer) |
|  | Polysilizium (Membranmaterial) |  | Thermisches Siliziumoxid (LOCOS) |
|  | Siliziumnitrid (Isoliermaterial) |  | Siliziumdioxid (Isoliermaterial, Opfermaterial) |

Abbildung 21: Materiallegende.

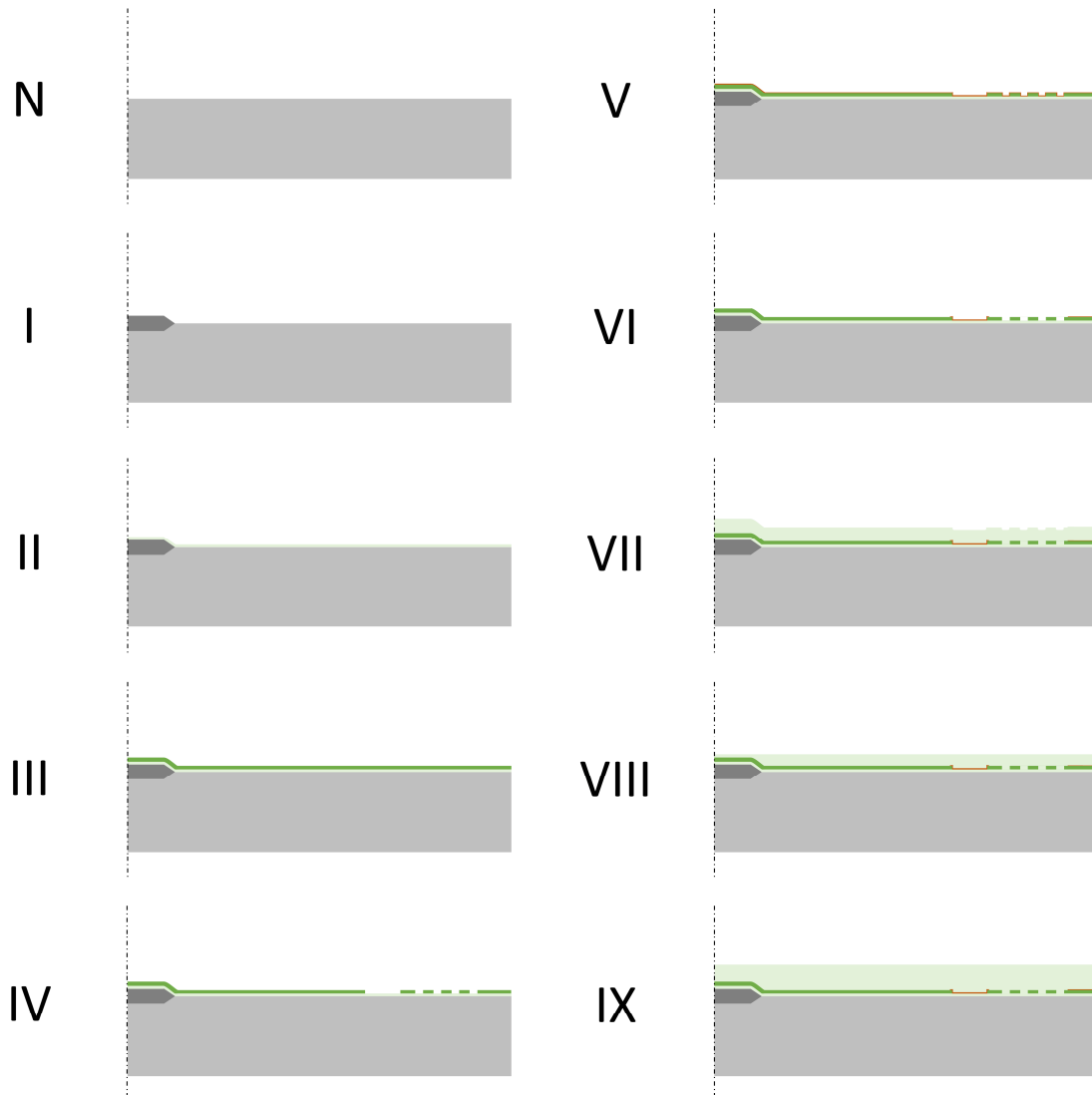


Abbildung 22: Prozessschritte I bis IX für die Fertigung der Mikropumpen. Vereinfachte Darstellung.

N: Die Mikropumpen werden auf einem undotierten Siliziumwafer aufgebaut, der lediglich als Trägersubstrat für die eigentlichen Pumpen dient.

I-II: Der erste Fertigungsschritt ist das Aufwachsen von LOCOS [133] direkt auf das Substrat, um die ringförmigen Erhebungen im Zentrum der Pumpkammern zu generieren. Dabei werden drei konzentrische, 10 μm breite Ringe mit 20 μm , 40 μm und 60 μm Außendurchmesser erzeugt. Danach wird vollflächig Siliziumdioxid bis zu einer Schichtdicke von 600 nm abgeschieden. Die Siliziumdioxidschicht reproduziert dabei die darunterliegende Topographie an ihrer Oberfläche, wobei scharfe Kanten abgerundet werden.

III-IV: Auf die so entstandene Struktur wird, ebenfalls vollflächig, eine 400 nm dicke Polysiliziumschicht abgeschieden, die wiederum der darunterliegenden Topographie folgt, und somit eine Erhebung im Zentrum der Pumpkammer aufweist. Sie bildet die Basis für die untere Gegenelektrode der Pumpe. Die Polysiliziumschicht wird anschließend photolithographisch strukturiert. Dabei entsteht die Perforation der unteren Gegenelektrode im Ventilbereich. Auch die Segmentierungen werden in diesem Fertigungsschritt erzeugt.

V-VI: Die beiden Gegenelektroden sind beim Standard-Siliziummikrofon [131] jeweils als Schichtverbund ausgeführt. Dabei befindet sich elektrisch leitfähiges Polysilizium in der Mitte, eingekapselt in zwei isolierende Siliziumnitridschichten. Dieser Schichtverbund erhöht durch seine intrinsische Verspannung die Stabilität der freitragenden, stark perforierten Membranen. Da die untere Gegenelektrode der Mikropumpe fast vollflächig auf der Siliziumdioxidschicht aufliegt, und nur über den schmalen Durchgangslöchern der Rückseitenätzung frei tragen muss, wird diese zusätzliche Stabilität nicht benötigt. Daher werden beide jeweils 140 nm dicke Siliziumnitridschichten oberhalb der Polysiliziumschicht abgeschieden, um den nachfolgenden nicht vollständig selektiven Grabenätzprozessen für die Membranstützstrukturen zur Sicherheit eine dickere Ätzstoppschicht zur Verfügung zu stellen. Die Siliziumnitridschichten werden anschließend mit Hilfe eines photolithographischen Prozesses strukturiert. Dadurch werden die Abdeckungen für die Segmentierungen sowie die Aufstandsflächen für die Membranstützstrukturen generiert. Außerdem werden auch (in der Abbildung nicht dargestellt) kleine Landezonen auf der Oberseite der unteren Gegenelektrode für die Abstandshalter an der Unterseite der Pump- und Ventilmembran, sowie ein Ring als Gegenfläche für den Dichtring an der Unterseite der Ventilmembran erzeugt. Diese vermeiden im Betrieb einen Kurzschluss zwischen den Membranen und ihren Gegenelektroden, wenn die Abstandshalter und die Dichtringe mit der unteren Gegenelektrode in Kontakt treten.

VII-IX: Als nächstes wird eine 3 μm hohe Opferschicht aus Siliziumdioxid aufgebaut, die später nach der finalen Freilegung die Kavitäten der Pumpkammer und des unteren Teils des Ventilbereichs bildet. Um die in den vorangegangenen Bearbeitungsschritten erzeugte Topographie nicht weiter in die nächsten Schichten zu überführen, wird zuerst 1000 nm Siliziumdioxid abgeschieden, und anschließend durch chemisch-mechanisches Polieren

(CMP) wieder um 500 nm reduziert. Dies erzeugt eine plane Oberfläche für die nachfolgenden Bearbeitungsschritte. Anschließend wird erneut eine 2000 nm dicke Siliziumdioxidschicht abgeschieden.

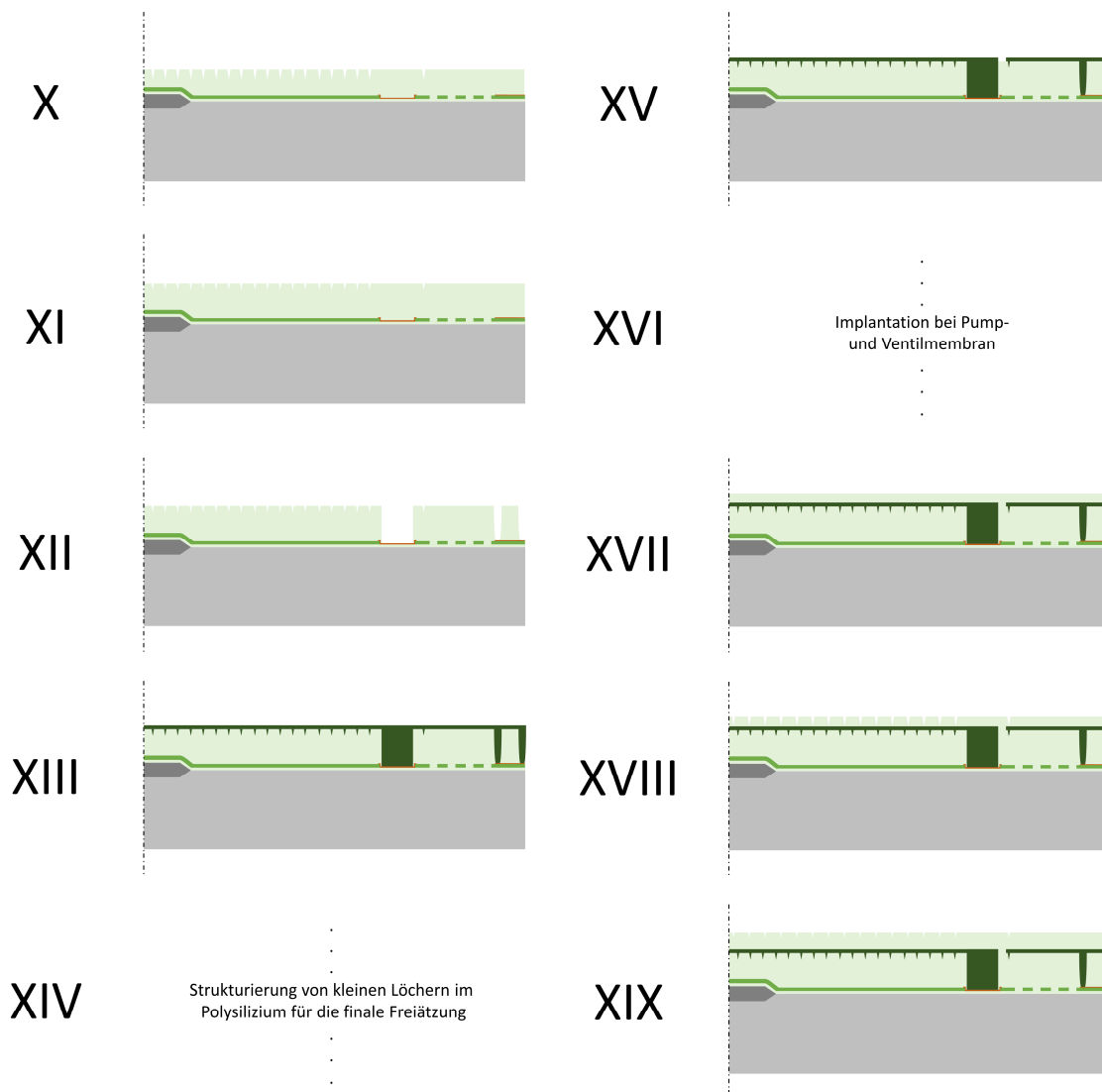


Abbildung 23: Prozessschritte X bis XIX für die Fertigung der Mikropumpen. Vereinfachte Darstellung.

X-XII: In die ebenfalls plane Oberfläche werden Löcher für die Abstandshalter sowie ein ringförmiger Schlitz für die Dichtlippe an der Ventilmembran geätzt. Diese haben aber noch nicht ihre finale Form. Erst durch ein erneutes Abscheiden von 500 nm Siliziumdioxid, dessen Oberfläche nun die neu erzeugte Topographie in abgerundeter Form nachbildet, entstehen die Negativformen für die leicht abgerundeten Spitzen. Da jetzt die volle Höhe der Opferschicht erreicht ist, werden als letzter Bearbeitungsschritt des Siliziumdioxids die Grabenätzungen für die Membranstützstrukturen durchgeführt. Dieser Ätzschritt erfordert eine gute Kenntnis der Prozessparameter, da die Ätzung sowohl in unterschiedlichen Tiefen, als auch auf unterschiedlichen Materialien stoppen, dabei aber auf jeden Fall das Opferoxid rückstandsfrei entfernen muss.

XIII-XVI: Auf die so vorbereitete Topographie in Siliziumdioxid werden nun 660 nm vordotiertes Polysilizium abgeschieden. Dabei werden auch gleichzeitig die Gräben und Löcher für die Abstandshalter, die Dichtlippe und die Membranstützstrukturen verfüllt, und die eigentlichen Membranen erzeugt. Die Polysiliziumschicht, die die Membranen bildet, wird im Anschluss ebenfalls strukturiert. Zunächst werden in regelmäßigen Abständen kleine Löcher mit 300 nm Durchmesser durch die Polysiliziumschicht hindurchgeätzt. Aufgrund der geringen Größe der Löcher wird erwartet, dass sie sich nach unten hin weiter verjüngen. Die Löcher erzeugen eine Verbindung zur Opferoxidschicht, und dienen später beim finalen Freiätzprozess dazu, die gesamte Pumpe von der Oberseite her freilegen zu können. Im späteren Betrieb der Pumpe stellt diese Perforation einen Leckpfad dar, der zu einem geringen Rückfluss des zu befördernden Mediums zurück zur Oberseite der Mikropumpe führt. Da jedoch ohnehin die gesamte Oberseite der Mikropumpe mit dem Medium an der Ansaugseite in Kontakt ist, wird zumindest ein Entweichen aus dem System ausgeschlossen. Aus einfachen FEM-Simulationen (vgl. Kapitel 3.2.4) kann der Schluss gezogen werden, dass der Druckabfall im Hinblick auf eine Reduktion der Förderrate vernachlässigbar ist. Als nächstes wird die Polysiliziumschicht so strukturiert, dass daraus die Pumpmembran und die Ventilmembran entstehen. Abschließend wird die intrinsische Vorspannung beider Membranen mit Hilfe einer Phosphorimplantation eingestellt.

XVII-XX: Auf die Membranen wird nun, analog zur unteren Opferoxidschicht, in mehreren Fertigungsschritten eine weitere Siliziumdioxidschicht aufgebaut. Auf die Abscheidung der ersten 500 nm dicken Lage folgt erneut die Strukturierung zur Erzeugung von Löchern für Abstandshalter sowie das Abscheiden weiterer 500 nm Siliziumdioxid, wobei erneut die abgerundeten Negativformen für die Abstandshalter entstehen. Damit ist die Gesamthöhe von 1000 nm des späteren oberen Spalts erreicht. Auch hier erfolgt als letzter Bearbeitungsschritt die Grabenätzung für die Stützstrukturen der oberen Gegenelektrode.

XXI-XXIV: Die obere Gegenelektrode der Mikropumpe ist, wie bei Standard-Siliziummikrofonen, eine am Rand aufgehängte, weitestgehend freitragende Struktur. Sie wird daher als Schichtverbund aus Polysilizium und Siliziumnitrid ausgeführt. Als erstes wird eine 140 nm dicke Schicht Siliziumnitrid auf die vorbereitete strukturierte Siliziumoxidschicht abgeschieden, die sich auch in alle Löcher und Gräben ablegt. Die Siliziumnitridschicht isoliert die obere Gegenelektrode vom restlichen Aufbau der Mikropumpe. Nachfolgend werden 400 nm Polysilizium abgeschieden, gefolgt von weiteren 140 nm Siliziumnitrid. Der so entstandene Mehrschichtverbund wird anschließend strukturiert, wobei die obere Gegenelektrode mitsamt ihrer Perforation entsteht.

XXV-XXVI: Nachdem der gesamte bisher prozessierte Schichtstapel mit einer weiteren, 200 nm dicken Schutzschicht aus Siliziumdioxid abgedeckt wird, werden Kontaktlochätzungen, Metallisierungen und Passivierungen zur Erzeugung der Kontaktpads und der Leiterbahnen an der Oberfläche des Chips durchgeführt.

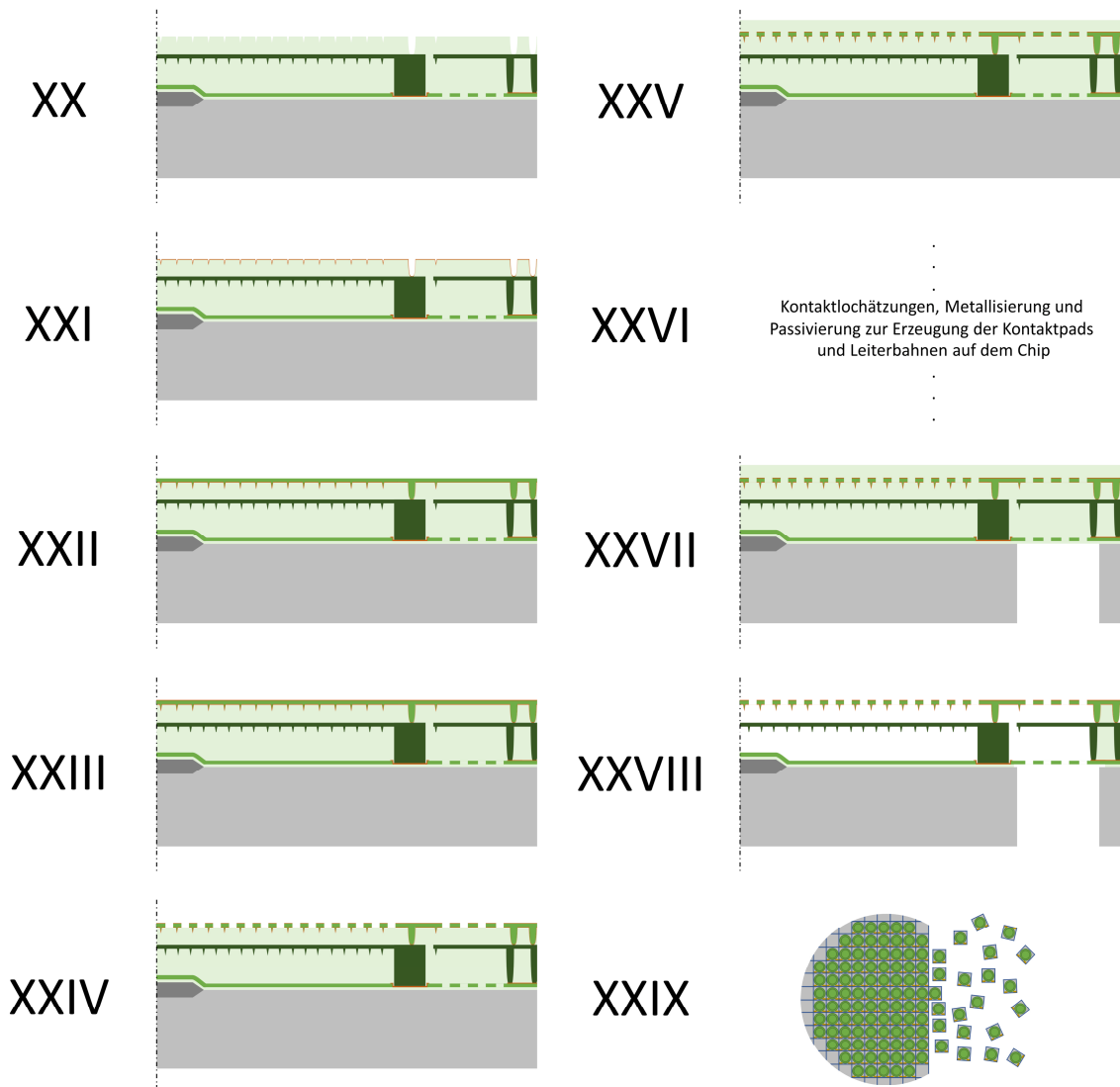


Abbildung 24: Prozessschritte XX bis XXVIII für die Fertigung der Mikropumpen. Vereinfachte Darstellung.

XXVII-XXIX: Bevor die Waferrückseitenätzung durchgeführt werden kann, muss der Trägerwafer noch ausgedünnt werden. Anschließend werden mit Hilfe des reaktiven Ionentiefenätzens die Löcher durch den Chip hindurch erzeugt, die den Auslass der Mikropumpe bilden. Nun kann im finalen Freizätzprozess das gesamte Opferoxid aus der Mikropumpe entfernt werden, wodurch die Pumpkammer, das Rückvolumen, sowie der Ventilbereich entstehen. Als letzter Herstellungsschritt erfolgt noch die Vereinzelung des Wafers zu Mikropumpenchips.

Es ist besonders hervorzuheben, dass die Fertigung der kompletten Mikropumpen mit dieser Technologie mit standardisierten Anlagen auf einem einzigen Wafer möglich ist. Bei der Fertigung der Prototypen werden sogar alle 80 unterschiedlichen Designvarianten immer mit einem gemeinsamen Maskensatz zusammen auf einem Wafer prozessiert. Die Mikropumpen sind daher bereits massenfertigungstauglich. Nachfolgende Verarbeitungsschritte wie Waferbonding, oder gar manuelle oder individuelle

Bearbeitungsschritte der einzelnen Pumpen sind nicht notwendig. Dadurch ist auch die Ausrichtung der einzelnen Pumpenkomponenten zueinander deutlich präziser, wodurch die Serienstreuung verringert wird. Wenn sie nicht direkt in ein Sensorsystem integriert werden sollen, können für die Mikropumpen die gleichen Gehäuse, und damit die gleiche Technologie und Fertigungsstraße genutzt werden, die auch bei herkömmlichen Siliziummikrofonen Anwendung findet.

Weitere Untervarianten der Mikropumpen werden durch Technologievariationen erzeugt, wobei unterschiedliche Teillose der Wafer mit leicht unterschiedlichen Parametern prozessiert werden. Dazu gehören unter anderem unterschiedliche Implantationsdosen für Pumpmembran und Ventilmembran, um deren intrinsische Vorspannung zu verändern. Bei der Hauptvariante der Mikropumpe ist durch die 3 µm hohe Pumpkammer und ein Limit für die maximal mögliche Gesamthöhe aller Schichten ein asymmetrischer Schichtstapel entstanden. Nach dem Freiätzen kann das durch die stark verspannten Gegenelektroden eventuell zu unerwünschtem Buckeln der Pump- und Ventilmembranen führen. Deshalb wird zur Sicherheit auch ein Teillos mit symmetrischer Spaltverteilung, also je 2 µm oben und unten, vorgesehen. Die Dicke der Membran kann von 660 nm auf 500 nm verringert werden. Die Membran wird dadurch zwar etwas weniger robust, im Gegenzug sollte jedoch die benötigte Ansteuerspannung bei gleicher Pumpleistung sinken. Die Lochgröße der feinen Perforierung von Pump- und Ventilmembran, die für den Freiätzprozess nötig ist, befindet sich mit 300 nm Durchmesser nahe an der Grenze der technischen Möglichkeiten des verwendeten Prozesses. Es besteht dennoch die Option, die Löcher bei späteren Teillosen stufenweise weiter zu verkleinern, um die Leckage durch die Perforation zu verringern. Diese technologischen Variationen betreffen, sofern sie zum Einsatz kommen, immer alle 80 unterschiedlichen, gemeinsam gefertigten Designvarianten.

Als erstes Teillos wird die Zielvariante prozessiert. Um bei einem Defekt schnell mit angepassten Prozessparametern reagieren zu können, werden viele weitere Teillose bereits mitprozessiert, und an kritischen Stellen im Prozess, sowie bei den Stellen, an denen Technologievariationen möglich sind, geparkt.

3.2.4 Entwurfsbegleitende Simulation

Aufgrund der ähnlichen Konstruktion und Funktionsweise der beiden Mikropumpenkonzepte sind viele Ergebnisse aus den Parameterstudien zum ersten Entwurf auch auf die neue Mikropumpe übertragbar, oder lassen zumindest ausreichende Rückschlüsse ziehen. Es gibt jedoch auch einige Änderungen gegenüber dem ersten Entwurf, die mit einem neuen Simulationsmodell genauer untersucht werden sollen.

Daher wurde ein Gesamtmodell (W. Hölzl, private Kommunikation, 29.07.2022) des neuen Konzepts für die Mikropumpe erstellt, welches die Pumpkammer, den Ventilbereich, die beiden beweglichen Membranen sowie die Perforationen der Ein- und Auslässe umfasst.

Abbildung 25 bietet eine Übersicht über den geometrischen Aufbau des Modells und einige konstruktive Details.

Auch für dieses Pumpenkonzept bietet sich ein 2D-rotationssymmetrisches Finite Elemente Modell an. Die Symmetrieachse befindet sich in der Visualisierung auf der linken Seite bei $r = 0$. Die Darstellung ist in Richtung der Hochachse um das zwanzigfache gestreckt, um die Details der sehr flachen Struktur besser sichtbar zu machen.

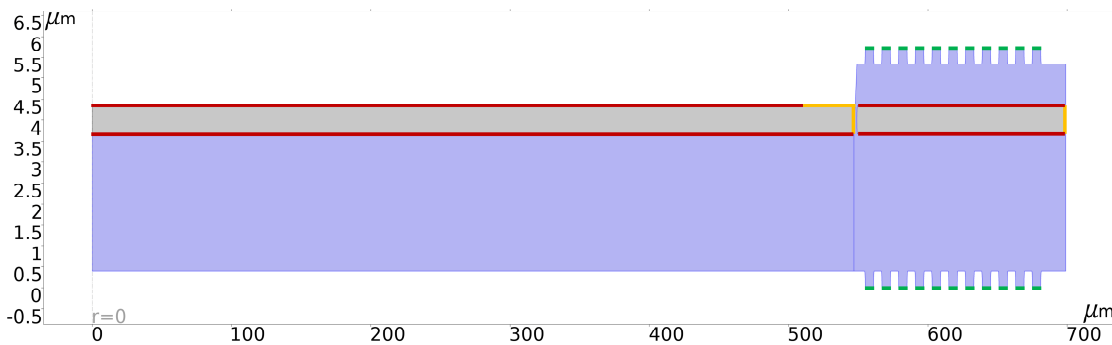


Abbildung 25: 2D-rotationssymmetrisches Finite-Elemente-Modell der Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil. In Blau sind Fluidgebiete dargestellt, grau eingefärbt sind die Pumpmembran und die Ventilmembran. Die gelb markierten Flächen sind als feste Auflager der Membranen definiert, auf die roten Oberflächen der Membranen werden alle Kräfte aufgeprägt, die im Betrieb auftreten. Die grün markierten Fluidränder sind offene Berandungen, die freien Fluidaustausch in beide Richtungen ermöglichen.

Blau dargestellt sind die Fluidgebiete. Die beiden grauen Balken modellieren die Pumpmembran und die Ventilmembran. Die gelb markierten Oberflächen sind die festen Auflager, an denen die beiden Membranen fixiert sind. An den rot markierten Oberflächen werden Kräfte aufgeprägt, die die Membranen mit ihrer Umwelt austauschen. Die elf dünnen Kanäle, jeweils am oberen und unteren Ende des Fluidgebiets um die Ventilmembran, bilden näherungsweise die Perforation der oberen und unteren Gegenelektrode ab. Der grün markierte, äußere Rand der Kanäle ist als offene Berandung ausgelegt, die freien Fluidaustausch in beide Richtungen ermöglicht, und stellen die fluidische Schnittstelle der Mikropumpe zur Umgebung dar.

Das Modell wird mit einem freien, automatisch generierten Dreiecksgitter vernetzt, das etwa $5 \cdot 10^4$ Elemente enthält. Dabei werden Netzverfeinerungen zum Rand des Fluidgebiets hin automatisch vorgenommen. Der gesamte Fluidbereich ist als bewegliches Netz definiert. Trotz der einfachen, rotationssymmetrischen Geometrie ist die Modellierung der neuen Mikropumpenvariante äußerst anspruchsvoll.

Die elektrostatische Kraft, die auf die Membranen wirkt, wird als Vereinfachung direkt in der mechanischen Domäne als Funktion abhängig vom Abstand zu den Gegenelektroden und der zum jeweiligen Zeitpunkt angelegten elektrischen Spannung implementiert, und auf die rot markierten Membranoberflächen aufgeprägt. So kann auf Finite-Elemente-Berechnungen in der elektrischen Domäne und deren Kopplungen verzichtet werden. Die Wirkung der Antihafstrukturen, die als Abstandshalter zwischen den Elektrodenpaaren fungieren, wird wie bei dem Modell zum ersten Entwurf wieder durch eine zweifach stetig

3.2 Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil

differenzierbare, rein positionsabhängige, verrundete Stufenfunktion modelliert. Diese bremsende Kraft wird ebenfalls auf die rot markierten Oberflächen der Membranen aufgeprägt.

Die Ventilmembran bewegt sich mit ihrer Spitze sehr nah an der Aufhängung der Pumpmembran vorbei. In dem schmalen Spalt dazwischen resultiert daraus eine extreme Deformation des Fluidgitters, die durch regelmäßiges Neuvernetzen während der laufenden Simulation behoben werden muss. Die Neuvernetzung wird beim Überschreiten eines manuell festgelegten Rechengittergüteparameters, der während der Simulation überwacht wird, angestoßen.

Während der zeitabhängigen Simulation ergeben sich sehr große Amplituden bei Membran- und Fluidgeschwindigkeiten, und den Kräften, die auf Membrane und Fluid wirken. Dies macht starke Sprünge von sehr kurzen zu sehr langen Zeitschrittweiten, und auch in die entgegengesetzte Richtung, in der automatischen Zeitschrittweitenanpassung notwendig.

Das Finite-Elemente-Modell der Mikropumpe wird verwendet, um zeitabhängige Simulationen eines vollständigen Pumpzyklus durchzuführen. Auch bei diesem Modell ist, wie beim ersten Konzept, ein Einlaufvorgang nötig. Um detaillierte Einblicke in die Vorgänge in der Pumpe zu erhalten, werden die Fluidgeschwindigkeiten an Ein- und Auslass der Mikropumpe sowie in den Kanälen zwischen Pumpkammer und Ventilbereich extrahiert. Den Verlauf eines beispielhaften Pumpzyklus bei einer Antriebsfrequenz von 1400 Hz zeigt Abbildung 26.

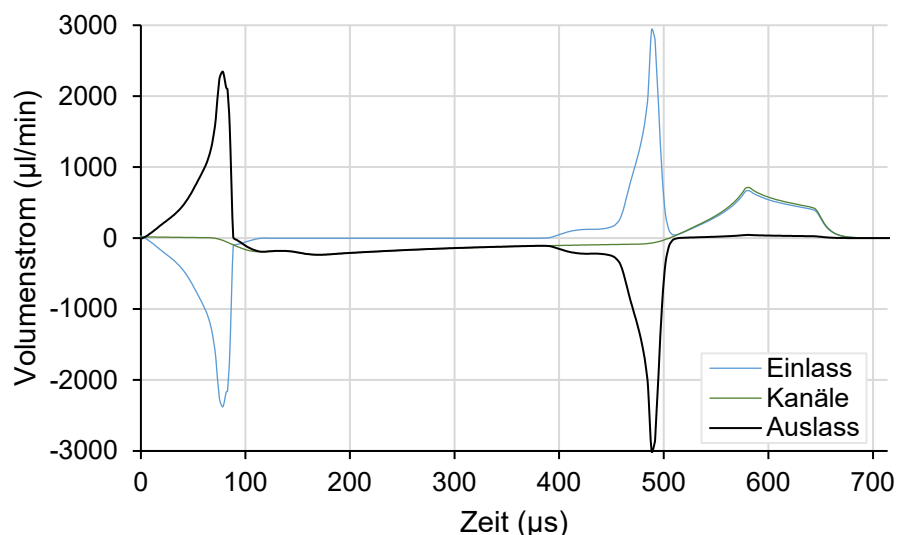


Abbildung 26: Der Pumpzyklus des neuen Mikropumpenprototypen bei einer Pumpfrequenz von 1400 Hz, berechnet aus FEM-Simulationsergebnissen.

Der Pumpzyklus beginnt in diesem Fall mit der Bewegung des Ventils nach oben, um den Einlass zu verschließen. Durch die Ventilbewegung selbst wird Fluid rückwärts nach oben durch den Einlass gedrückt, und Fluid von unterhalb der Pumpkammer durch den Auslass

zurück in den Ventilbereich gesaugt. Nach dem Schließen des Ventils, ca. 90 μs nach Start des Pumpzyklus, beginnt der Ausstoßvorgang aus der gefüllten Pumpkammer. Fluid wird durch die Kanäle zwischen Pumpkammer und Ventilbereich in Richtung Ventilbereich geschoben und verlässt anschließend die Pumpe durch den Auslass nach unten. Nach insgesamt etwa 450 μs wird das Ventil nach unten bewegt, um diesmal den Auslass zu verschließen. Es kann erneut ein Umladen von Fluid im Ventilbereich beobachtet werden, diesmal jedoch, wieder der Bewegung des Ventils folgend, in umgekehrter Richtung. Die Simulationsdaten ergeben, dass bei der Bewegung des Ventils nach oben und unten mit jedem Pumpzyklus mehr Fluid verdrängt wird, als die Pumpkammer fördert. Als letztes saugt die Pumpkammer frisches Fluid von der Oberseite der Pumpe an, das sich durch den Einlass und durch die Kanäle bewegt und die Pumpkammer füllt. In der Simulation erreicht die Mikropumpe eine Förderrate von 77 $\mu\text{l}/\text{min}$ bei einer Pumpfrequenz von 1400 Hz. Beides liegt deutlich über den Ergebnissen mit dem Modell des ersten Entwurfs, und zeigt das genutzte Verbesserungspotential.

Einen weiteren interessanten Aspekt bezüglich des Ventils offenbart die genauere Untersuchung der Fluidströmung an Ein- und Auslass. Am Einlass strömen beim Ansaugzyklus 95% des frisch angesaugten Fluids durch die erste Lochreihe der Perforation in der oberen Gegenelektrode. Beim Ausstoßen aus der Pumpkammer fließen 88% des geförderten Fluids durch die erste Lochreihe der Perforation der unteren Gegenelektrode. Der Grund für diesen Effekt ist in den großen Aspektverhältnissen der Mikropumpe zu finden. Alleine die Löcher der ersten Perforationsreihe im Ventilbereich haben einen größeren Querschnitt als die Kanäle zwischen Pumpkammer und Ventilbereich. Die restlichen elf Lochreihen haben am Fördervorgang kaum Anteil. Sie ermöglichen es aber der Ventilmembran, sich frei nach oben und unten zu bewegen, ohne durch einen dünnen Fluidfilm zwischen Membran und Gegenelektrode gebremst zu werden. Die Ventilmembran sollte daher so schmal gestaltet werden, wie es die anwendungsbezogenen Einschränkungen bei der maximal verfügbaren Ansteuerspannung zulassen.

3.2.5 Die Mikropumpenchips

Nach der Produktion der Mikropumpen erfolgt zunächst eine Begutachtung der Mikropumpenchips mit Hilfe von optischen Mikroskopen. Abbildung 27 zeigt ein Auflichtmikroskopbild eines solchen bereits vereinzelt Chips.

Die monolithischen Mikropumpen werden auf rechteckige Mikrochips mit einer Kantenlänge von 1,86 mm, einer Dicke von 300 μm und einer aktiven Chipfläche von 1760 μm x 1760 μm prozessiert. Die Mikropumpe selbst hat einen Durchmesser von 1568 μm und eine Gesamthöhe von nur etwas über 7 μm . Die Zielvariante hat eine 1050 μm durchmessende Pumpkammer, und einen 150 μm breiten Ventilring. In der Mikroskopaufnahme können durch die dünne, durchscheinende Ventilmembran und die dünnen, perforierten Gegenelektroden hindurch acht symmetrisch verteilte dunklere Strukturen erkannt werden. Dabei handelt es sich um die 150 μm breiten

3.2 Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil

Durchgangslänglöcher durch den Mikrochip hindurch, die den Auslass bilden. Sie werden durch acht hellere Stege unterbrochen, die das Zentrum der Mikropumpe stützen. Das LOCOS-Plateau in der Mitte der Pumpkammer, gebildet aus mehreren Ringen, zeichnet sich ebenfalls deutlich durch die Pumpmembran und die obere Gegenelektrode hindurch auf der Mikroskopaufnahme ab. Sowohl der Ventilbereich als auch die Pumpkammer scheinen frei von Siliziumdioxid und anderen Partikeln zu sein, was darauf hindeutet, dass der finale Freilätzprozess erfolgreich war.

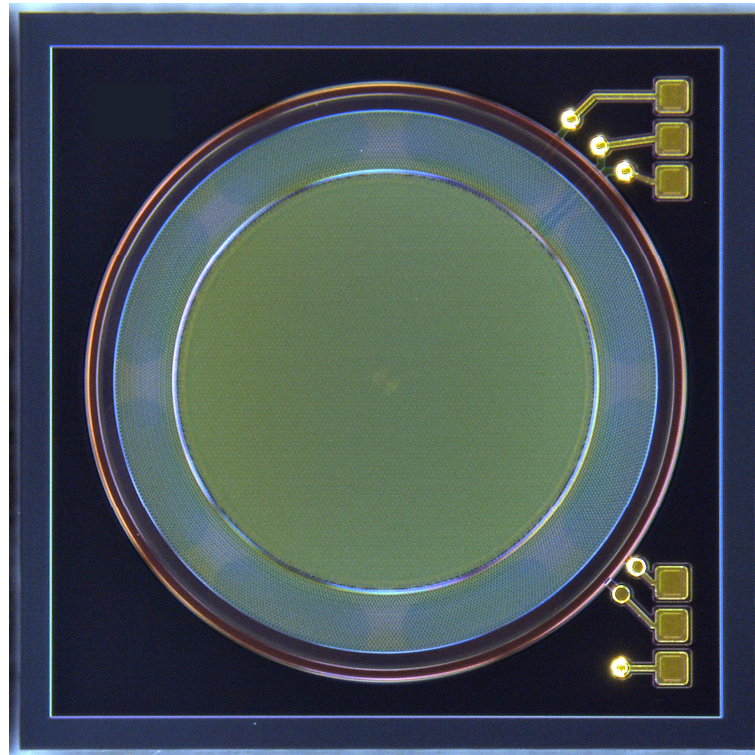


Abbildung 27: Auflichtmikroskopbild einer vollständig prozessierten, monolithischen Mikromembranpumpe in Siliziumbauweise mit einer Chipkantenlänge von 1860 μm und einer Höhe von ca. 300 μm .

Die Verwendung von Halbleiterfertigungstechnologie zur Fertigung der Mikropumpenprototypen bietet die Möglichkeit unterschiedliche Strukturen ohne relevanten Mehraufwand in der Produktion auf dem gleichen Wafer zu fertigen. Dieser Vorteil wird bei der Fertigung der Mikropumpenprototypen genutzt. Auf einem einzelnen Wafer stehen immer 80 voneinander unterschiedliche Varianten zur Charakterisierung zur Verfügung, die sich in mehreren Eigenschaften voneinander unterscheiden. Dabei sind, mit einer Ausnahme, alle Variationen jedes Parameters vollfaktoriell miteinander kombiniert. Durch die größere Anzahl an Varianten sind auf einem Wafer zwar weniger Mikropumpenchips des gleichen Typs vorhanden, was die Möglichkeiten für statistische Auswertungen einschränkt. Die Wahrscheinlichkeit, dass eine sehr gute Kombination unter den vorhandenen Variationen enthalten ist, wird aber erhöht. Bei späteren Iterationsschritten kann die Anzahl der unterschiedlichen Varianten und die Breite der Parameterstreuung dann zugunsten einer größeren Ausbeute reduziert werden.

3.3 Experimentelle Charakterisierung

Die Mikropumpen werden primär hinsichtlich ihrer Förderrate, aber auch in Bezug auf ihre Robustheit untersucht. Die gefertigten Prototypen sind die ersten vollständig monolithischen Mikropumpen in dieser Baugröße. Auch die Fluidförderrichtung durch den Chip hindurch ist ein Novum, das eine spätere Verwendung direkt am Ein- oder Auslass eines mikrofluidischen Systems ermöglichen soll. Um die Prototypen in einer Testumgebung charakterisieren zu können, die spätere Anwendungsfälle widerspiegelt, muss eine grundlegend neue fluidische Testplattform entwickelt werden. Diese muss eine Reihe von Anforderungen erfüllen:

- Der Auslass der Mikropumpen muss gegenüber der Umwelt abgedichtet mit einem Massenflussmessgerät verbunden sein, um die Förderrate messen zu können. Dabei müssen die Mikropumpen einfach austauschbar sein.
- Die Einlassseite der Mikropumpen muss zur Umwelt hin offen sein, wobei ein ungehinderter Fluidstrom sichergestellt werden muss.
- Die Mikropumpenchips müssen sicher elektrisch kontaktiert werden können, und dabei leicht austauschbar sein.
- Die Ansteuersignale müssen erfasst und aufgezeichnet werden können.
- Die Testplattform muss unter die optischen Aufbauten von Laservibrometern, Weißlichtinterferometern und Mikroskopen passen, um die Schwingungen der Membranen und deren Oberflächenprofile messtechnisch erfassen zu können, oder die Funktion der Prototypen visuell zu überprüfen. Dies ist insbesondere auch wichtig, um Parameter zur Kalibrierung der Simulationsmodelle zu extrahieren. Dabei sind bei großen Vergrößerungen aufgrund der geringen Fokusdistanz typischerweise nur wenige Millimeter Abstand zum untersten Linsenelement vorhanden.

3.3.1 Prüfstandentwicklung

Bei der Gestaltung der Testplattform werden der Prototypenaufbau und der dazugehörige Probenhalter zeitgleich entwickelt. Die komplexeren Funktionen sind im Probenhalter untergebracht. Die austauschbaren Prototypenaufbauten sollen dagegen so einfach wie möglich gestaltet werden, um diese schnell und in großen Mengen herstellen zu können. Ein kommerziell verfügbarer Speicherkartenverbinder kommt als Trennstelle zwischen den Prototypen und dem Probenhalter zum Einsatz. Er übernimmt sowohl die Funktion der trennbaren elektrischen Schnittstelle als auch die präzise Positionierung der Proben mit trennbarer mechanischer Verbindung.

3.3.1.1 Prototypenaufbau

Bei den Prototypenaufbauten wird Wert auf eine gute Handhabbarkeit gelegt. Dazu gehört, die Mikropumpenchips so gut wie möglich vor störenden Umwelteinflüssen und vor

3.3 Experimentelle Charakterisierung

Beschädigungen zu schützen, und gleichzeitig eine gute fluidische Anbindung an die Umwelt und eine gute Zugänglichkeit für optische Messverfahren zu gewährleisten. Aufgrund der hohen benötigten Stückzahlen muss eine einfache und günstige Fertigung bei gleichzeitiger hoher Reproduzierbarkeit sichergestellt sein.

Als Trägermaterial für die Prototypen wird deswegen eine Leiterplatte verwendet, deren Form und Materialstärke so gestaltet wird, dass sie wie eine Steckkarte in den Speicherkartenverbinder passt (vgl. Abbildung 28).

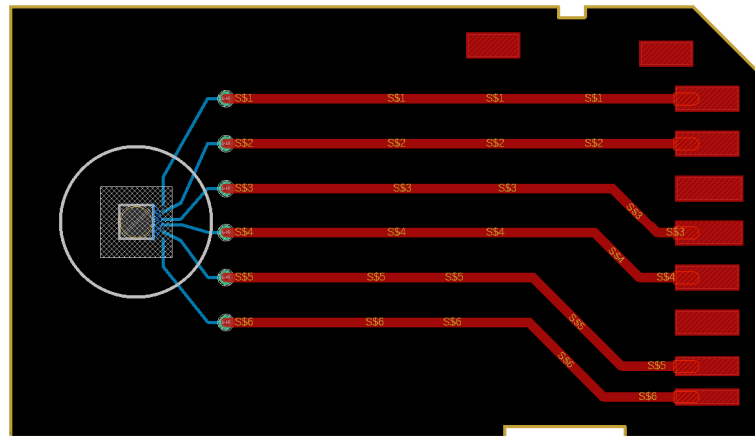


Abbildung 28: Leiterplattenentwurf für die Mikropumpenprototypen.

Die Mikropumpe wird manuell mit elektrisch isolierendem Zweikomponentenklebstoff über ein Loch in der Leiterplatte geklebt. Der Zweikomponentenklebstoff wird so gewählt, dass er auch nach dem Aushärten leicht flexibel bleibt, um die Übertragung mechanischer Spannungen von der Leiterplatte auf den Mikropumpenchip zu reduzieren. Leiterbahnen führen die elektrischen Signale von den Federkontakten des Speicherkartenverbinders zu Bondpads in der Nähe der Mikropumpe. Die Bondpads auf der Mikropumpe werden mit den Bondpads auf der Leiterplatte über ein Ball-Wedge-Drahtbondverfahren (vgl. Abbildung 29 oben links) verbunden.

Die Führung der Leiterplatte im Speicherkartenverbinder sorgt dafür, dass nach dem Einstecken das Loch in der Leiterplatte unterhalb der Mikropumpe präzise über der entsprechenden Aufnahme im Probenhalter positioniert wird. Über den geklebten und gebondeten Mikropumpenchip wird mit einem elektrisch isolierenden Zweikomponentenklebstoff eine Schutzkappe aus Kunststoff oder Metall aufgeklebt (vgl. Abbildung 29 oben rechts), die den Mikropumpenchip vor Beschädigungen und anderen Umwelteinflüssen schützt. Eine komplette Charge Mikropumpenprototypen mit Schutzkappen aus Metall ist in Abbildung 29 unten dargestellt. Durch das zentrierte Loch in der Oberseite der Kappe kann die Mikropumpe mit optischen Messgeräten untersucht werden. Es dient zudem als fluidischer Einlass.

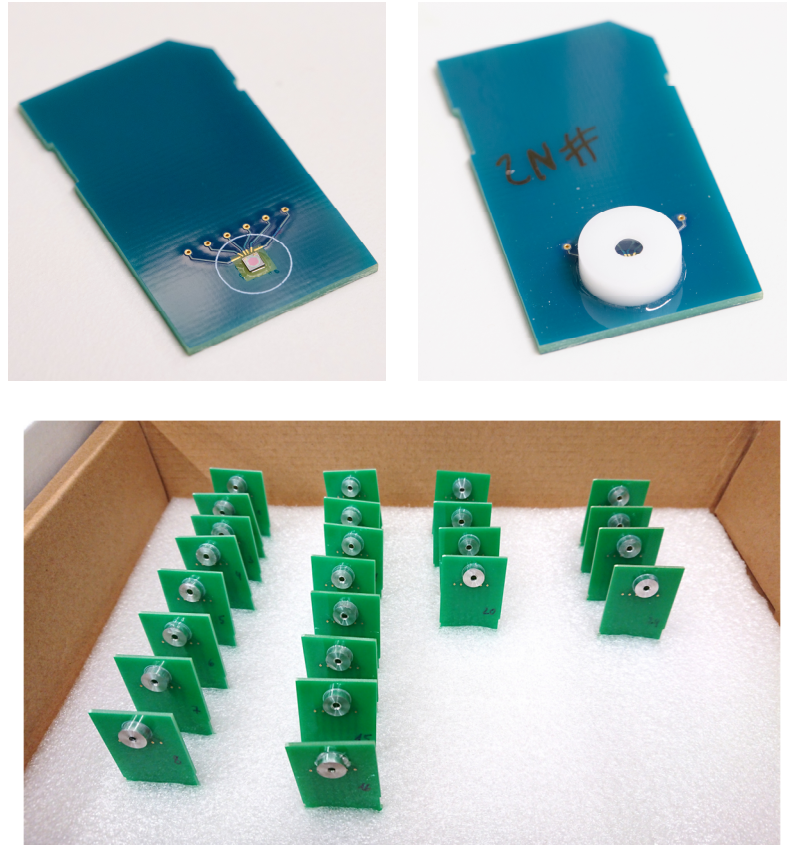


Abbildung 29: Oben links: Leiterplatte mit aufgeklebtem und gebondetem Mikropumpenchip. Oben rechts: fertiger Prototyp mit Schutzkappe aus Kunststoff. Unten: Eine Charge Mikropumpenprototypen, mit Schutzkappen aus Metall versehen.

3.3.1.2 Probenhalter

Das Kernstück des Prüfstands ist der neu entwickelte Probenhalter, in den die Prototypen über den Speicherkartenverbinder eingesteckt werden können. Der Speicherkartenverbinder sitzt auf einer Hauptplatine, die die Signale über einen mehrpoligen Pfostenstecker zu einer BNC-Verteilerbox führt. Abbildung 30 (oben) zeigt eine CAD-Darstellung des Probenhalters mit einem eingesteckten Prototyp.

Unterhalb des Prototypen befindet sich ein höhenverstellbar eingeschraubter, mit O-Ringen abgedichteter fluidischer Adapter, der den Auslass des Prototypen mit dem Fluidkanal im Hauptkörper des Probenhalters verbindet. Abbildung 30 (unten) zeigt eine Schnittdarstellung durch den fluidischen Kanal. Hier ist zu sehen, dass der Auslass des Mikropumpenchips vollständig abgedichtet mit dem Schlauchadapter an der rechten Seite des Probenhalters verbunden ist. Über den Schlauchadapter kann mit Hilfe eines flexiblen Silikonschlauchs ein Massenflussmessgerät angeschlossen werden.

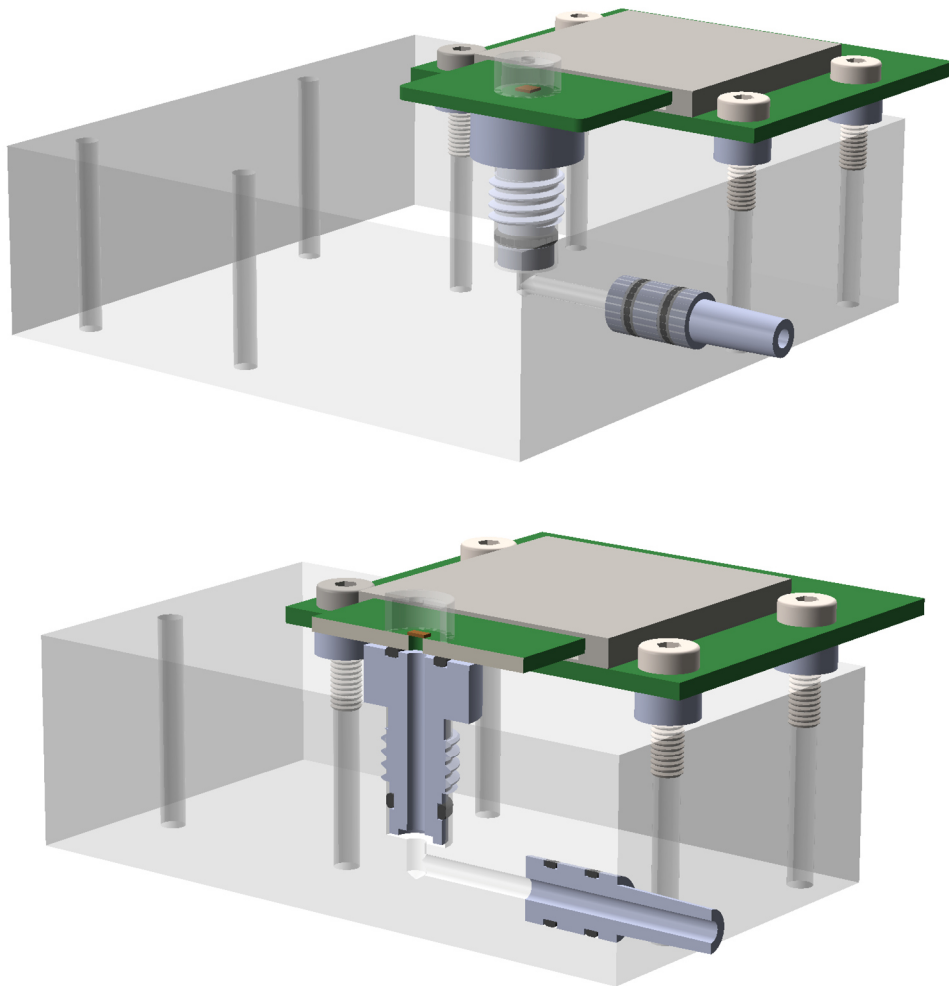


Abbildung 30: Oben: 3D-Darstellung des Probenhalters mit einem Prototypen. Konfiguration mit Mikropumpe und Anschluss für den externen Bronkhorst EL-FLOW Prestige Massenflusssensor. Unten: 3D-Schnittdarstellung durch den Fluidkanal des Aufbaus. (Erstellt mit Dassault Systèmes SOLIDWORKS)

Die flache Konstruktion des Probenhalters gewährleistet, dass die Mikropumpe selbst, oder, wenn vorhanden, deren Schutzkappe, am höchsten Punkt der Testplattform sitzt. Die Kabelführung ist so gewählt, dass alle Kabel von der Hauptplatine nach unten führen. Der Probenhalter kann daher zur optischen Charakterisierung verwendet werden, ohne mit den optischen Komponenten der Messgeräte zu kollidieren.

3.3.1.3 Prüfstand zur Charakterisierung von Mikropumpen

Der zur Charakterisierung der Mikropumpen verwendete Prüfstand ist in Abbildung 31 in einer Konfiguration mit optischem Auflichtmikroskop zur visuellen Beobachtung und Begutachtung der Mikropumpen zu sehen. Die Wechsignale zur Ansteuerung der Mikropumpenmembranen werden von einem Zweikanalfunktionsgenerator vom Typ AM 300 der Firma Rohde&Schwarz GmbH & Co. KG erzeugt. Diese Signale werden anschließend von einem am Lehrstuhl entwickelten, asymmetrisch versorgten OPA453-basierten Zweikanalverstärker um den Faktor 10 verstärkt und an die Mikropumpen ausgegeben.

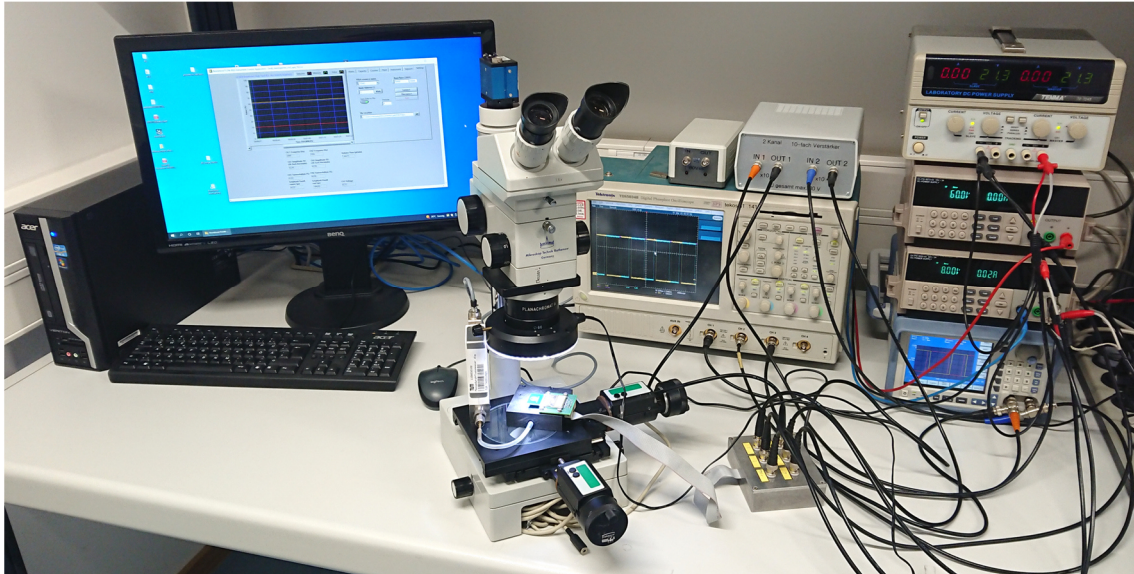


Abbildung 31: Prüfstandaufbau mit optischem Auflichtmikroskop. Zur Ansteuerung der Mikropumpen stehen diverse Labornetzeile, ein Zweikanalfunktionsgenerator und ein Zweikanalverstärker zur Verfügung. Die elektrischen Signale können über ein Mehrkanaloszilloskop erfasst, und an einen Mess-PC zur Datenverarbeitung und Speicherung übertragen werden.

Zur Spannungsversorgung der Mikropumpenansteuerung kommen mehrere Labornetzeile unterschiedlicher Hersteller zum Einsatz. Diese versorgen außerdem, falls nötig, die Mikropumpe selbst mit Gleichspannungssignalen. Die Ansteuersignale können mit einem digitalen Oszilloskop vom Typ *TDS5034B* der Firma *Tektronix Inc.* erfasst und an einen Mess-PC übertragen werden. Am Mess-PC können die Daten verarbeitet und gespeichert werden. Zur Volumenstrommessung kommt ein digitaler Massendurchflussmesser vom Typ *FG-110C-AAD-11-V-AA-A1V* [122] aus der Serie *EL-FLOW Prestige* der Firma *Bronkhorst High-Tech B.V.* zum Einsatz. Der Messbereich des Sensors reicht von $14 \mu\text{l}/\text{min}$ bis $700 \mu\text{l}/\text{min}$ bei einer Messgenauigkeit von $0,7 \mu\text{l}/\text{min} \pm 0,5\% \text{ Rd}$. Die Messdaten werden über eine digitale Schnittstelle zur Weiterverarbeitung und Aufzeichnung an den Mess-PC übertragen.

Sollen die Bewegungen der Membranen untersucht oder gemessen werden, kommt anstelle des Auflichtmikroskops ein mikroskopbasiertes Laservibrometer vom Typ *MSA-500* der Firma *Polytec GmbH* zum Einsatz. In das *MSA-500* ist ebenfalls ein Weißlichtinterferometer für Profil- und Oberflächenmessungen integriert. Abbildung 32 zeigt einen Prüfstandaufbau, der in diesem Fall zur Charakterisierung der Mikropumpen verwendet wird.

Alle Komponenten sind um das zentrale Laservibrometer *MSA500* herum angeordnet. Die Mikropumpenansteuerung aus Funktionsgenerator, Labornetzeilen und Verstärker ist rechts zu sehen, der Mess-PC ist links im Bild. Die BNC-Anschlussbox befindet sich rechts auf dem Tisch des Laservibrometers. Der Probenhalter mit Prototyp liegt auf der Messplattform des Laservibrometers, der Massendurchflussmesser steht daneben auf dem schwingungsentkoppelten Tisch.

3.3 Experimentelle Charakterisierung

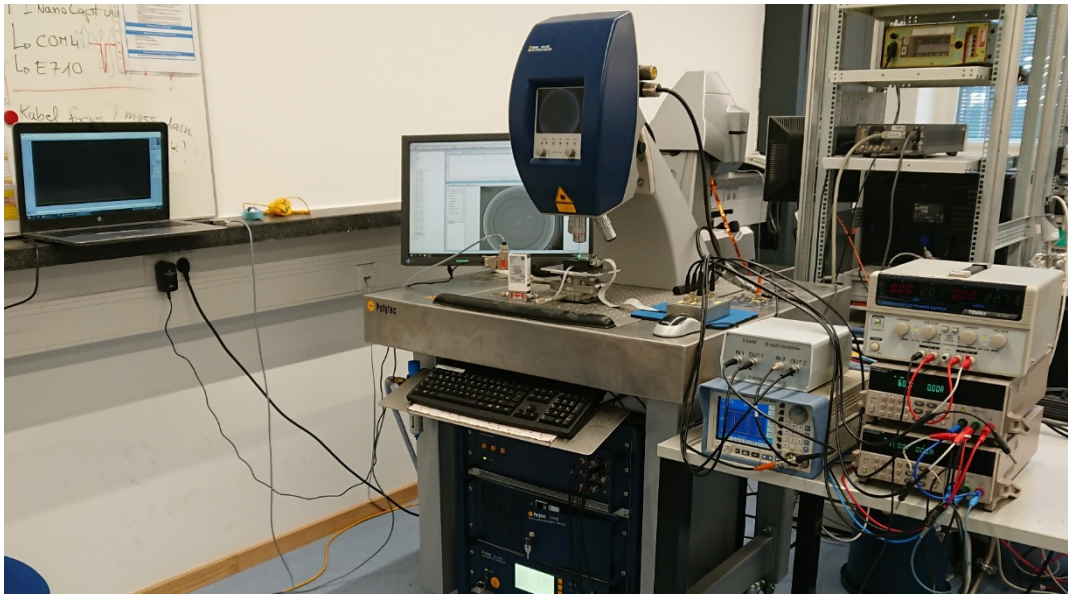


Abbildung 32: Alternativer Prüfstandaufbau mit Laservibrometer Polytec MSA-500.

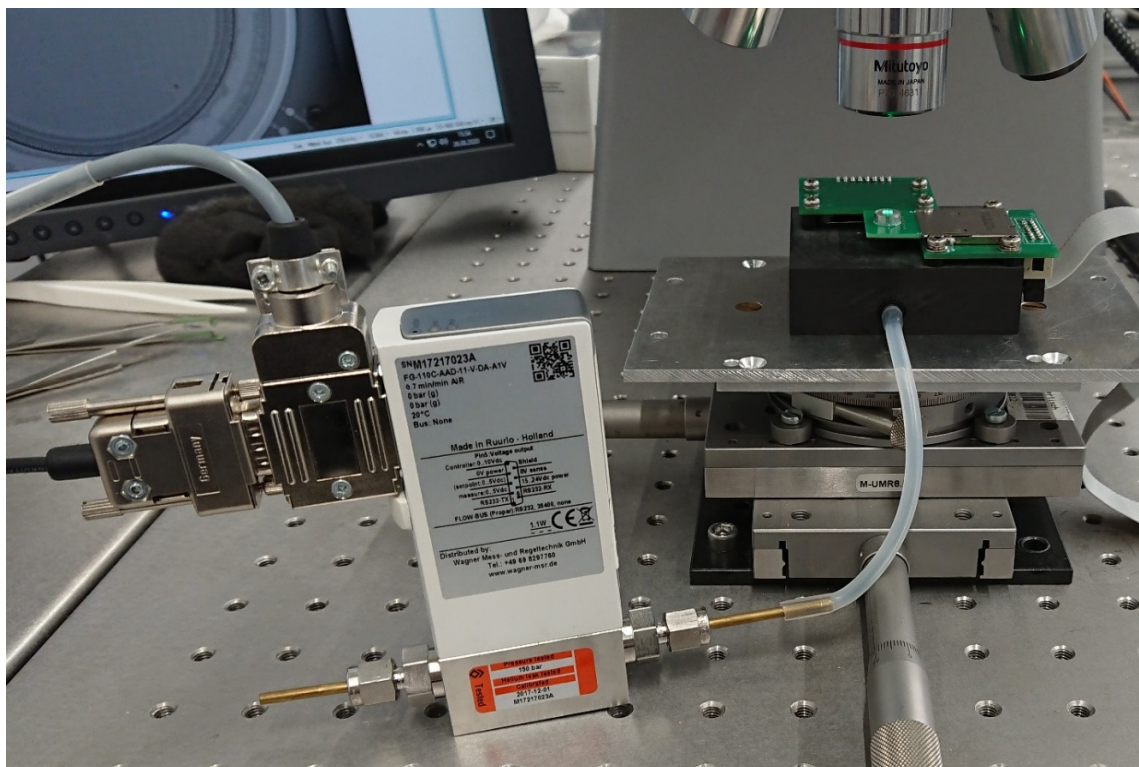


Abbildung 33: Probenhalter mit Prototyp und angeschlossenem Massenflussmessgerät auf der Messplattform des mikroskopbasierten Laservibrometers.

Abbildung 33 zeigt eine Detailaufnahme des Messaufbaus auf dem schwingungsentkoppelten Tisch des Laservibrometers. Die Ansteuersignale für die Mikropumpe werden über das Flachbandkabel von der rechten Seite zum Probenhalter

geführt. Der Einlass des Massendurchflussmessers ist mit einem Silikonschlauch mit dem Auslass des Probenhalters verbunden. Der Auslass des Massendurchflussmessers ist zur Umgebung hin offen.

3.3.1.4 Konstruktive Funktionserweiterungen des Probenhalters

Der Prüfstand soll zu einem späteren Zeitpunkt auch verwendet werden können, um die Mikropumpen zusammen mit den in dieser Arbeit entwickelten miniaturisierten Anemometern zu vermessen (siehe Kapitel 4), oder die Anemometer alleine testen zu können.

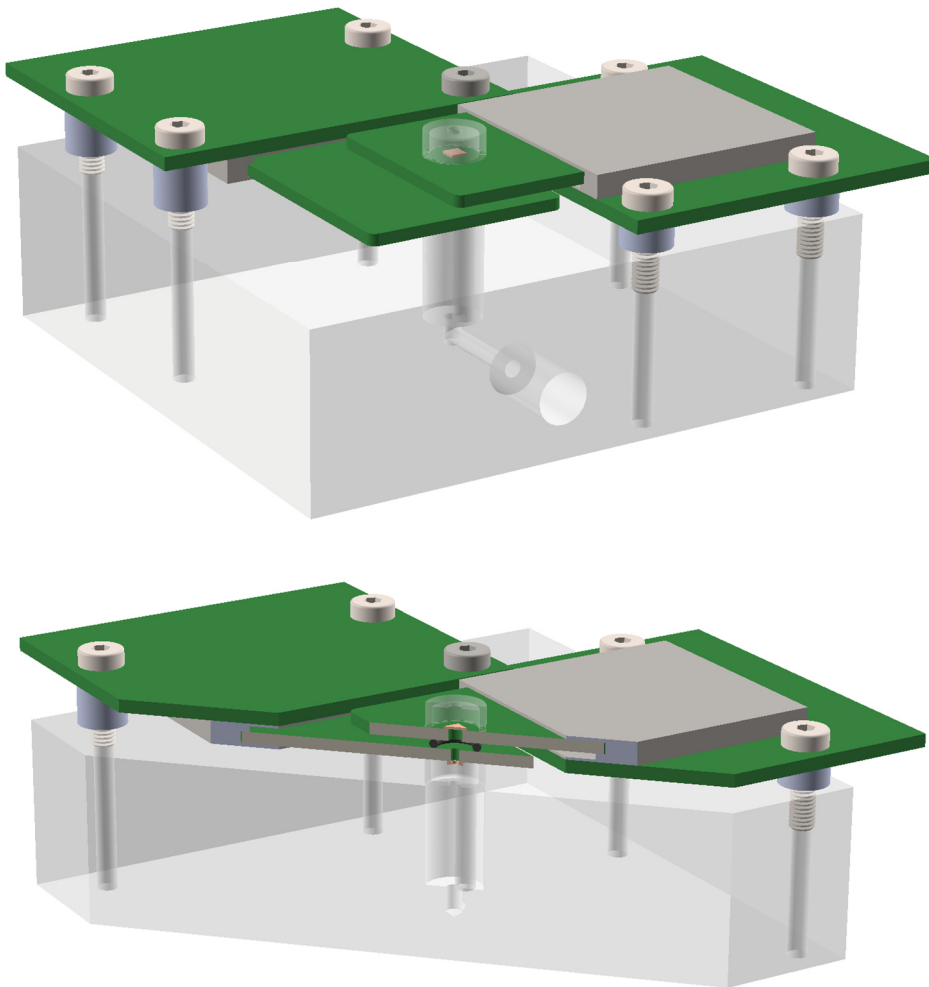


Abbildung 34: Oben: 3D-Darstellung des Prüfstands mit Prototypen. Konfiguration mit Kombination aus Mikropumpe (oberer Probenhalter) und miniaturisiertem Anemometer (unterer Probenhalter). Unten: 3D-Schnittdarstellung durch den Fluidkanal des Aufbaus. (Erstellt mit Dassault Systèmes SOLIDWORKS)

Dazu sind entsprechende Modifikationen vorgesehen. Der mit O-Ringen abgedichtete fluidische Adapter über dem Loch im Kunststoffblock des Probenhalters wird entfernt. Über vier weitere Gewinde und passende Abstandshalter kann eine zweite Hauptplatine mit einem zusätzlichen Speicherkartenverbinder so montiert werden, dass ein Anemometerprototyp koaxial unterhalb des Pumpenprototypen eingesteckt werden kann (vgl. Abbildung 34 oben). Die Ansteuer- und Messsignale für die Anemometerprototypen

werden ebenfalls über den Speicherkartenverbinder zwischen der Leiterplatte des Prototypen und der Hauptplatine übertragen, und über eine Pfostensteckverbindung zu einem Flachbandkabel vom Probenhalter weggeführt. Die beiden Leiterplatten der Prototypen werden mit einem O-Ring zueinander abgedichtet. Eine Schnittdarstellung des Probenhalters ist in Abbildung 34 (unten) zu sehen. Fördert die Mikropumpe (oben) Fluid, so wird dieses nach unten ausgestoßen, und muss das Hitzdrahtanemometer (unten) passieren. Die beiden Prototypen sind somit fluidisch gekoppelt.

3.3.2 Bestimmung der Förderrate

Primäres Ziel bei der experimentellen Charakterisierung der Mikropumpen ist letztendlich die Ermittlung der maximalen Förderrate. Da es sich jedoch um vollständig neuartige Aktoren handelt, wird zunächst Schritt für Schritt die Funktionalität von Einzelaspekten untersucht. In ersten Tests wird untersucht, ob und wie sich die beiden Membranen der Mikropumpen ansteuern und bewegen lassen. In einem nächsten Schritt wird das Hubvolumen der Pumpkammer mit Hilfe einer Profilmessung bestimmt. Anschließend folgen Versuche, die der Ermittlung optimierter Ansteuersignale zum Betrieb der Mikropumpen dienen. In einem finalen Experiment wird die Mikropumpenvariante mit der größten Förderrate identifiziert, und die für diese Variante idealen Ansteuersignale experimentell ermittelt. Eine abschließende Bewertung aufgetretener Schadensfälle gibt Aufschluss über Verbesserungspotentiale am Fertigungsprozess und der Konstruktion der Mikropumpen.

3.3.2.1 Vorauswahl und Funktionsprüfung

Die ersten Funktionstests nach der optischen Begutachtung der Prototypen sollen die Ansteuerbarkeit der Pumpmembran und Ventilmembran der Mikropumpen nachweisen, und gleichzeitig eine Vorauswahl unter den mit unterschiedlichen Prozessparametern gefertigten Einzelwafern ermöglichen.

Die einzelnen Pumpenchips werden noch auf den Waferträgern mit Hilfe von Prüfnadeln kontaktiert, und unter dem optischen Mikroskop beobachtet. Durch Anlegen einer elektrischen Gleichspannung an einzelne Elektrodenpaare wird überprüft, ob sich die Pumpmembran und die Ventilmembran jeweils sowohl nach oben als auch nach unten auslenken lassen. Abbildung 35 zeigt exemplarisch die erste Messung dieser Art, die zu einem späteren Zeitpunkt mithilfe eines Laservibrometers zur Erfassung der tatsächlichen Auslenkung der Membran durchgeführt wird. Da das Laservibrometer nur dynamische Messungen durchführen kann, wird hier im Gegensatz zur manuellen Messung mit optischer Begutachtung ein Wechselsignal an die Elektroden angelegt. Im Mikroskopbild in Abbildung 35 (oben) ist der Lasermesspunkt zu sehen, der durch ein Loch der Perforation der oberen Gegenelektrode hindurch auf den beweglichen, inneren Rand der Ventilmembran fokussiert ist. Der Ausschnitt aus der Bedienoberfläche in Abbildung 35 (unten) zeigt die Auslenkung der Ventilmembran an diesem Punkt als Reaktion auf ein Rechtecksignal.

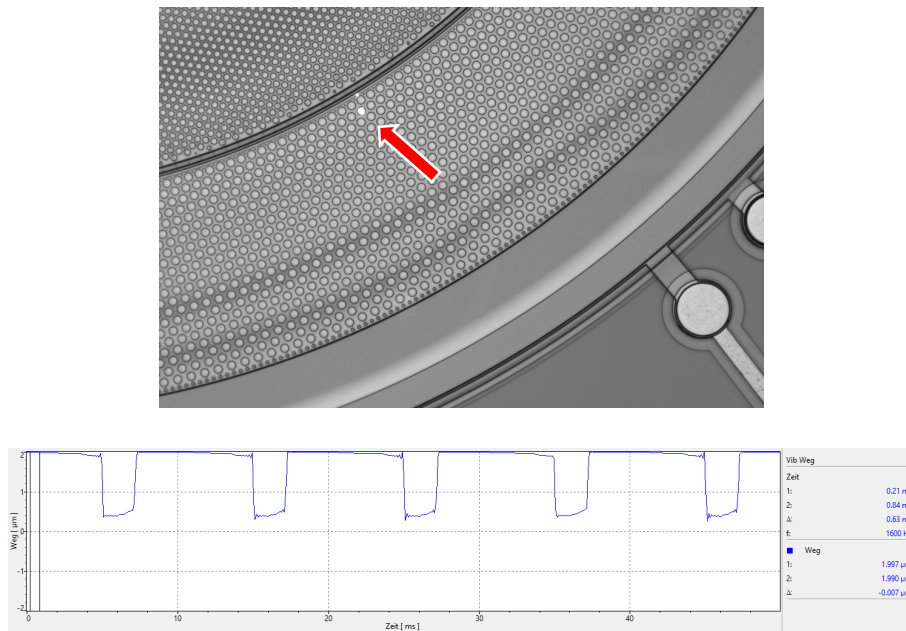


Abbildung 35: Erste am Laservibrometer gemessene Bewegung der Ventilmembran nahe deren innerem Umfang. Oben: Mikroskopbild, aufgenommen mit der Kamera des Laservibrometers, das den Messpunkt auf der Probe zeigt. Unten: Ausschnitt aus der Bedienoberfläche des Laservibrometers der die erfassten Messwerte der Positionsmessung zeigt.

Es zeigen sich über alle getesteten Wafer hinweg viele Ausfälle bei den Varianten der Typen RP3A_ und RP3B_, wogegen sich die meisten RP3C_ und RP3D_ Varianten (vgl. Tabelle 3) augenscheinlich fehlerfrei ansteuern lassen. Die Gemeinsamkeiten der jeweiligen Mikropumpenvarianten sind die Konstruktionen der entsprechenden unteren Gegenelektroden. Es ist daher davon auszugehen, dass bei der Konstruktion der unteren Gegenelektrode, die bei den RP3A_ und RP3B_ Varianten verwendet wird, ein Fehler aufgetreten ist. Einige der ausgefallenen Mikropumpen zeigen lediglich keine Bewegung der Membranen beim Anlegen einer Spannung. Andere weisen nach dem Test optisch erkennbare Schäden auf. Typische Schadensbilder sind sowohl dauerhaftes Anhaften der Membranen an den Gegenelektroden, thermische Zerstörung von Strukturen auf den Mikropumpenchips oder kombinierte Schadensfälle (siehe Kapitel 3.3.3).

Sowohl Wafer mit 3 µm hohen Pumpkammern als auch Wafer mit 2 µm hohen Pumpkammern weisen funktionsfähige Mikropumpenchips auf. Die Wafer mit 3 µm hohen Pumpkammern zeigen keine unerwünschten Effekte aufgrund des asymmetrischen Schichtstapels (vgl. Kapitel 3.2.3). Die Mikropumpen mit 3 µm Pumpkammerhöhe besitzen außerdem entsprechend höhere Kanäle für den Fluidaustausch zwischen Pumpkammer und Ventilbereich, sowie eine erhöhte mechanische Rückstellkraft der Pumpmembran beim Ansaugvorgang. Da der fluidische Widerstand in der Pumpe so weit wie möglich abgesenkt werden soll, kommen für die weiteren Versuche die Wafer mit den Mikropumpen mit 3 µm Pumpkammerhöhe zum Einsatz.

3.3.2.2 Charakterisierung des Pull-In Verhaltens der Pumpmembran

Als verstärkender Effekt für die Ansteuerung der Pump- und Ventilmembran soll die Wirkung des elektrostatischen Pull-In genutzt werden. Um zu überprüfen, ob das LOCOS-Plateau einen positiven Einfluss auf die minimal benötigte Ansteuerspannung hat, die zum Pull-In der Pumpmembran führt, werden zwei bis auf das LOCOS-Plateau baugleiche Mikropumpentypen verglichen. An die Kontakte der Pumpmembran und der unteren Gegenelektrode wird eine Gleichspannung angelegt, die langsam bis über den Punkt des Pull-In erhöht und anschließend wieder reduziert wird. Währenddessen wird die Kapazität des Kondensators, den die Pumpmembran und die untere Gegenelektrode bilden, mit Hilfe eines LCR-Messgeräts gemessen. Da sowohl die Plattengröße als auch die Eigenschaften der im Spalt befindlichen, als Dielektrikum wirkenden Luft unverändert bleiben, ist die Kapazität nur vom Plattenabstand abhängig. Das Ergebnis des Versuchs ist in Abbildung 36 zu sehen. Bei der Mikropumpe mit LOCOS-Plateau beginnt der Pull-In bei einer Spannung von 21,5 V gegenüber der Mikropumpe ohne LOCOS-Plateau etwas früher. Während der Versuche zum Pull-In Verhalten werden keine Beschädigungen an den Membranen der Mikropumpen mit LOCOS-Plateau festgestellt. Negative Einflüsse des LOCOS-Plateaus auf die Bewegung der Pumpmembran, wie etwa eine Einschränkung des maximalen Hubs im Rest der Pumpkammer, können ebenfalls nicht festgestellt werden. Interessant ist auch, dass die Kapazität nach dem Pull-In mit steigender Ansteuerspannung ebenfalls langsam weiter steigt. Dies kann auf das Ablegen der Pumpmembran zum äußeren Umfang hin zurückgeführt werden.

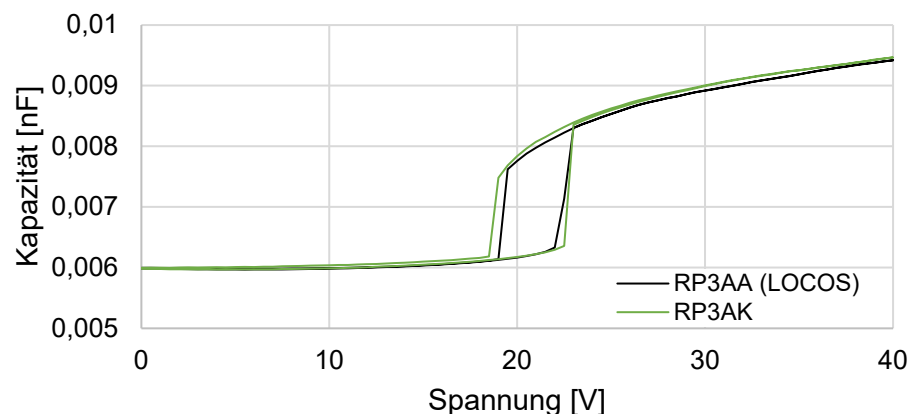


Abbildung 36: Ermittlung der Pull-In Spannung einer Mikropumpe mit LOCOS-Plateau im Verhältnis zu einer Mikropumpe ohne LOCOS-Plateau: Kapazität in Abhängigkeit von der angelegten elektrischen Spannung zwischen Pumpmembran und unterer Gegenelektrode.

Die in diesen quasistatischen Tests gewonnenen Ergebnisse lassen sich nicht direkt auf den späteren, dynamischen Betrieb übertragen, da fluidische Widerstände und mechanische Beschleunigungen nicht berücksichtigt werden. Sie liefern aber Anhaltspunkte, worauf bei den späteren Versuchen zur Ermittlung der Förderrate der Mikropumpen geachtet werden sollte.

3.3.2.3 Abschätzung des Hubvolumens der Pumpkammer durch Profilmessungen

Da die Pumpmembran am Rand fest eingespannt ist, führt sie den maximal möglichen Hub nicht über den gesamten Radius hinweg durch. Daher kann nicht das gesamte Pumpkammervolumen als Hubvolumen genutzt werden. Zur Abschätzung der Dosiergenauigkeit der Mikropumpe und zur Vorhersage der möglichen Förderrate bei höheren Ansteuerfrequenzen ist das Fluidvolumen, das pro Pumphub gefördert werden kann, jedoch von Interesse.

Aufgrund der guten Planarität der Pumpmembran könnte das Hubvolumen durch Messungen des Membranprofils bei vollständig nach unten und nach oben ausgesteuerter Pumpmembran abgeschätzt werden. Das Membranprofil kann mit dem Weißlichtinterferometer jedoch nicht durch die gelochte obere Gegenelektrode hindurch gemessen werden, da die Löcher der Perforation zu klein sind. Eine alternative Messmethode wäre eine dynamische Mehrpunktastastung der Pumpmembran mit dem Laservibrometer, wobei die Messpunkte genau so gelegt werden müssten, dass durch die Perforation hindurch gemessen werden kann. Diese Messmethode hätte darüber hinaus den Vorteil, dass die Messung dynamisch und nicht statisch erfolgt, und somit einen besseren Rückschluss auf das tatsächlich im Betrieb der Mikropumpen verfügbare Hubvolumen zulässt. Wird am Laservibrometer eine Mikroskopvergrößerung gewählt, die zumindest die Erfassung eines vollständigen Quadranten der Pumpkammer im Messbereich zulässt, ist der Laser jedoch nicht stark genug fokussiert, um durch die Perforation hindurch messen zu können. Erfasst der Laserstrahl auch die statische obere Gegenelektrode, werden die Messergebnisse verfälscht. Ab 100-facher Vergrößerung ist der Laserstrahl eng genug fokussiert um durch die Perforation der oberen Gegenelektrode zu passen, dann kann aber nur ein kleiner Teil der Pumpkammer vermessen werden.

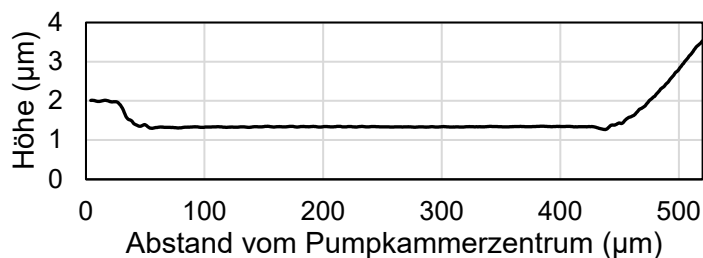


Abbildung 37: Profilmessung mittels Weißlichtinterferometrie an einer mit 50 V angesteuerten, voll ausgelenkten Pumpmembran einer Pumpe vom Typ RP3CA ohne obere Gegenelektrode über der Pumpkammer.

Daher kann nur eine Abschätzung des Pumpkammervolumens basierend auf einer Profilmessung an einer Mikropumpe getroffen werden. Zur Messung wird daher eine Mikropumpe verwendet, die ohne obere Gegenelektrode über der Pumpkammer gefertigt wurde (vgl. Tabelle 3 im Anhang, alle Typen RP3A_ und RP3C_). Abbildung 37 zeigt eine Profilmessung durch Weißlichtinterferometrie mit Hilfe des *Polytec MSA-500* an einer mit 50 V angesteuerten, voll ausgelenkten Pumpmembran einer Mikropumpe ohne obere Gegenelektrode. Der Wert des Höhenprofils gibt die Position der Oberseite der

Pumpmembran in Bezug auf den Pumpkammerboden an. Daraus errechnet sich das verdrängte Volumen in der Pumpkammer im Vergleich zur unangeregten Membran zu etwa 1,73 nl.

Durch Laservibrometermessung mit Hilfe des Polytec MSA-500 wird außerdem der maximale Hub der Pumpmembran nach oben und unten bestimmt. Die Messungen ergeben bei Prototypen mit oberer Gegenelektrode einen maximalen Hub von 2340 nm nach unten, und 460 nm nach oben. Dieser ist geringer als die jeweilige Spalthöhe, da die Antihafstrukturen bei diesem Abstand in Kontakt mit ihrer Gegenfläche kommen. Diese Messungen sind im Rahmen der Messgenauigkeit konsistent mit den geplanten Fertigungsparametern.

Das zusätzliche Hubvolumen bei einer Auslenkung der Pumpmembran nach oben kann aus dem Verhältnis der Maximalhöhe angenähert werden, und würde etwa 0,34 nl betragen. Es ist davon auszugehen, dass diese Näherung das tatsächliche Hubvolumen des oberen Teils der Pumpkammer unterschätzt, da sich die Pumpmembran aufgrund des geringeren Abstands zur oberen Gegenelektrode an der äußeren Einspannung bei gleicher Potentialdifferenz durch die geringere mechanische Rückstellkraft weiter nach außen ablegen kann. Somit würde sich ein Gesamthubvolumen von knapp über 2 nl bei einem Pumpkammervolumen von etwa 3,46 nl ergeben.

Die Profilmessung zeigt zudem, dass das LOCOS-Plateau in der Mitte des Pumpkammerbodens bei abgelegter Pumpmembran in deren Zentrum eine Erhebung von etwa 660 nm Höhe erzeugt. Es ist ersichtlich, dass das Ablegen der Pumpmembran der Topologie des Pumpkammerbodens folgt. Das LOCOS-Plateau verhindert also nicht das erwünschte Ablegen der Pumpmembran auf dem restlichen Pumpkammerboden.

3.3.2.4 Optimierung der Ansteuersignale

Die Ansteuerung der Mikropumpen soll sowohl möglichst einfach als auch sicher sein. In den vorangegangenen Simulationen zum ersten Entwurf der Mikropumpe wurde daher folgende Methode getestet: Sowohl Pumpmembran als auch Ventilmembran werden dauerhaft auf Massepotential gelegt. Soll eine Membran zu einer der Gegenelektroden bewegt werden, wird an die entsprechende Gegenelektrode eine hohe elektrische Spannung gegenüber dem Massepotential angelegt, wodurch eine anziehende, elektrostatische Kraft zwischen der Membran und dieser Gegenelektrode entsteht. Der Vorteil dieser Methode ist, dass nur dann eine hohe elektrische Spannung an der Mikropumpe anliegt, wenn auch eine Bewegung der Membranen erfolgen soll. In allen anderen Fällen liegen alle Elektroden auf dem Massepotential. Für die Mikropumpen des zweiten Entwurfs wären somit insgesamt vier Wechselsignale für die vier Gegenelektroden nötig.

Zur Ansteuerung der Mikropumpen des zweiten Entwurfs stehen ohnehin fertigungsbedingt nicht so viele Freiheitsgrade zur Verfügung, wie für eine derartige Ansteuerung nötig wären. Da die obere Gegenelektrode nicht segmentiert ist, kann an ihr nur ein einziges elektrisches Signal angelegt werden, welches gleichzeitig für die

Ansteuerung beider Membranen verwendet werden muss. Die Ansteuerung von Pumpkammer und Ventil ist daher nicht vollständig unabhängig voneinander. Um beide Membranen dennoch zu unterschiedlichen Zeitpunkten bewegen zu können, wird das Ansteuerprinzip gegenüber dem ersten Entwurf umgekehrt. Dazu werden die unteren Gegenelektroden auf das Massepotential gelegt. An die obere Gegenelektrode wird statisch die maximale Betriebsspannung angelegt. Diese Aufteilung wird gewählt, da sich die unteren Gegenelektroden nahe am Substrat befinden, welches ebenfalls auf dem Massepotential liegt. Werden nun Wechselsignale an die Membranen angelegt, die zwischen dem Massepotential und der maximalen Betriebsspannung alternieren, werden die Membranen durch die auftretenden elektrostatischen Kräfte abwechselnd zur oberen und zur unteren Gegenelektrode bewegt. Die Bewegungen der beiden Membranen sind dadurch wieder unabhängig voneinander. Die Ansteuerspannung für die obere Gegenelektrode muss im Betrieb jedoch gemeinsam mit den Wechselsignalen, die an der Pumpmembran und der Ventilmembran liegen, angepasst werden. Die Ruhelage beider Membranen kann beispielsweise nur erreicht werden, wenn gleichzeitig auch die Ansteuerspannung für die obere Gegenelektrode abgeschaltet wird.

Als Ausgangspunkt für die experimentelle Ermittlung optimierter Ansteuersignale wird ein Parametersatz verwendet, der aus den vorangegangenen Simulationsergebnissen ermittelt wurde. Da in den Voruntersuchungen zur Funktionsprüfung bereits Schäden durch zu hohe Ansteuerspannungen aufgetreten sind, soll die maximale Ansteuerspannung der Mikropumpe im Verlauf des Experiments immer so gering wie möglich gehalten werden. Die minimal nötige Ansteuerspannung ist dann erreicht, wenn sowohl Pumpmembran als auch Ventilmembran bei der gewählten Betriebsfrequenz vollständig ausgelenkt werden können. Da bei steigender Betriebsfrequenz immer weniger Zeit für die Bewegung der Membranen zur Verfügung steht, müssen höhere Beschleunigungen durch größere elektrostatische Kräfte realisiert werden, wofür höhere Betriebsspannungen nötig sind. Zur Ansteuerung der Membranen kommen – wie in den Simulationen – rechteckförmige Wechselsignale zum Einsatz.

Als Fördermedium wird bei allen Versuchen ungereinigte Umgebungsluft unter Normalbedingungen verwendet.

Das Messprotokoll des ersten Versuchs, bei dem die Förderrate einer Mikropumpe vom Typ RP3DA die Detektionsgrenze des verwendeten *Bronkhorst EL-FLOW Prestige* Massendurchflussmessers erreicht, ist in Abbildung 38 zu sehen. Zu Beginn beträgt die Förderrate der Mikropumpe etwa 15 µl/min bei einer Pumpfrequenz von 400 Hz, und kann im Laufe des Versuchs durch Erhöhen der Pumpfrequenz auf 500 Hz auf bis über 20 µl/min gesteigert werden.

Bei einer Experimentlaufzeit von 640 s ist ein starker Anstieg der Förderrate der Mikropumpe zu sehen, die kurzzeitig 65 µl/min erreicht. Dieser starke Anstieg ist auf eine weitere Steigerung der Pumpfrequenz auf 1 kHz zurückzuführen, die mit einer Anpassung der Versorgungsspannung einher ging. Dabei trat ein Schaden an der Mikropumpe auf. Die gleichzeitige optische Begutachtung der Mikropumpe zeigt, dass in diesem Moment

3.3 Experimentelle Charakterisierung

die Ventilmembran punktuell an einer Gegenelektrode anhaftet. Nach dem Zurücksetzen auf die zuvor verwendeten Ansteuerparameter läuft die Mikropumpe noch einmal an, und erreicht eine Förderrate von 22 $\mu\text{l}/\text{min}$, bevor das Experiment beendet wird.

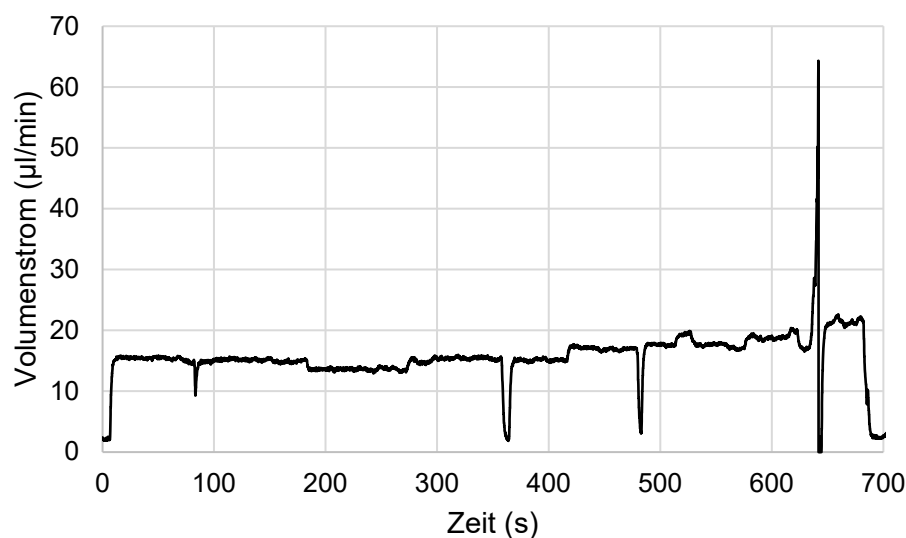


Abbildung 38: Erste Messung einer Durchflussrate mit einem Mikropumpenprototypen vom Typ RP3DA. Zur Messung des Volumenstroms wird ein werkskalibriertes Massenflussmessgerät aus der EL-FLOW Prestige Serie der Firma Bronkhorst verwendet.

Dieser erste erfolgreiche Test hat gezeigt, dass die Mikropumpen grundsätzlich dazu in der Lage sind, Gase zu fördern. Die stabil erreichte Förderrate bleibt zwar noch hinter den Erwartungen zurück. Potential zur Steigerung der Pumpleistung lässt sich jedoch durch das kurzzeitige Erreichen eines Maximalwerts von 65 $\mu\text{l}/\text{min}$ durch Änderung der Ansteuersignale in diesem ersten Versuch schon erkennen, auch wenn die Pumpe dabei beschädigt wurde.

Weitere Versuche mit mehreren anderen Mikropumpen unterschiedlicher Typen bestätigen, dass ein zu großes Verhältnis von Ansteuerspannung zu Ansteuerfrequenz zu Defekten an den Mikropumpen führt. Dies deutet darauf hin, dass die Isolierung der Elektroden noch nicht ideal ist. Wenn zwei Elektroden, die auf unterschiedlichen elektrischen Potentialen liegen, zu lange miteinander in Kontakt bleiben, kommt es vermehrt zu punktuellen Anhaftungen, die bei einem weiteren Betrieb immer mehr Fläche einnehmen, und letztendlich zu thermischer Zerstörung der Membranen durch elektrische Durchbrüche führen können. Erfolgt die Steigerung der Ansteuerspannung dagegen synchron mit einer Steigerung der Ansteuerfrequenz, treten die gleichen Schäden erst bei sehr viel höheren Ansteuerspannungen auf. Dies wird auf die entsprechend kürzeren Kontaktzeiten zurückgeführt. Um die Mikropumpen zukünftig vor zu hohen Strömen bei elektrischem Übersprechen zu schützen, werden Vorwiderstände in die Zuleitungen zu allen Elektroden und zum Substratanschluss der Mikropumpe auf den Hauptplatinen des Probenhalters integriert. Die Vorwiderstände reduzieren den Strom, der im Kontaktfall

dauerhaft von einer Elektrode zur anderen fließen kann. Allerdings können die Widerstandswerte nicht beliebig hoch gewählt werden. Die Elektroden der Mikropumpen bilden mehrere Plattenkondensatoren, die im Betrieb geladen und entladen werden müssen. Die Vorwiderstände bilden zusammen mit den Plattenkondensatoren RC-Glieder, deren Zeitkonstanten berücksichtigt werden müssen. Für den Betrieb mit bis zu 5 kHz Antriebsfrequenz erweisen sich Widerstände mit 100 k Ω als ideal.

Abbildung 39 zeigt exemplarisch einen späteren Versuch, bei dem eine andere Mikropumpe vom Typ RP3DB mit Vorwiderständen betrieben wird. Während dieses Experiments kann die Förderrate durch schrittweise Anpassung der Ansteuersignale auf bis zu 75 $\mu\text{l}/\text{min}$ gesteigert werden. Dabei wird die Ansteuerfrequenz stufenweise auf 3 kHz angehoben.

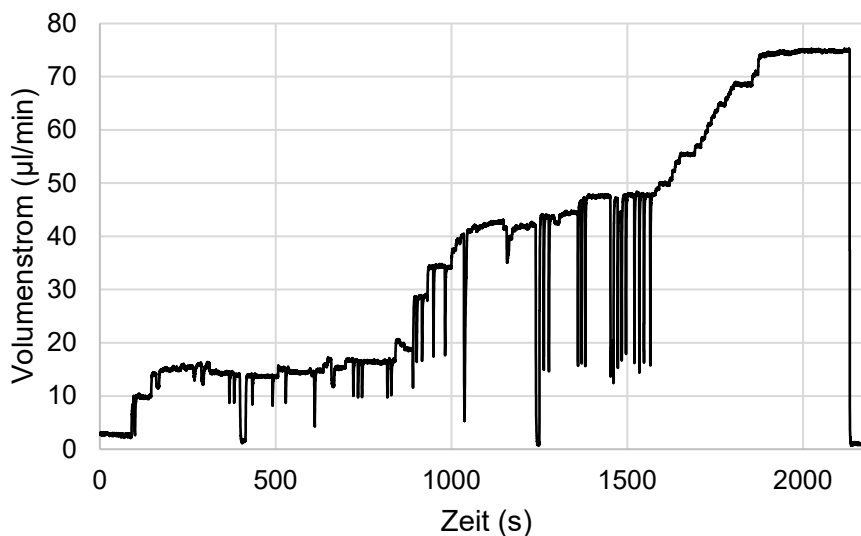


Abbildung 39: Versuch zur Ermittlung der idealen Ansteuersignale zur Maximierung der Förderrate bei einer Mikropumpe vom Typ RP3DB. Das wiederkehrende, schnelle Abfallen und Ansteigen der Förderrate während des Versuchs ist auf den verwendeten Funktionsgenerator zurückzuführen. Der Funktionsgenerator stoppt kurzzeitig das Ausgangssignal, wenn zu viele Änderungen an den Funktionsparametern in kurzer Zeit vorgenommen werden. Dadurch bleibt auch die Mikropumpe kurz stehen, und der Fluidfluss stoppt.

Bei höheren Ansteuerfrequenzen sind größere elektrostatische Kräfte nötig, um die Membranen noch gegen ihre eigene Trägheit und den Widerstand des Fluids bis zu ihren Endpositionen an den Gegenelektroden bewegen zu können. Daher wird bei steigender Ansteuerfrequenz auch immer die Ansteuerspannung so angepasst, dass weiterhin der volle Hub ausgeführt wird. Während des Experiments kann festgestellt werden, dass bei steigenden Antriebsfrequenzen der Phasenversatz zwischen den Ansteuersignalen für Pumpmembran und Ventilmembran, sowie das Tastverhältnis der beiden Rechtecksignale ebenfalls angepasst werden müssen. Nach dem Abschalten am Ende des Experiments ist die Mikropumpe noch unbeschädigt und funktionsfähig.

Weitere Versuche haben gezeigt, dass Mikropumpen mit unterschiedlich breiten Ventilingen leicht voneinander verschiedene Parametersätze für einen idealen Betrieb

3.3 Experimentelle Charakterisierung

benötigen. Dies bezieht sich hauptsächlich auf die benötigte maximale Ansteuerspannung für die Ventilmembran, die jedoch durch die gemeinsame obere Gegenelektrode auch das Signal für die Pumpmembran beeinflusst. Obwohl die Mikropumpen jetzt mit in den Probenhalter integrierten Vorwiderständen betrieben werden, kommt es dennoch gelegentlich zu Schäden an den Mikropumpen durch punktuellen oder flächiges Anhaften, sowie thermische Zerstörungen. Als sichere Obergrenze für Mikropumpen ohne Vorschäden konnte eine Betriebsspannung von 54 V identifiziert werden. Ansteuerspannungen, die darüber hinaus gehen, verursachen sofortige Schäden.

Während der Experimente wurde auch beobachtet, dass bei hohen Ansteuerfrequenzen ab etwa 1 kHz ein Teil des Fluids in der Pumpkammer nicht nach außen gefördert, sondern von der sich ablegenden Pumpmembran im Zentrum der Pumpkammer eingeschlossen wird. In Abbildung 40 sind Standbilder aus einer Zeitlupenvideoaufnahme abgebildet, die dieses Phänomen zeigen.

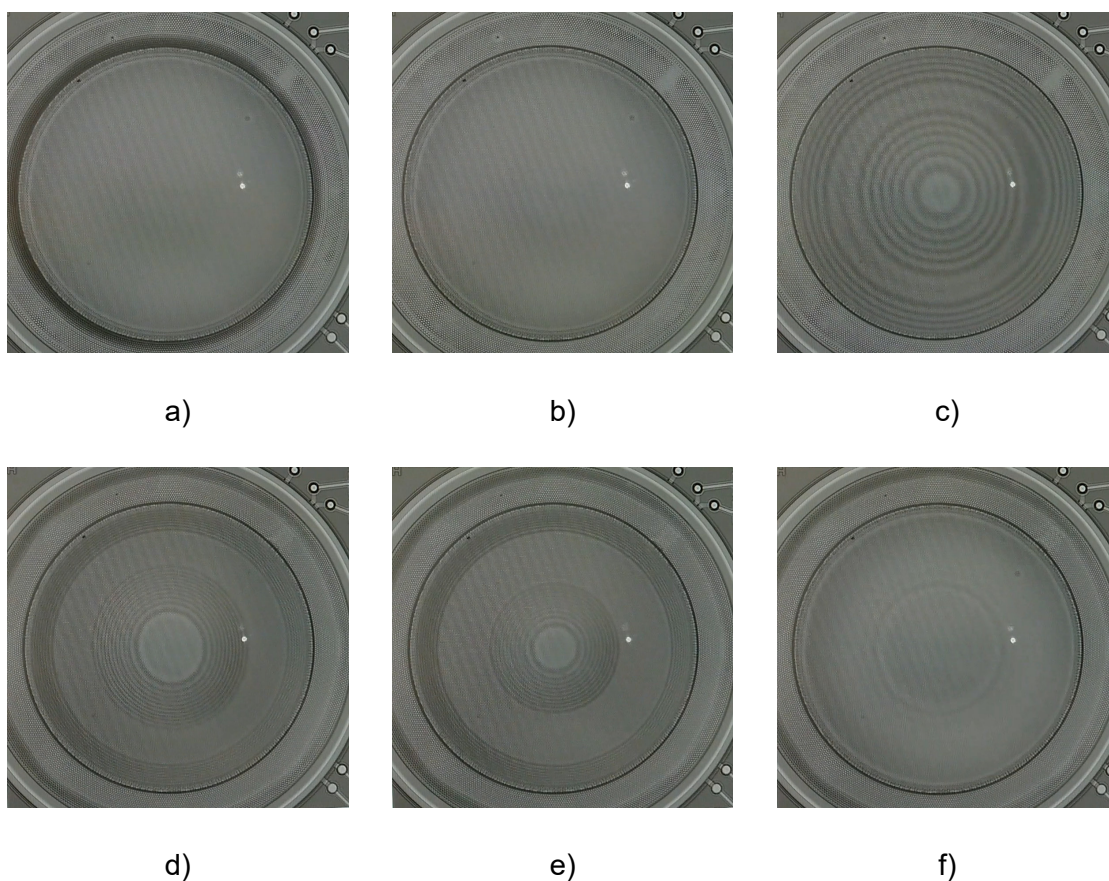


Abbildung 40: Standbildsequenz, extrahiert aus einer Zeitlupenvideoaufnahme des Ausstoßvorgangs. a) Ende der Ansaugphase. Pumpmembran im oberen Totpunkt, Ventilmembran nach unten ausgelenkt. b) Ventilring verschließt Einlass und öffnet Auslass. c) Pumpmembran wird nach unten bewegt, und verdrängt dabei Fluid aus der Pumpkammer. d) Fluid wird im Zentrum der Pumpkammer gefangen. e) Gefangenes Fluid wird entweder komprimiert, oder teilweise weitergefördert. f) Der Ausstoßvorgang wird beendet, bevor das Fluid vollständig aus der Pumpkammer gefördert wurde.

Die Interferenzmuster, die in den Bildern zu sehen sind, werden vom Kamerasystem des Laservibrometers erzeugt und können als Höhenlinien gedeutet werden. Dadurch wird die

Deformation der Pump- und Ventilmembran durch die perforierten, oberen Gegenelektroden hindurch sichtbar gemacht.

Abbildung 40 a) Zeigt das Ende der Ansaugphase. Die Pumpmembran liegt an der oberen Gegenelektrode an und befindet sich damit im oberen Totpunkt. Dies ist an dem schmalen Bereich am Rand der Pumpmembran zu erkennen, in dem einige wenige Interferenzringe zu sehen sind. Die Ventilmembran ist nach unten ausgelenkt und verschließt den Auslass, was ebenfalls durch dunkle Interferenzringe am inneren Umfang sichtbar gemacht wird. Abbildung 40 b) zeigt, dass der Ventilring sich nach oben bewegt, und dabei den Einlass verschließt und den Auslass öffnet. In Abbildung 40 c) ist an den starken, breiten Interferenzringen deutlich zu erkennen, dass sich die Pumpmembran nach unten bewegt, und dabei das Fluid aus der Pumpkammer verdrängt. In Abbildung 40 d) zeigen sich ein deutlicher, breiter, heller Ring sowie ein heller Kreis im Zentrum der Pumpmembran. Im Bereich des Rings liegt die Pumpmembran bereits auf der unteren Gegenelektrode auf. Dies kann durch Messung mit dem Laservibrometer bestätigt werden. Die weiter innen liegenden Interferenzringe müssen also bedeuten, dass die Membran an dieser Stelle eine Wölbung nach oben aufweist. Damit ist im Zentrum der Pumpkammer also Fluid eingeschlossen. In Abbildung 40 e) ist zu erkennen, dass sich das Interferenzmuster im Zentrum mit fortschreitender Zeit weiter verkleinert. Dies ist ein eindeutiger Beweis dafür, dass das Muster nicht alleine durch das LOCOS-Plateau im Zentrum des Pumpkammerbodens verursacht wird. Das eingeschlossene Fluidvolumen wird also weiter komprimiert, und zum Teil durch den dünnen Spalt zwischen Pumpmembran und Pumpkammerboden nach außen gedrückt, der durch die Abstandhalter an der Unterseite der Pumpmembran bestehen bleibt. Dieser Vorgang kann jedoch nicht abgeschlossen werden, da das Interferenzmuster nicht zum Stillstand kommt, bevor der Ausstoßvorgang in Abbildung 40 f) beendet wird. Das bedeutet, dass bei hohen Ansteuerfrequenzen trotz LOCOS-Plateau im Zentrum der Pumpkammer nicht das gesamte verfügbare Hubvolumen der Pumpkammer genutzt werden kann.

3.3.2.5 Ermittlung der maximalen Förderrate

Mit den Erkenntnissen aus den vorangegangenen Versuchen werden nun die vielversprechendsten Mikropumpenvarianten ausgewählt, und die dafür optimalen Ansteuerparameter bestimmt.

Die Mikropumpenvarianten der Gruppen RP3A_ sowie RP3B_ werden aufgrund der Probleme bei der Isolierung der unteren Gegenelektrode bereits ausgeschlossen. Die Mikropumpenvarianten der Gruppe RP3C_ besitzen keine obere Gegenelektrode über der Pumpkammer und weisen somit auch geringere Förderleistungen auf. Innerhalb der Gruppe RP3D_ ist bei den Varianten RP3DA bis RP3DJ ein LOCOS-Plateau in der Mitte der Pumpkammer vorhanden, bei den Varianten RP3DK bis RP3DT nicht. Das LOCOS-Plateau hat entgegen der Erwartungen die Pull-In Spannung im statischen Betrieb nicht signifikant gesenkt. In vorangegangenen Versuchen wird jedoch auch kein negativer Einfluss des LOCOS-Plateaus auf die Robustheit oder Lebensdauer der Mikropumpen festgestellt. Da der geringere Elektrodenabstand in der Mitte der Pumpkammer den

Ausstoßvorgang dennoch unterstützen könnte, wenn es bei höheren Betriebsfrequenzen zum Einschließen einer Fluidblase im Zentrum der Pumpkammer kommt, fällt die Entscheidung zugunsten der Mikropumpenvarianten mit LOCOS-Plateau. Die Varianten RP3DF bis RP3DJ haben aufgrund der verlängerten Membranstützstrukturen eine im Durchmesser um 20 μm verkleinerte Pumpkammer. Die größere Rückseitenätzung der Variante RP3DE hat konstruktionsbedingt ebenfalls eine Verkleinerung der Pumpkammer zur Folge, welche die Pumpleistung senken würde. Daher kann die Suche nach der optimalen Variante auf die vier verbleibenden Mikropumpenvarianten RP3DA, RP3DB, RP3DC und RP3DD eingegrenzt werden, die sich nur noch in der Breite des Ventilrings voneinander unterscheiden.

Bei einem Versuch mit einem Mikropumpenprototyp vom Typ RP3DB (siehe Abbildung 41) werden alle zur Verfügung stehenden Ansteuerparameter systematisch variiert, um Schritt für Schritt die Förderrate zu steigern, ohne dabei eine vorzeitige Beschädigung der Mikropumpe zu riskieren. Die Förderrate steigt im ersten Teil des Experiments allmählich von den anfänglichen 20 $\mu\text{l}/\text{min}$ auf bis zu 40 $\mu\text{l}/\text{min}$ an, während die Ansteuerfrequenz stufenweise von 1 kHz auf 3 kHz angehoben wird. Die Anpassung der Ansteuerspannungen erfolgt parallel dazu. Die Tastverhältnisse der Rechteckspannungen zur Ansteuerung der Pumpmembran (41%) und der Ventilmembran (61%) werden auf den zuvor ermittelten, für eine Betriebsfrequenz von 3 kHz angepassten Werten belassen. Ebenso der Phasenversatz zwischen den Ansteuersignalen für Ventilmembran und Pumpmembran von -115° .

Beim Zeitpunkt 713 s nach Beginn des Experiments wird die Ansteuerspannung der beiden Membranen erstmalig von 50 V auf 52 V angehoben, was einen sprunghaften Anstieg der Förderrate von 40 $\mu\text{l}/\text{min}$ auf 88 $\mu\text{l}/\text{min}$ zur Folge hat. Die Förderrate kann anschließend durch Variation des Gleichspannungssignals, das an der oberen Gegenelektrode angelegt wird, noch bis zu einem Maximalwert von **110 $\mu\text{l}/\text{min}$** gesteigert werden.

763 s nach Beginn des Experiments tritt bei dem Versuch, die Förderrate darüber hinaus zu erhöhen, eine Beschädigung der Ventilmembran auf. Der Grund dafür ist im Frequenzverlauf zu finden. Aufgrund einer Veränderung der Ansteuerparameter am Funktionsgenerator sinkt die Ansteuerfrequenz kurzzeitig auf 0 Hz. Die Pumpmembran, deren Ansteuerspannung zu diesem Zeitpunkt 0 V beträgt, kommt mit der oberen Gegenelektrode in Kontakt. Die Isolierung dieser beiden Elektroden zueinander ist ausreichend, um die Membranen auch bei Spannungen oberhalb von 50 V zu schützen. Die Ventilmembran, die auf dem hohen Potential verbleibt, wird zur unteren Gegenelektrode gezogen, wo durch den länger andauernden Kontakt eine dauerhafte Anhaftung erzeugt wird, die durch das Videobild der Mikroskopkamera des Laservibrometers beobachtet werden kann. Im weiteren Betrieb weitet sich die Beschädigung immer mehr aus. Die Mikropumpe fördert jedoch weiterhin Fluid, wenn auch mit reduziertem Volumenstrom. Der nicht anhaftende Rest des Ventilrings muss daher noch in der Lage sein, seine strömungsrichtende Funktion auszuüben.

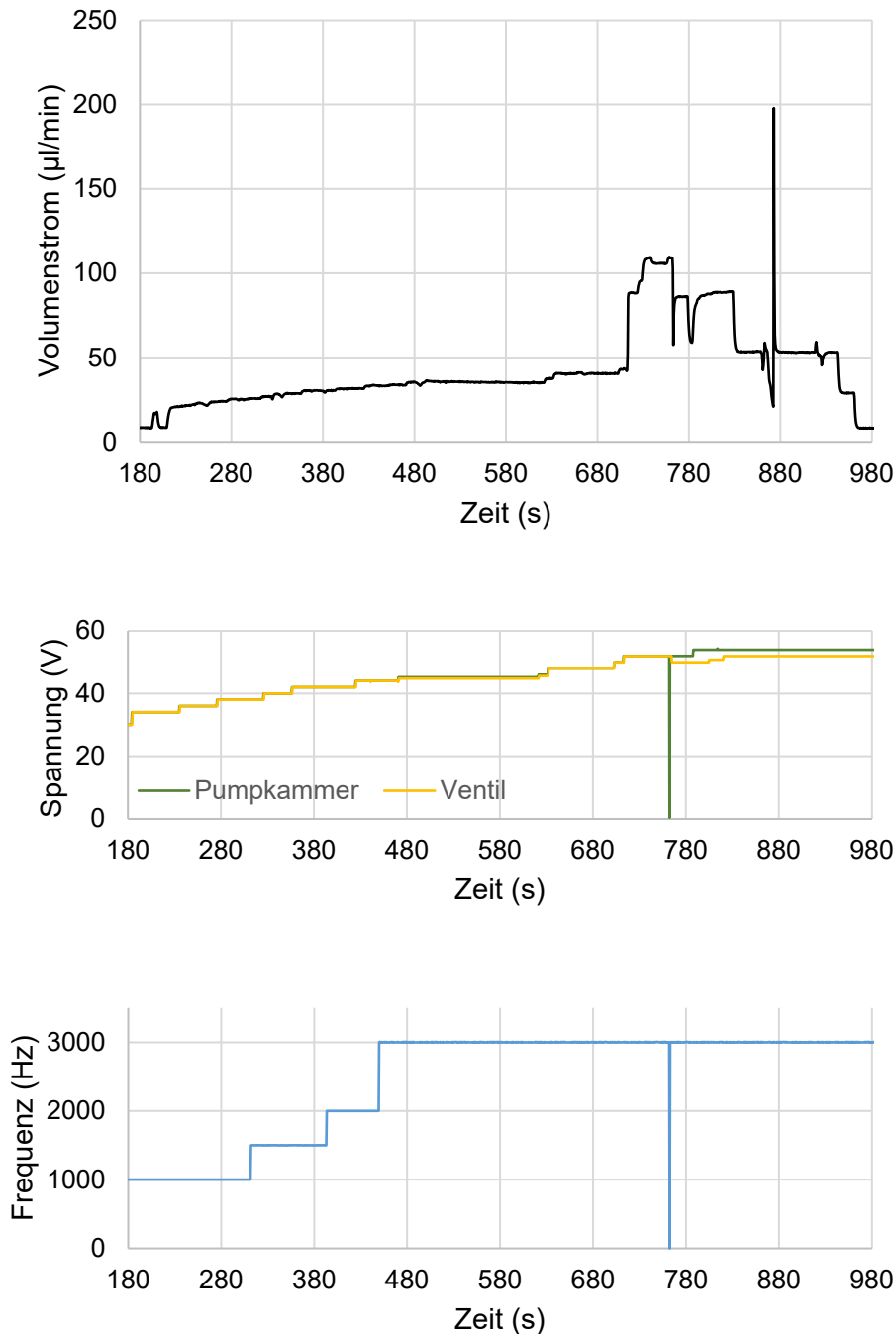


Abbildung 41: Versuch mit einem Prototypen des Typs RP3DB. Gemessener Volumenstrom sowie Amplitude und Frequenz der Ansteuerspannungen über die Zeit. Die maximal erreichte Förderrate beträgt $110 \mu\text{l}/\text{min}$.

Die Mikropumpe erreicht 873 s nach Beginn des Experiments kurzzeitig eine Förderrate von bis zu $200 \mu\text{l}/\text{min}$. Dies geschieht in zeitlichem Zusammenhang mit einer weiteren Steigerung der Ansteuerspannung der oberen Gegenelektrode. Zu diesem Zeitpunkt tritt jedoch die nächste große Beschädigung der Ventilmembran auf, woraufhin die Förderrate sofort auf $53 \mu\text{l}/\text{min}$ absinkt. Die Ursache für die stark erhöhte Förderrate kann daher nicht abschließend geklärt werden. Die hohe Förderrate von $200 \mu\text{l}/\text{min}$ kann in folgenden Experimenten ebenfalls nicht mehr reproduziert werden.

3.3 Experimentelle Charakterisierung

Danach schreitet die Beschädigung der Mikropumpe schnell weiter fort, bis der Prototyp komplett zum Stillstand kommt.

Da der verwendete Mikropumpenprototyp beim Versuch beschädigt wird, werden bei Folgeexperimenten die Ansteuerparameter sowohl in der Betriebsfrequenz als auch bei der maximalen Ansteuerspannung leicht reduziert, um in den sicheren Betriebsbereich zurückzukehren. Mit diesen reduzierten Ansteuerparametern werden dann mehrere weitere Mikropumpenprototypen der Typen RP3DA und RP3DB betrieben, die sich in den bisherigen Versuchen als am vielversprechendsten erwiesen haben. Abbildung 42 und Abbildung 43 zeigen zwei exemplarische Messprotokolle. Die Mikropumpen werden nach Erreichen der maximalen Förderrate von 100 $\mu\text{l}/\text{min}$ ohne Beschädigungen abgeschaltet, und sind weiterhin funktionsfähig.

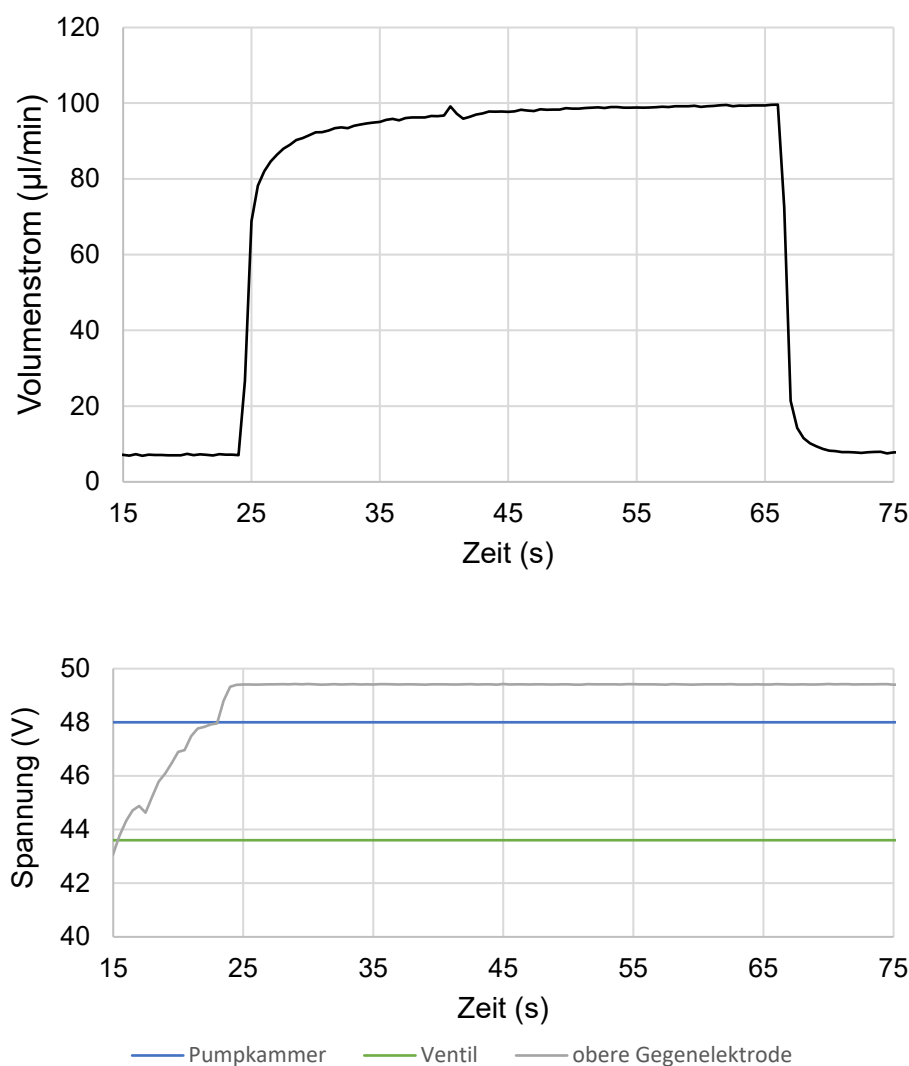


Abbildung 42: Pumpversuch mit einem Prototyp des Typs RP3DA. Die maximal erreichte Förderrate beträgt 100 $\mu\text{l}/\text{min}$. Parameter des Ansteuersignals: Ansteuerfrequenz 3 kHz, Tastverhältnis Rechteckspannung Pumpmembran 41%, Tastverhältnis Rechteckspannung Ventilmembran 61%, Phasenversatz zwischen Ventil- und Pumpkammersignal -115° .

Um die Mikropumpen in Betrieb zu nehmen, werden die Wechselsignale an Pump- und Ventilmembran sofort in voller Signalstärke angelegt. Dann wird die Ansteuerspannung an der oberen Gegenelektrode langsam erhöht. Wie in Abbildung 42 zu erkennen, beginnt die Mikropumpe zu fördern, sobald die Ansteuerspannung der oberen Gegenelektrode einen Schwellwert von 49,4 V überschreitet. Die Förderrate der Mikropumpe steigt im Messprotokoll zu Beginn schnell an, sättigt dann und erreicht einen Maximalwert von etwas über 100 $\mu\text{l}/\text{min}$. In Experimenten (vgl. Kapitel 4) konnte gezeigt werden, dass die Änderungsrate des Massenflusses nicht primär durch die Mikropumpen selbst, sondern durch den verwendeten Massendurchflussmesser begrenzt ist. Dessen Messprinzip benötigt eine Druckdifferenz zwischen der Einlass- und Auslassseite des Sensors, weswegen ein Störkörper im Fluidkanal verbaut ist. Der Massendurchflussmesser wirkt daher wie ein fluidischer Tiefpass auf das Gesamtsystem, in dem er verbaut ist. Es ist daher zu erwarten, dass die Mikropumpen ohne angeschlossenen Massendurchflussmesser sehr viel schneller nach dem Einschalten ihre maximale Förderrate erreichen werden. Auch das lange Nachströmen von Fluid nach dem Abschalten der Mikropumpen ist auf die durch den Massendurchflussmesser aufgebaute Druckdifferenz zurückzuführen, und würde ohne diesen entfallen.

Die Mikropumpe vom Typ RP3DB, deren Messprotokoll in Abbildung 43 zu sehen ist, benötigt gegenüber der Mikropumpe vom Typ RP3DA eine leicht erhöhte Ansteuerspannung von 50 V für die Ventilmembran. Auch diese Mikropumpe erreicht über einen Zeitraum von wenigen Sekunden nach dem Einschalten eine Förderrate von 100 $\mu\text{l}/\text{min}$. Hier kann ebenfalls die fluidische Tiefpasswirkung des verwendeten Massendurchflussmessers beobachtet werden.

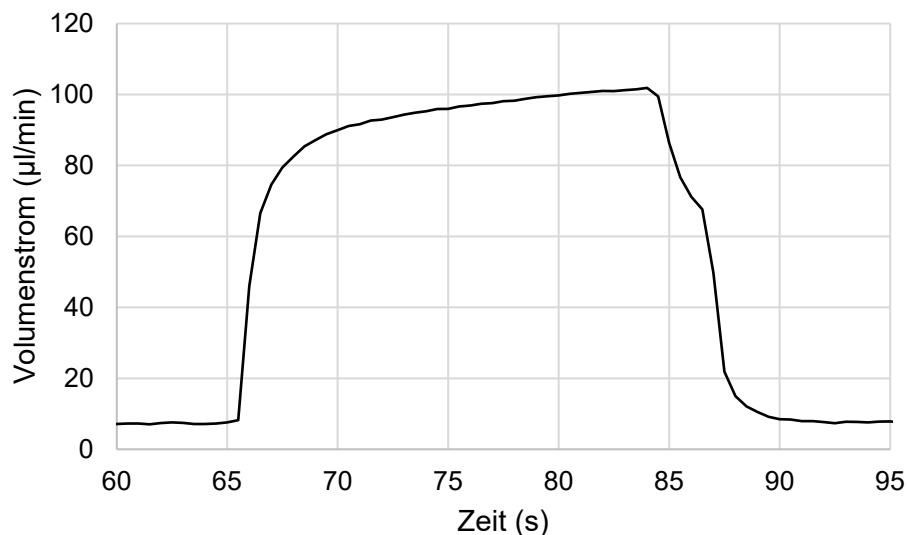


Abbildung 43: Pumpversuch mit einem Prototypen des Typs RP3DB. Die maximal erreichte Förderrate beträgt 100 $\mu\text{l}/\text{min}$. Parameter des Ansteuersignals: Ansteuerspannung Pumpmembran: Rechteckspannung, 3 kHz, 0 V-50 V Tastverhältnis 41%. Ansteuerspannung Ventilmembran: Rechteckspannung 3 kHz, 0 V-50 V, Tastverhältnis 61%. Phasenversatz zwischen Ventil- und Pumpkammersignal -115° .

Mit Mikropumpen der Typen RP3DC werden experimentell maximale Förderraten von 70 μl erreicht. Da für die Ansteuerung der Ventilmembran der Mikropumpentypen RP3DB bereits eine Spannung von 50 V nötig ist, und die Ventilmembranen der RP3DC-Variante noch schmaler sind, ist davon auszugehen, dass eine höhere Ansteuerspannung für den korrekten Betrieb bei hohen Frequenzen ab 3 kHz notwendig wäre. Diese ist aber mit den derzeit verwendeten Isolationsschichten nicht realisierbar.

3.3.3 Untersuchung der Schadensmechanismen

Nahezu alle getesteten Pumpen werden bis an ihr technisches Limit, also bis zur Zerstörung, betrieben. Dies dient zum einen dazu, die maximal mögliche Förderrate zu ermitteln. Zum anderen können anhand der sich ergebenden Schadensbilder aber auch bisher unerkannte Schwachstellen aus Entwurf und Fertigung identifiziert, und in einer nächsten Iteration behoben werden. Durch optische Inspektion der defekten Pumpenprototypen lassen sich unterschiedliche Schadensbilder identifizieren, die im Folgenden diskutiert werden.

3.3.3.1 Beschädigung durch Adhäsion

Zeitweises oder dauerhaftes Anhaften von Ventil- oder Pumpmembran an einer der beiden Gegenelektroden oder sogar an beiden Gegenelektroden ist der häufigste aufgetretene Schadensfall bei den in den Experimenten verwendeten Mikropumpenprototypen.

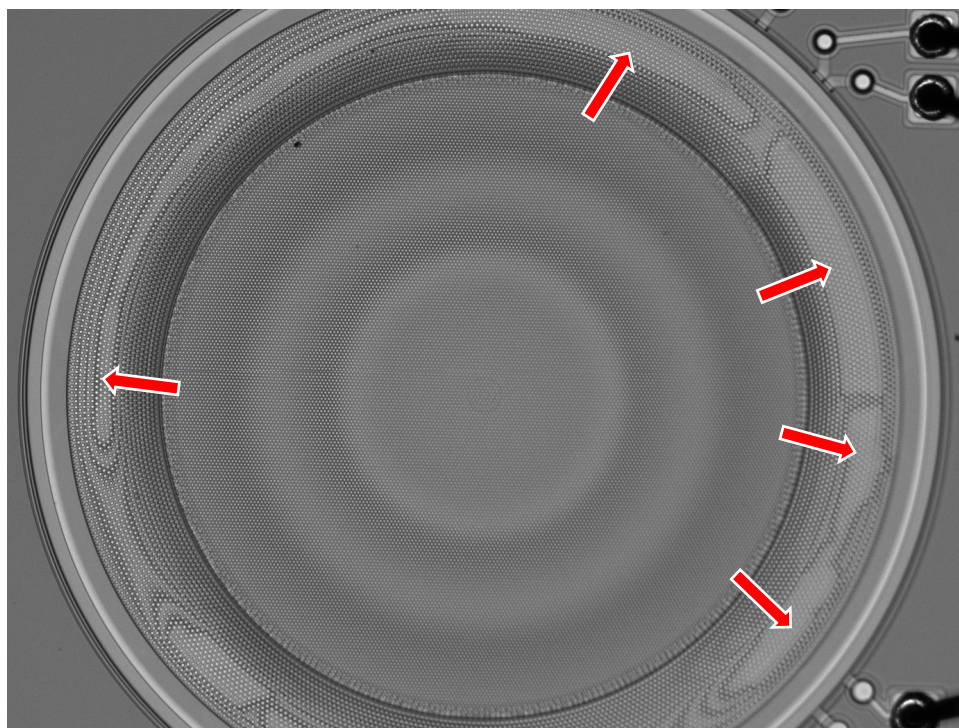


Abbildung 44: Typischer Schaden am Ventilbereich: verteiltes, großflächiges dauerhaftes Anhaften der Ventilmembran an der oberen und/oder unteren Gegenelektrode.

Dabei treten Schäden bei der Ventilmembran deutlich häufiger auf als Anhaftungen in der Pumpkammer. Dieser Umstand lässt sich teilweise dadurch erklären, dass die am Umfang eingespannte Pumpmembran eine größere mechanische Rückstellkraft aufweist, und sich bildende Anhaftungen leichter wieder gelöst werden als bei der Ventilmembran.

Abbildung 44 zeigt eine Mikroskopaufnahme einer Mikropumpe mit solchen großflächigen Anhaftungen der Ventilmembran an einer der Gegenelektroden. Die sichtbaren Höhenlinien der deformierten Membranen werden von der Optik des Mikroskops im Laservibrometer erzeugt, und helfen bei der visuellen Schadensanalyse. Ist einmal ein derartiger dauerhafter Schaden an einer Membran aufgetreten, erweitert sich das Ausmaß im Betrieb bis zur vollständigen Zerstörung. Abbildung 45 zeigt verschiedene Schweregrade der Anhaftung der Ventilmembranen. Die nicht betroffenen Bereiche können üblicherweise noch angesteuert und bewegt werden.

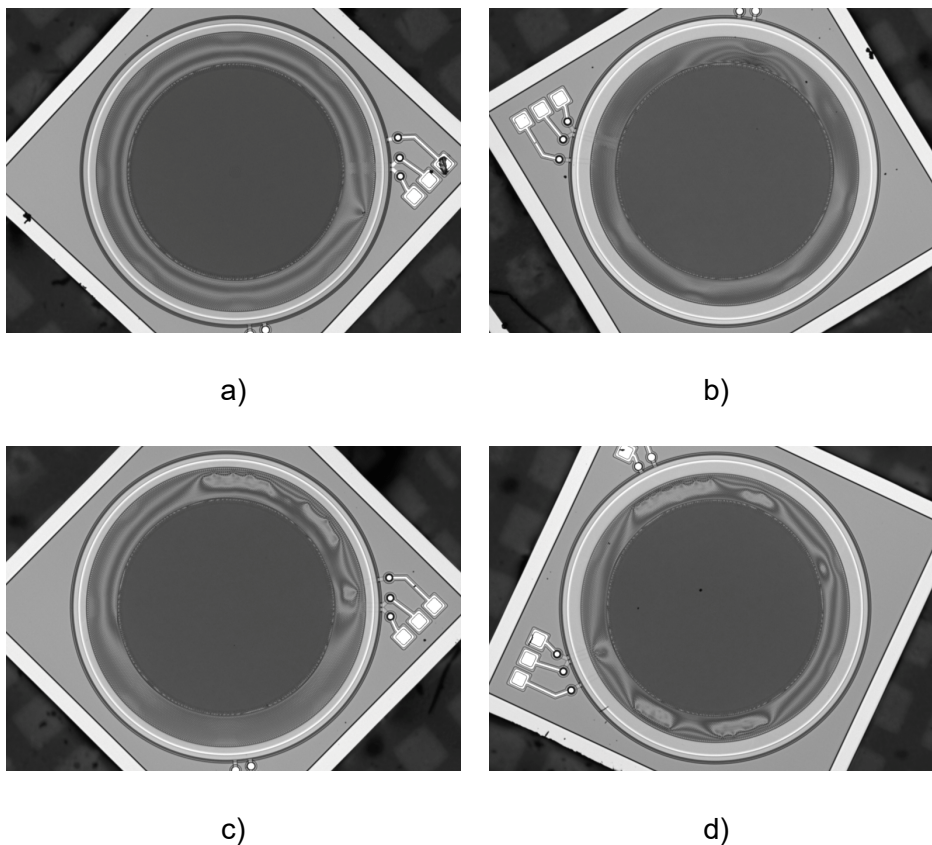


Abbildung 45: Unterschiedliche Schweregrade der Beschädigung des Ventilbereichs durch flächiges, dauerhaftes Anhaften der Ventilmembran an den Gegenelektroden, in aufsteigender Reihenfolge von a) bis d).

Leckstrommessungen zeigen, dass es sich um Probleme mit den Isolationsschichten zwischen den Elektroden der Membranen handeln muss. Auch die Resultate der Pumpversuche weisen darauf hin. Dass die Vorwiderstände, die während der Pumpversuche in den Probenhalter integriert worden sind, die Häufigkeit des Auftretens derartiger Schadensfälle reduziert, zeigt, dass eine Reduktion des Stromflusses zwischen miteinander in Kontakt getretenen Elektroden die Wahrscheinlichkeit einer Anhaftung senkt. Im Umkehrschluss bedeutet dies auch, dass Stromfluss zwischen in Kontakt

befindlichen Elektroden zum Anhaften beitragen kann. Diese Beobachtung steht in direktem Zusammenhang mit den im nächsten Kapitel beschriebenen thermischen Zerstörungen an den Mikropumpen.

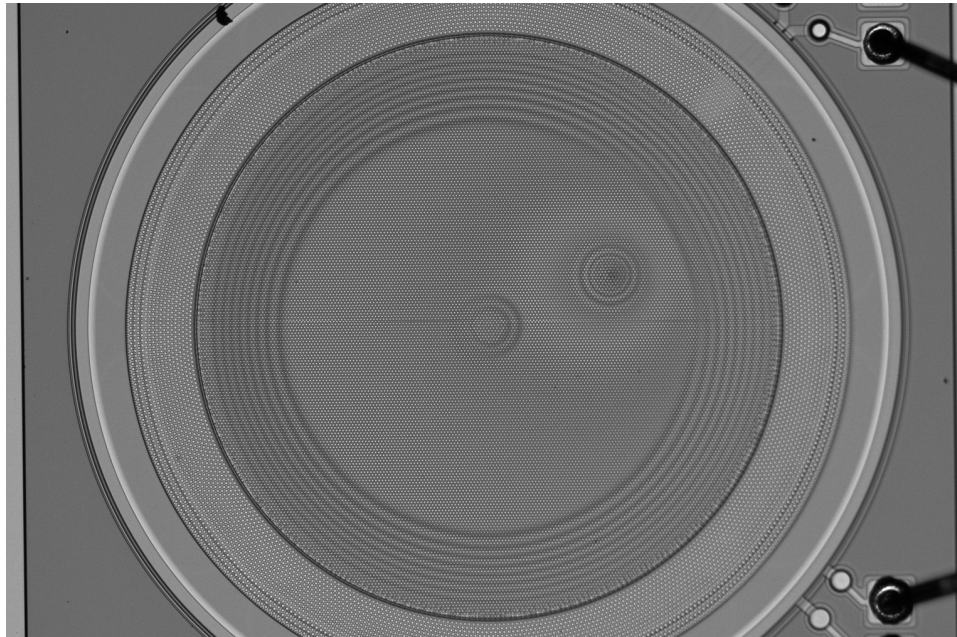


Abbildung 46: Typischer Schaden im Pumpkammerbereich: Anhaften der Pumpmembran an einer einzelnen Stelle.

Auch die Pumpmembran kann an ihren Gegenelektroden anhaften. Hier sind es aber nahezu immer einzelne Punkte im oberen rechten Quadranten der Pumpkammern, die haften bleiben. Abbildung 46 zeigt exemplarisch ein Beispiel für die typische Beschädigung einer Pumpkammer. Dieser Schadensfall kann durch Beobachtung des Live-Bilds der Mikroskopkamera des Laservibrometers im laufenden Betrieb der Pumpe detektiert werden. Dieser Schadensfall verursacht nicht sofort einen Totalausfall der gesamten Mikropumpe. Die Förderrate wird aber, abhängig von der Position der Anhaftung, und abhängig davon, ob es sich um eine Anhaftung an der oberen oder unteren Gegenelektrode handelt, vermindert. Ein Weiterbetrieb kann, muss aber nicht, zu einer Ausbreitung der Anhaftung auf benachbarte Antihaftstrukturen, oder zur direkten thermischen Zerstörung der Membran an dieser Stelle führen.

3.3.3.2 Thermische Zerstörung der Membranstrukturen der Mikropumpen

Die schwersten aufgetretenen Schadensfälle der Mikropumpen sind thermische Zerstörungen der Membranstrukturen. Die Abbildungen 47 bis 49 zeigen Beispiele für derart beschädigte Mikropumpen.

Zu diesen Schadensbildern kann es auf zwei Arten kommen. Zum einen zeigen manche Mikropumpenvarianten grundsätzlich elektrische Kurzschlüsse zwischen den Elektrodenstrukturen. Dies betrifft insbesondere die Typen der Gruppen RP3A_ und RP3B_. Da sich diese beiden Gruppen das gleiche Design für die untere Gegenelektrode teilen, ist von einem Designfehler auszugehen, der jedoch basierend auf den Layouts nicht

nachvollzogen werden kann. Die Problematik der elektrischen Kurzschlüsse zwischen den Elektrodenstrukturen ist allerdings nicht vollständig exklusiv in diesen beiden Gruppen zu finden. Auch bei einigen einzelnen Prototypen anderer Varianten kann es beim ersten Anlegen einer elektrischen Spannung direkt zu einer Zerstörung der Mikropumpe kommen. Zum anderen kommt es in vereinzelt Fällen zu einer thermischen Zerstörung der Membranstrukturen, wenn die Pumpe weiter betrieben wird, nachdem eine dauerhafte Adhäsion von Pump- oder Ventilmembran an eine der Gegenelektroden aufgetreten ist. Durch die elektrisch leitfähigen Polysilizium-Membranstrukturen fließt dann ein elektrischer Strom, der groß genug ist, um das Material zu schmelzen.

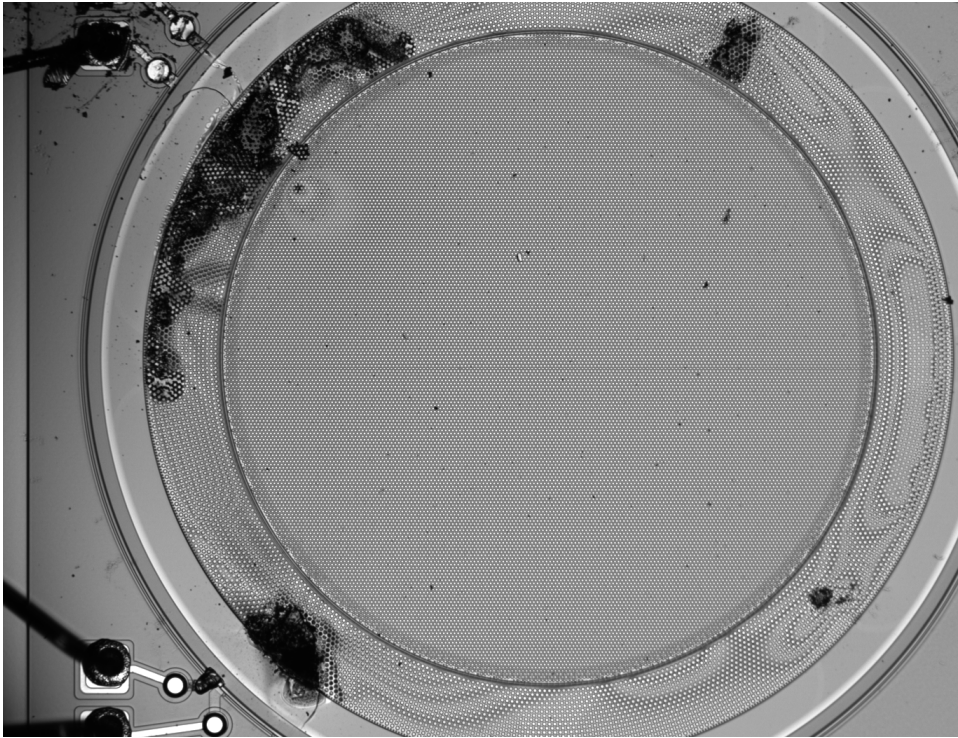


Abbildung 47: Thermische Zerstörung der Membranstrukturen der Mikropumpen.

3.3 Experimentelle Charakterisierung

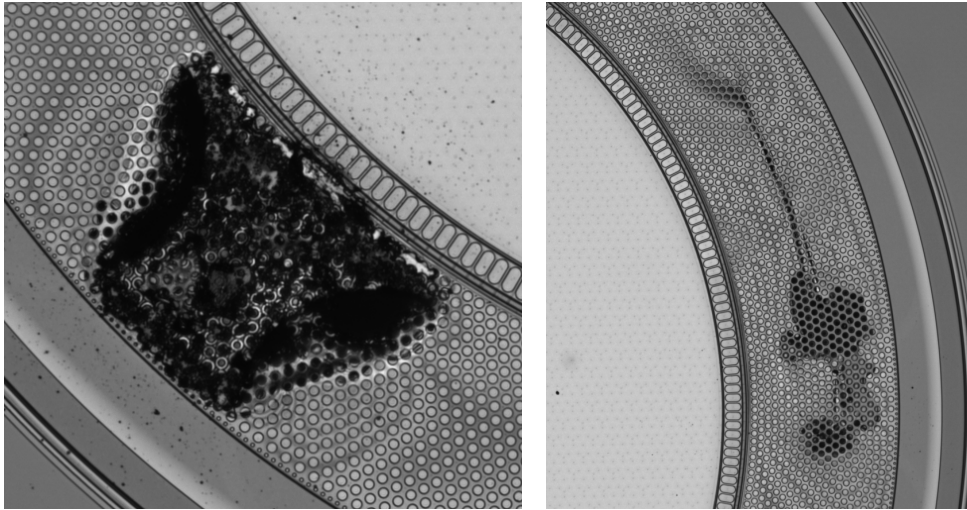


Abbildung 48: Detailaufnahmen von thermischen Schäden der Membranstrukturen der Mikropumpen.

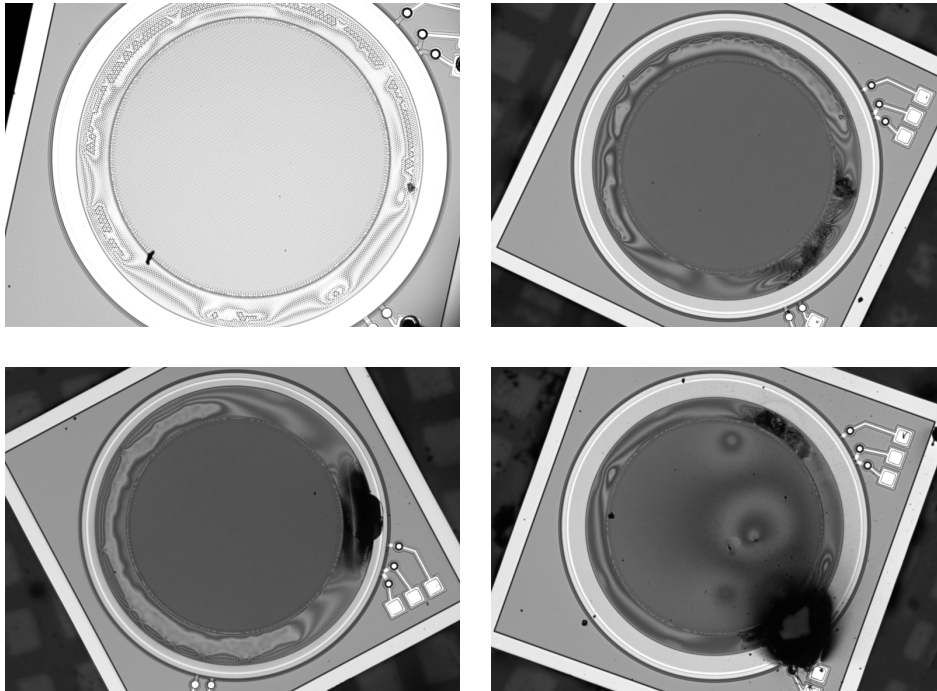


Abbildung 49: Thermische Zerstörung der Membranstrukturen der Mikropumpen, unterschiedliche Schweregrade der Zerstörung.

3.3.3.3 Kombinierte Schadensfälle

Die beobachteten Schadensfälle können auch kombiniert auftreten. Dies geschieht meist dann, wenn eine Pumpe mit ersten Beschädigungen weiterbetrieben wird.

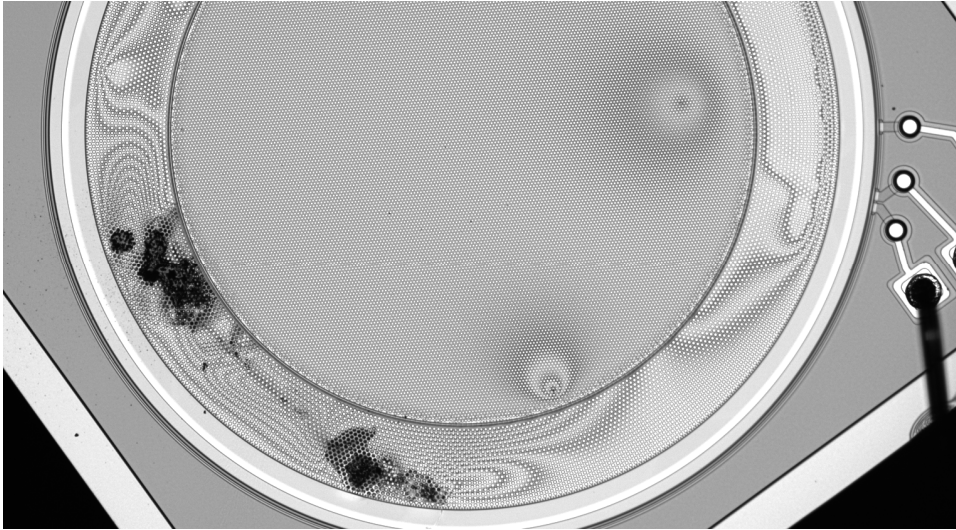


Abbildung 50: Beschädigungen an einer Mikropumpe. Kombiniertes Schadensfall aus dauerhaften, punktförmigen Anhaftungen der Pumpmembran unten mittig und rechts, flächiger dauerhafter Anhaftung der Ventilmembran oben rechts, und partieller thermischer Zerstörung von Ventilmembran und der entsprechenden Gegenelektrode unten links.

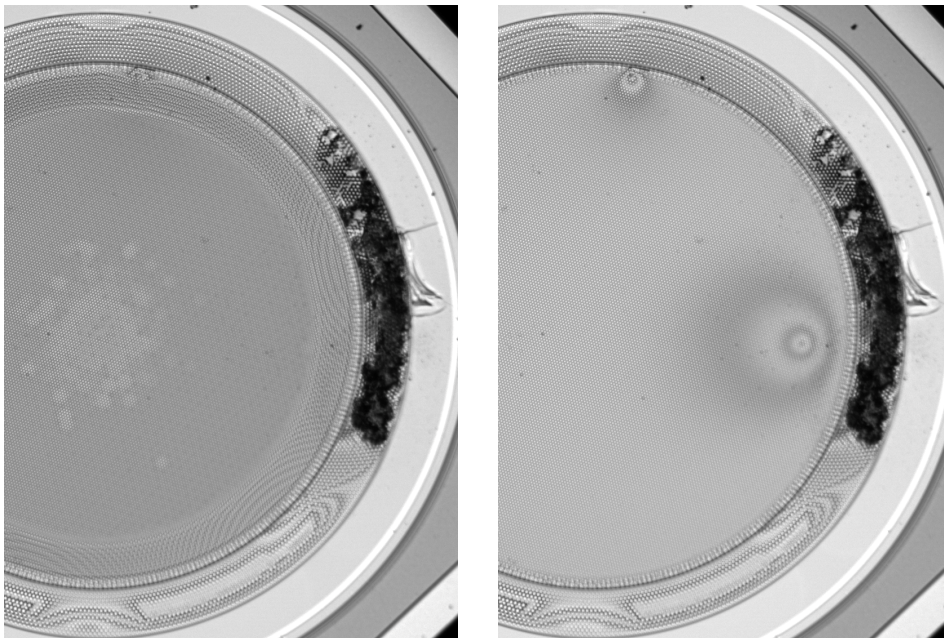


Abbildung 51: Mikropumpe mit thermischem Defekt im Ventilbereich und punktuellen Anhaftungen der Pumpmembran. Die Pumpmembran kann trotz der Schäden noch aktuiert werden.

Abbildung 50 zeigt exemplarisch einen solchen kombinierten Schadensfall mit punktförmigen Anhaftungen der Pumpmembran, flächigen Anhaftungen der Ventilmembran und großflächigen thermischen Zerstörungen der Ventilmembran. Die

Reihenfolge der auftretenden Schäden beginnt dabei häufig mit punktförmigen Anhaftungen einer Membran. Dies kann im Videobild des Laservibrometermikroskops während der Experimente beobachtet werden. Meistens können trotz der gravierenden Schäden einzelne Teile der Mikropumpen noch elektrostatisch aktuiert werden.

Abbildung 51 zeigt einen solchen Fall. In den Abbildungen links und rechts ist die gleiche Pumpe dargestellt. Auf der linken Seite ist die Pumpmembran zu einer der Gegenelektroden hin ausgelenkt, was an den Höhenlinien am äußeren Umfang der Pumpmembran abgeleitet werden kann. Auf der rechten Seite ist die Pumpmembran in die Ruhelage zurückgekehrt. Jetzt werden zwei punktförmige Anhaftungen sichtbar.

3.3.3.4 Partikel in der Luft

Bei allen Pumpversuchen wird gewöhnliche Umgebungsluft unter Normalbedingungen verwendet. Diese enthält trotz Laborbedingungen im optischen Messlabor feine Staubpartikel. Unter dem Mikroskop sind während der Versuche oft Partikel auf der Oberfläche der Mikropumpen zu sehen. Einige dieser Partikel finden sich auch auf den Bildern der Mikropumpen in Kapitel 3.3.3. Sie heben sich als mehr oder weniger unregelmäßige schwarze Flecken von den hellen Mikropumpenoberflächen ab. Die Partikel werden entweder durch die Mikropumpen selbst angesaugt, oder werden durch konvektive Strömungen durch das Loch in der Schutzkappe getragen und setzen sich auf der Pumpenoberfläche ab. Während der Versuche kann jedoch kein Schadensfall auf ein Eindringen solcher Partikel in die Mikropumpe zurückgeführt werden. Die Perforation der oberen Gegenelektrode ist mit 4 μm und 6 μm fein genug, um wie ein Schutzgitter oder Filter zu wirken. Da der Abstand zwischen den beweglichen Membranen und der oberen Gegenelektrode noch kleiner als die Perforation ist, können auch kleinere Partikel nicht tief eindringen.

Die Mikropumpen können dennoch für Anwendungen mit Partikeln verwendet werden, wenn sie, beispielsweise im Verbund mit einem Partikelsensor, im Fluidstrom hinter dem Sensor angeordnet werden und alternierend Fluid ansaugen und wieder ausstoßen.

3.4 Bewertung des finalen Mikropumpenkonzepts

Die in dieser Arbeit entwickelten Mikropumpenprototypen sind in der Lage, Gase zu fördern. Die Förderraten der besten Varianten liegen zuverlässig bei 100 $\mu\text{l}/\text{min}$. Weitere funktionsfähige Varianten erreichen 70 $\mu\text{l}/\text{min}$, werden aber durch technische Limitierungen, die entweder konstruktiver oder prozesstechnischer Natur sind, eingeschränkt. Die maximale Förderrate, die während der Experimente mit einer Pumpe vom Typ RP3DB erreicht wurde, beträgt 110 $\mu\text{l}/\text{min}$. Bezogen auf die Chipfläche bedeutet das eine flächenbezogene Förderrate von 31,8 $\mu\text{l}/\text{min}/\text{mm}^2$. Damit liegen diese ersten Prototypen bereits in einem ähnlichen Bereich wie die kleinsten am Markt befindliche Mikropumpen mit piezoelektrischem Antrieb (vgl. Tabelle 1).

Ein großer Vorteil gegenüber dem Stand der Technik ist jedoch die geringe Baugröße von 1,86 mm x 1,86 mm x 0,3 mm. Dieser Grad der Miniaturisierung wurde bisher bei Mikromembranpumpen auf Siliziumbasis nicht erreicht. Die Chipebene trennt den auf der Oberseite des Mikrochips liegenden Einlass der Mikropumpe von dem auf der Unterseite befindlichen Auslass, wodurch die Mikropumpe ohne zusätzliche Komponenten direkt auf dem Ein- oder Auslass eines Sensorgehäuses platziert werden kann. Förderraten von bis zu 100 $\mu\text{l}/\text{min}$ können mit Versorgungsspannungen unter 50 V erreicht werden, während bisherige, piezoelektrisch angetriebene Konzepte auf Versorgungsspannungen im Bereich von 80 V bis 400 V (vgl. Tabelle 1) angewiesen waren. Alle diese Vorteile erleichtern die Systemintegration bei mobilen Anwendungen.

Bei der Entwicklung der Mikropumpen wurde großer Wert auf die Massenfertigungstauglichkeit bei gleichzeitig niedrigen Stückkosten gelegt. Der finale Entwurf ist daher direkt mit gängigen Halbleiterfertigungsprozessen kompatibel, die auch bei der Fertigung mikroelektromechanischer Sensoren zum Einsatz kommen. Die Prototypen der Mikropumpen wurden mit diesen gängigen Verfahren monolithisch auf einem einzelnen Wafer ohne aufwändiges Waferbonding zur Verbindung einzelner, funktionaler Pumpenteile produziert. Dadurch wurde nachgewiesen, dass eine Serienproduktion ebenfalls möglich ist.

Die Mikropumpen erweisen sich in der Charakterisierung als mechanisch robust. Während der Experimente sind durch den Betrieb der Mikropumpen keine Beschädigungen der Membranstützstrukturen aufgetreten, weder bei der Aufhängung der Pumpmembran, noch bei der Aufhängung der Ventilmembran. Auch an Stützstrukturen der oberen Gegenelektrode können keine Beschädigungen festgestellt werden. Keine der Membranen oder Gegenelektroden ist im Pumpbetrieb gerissen oder zerbrochen.

Gehäuft treten jedoch Schäden auf, die auf eine unzureichende Isolierung der Elektroden zurückzuführen sind. Sowohl Pump- als auch Ventilmembranen haften an den Gegenelektroden an. In der Folge kann es zu einer thermischen Zerstörung von Membranen und Gegenelektroden durch elektrische Durchbrüche zwischen den in Kontakt befindlichen Elektroden kommen. Dieser Aspekt muss in einer nächsten Iteration

3.4 Bewertung des finalen Mikropumpenkonzepts

berücksichtigt, und konstruktiv, oder durch eine Änderung der Prozessparameter behoben werden.

4 Miniaturisierte, siliziumbasierte Strömungssensoren mit thermischem Messprinzip

Für ein aktives mikrofluidisches System ist neben der Mikropumpe die zweite wichtige Komponente ein miniaturisierter Strömungssensor, der durch eine niedrige Detektionsschwelle und kurze Ansprechzeiten für diese Anwendung abgestimmt ist.

Wie zuvor bei der Entwicklung der Mikropumpen soll auch für die Herstellung der Anemometer ein bestehender Fertigungsprozess adaptiert werden. Dies muss bei der Auswahl des Funktionsprinzips mitberücksichtigt werden. Für viele der in Kapitel 2.3 vorgestellten Messverfahren, wie beispielsweise der Ultraschalllaufzeitmethode, sind nach aktuellem Stand der Technik vollständige Sensorsysteme aus mehreren Komponenten notwendig. Der Fokus dieser Neuentwicklung liegt im Gegensatz dazu auf der Nutzung möglichst einfacher Prinzipien und Strukturen, um die Baugröße zu senken. Dies soll später eine weitere Integration ermöglichen, beispielsweise direkt in einen mikrofluidischen Aktor. Miniaturisierte, thermische Anemometer bieten hierfür das größte Potential, wie auch die erfolgreiche Entwicklung eines miniaturisierten Hitzdrahtanemometers durch Luo et al. [117] zeigt. Die erreichte Chipkantenlänge von 9 mm liegt jedoch noch fast eine Größenordnung über den für mobile Systeme üblichen Sensorgrößen. Die Entscheidung fällt daher zugunsten eines miniaturisierten Hitzdrahtanemometers, welches ebenso wie die Mikropumpe vollständig integriert mit einem Standard-Siliziumprozess auf für mobile Systeme üblichen Chipgrößen produziert werden soll.

Die Anforderungen an das Konzept ergeben sich aus den Zielen für das Gesamtsystem und aus der Kompatibilität zur neu entwickelten Mikropumpe. Der Strömungssensor muss daher so kompakt wie möglich sein, um auch in Sensorsystemen für mobile Anwendungen verwendet werden zu können. Eine möglichst niedrige Detektionsschwelle steht ebenso im Fokus wie kurze Ansprechzeiten, um effektiv mit der entwickelten Mikropumpe zusammenwirken zu können. Idealerweise sollte der Sensor ebenfalls senkrecht zur Chipebene durchströmt werden, um die Integration mit der Mikropumpe leichter zu gestalten. Niedrige Stückkosten sollen durch Massenfertigungstauglichkeit erreicht werden. Zuletzt soll auch dieses Konzept durch geeignete Maßnahmen in möglichst kurzer Entwicklungszeit realisiert werden.

4.1 Konzept

Um eine schnelle Ansprechzeit der Sensoren auf Änderungen des Volumenstroms zu realisieren, sollen die beheizten Komponenten so kompakt wie möglich ausgeführt werden, um die Wärmekapazität zu minimieren. Die Isolation der beheizten Strukturen

gegenüber dem restlichen Chip muss maximiert werden, um parasitäre Wärmekapazitäten ebenfalls zu minimieren. Die thermische Anbindung an das Fluid muss hingegen maximiert werden. [134]

Die Basisvariante des Anemometers [135] ist in Abbildung 52 dargestellt. Ein dünner Draht aus Polysilizium wird direkt über einem Durchgangsloch im Chip gefertigt. Das Polysilizium wird so dotiert, dass sein elektrischer Widerstand eine Temperaturabhängigkeit aufweist. Wird der Draht später im Betrieb von Strom durchflossen, erhitzt er sich gegenüber seiner Umgebung. Strömt Fluid mit Umgebungstemperatur am Draht vorbei, so geht ein Teil der im Draht umgewandelten Wärmeenergie an das Fluid über und wird abtransportiert, was zu einer Temperaturänderung des Drahtes führt. Diese Temperaturänderung kann dann durch die Temperaturabhängigkeit des elektrischen Widerstands des Drahtes gemessen werden und ist abhängig von der Strömungsgeschwindigkeit des Fluids.

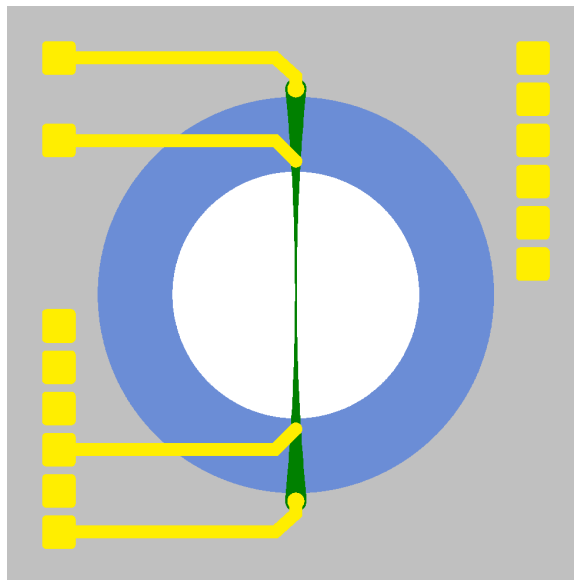


Abbildung 52: Basisvariante des Hitzdrahtanemometers, schematische Darstellung.

Um die Sensoren im Hinblick auf ihren Messbereich mit besonderem Augenmerk auf die Detektionsgrenze, und auch bezüglich ihrer Robustheit zu verbessern, werden eine Reihe technischer Neuerungen eingeführt:

Der Draht verjüngt sich stetig mit gleichbleibendem Krümmungsradius zur Chipmitte hin. Dadurch wird der Ort des höchsten elektrischen Widerstands, und damit auch die größte Wärmeumsetzung, auf das Zentrum des Durchgangslochs konzentriert, wo bei einem voll ausgebildeten Strömungsprofil die größten Fluidgeschwindigkeiten auftreten. Eine alternative Bauform wäre, den Hitzdraht in voller Breite bis nahe zur Mitte des Durchgangslochs zu führen, und dann stark lokalisiert nur im Zentrum eine Einschnürung zu erzeugen. Dies hätte eine scharfe Abgrenzung des sich erwärmenden Teils des Hitzdrahts zur Folge und könnte sowohl die thermische Isolation vom restlichen Chip, als auch die Empfindlichkeit begünstigen. Zugunsten einer gleichmäßigen mechanischen Spannungsverteilung, von der eine bessere mechanische Stabilität erwartet wird, wird jedoch die Drahtvariante mit kontinuierlicher Verjüngung gewählt. [134, 135]

4.1 Konzept

Eine unter intrinsischer Zugspannung stehende und daher in sich sehr steife Siliziumnitridmembran bildet eine Blende, die den Volumenfluss durch den Chip zusätzlich auf eine definierte Fläche um das Zentrum des Drahtes herum begrenzt. Ergänzend zu den beiden Versorgungsleitungen, die den Polysiliziumdraht an seinen beiden Enden kontaktieren, sind Messleitungen über die Membran bis kurz vor die Blendenöffnung geführt. Diese Messleitungen greifen nur die Spannung ab, die am freiliegenden Teil des Polysiliziumdrahtes anliegt. Somit ist es möglich, Vierleitermessungen mit den Prototypen durchzuführen, die nur den freiliegenden Bereich des Drahtes vermessen. [134, 135]

Insgesamt werden sechs Untervarianten mit einer Kombination aus zwei unterschiedlich großen Blendenöffnungen und drei unterschiedlich stark eingeschnürten Hitzdrähten gefertigt, um unterschiedliche Messbereiche realisieren zu können. Die Größe der Blendenöffnung variiert dabei die Geschwindigkeit, mit der das Fluid den Hitzdraht passiert. Eine engere Einschnürung sorgt bei gleichem Volumenstrom für höhere Geschwindigkeiten, und ist daher für niedrigere Messbereiche geeigneter. Diese Basisvarianten sind dazu gedacht, unter anderem die Materialeigenschaften der Hitzdrähte untersuchen zu können.

Aus der Basisvariante heraus werden zwei weitere Anemometervarianten abgeleitet. Das Ziel ist es, sowohl die Messgenauigkeit gegenüber der Basisvariante zu erhöhen, als auch den Funktionsumfang zu erweitern.

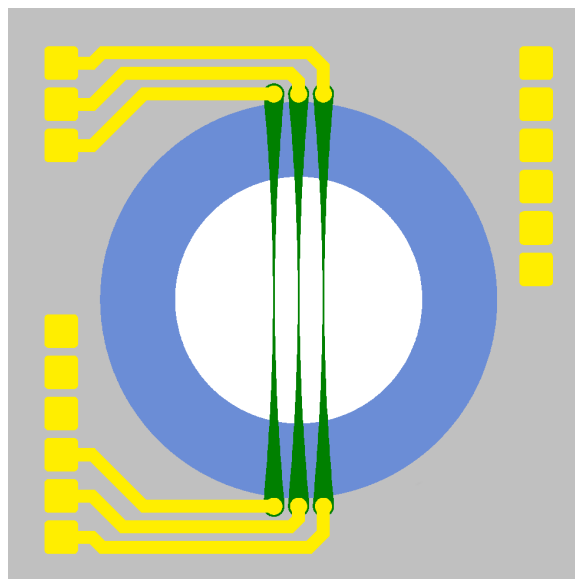


Abbildung 53: Variante des Hitzdrahtanemometers mit drei Hitzdrähten, schematische Darstellung.

Eine Variante mit drei Drähten (vgl. Abbildung 53) soll die Sensitivität im Vergleich zur Basisvariante erhöhen, um sehr geringe Volumenströme messen zu können. Der zentrale Draht wird dabei als Heizelement verwendet, das mit einer hohen Versorgungsleistung betrieben wird. Die beiden Drähte links und rechts daneben werden als Sensorelemente mit wenig Versorgungsstrom betrieben, um die Eigenerwärmung so gering wie möglich zu halten. Das Messprinzip sieht vor, die Wärmeleitung vom zentralen Hitzdraht auf die beiden Sensordrähte durch das sie umgebende Fluid hindurch zu messen, indem die über

den Sensordrähten abfallende Spannung ausgewertet wird. Es ist aber auch vorstellbar, die bei dieser Variante verwendete Messmethode der Wärmeleitung für Gassensorik oder als Vakuummeter einzusetzen. [135]

Die zweite abgeleitete Variante (vgl. Abbildung 54) weist eine vollintegrierte Widerstandsbrückenschaltung aus vier identischen Heizdrähten auf. Zwei der Heizdrähte werden in der isolierenden Membran vergraben und dienen als Referenzwiderstände. Die beiden anderen Heizdrähte hängen im Zentrum der Blendenöffnung direkt im Luftstrom über dem Durchgangsloch im Substrat. Die Referenzdrähte und Messdrähte sind durch die Leiterbahnen auf dem Chip zu einer asymmetrischen Ausschlag-Widerstandsmessbrücke verschaltet, um das Messsignal im Vergleich zu einem einzelnen Draht zu vergrößern, und gleichzeitig den Einfluss äußerer Störungen zu minimieren.

Aus diesem Konzept und seinen Varianten ist das Europäische Patent EP3751239 [135] hervorgegangen.

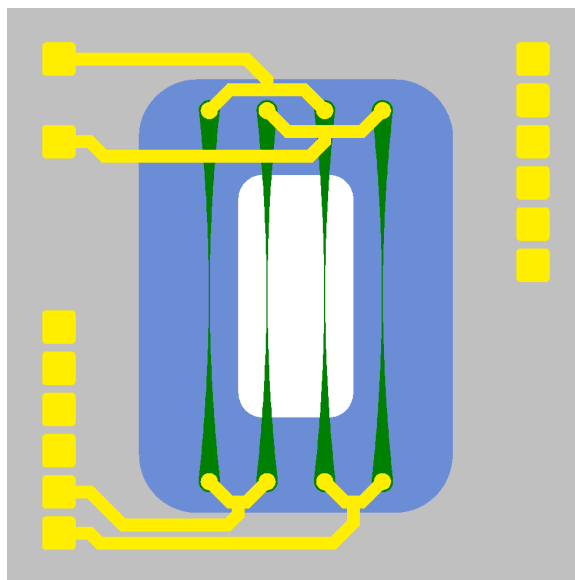


Abbildung 54: Variante des Hitzdrahtanemometers mit integrierter Widerstandsbrückenschaltung, schematische Darstellung.

4.2 Technologiewahl zur Realisierung der Prototypen

Für die Produktion der Sensorprototypen kann ein Fertigungsprozess identifiziert werden, der in stark reduzierter Form einem bestehenden Halbleiterfertigungsprozess für Siliziummikrofone [125] ähnlich ist. Der gewählte Prozess bietet die Möglichkeit, eine leitfähige dünne Polysiliziumschicht mit durch Implantation einstellbarem, elektrischem Widerstand zu fertigen. Zur thermischen und elektrischen Isolierung stehen Siliziumdioxidschichten und Siliziumnitridschichten zur Verfügung. Aus den Siliziumnitridschichten können stabile, versteifte Strukturen gefertigt werden. Waferrückseitenätzungen bieten die Möglichkeit, Löcher durch das gesamte Substrat zu

erzeugen. Der Fertigungsprozess bietet damit alle nötigen Gestaltungselemente, um das in Kapitel 4.1 beschriebene Konzept umsetzen zu können.

4.3 Prototypen

Die Fertigung der Prototypen erfolgte vollständig im Werk der Infineon Technologies AG in Regensburg. Alle geplanten Anemometervarianten konnten erfolgreich produziert werden. Mikroskopaufnahmen von Anemometerchips unterschiedlicher Bauart sind stellvertretend für den jeweiligen Typ in Abbildung 55 dargestellt.

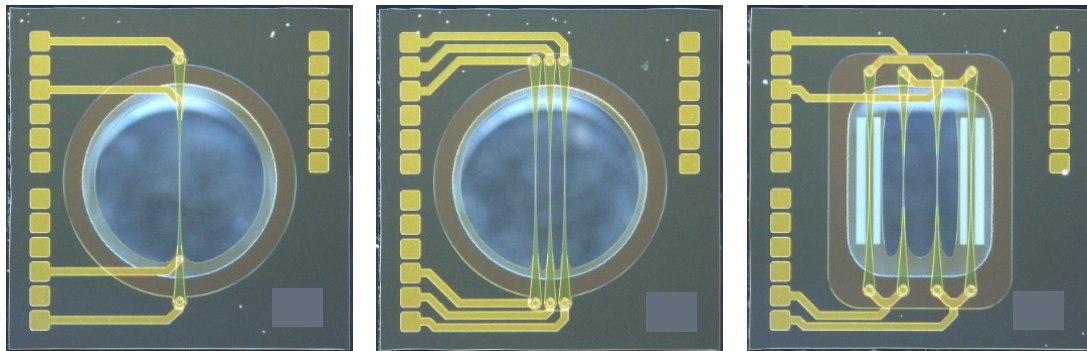


Abbildung 55: Mikroskopaufnahmen von Anemometerchips der drei unterschiedlichen Bauarten. Links: Eindrahtanemometer für Vier-Leiter-Messung. Mitte: Anemometervariante mit drei Hitzdrähten. Rechts: Anemometervariante mit auf dem Chip integrierter, asymmetrisch verschalteter Ausschlags-Widerstandsmessbrückenschaltung.

Alle Anemometervarianten werden auf einem gemeinsamen Wafer auf rechteckigen Mikrochips mit einer Kantenlänge von 1,4 mm produziert. Die Hitzdrähte haben abhängig von der Variante eine Länge von entweder 1000 μm oder 800 μm und an ihrer dünnsten Stelle eine Breite von 3 μm , 6 μm oder 12 μm . Die Höhe des Drahts beträgt bei allen Varianten 300 nm. Die runden Blendenöffnungen, die in etwa der freien Drahtlänge entsprechen, werden passend zu den beiden unterschiedlichen Drahtlängen mit 650 μm und 450 μm Durchmesser gefertigt. Die Blendenöffnung der Varianten mit integrierter Brückenschaltung sind 590 μm lang und 280 μm breit.

Eine Begutachtung der Anemometerchips mit Hilfe von optischen Mikroskopen zeigt keine offensichtlichen Schäden. Die Hitzdrähte zeigen keine Anzeichen für Defekte, wie Risse, Deformationen oder Verwölbungen.

4.4 Prototypenaufbau und Prüfstand

Eine dezidierte Signalaufbereitung für die Anemometer in Form einer anwendungsspezifischen integrierten Schaltung steht zu Beginn der Entwicklung noch nicht zur Verfügung. Zur Charakterisierung der Sensoreigenschaften der miniaturisierten Hitzdrahtanemometer wird daher ein experimenteller Messplatz eingerichtet. Die Anemometerchips selbst werden manuell zu Prototypen verarbeitet.

Um die Anemometerchips bei der Charakterisierung vor äußeren Einflüssen zu schützen, und die nötigen fluidischen und elektrischen Kontakte herzustellen, werden Prototypengehäuse entwickelt. Diese Gehäuse entsprechen von der Baugröße noch nicht der später angedachten, miniaturisierten Form, erleichtern jedoch die Handhabung im Experiment. Der Aufbau eines dieser Prototypen ist in Abbildung 56 zu sehen. Die Anemometerchips werden über ein Durchgangsloch in einer Leiterplatte geklebt, und mit einem Drahtbondverfahren elektrisch mit den Anschlussleitungen auf der Leiterplatte verbunden. Die Versorgungs- und die Messsignale werden über Litzenleitungen, die an die Leiterplatte angelötet werden, zum Messaufbau übertragen. [134]

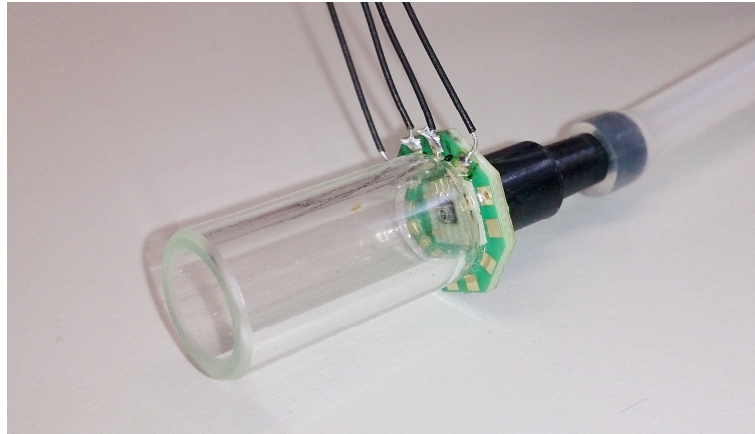


Abbildung 56: Prototypenaufbau eines miniaturisierten Hitzdrahtanemometers. Der Anemometerchip wird über ein Loch in einer Leiterplatte geklebt, und per Drahtbondverfahren mit den Anschlussleitungen verbunden. [134]

An der Rückseite der Leiterplatte wird ein Schlauchadapter angeklebt, der eine trennbare, gasdichte Verbindung zu einem Silikonschlauch ermöglicht. Über diesen Silikonschlauch kann ein gezielt erzeugter Fluidstrom zugeführt werden. Auf der Vorderseite der Leiterplatte wird der Anemometerchip mit einem Acrylglasrohr vor Berührung und vor externen Störungen, wie konvektiven Fluidströmungen im Raum, geschützt.

Die Anemometerprototypen werden mit einem einfachen Messverfahren charakterisiert: Der Hitzdraht wird mit einem konstanten elektrischen Strom versorgt. Die über dem Hitzdraht abfallende, elektrische Spannung wird gemessen. Durch den Silikonschlauch wird dem Sensor ein variabler, gezielt einstellbarer Volumenstrom zugeführt. Durch die Temperaturabhängigkeit des elektrischen Widerstands des Hitzdrahtes sollte eine Änderung des Volumenstroms als Änderung in der elektrischen Spannung, die über dem Hitzdraht abfällt, messbar sein.

Zur Charakterisierung der Prototypen wird daher ein experimenteller Messplatz benötigt, der über eine steuerbare Konstantstromquelle, ein Spannungsmessgerät, eine steuerbare Fluidquelle und einen Massendurchflussmesser verfügt. Der Messplatz ist in Abbildung 57 zu sehen.



Abbildung 57: Experimenteller Messplatz zur Charakterisierung der miniaturisierten Anemometer.

Zur zuverlässigen und präzisen Erzeugung geringer Volumenströme wurde in vorangegangenen Arbeiten [136] ein Spritzenextruder entwickelt. In den Spritzenextruder können handelsübliche, gasdichte Spritzen aus der Medizingerätetechnik oder Labortechnik eingesetzt werden. Adapter, die mit einem 3D-Drucker gefertigt werden, ermöglichen die Anpassung an unterschiedliche Spritzendurchmesser und Spritzenformen. Ein Schrittmotor treibt eine Kugelumlaufspindel an, die einen Schlitten gegen den Kolben der eingespannten Spritze drückt, und diesen in den Spritzenzylinder schiebt. Spritzen mit Hubvolumina von 10 μl bis 10 ml können aktuell mit Hilfe von Adaptern im Spritzenextruder verwendet werden, wodurch Volumenströme von 80 nl/min bis zu 23 ml/min (Luft) mit einer Genauigkeit von $\pm 0,7\%$ des Stellwertes erzeugt werden. Der Arbeitsbereich kann mit entsprechenden Spritzen in beide Richtungen erweitert werden, wobei durch den langen Verfahrweg des Schlittens von 255 mm große Reserven vorhanden sind. Abbildung 58 zeigt eine Detailaufnahme des Spritzenextruders mit einer eingesetzten 2 ml Kunststoffspritze, an die über ein kurzes Stück Silikonschlauch ein Hitzdrahtanemometerprototyp angeschlossen ist. [134]

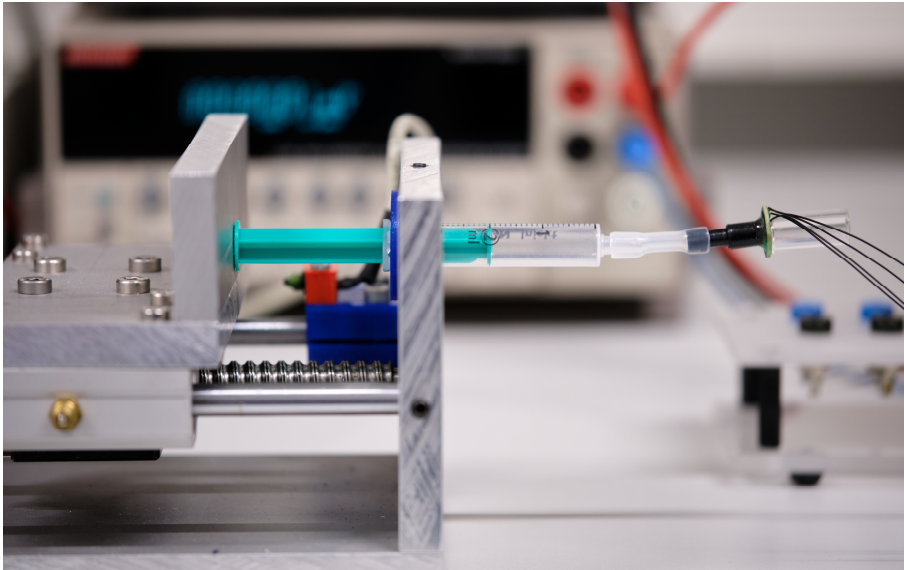


Abbildung 58: Detailaufnahme des Spritzenextruders von der Seite mit einem aufgesetzten Hitzdrahtanemometerprototypen.

Die Sensorspannung wird mit einem Tischmultimeter vom Typ 2700 der Firma *Keithley Instruments Inc.* gemessen, digitalisiert, und an einen Mess-PC übertragen. Zur Stromversorgung wird eine Konstantstromquelle der Firma *Knick Elektronische Messgeräte GmbH & Co. KG* verwendet.

Als Referenzmessgerät zur Überprüfung der Volumenströme, die mit dem Spritzenextruder erzeugt werden, kommt derselbe Massendurchflussmesser vom Typ *FG-110C-AAD-11-V-AA-A1V* aus der *EL-FLOW Prestige* Serie der Firma *Bronkhorst High-Tech B.V.* zum Einsatz, der auch für die Charakterisierung der Mikropumpen verwendet wird.

4.5 Experimentelle Charakterisierung der Strömungssensoren

4.5.1 Widerstandsmessungen und Zerstörungstests

Um den sicheren Betriebsbereich für die Anemometer festzulegen, werden Zerstörungstests an den sechs Eindrahtvarianten durchgeführt. Bei diesen sechs Varianten kommen alle Drahtdimensionen vor, die auch bei den anderen Anemometertypen verwendet werden.

Die zu testenden Anemometerchips werden einzeln und auf einem Waferprober mit Sondennadeln kontaktiert. Die Probe wird durch ein Auflichtmikroskop beobachtet, während der Versorgungsstrom schrittweise angehoben wird. Dabei wird die Spannung, die über dem Hitzdraht abfällt, gemessen. Sobald die Probe einen optischen Defekt aufweist, oder die Spannungsmessung zeigt, dass ein Schaden aufgetreten ist, gilt der sichere Betriebsbereich als überschritten. Der letzte zuvor gewählte Stellwert für den

Versorgungsstrom I_{\max} , und der daraus resultierende Spannungsmesswert U_{\max} gelten als das Ende des sicheren Betriebsbereichs.

| Typ | L_{Draht} | $d_{\text{Einschnürung}}$ | $R_{\text{draht},21^{\circ}\text{C}} (+/- 2\%)$ | I_{\max} | U_{\max} |
|-----|--------------------|---------------------------|-------------------------------------------------|------------|------------|
| A | 1000 μm | 3 μm | 5380 Ω | 2,4 mA | 15,9 V |
| B | 1000 μm | 6 μm | 3420 Ω | 5,4 mA | 15,4 V |
| C | 1000 μm | 12 μm | 2110 Ω | 6,4 mA | 14,4 V |
| D | 800 μm | 3 μm | 4050 Ω | 2,5 mA | 12,4 V |
| E | 800 μm | 6 μm | 2540 Ω | 3,9 mA | 11,4 V |
| F | 800 μm | 12 μm | 1550 Ω | 4,9 mA | 10,9 V |

Tabelle 2: Charakteristische Kennwerte (Drahtlänge L_{Draht} , minimale Drahtbreite an der Einschnürung $d_{\text{Einschnürung}}$), experimentell bestimmte elektrische Widerstandswerte ($R_{\text{draht},21^{\circ}\text{C}}$), maximale Versorgungsströme (I_{\max}) und maximale Versorgungsspannungen (U_{\max}) für die sechs Varianten der Eindrahtanemometer.

Die Messung der Widerstände der Hitzdrähte bei Raumtemperatur ist aufgrund der Selbsterwärmung und der geringen Wärmekapazität schwierig. Daher wird eine Source Meter Unit (SMU) verwendet, die sehr geringe elektrische Versorgungsströme zwischen 5 μA und 100 μA für eine sehr geringe Zeitdauer von 1 ms auf den Draht aufprägt, und währenddessen den Spannungsabfall am Draht misst. Da bei unterschiedlichen Versorgungsströmen auch unterschiedliche elektrische Leistungen am Draht umgesetzt werden, kann der Einfluss der Eigenerwärmung auf die Widerstandsmessung bei der Auswertung der Ergebnisse berücksichtigt werden. Tabelle 2 zeigt die Resultate der Widerstandsmessungen und der Versuche zur Bestimmung des sicheren Arbeitsbereichs der Sensoren.

4.5.2 Referenzmessungen mit kommerziell erhältlichem Massendurchflussmesser

Vorrangiges Ziel der Entwicklung waren Anemometer mit möglichst niedriger Detektionsschwelle. Durch die nächsten Versuche sollen die in dieser Hinsicht vielversprechendsten Anemometervarianten identifiziert werden. Dazu werden die Anemometerprototypen am experimentellen Messplatz hinsichtlich ihres Verhaltens und ihrer Sensitivität untersucht. Die Anemometerprototypen werden fluidisch in Serie hinter den als Referenzsensor verwendeten Massendurchflussmesser der *EL-FLOW Prestige - Serie* geschaltet. Beide Sensoren werden somit vom Spritzenextruder mit derselben Fluidströmung, und damit auch mit dem gleichen Volumenstrom versorgt. Bei allen Experimenten wird Umgebungsluft unter Normalbedingungen verwendet.

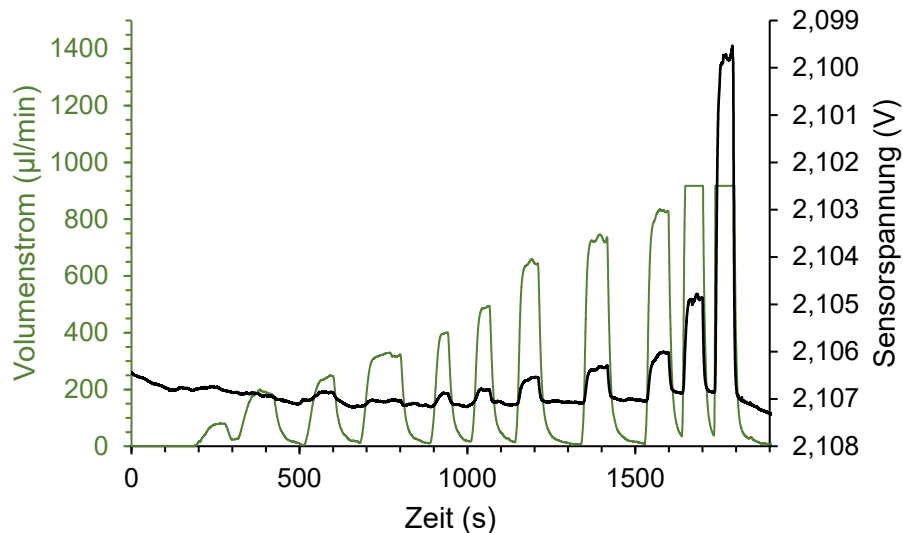


Abbildung 59: Exemplarische Vergleichsmessung eines Anemometerprototyps mit einem einzelnen Heizdraht mit 1000 µm Länge und 3 µm Breite, und eines kommerziell erhältlichen Massendurchflussmessgeräts der EL-FLOW Prestige Serie der Firma Bronkhorst. Der Anemometerprototyp wird während der gesamten Messung mit einem Konstantstrom von 1 mA versorgt. Die letzten beiden Stellwerte für den Volumenstrom betragen 1600 µl/min und 2400 µl/min, und überschreiten den Messbereich des Massendurchflussmessers ($Q_{max} = 700 \mu\text{l}/\text{min}$). Der ausgegebene Messwert wird bei einem Volumenstrom von 917 µl/min begrenzt.

Abbildung 59 zeigt eine Messung mit einem Anemometerprototyp vom Typ A mit einem Draht mit 1000 µm Länge und einer minimalen Breite an der Einschnürung von 3 µm. Dieser Typ zeigt unter den Eindrahtvarianten die größte Sensitivität. Der Hitzdraht des Anemometerprototyps wird während der Messung dauerhaft mit einem Konstantstrom von 1 mA versorgt. Als Sensorsignal wird die Spannung erfasst, die über dem frei hängenden Teil des Hitzdrahtes abfällt. Mit dem Spritzenextruder werden nacheinander Fluidströmungen mit steigendem Volumenstrom generiert. Die Pausen zwischen den Förderphasen dienen dazu den Referenzsensor in den Ausgangszustand zurückkehren zu lassen.

Schon zu Beginn der Messung steigt die Sensorspannung ohne angelegten Fluidstrom kontinuierlich an. Dieses Verhalten ist auf die Temperaturdrift des Anemometerprototyps zurückzuführen. Erst ab einem Zeitpunkt von etwa 1500 s nach Beginn der Messung ist ein entgegengesetztes Verhalten der Grundlinie der Messspannung zu erkennen. Die ab hier verwendeten hohen Volumenströme kühlen den Hitzdraht weiter ab, als er sich in den jeweils darauffolgenden Pausen zwischen den Förderphasen wieder erwärmen kann. Nach dem Ende des letzten Fördervorgangs ist erneut eine deutliche Temperaturdrift zu erkennen, die sich durch die letzte starke Abkühlung des Hitzdrahtes in der Fluidströmung erklären lässt. Der nun kalte Hitzdraht erwärmt sich ohne Fluidstrom wieder, bis er im thermischen Gleichgewicht mit seiner Umgebung ist.

Das Messprotokoll zeigt, dass mit dem Anemometerprototyp mit einem einzelnen Draht bereits Volumenströme im Bereich von 100 µl/min ohne dezidierte Signalaufbereitung oder angepasste Messverfahren mit einer Spannungsänderung von etwa 0,1 mV am

4.5 Experimentelle Charakterisierung der Strömungssensoren

Hitzdraht erfasst werden können. Während der Messbereich des Referenzsensors bei 700 $\mu\text{l}/\text{min}$ endet, und die Signalausgabe bei 917 $\mu\text{l}/\text{min}$ abgeschnitten wird, kann der Prototyp auch Volumenströme von 2400 $\mu\text{l}/\text{min}$ noch problemlos messen. Die Spannungsänderung am Hitzdraht beträgt dabei etwa 7 mV. Allerdings zeigt sich eine starke Nichtlinearität in der Abhängigkeit der Spannungsänderung am Hitzdraht vom Volumenstrom.

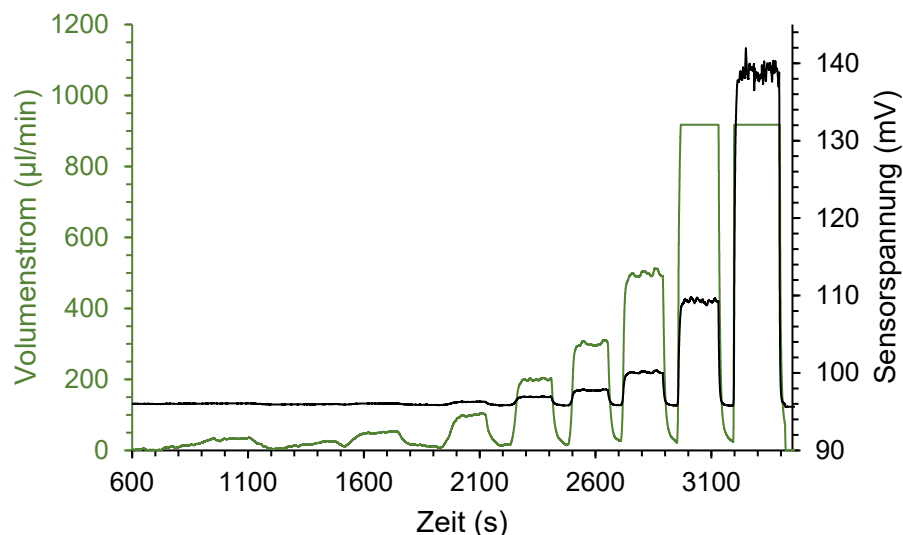


Abbildung 60: Exemplarische Vergleichsmessung eines Anemometerprototypen mit integrierter Brückenschaltung und eines kommerziell erhältlichen Massenflussmessgeräts der EL-FLOW Prestige Serie der Firma Bronkhorst. Der Anemometerprototyp wird während der gesamten Messung mit einem Konstantstrom von 2 mA versorgt. Die letzten beiden Stellwerte für den Volumenstrom betragen erneut 1600 $\mu\text{l}/\text{min}$ und 2400 $\mu\text{l}/\text{min}$, und überschreiten wieder den Messbereich des Massendurchflussmessers, dessen Ausgang in Begrenzung geht.

Abbildung 60 zeigt im Gegensatz dazu eine Vergleichsmessung eines Anemometerprototypen mit integrierter Brückenschaltung mit dem Referenzsensor. Es ist sofort zu erkennen, dass die Sensorspannung durch die Brücke deutlich niedriger liegt als bei der Messung an nur einem Einzeldraht. Allerdings existiert selbst ohne zugeführten Volumenstrom immer noch ein Offset von etwa 96 mV, der bei einer abgeglichenen Brücke nicht vorhanden sein sollte. Dieser Offset kann durch ein thermisches Ungleichgewicht erklärt werden, das durch eine Leiterbahn verursacht wird. Die Leiterbahn (vgl. Abbildung 55 rechts) läuft am Rand der Blendenöffnung, elektrisch isoliert durch eine Siliziumnitridschicht, quer über drei der Hitzdrähte, und bildet eine Wärmebrücke. Um auszuschließen, dass darüber hinaus noch weitere Ursachen für den Offset existieren, müssten jedoch neue Prototypen gefertigt werden, bei denen die Leiterbahn anders verlegt wird.

Die Empfindlichkeit des Sensors ist verglichen mit der Einzeldrahtvariante besser. Bei einem Volumenstrom von 50 $\mu\text{l}/\text{min}$ werden bereits 145 μV Signalhub erzeugt. 100 $\mu\text{l}/\text{min}$ verursachen einen Anstieg der gemessenen Spannung um 0,4 mV. Bei 500 $\mu\text{l}/\text{min}$ ist eine Änderung des Signals um 4,28 mV messbar, und bei 2400 $\mu\text{l}/\text{min}$ beträgt die

Spannungsänderung ca. 43 mV. Der Sensor mit integrierter Messbrücke hat also bei hohen Volumenströmen im Bereich mehrerer Milliliter pro Minute im Vergleich zum Sensor mit nur einem Draht eine etwa sechsmal so gute Empfindlichkeit, und ist damit im Hinblick auf das Entwicklungsziel unter allen gefertigten Prototypen die beste Variante.

Die Temperaturdrift fällt geringer aus als bei den Einzeldrahtvarianten der Anemometer, ist aber dennoch vorhanden. Auch die Temperaturdrift könnte zum Teil durch die Wärmebrücke zwischen den Hitzdrähten erklärt werden.

Auffällig sind die langsamen Reaktionszeiten beider Sensoren auf eine Änderung des Volumenstroms. Das Sensorsignal nähert sich nach einer Veränderung des Stellwerts, einer Exponentialfunktion ähnlich, über fast eine Minute hinweg nur langsam einem Endwert. Die Wärmekapazität der Hitzdrähte wurde jedoch eigentlich durch Minimierung der Drahtbreite und Drahthöhe bis an die Grenze der technischen Möglichkeiten des verwendeten Prozesses reduziert, um schnelle Änderungen von Fluidströmungen erfassen zu können.

Doch auch im Signalverlauf des im Messaufbau integrierten, kommerziell verfügbaren Massendurchflussmessers zeigt sich ein langsames Ansprechverhalten. Da dieser Massendurchflussmesser aufgrund seines Messprinzips einen Störkörper in den Fluidstrom einbringt, wirkt er wie ein fluidischer Tiefpass. In einem weiterführenden Experiment wird daher überprüft, wie groß der Einfluss dieses Referenzmessgerätes auf das Verhalten der zu untersuchenden Anemometerprototypen ist.

4.5.3 Messung ohne seriell geschalteten Massendurchflussmesser

Um zu ermitteln, ob das langsame Ansprechverhalten der Sensoren alleine auf den Massendurchflussmesser zurückzuführen ist, wird im nächsten Experiment ein Anemometerprototyp mit integrierter Messbrücke direkt mit dem Spritzenextruder verbunden.

Im Vergleich zu den Messungen mit Referenzsensor zeigt sich eine Verbesserung der Signalfanken (vgl. Abbildung 61). Auch sind die Schwankungen im Volumenstrom, die vom Spritzenextruder herrühren, deutlicher sichtbar. Dennoch bleibt ein leichtes Tiefpassverhalten bestehen.

Es ist jedoch nicht auszuschließen, dass der Spritzenextruder, und damit das vermessene Fluid selbst, der Grund für den Verlauf der resultierenden Messkurve ist. So könnten die Haftreibung zwischen Spritzenkolben und Spritzenzylinder, die Trägheit von Schrittmotor und Spindel, und bei niedrigen Fluidgeschwindigkeiten auch die Massenträgheit der Luft selbst die Verursacher sein. Mit dem bestehenden Messaufbau kann daher nicht abschließend geklärt werden, wie schnell das Ansprechverhalten der Anemometerprototypen tatsächlich ist.

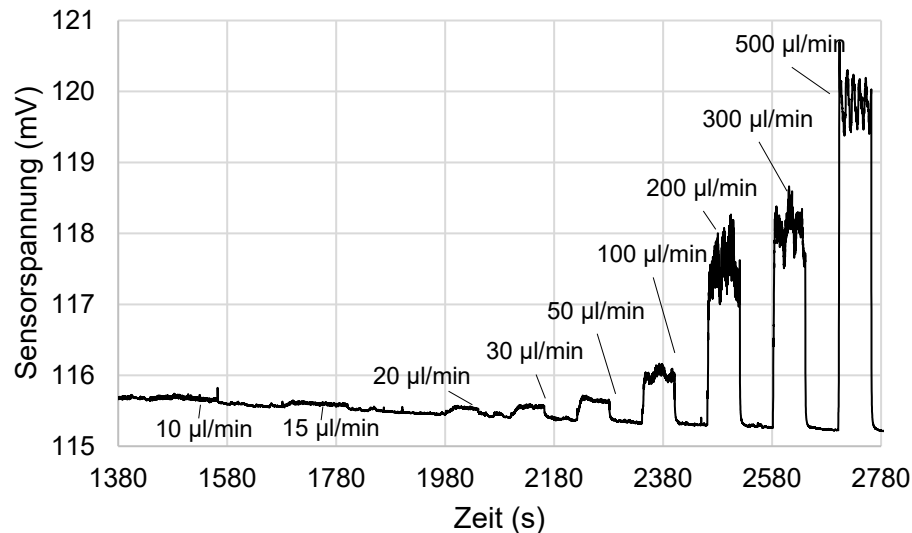


Abbildung 61: Messung eines Experiments, bei dem ein Anemometerprototyp mit integrierter Brückenschaltung direkt an den Spritzenextruder angeschlossen wird. Eine Reduktion des Tiefpassverhaltens ist die Folge.

Abbildung 62 zeigt zwei Detailausschnitte der beiden Messungen mit und ohne den kommerziell erhältlichen Massendurchflussmesser. Die Messkurven wurden um die jeweilige Offsetspannung bereinigt, zum Zeitpunkt des Ausschaltens des Fluidstroms auf der Zeitachse synchronisiert, und übereinandergelegt.

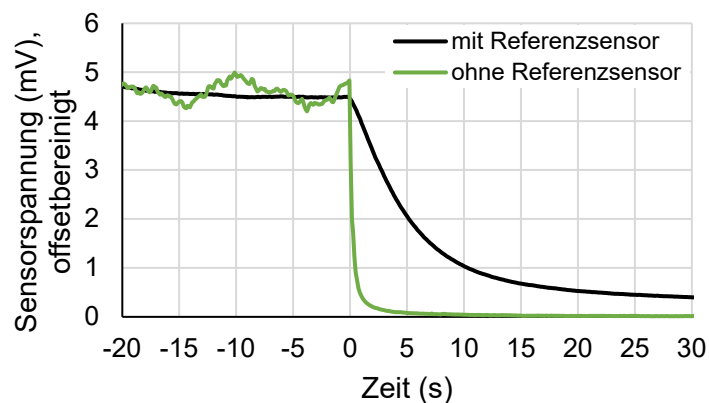


Abbildung 62: Vergleich der Abfallgeschwindigkeit des Sensorsignals des gleichen Anemometerprototypen mit und ohne in Serie geschalteten Referenzsensor. Der Sensor wird jeweils zu Beginn von Luft mit einem Volumenstrom von $500 \mu\text{l}/\text{min}$ durchströmt. Die Messdaten sind um die Offsetspannung bereinigt, und werden auf der Zeitachse anhand des Zeitpunkts des Ausschaltens des Fluidstroms synchronisiert.

Zu sehen ist jeweils das Abschalten des Spritzenextruders, nachdem ein Volumenstrom von $500 \mu\text{l}/\text{min}$ durch den Sensor geflossen ist. Hier ist der Unterschied in der Abfallzeit deutlich zu erkennen. Der Massendurchflussmesser muss also die Hauptursache für die lange Abfallzeit sein. Auch die Glättung des Messsignals, die die Schwankungen des Volumenstroms unterdrückt, die vom Spritzenextruder verursacht werden, ist somit

eindeutig auf den als Referenzsensor verwendeten Massendurchflussmesser zurückzuführen.

Bei einem genaueren Blick auf die Bereiche geringen Volumenflusses ohne einen zusätzlichen Störkörper im Fluidstrom (vgl. Abbildung 63) zeigt sich, dass selbst geringe Volumenströme von $10 \mu\text{l}/\text{min}$ noch aufgelöst werden können. Der Signalhub beträgt dabei $50 \mu\text{V}$. Die Temperaturdrift, die in diesem Fall über eine Dauer von etwas mehr als 600 Sekunden verfolgt werden kann, übersteigt das erwünschte Signal in diesem Zeitraum mit $250 \mu\text{V}$ jedoch deutlich.

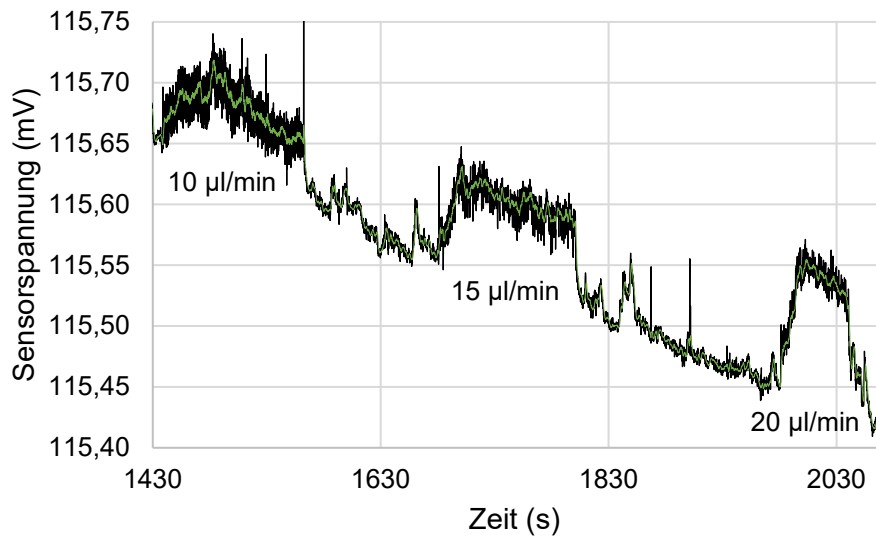


Abbildung 63: Detailauszug aus dem Messprotokoll eines Experiments mit einem Anemometerprototyp mit integrierter Brückenschaltung, der den Messbereich von $10 \mu\text{l}/\text{min}$ bis $20 \mu\text{l}/\text{min}$ zeigt. Der klar erkennbare Signalausschlag bei der Messung mit $10 \mu\text{l}/\text{min}$ hat einen Signalhub von etwa $50 \mu\text{V}$.

Neben der Offsetspannung und der Temperaturdrift ist auch die Nichtlinearität des Sensorsignals ein Problem im späteren Einsatz, wenn große Messbereiche mit einem einzelnen Sensor abgedeckt werden sollen. Abbildung 64 verdeutlicht das nichtlineare Verhalten der Anemometerprototypen. In der doppelt logarithmischen Darstellung ist die Abweichung der Messwerte von der rot eingefärbten linearen Trendlinie klar herausgestellt.

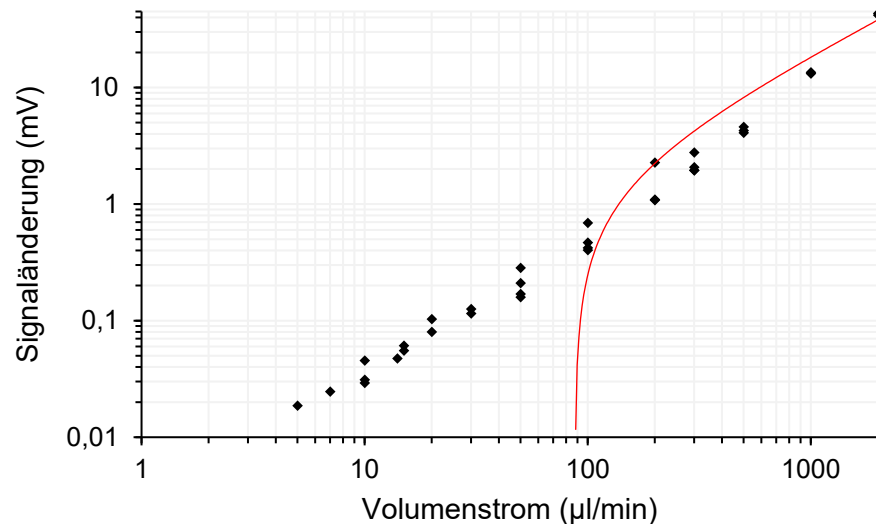


Abbildung 64: Nichtlineares Verhalten der Prototypen mit integrierter Widerstandsbrückenschaltung. Aufgetragen ist die Signaländerung in Abhängigkeit des zugeführten Volumenstroms. Die Signaländerung entspricht dem Messsignal abzüglich des Signaloffsets im Betrieb ohne angelegtem Volumenstrom. Die Messungen wurden mit vier Prototypen des gleichen Typs durchgeführt. Eine lineare Trendlinie ist in Rot aufgetragen.

4.6 Schadensmechanismen

Im normalen Betrieb bei der Charakterisierung der Anemometer kam es zu keinen Ausfällen oder Beschädigungen. Lediglich bei Zerstörungstests können Schäden generiert werden. Wenn ein zu hoher elektrischer Strom durch die Hitzdrähte fließt, oxidieren diese an den freiliegenden Siliziumoberflächen. Bei noch höheren Strömen beginnen die Hitzdrähte zu glühen und schmelzen letztendlich, was eine vollständige Zerstörung des Sensors bewirkt. Derart hohe elektrische Ströme und die dadurch erzeugten hohen Temperaturen liegen aber weit außerhalb des sinnvollen Betriebsbereichs der Sensoren, der primär durch die Eigenerwärmung begrenzt wird.

4.7 Bewertung des Anemometerkonzepts

Basierend auf einem standardisierten Halbleiterfertigungsverfahren können erfolgreich miniaturisierte Strömungssensoren entwickelt und hergestellt werden. Die Recherche des Stands der Technik zur Messung fluidischer Strömungen bildet die Grundlage für die Auswahl einer geeigneten Messmethode, die mit dem gewählten Fertigungsprozess harmoniert. Die Entscheidung fällt aufgrund des einfachen Messprinzips und der guten Skalierbarkeit zugunsten miniaturisierter Hitzdrahtanemometer.

Neben sechs Basisvarianten eines Hitzdrahtanemometers mit einem einzelnen Hitzdraht, die sich in der Drahtlänge und der Drahtbreite voneinander unterscheiden, wurden auch Varianten der Anemometer mit drei parallel gespannten Hitzdrähten und Varianten mit

vollintegrierten Ausgleichs-Widerstandsmessbrücken entworfen und produziert. Das Alleinstellungsmerkmal der Sensoren ist ihre geringe Baugröße von nur 1,4 mm x 1,4 mm x 0,4 mm in Kombination mit den vollständig freigestellten Hitzdrähten, die durch ein Durchgangsloch im Substrat von Fluid angeströmt werden. Die gewählte Bauweise isoliert die Hitzdrähte thermisch weitestgehend vom Substrat, und optimiert den Wärmeübergang an das vorbeiströmende Fluid. Diese Bauweise ermöglicht zudem eine platzsparende Integration in kompakte fluidische Systeme. [134]

Unter den produzierten Varianten weisen die Anemometerprototypen mit auf dem Chip integrierten Widerstandsmessbrücken die besten Sensoreigenschaften auf. Ohne spezielle Signalaufbereitung können Volumenströme von 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ bei einem Signalhub von 50 μV detektiert werden. Der Messbereich der Anemometerprototypen erstreckt sich gleichzeitig auf bis zu 20 ml/min. [136]

Zusätzlich zu einer unerwünschten Offsetspannung weisen die Prototypen jedoch eine Temperaturdrift auf und zeigen eine nichtlineare Kennlinie. Für alle drei Probleme existieren etablierte Kompensationsmethoden. Die Temperaturdrift kann durch einen gepulsten Betrieb [137] verringert und durch Integration eines Temperatursensors auf dem Chip in Kombination mit einer geeigneten Signalaufbereitung kompensiert werden. Der Offset kann einmal während der Produktion oder laufend im Betrieb gemessen, und beispielsweise mit einer Differenzverstärkerschaltung ausgeglichen werden. Für die nichtlineare Kennlinie können Umsetzungstabellen oder eine entsprechende Korrekturfunktion in der Signalaufbereitung hinterlegt werden. Eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung kann alle diese Aufgaben übernehmen.

5 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurden auf Basis bestehender Halbleiterfertigungsprozesse sowohl miniaturisierte Mikropumpen zur Förderung gasförmiger Medien als auch miniaturisierte Hitzdrahtanemometer erfolgreich entwickelt und realisiert.

Miniaturisierte, Integrierte Mikropumpen

Das Hauptziel beim Entwurf der Mikropumpen war es, günstig zu produzierende Aktoren zu entwickeln, die leicht in Systeme integriert werden können, bei denen geringer Bauraumbedarf eine große Rolle spielt. Dabei musste im Zielkonflikt zwischen geringer Baugröße, hoher Förderrate, niedriger Ansteuerspannung, niedrigen Stückkosten, guter Skalierbarkeit der Produktion und einer kurzen Entwicklungszeit ein optimales Gleichgewicht gefunden werden.

Ein umfassender Überblick über den Stand der Technik und der Forschung bei Mikropumpen diente als Entscheidungsgrundlage für die Auswahl des vielversprechendsten Antriebskonzepts für die stark miniaturisierten Mikropumpen. Unter Berücksichtigung der verfügbaren Halbleiterfertigungsprozesse fiel die Entscheidung schließlich auf einen elektrostatischen Antrieb.

Unter den gegebenen Rahmenbedingungen wurde ein erstes Konzept für eine elektrostatisch angetriebene Mikromembranpumpe entworfen. Die Entwicklung wurde durch begleitende FEM-Simulationen unterstützt und beschleunigt. Die FEM-Modelle mit vollständiger Kopplung zwischen der elektrischen, mechanischen und fluidischen Domäne wurden für Parameterstudien im Zeitbereich genutzt, wobei vollständige Pumpzyklen der Mikropumpen simuliert werden konnten. Dabei konnten Defizite des Konzepts frühzeitig erkannt, und durch entsprechende konstruktive Maßnahmen in einem zweiten, verbesserten Konzept behoben werden.

Die wesentliche Innovation des finalen Konzepts gegenüber dem Stand der Technik besteht aus der Kombination aktiver Ventile mit einem elektrostatischen Antriebsprinzip für die Pumpkammer und die Ventile, wobei die Mikropumpen vollkommen monolithisch auf einem einzigen Wafer gefertigt werden. Dadurch wurde ein hoher Grad an Automatisierung bei der Fertigung erreicht, was die Herstellung der Mikropumpen gegenüber dem Stand der Technik stark vereinfacht. Mit einer Baugröße von nur 1,86 mm x 1,86 mm x 0,3 mm wurde außerdem ein großer Schritt bei der Miniaturisierung von Mikromembranpumpen auf Siliziumbasis geschafft. Die benötigte Chipfläche ist damit um den Faktor 3,5 kleiner, als bei der bisher kleinsten [104] Siliziummembranpumpe. Ein weiterer Vorteil des finalen Konzepts ist, dass die Chipebene selbst die Einlassseite von der Auslassseite trennt. Dies erleichtert ebenfalls die Integration in kompakte Mikrofluidsysteme.

Nach der Fertigung der 80 Varianten der Mikropumpen wurden systematische Voruntersuchungen zur Identifikation der vielversprechendsten Varianten durchgeführt. Ausgehend von einem in den Simulationen ermittelten Parametersatz wurden die idealen Ansteuersignale für den Betrieb der Mikropumpen experimentell ermittelt. Abschließend erfolgte ein Experiment zur Bestimmung der maximal möglichen Förderrate der Mikropumpen. Die in dieser Arbeit entwickelten Mikropumpen sind in der Lage, gasförmige Medien mit Förderraten von bis zu 110 $\mu\text{l}/\text{min}$ zu fördern. Förderraten von bis zu 100 $\mu\text{l}/\text{min}$ können mit Ansteuerspannungen unterhalb von 50 V erreicht werden. Die Mikropumpen erweisen sich während der Experimente als mechanisch robust.

Defizite zeigten sich bei der Zuverlässigkeit der Prototypen. Die Ausfälle waren jedoch alle auf Beschädigungen der Membranen zurückzuführen, die durch eine mangelnde elektrische Isolierung der Elektroden untereinander verursacht wurden. Der Grund für die elektrischen Durchbrüche konnte nicht abschließend geklärt werden, muss aber eine konstruktive oder fertigungstechnische Ursache im Bereich der Isolationsschichten haben. Dies muss in der nächsten Iteration von Prototypen berücksichtigt, und behoben werden.

Miniaturisierte, Integrierte Hitzdrahtanemometer

Bei der Entwicklung der Anemometer standen eine geringe Baugröße sowie eine möglichst niedrige Detektionsschwelle im Fokus. Diese beiden Hauptziele mussten ebenfalls mit Massenfertigungstauglichkeit, niedrigen Stückkosten und einer kurzen Entwicklungszeit in Einklang gebracht werden. Auch hier bildete ein umfassender Überblick über den Stand der Technik bei der Messung fluidischer Strömungen die Grundlage für die Auswahl eines geeigneten Messprinzips. Passend zum gewählten Fertigungsprozess fiel die Entscheidung auf ein einfaches, thermisches Messprinzip, die Hitzdrahtanemometrie.

Die wesentliche Innovation des anschließend entwickelten Konzepts gegenüber dem Stand der Technik ist die Kombination aus der sehr geringen Baugröße von nur 1,4 mm x 1,4 mm x 0,4 mm mit den vollständig freigestellten Hitzdrähten, die senkrecht durch ein Durchgangsloch im Substrat des Mikrochips von dem zu messenden Fluid angeströmt werden. Durch die gute Exposition der Sensordrähte an das Fluid und die reduzierte Wärmeleitung in das Substrat des Mikrochips ergibt sich die gewünschte, niedrige Detektionsschwelle. Die Bauweise mit durchströmtem Chip ermöglicht eine platzsparende Integration in kompakte Mikrofluidsysteme.

Die Fertigung der Anemometervarianten wurde von der Infineon Technologies AG in Regensburg durchgeführt. Bei ersten Voruntersuchungen wurden die unterschiedlichen Hitzdrahtvarianten charakterisiert und der jeweilige sichere Betriebsbereich ermittelt. Im Anschluss an die Voruntersuchungen wurden Vergleichsmessungen mit einem kommerziell erhältlichen Massendurchflussmessgerät durchgeführt, das eine besonders niedrige Detektionsschwelle von 14 $\mu\text{l}/\text{min}$ aufweist. Abschließend wurde die Detektionsschwelle der Anemometerprototypen ermittelt. Zum Zeitpunkt der Messungen existierte noch keine an die Anemometerchips angepasste, integrierte Signalaufbereitung.

Allerdings konnten bei den Versuchen auch mit gewöhnlichen Laborgeräten Signalhübe der Sensoren von etwa $50 \mu\text{V}$ bei Volumenströmen von $10 \mu\text{l}/\text{min}$ erfasst werden. Der Messbereich der besten Anemometerprototypen reicht gleichzeitig bis zu $20 \text{ ml}/\text{min}$.

Die Nachteile des Konzepts sind die gleichen, die bei nahezu allen thermischen Anemometern auftreten. Die Sensoren zeigen eine nichtlineare Antwort und einen Signaloffset, und weisen eine Temperaturdrift auf. Diese Probleme können und müssen durch eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung behoben werden, bevor die Sensoren in mikrofluidischen Systemen zur Anwendung kommen können.

6 Ausblick

Sowohl die in dieser Arbeit entwickelten Mikropumpen als auch die Anemometer zeigen bereits einige Vorteile gegenüber dem jeweiligen Stand der Technik. Und obwohl sowohl die Mikropumpen als auch die Anemometer bereits voll massenfertigungstauglich sind, handelt es sich jeweils erst um die erste Generation von Prototypen. Daher besteht bei beiden ein erhebliches Potential zur Optimierung.

Optimierungspotential bei den miniaturisierten, integrierten Mikropumpen

Das augenscheinlichste Problem der Mikropumpen ist die Anfälligkeit gegenüber hohen Ansteuerspannungen und die dadurch verringerte Zuverlässigkeit. Das vorrangige Ziel der nächsten Iteration von Mikropumpenprototypen muss daher sein, die Ursache der Isolationsprobleme zu finden und zu beseitigen.

Sowohl die FEM-Simulationen als auch die Experimente zeigen, dass bei der bestehenden Pumpengeometrie bei einer Antriebsfrequenz von 3 kHz oder mehr eine höhere Ansteuerspannung nötig ist, um den vollen Pumpmembranhub nutzen zu können. Idealerweise sollte bei einer Ansteuerfrequenz von 3 kHz dann eine Förderrate von bis zu 360 $\mu\text{l}/\text{min}$ erreicht werden. Allerdings ist es wünschenswert, trotz einer Steigerung der Förderrate die benötigte maximale Ansteuerspannung bei zukünftigen Iterationen der Mikropumpen zu senken. Dazu sind konstruktive Veränderungen an der Pumpengeometrie nötig. Erste Vorarbeiten für diesen Optimierungsschritt wurden bereits geleistet: In Parameterstudien [138], bei denen ein optimiertes Finite Elemente Modell der Pumpkammer zum Einsatz kam, wurden die Einflüsse unterschiedlicher Pumpkammerhöhen, Abstandshalterlängen und Pumpkammerdurchmesser, sowie deren Wechselwirkungen untersucht. Die Ergebnisse dieser Studie können dazu genutzt werden, anwendungsspezifisch optimierte Pumpkammern zu entwerfen. Soll die Ansteuerspannung bei zukünftigen Varianten bei 40 V oder darunter liegen, bietet sich eine Reduktion der Pumpkammerhöhe an. Gleichzeitig sollte die Höhe der Abstandshalter reduziert werden, um das verfügbare Pumpkammervolumen besser auszunutzen. Auch der Einschluss von Fluid im Zentrum der Pumpkammer, der beim Ausstoßvorgang bei Betriebsfrequenzen oberhalb von 1 kHz zu beobachten war, wurde untersucht, und konnte in Simulationen reproduziert werden. Eine Reduktion des Pumpkammerdurchmessers bewirkt, dass das Phänomen erst bei höheren Antriebsfrequenzen auftritt. Dabei wird jedoch auch das verfügbare Hubvolumen stark reduziert. Eine effizientere Gegenmaßnahme ist dagegen eine konstruktive Veränderung des Pumpkammerbodens. Die untere Gegenelektrode bildet eine großflächige, kuppelförmig Erhebung im Zentrum der Pumpkammer bis direkt unter die Pumpmembran, und wird dort mit dieser mechanisch steif, aber elektrisch isoliert verbunden. Das sorgt dafür, dass die anziehenden, elektrostatischen Kräfte, die auf die Pumpmembran wirken, zu jeder Zeit im Zentrum der

Pumpkammer am größten sind, da dort der Elektrodenabstand am geringsten ist. Die Pumpmembran legt sich bei der Aktuierung also immer vom Zentrum aus nach außen ab, und schiebt so das Fluid in einem Wanderkeil vor sich her. Beim Ansaugvorgang löst sich die Pumpmembran dementsprechend auch wieder vom äußeren Rand beginnend von der unteren Gegenelektrode ab. Die Kombination all dieser Änderungen sollte es ermöglichen, auch bei höheren Ansteuerfrequenzen trotz niedriger Ansteuerspannungen von etwa 40 V das gesamte Hubvolumen der Pumpkammer zur Fluidförderung nutzen zu können.

Ist das Problem der mangelnden elektrischen Isolierung behoben, sollte außerdem das Potential schmalere Ventilringe weiter untersucht werden. Schmalere Ventilmembranen benötigen zwar einerseits durch die höhere Ersatzfedersteifigkeit eine höhere Ansteuerspannung, bieten jedoch auch weniger fluidischen Widerstand, was bei höheren Betriebsfrequenzen zum Tragen kommt. In Kombination mit niedrigeren Spalthöhen und einer weiter abgesenkten Membransteifigkeit kann auch die benötigte Ansteuerspannung weiter reduziert werden. Durch die Reduktion der Ventilringbreite wird weniger Chipfläche benötigt.

Sowohl die Stützstrukturen der Pumpmembran als auch der Ventilmembran wurden bei den gefertigten Mikropumpenvarianten bewusst überdimensioniert, um unnötige Ausfälle durch mechanische Schäden zu vermeiden. Da der Außendurchmesser der Pumpenstruktur bisher bei allen Varianten gleich bleibt, trifft dies in besonderem Maß auf die Varianten mit schmalere Ventilringen zu, da bei diesen die Ventilstützstruktur um die entsprechende Differenz nach innen wächst. Bei den Stützstrukturen ergeben sich somit ebenfalls Möglichkeiten zur weiteren Miniaturisierung.

Würden alle diese Potentiale zur Miniaturisierung ausgenutzt, könnten die Mikropumpen auf Mikrochips mit Kantenlängen deutlich unter 1,4 mm gefertigt werden.

Um diese Entwicklungen zu unterstützen, wäre es hilfreich, die bereits bestehenden Simulationsmodelle mit den Messdaten abzugleichen, und daraus Modelle zu erstellen, die für prädiktive Simulationen geeignet sind.

Des Weiteren ist es wünschenswert, die Mikropumpen auch für die Verwendung mit anderen Fördermedien anzupassen und zu testen. Erste Experimente, bei denen Tropfen aus destilliertem Wasser gegen die Schwerkraft gefördert wurden, zeigen vielversprechende Ergebnisse.

Optimierungspotential bei den miniaturisierten, integrierten Hitzdrahtanemometern

Sollen die Anemometer in mikrofluidischen Systemen zum Einsatz kommen, muss eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung entwickelt werden, um das volle Potential der Sensoren zu nutzen. Ein Offsetabgleich ist einer der Standardvorgänge, die mit einer solchen Schaltung möglich sind.

Die Temperaturdrift kann durch die Integration und Auswertung eines zusätzlichen Temperatursensors kompensiert werden. Da die Ursache für die Temperaturdrift

hauptsächlich die Eigenerwärmung des Sensors selbst ist, ermöglicht ein gepulster Betrieb eine Reduktion des Störeinflusses. Durch die Kombination beider Maßnahmen können Temperatureinflüsse nahezu vollständig kompensiert werden, unabhängig davon ob sie von außerhalb kommen, oder durch die Eigenerwärmung des Systems selbst entstehen.

Die Nichtlinearität des elektrischen Widerstands in Abhängigkeit von der Temperatur kann entweder durch Umsetzungstabellen oder eine entsprechende Korrekturfunktion, die in der Signalaufbereitung hinterlegt werden, ausgeglichen werden. Alternativ kann auch eine Linearisierung des Sensors stattfinden, indem die Temperatur des Hitzdrahtes, und damit sein elektrischer Widerstand, konstant gehalten werden. Dies kann durch einen Regelkreis realisiert werden, der die zugeführte elektrische Leistung als Stellglied verwendet. Die zugeführte elektrische Leistung weist dann einen nahezu linearen Zusammenhang zu dem zu messenden Massenfluss auf. Diese Leistungskompensationsmethode ist ebenfalls gut erforscht.

Durch Kombination mehrerer Lagen beheizbarer Strukturen, hintereinander im Luftstrom, können darüber hinaus kalorimetrische Messmethoden oder Laufzeitmessmethoden eingesetzt werden, wodurch Reaktionszeit und Sensitivität der Sensoren weiter gesteigert werden kann. [111]

Zu überprüfen wäre außerdem, ob eine pn-Dotierung der Hitzdrähte mit der Übergangszone der so entstehenden Diode an der dünnsten Stelle der Drähte die Signalstärke durch eine stärkere Temperaturabhängigkeit des elektrischen Widerstands verbessern kann.

Systemintegration

Die hier vorgestellten, miniaturisierten Hitzdrahtanemometer sind jedoch nur als erster Schritt auf dem Weg zu einer vollständigen Systemintegration zu verstehen. Die Fertigungsprozesse, die für die Herstellung der Mikropumpen verwendet wurden, sind kompatibel mit den Fertigungsprozessen, die bei der Produktion der Hitzdrahtanemometer zum Einsatz kommen. Die Hitzdrahtanemometer können daher ohne weiteres in die Gegenelektroden der Mikropumpen integriert und beispielsweise über den Auslass gespannt werden. Damit ergäbe sich eine Mikropumpe mit integrierter Massenflusssensorik, die für einen geregelten Betrieb genutzt werden könnte.

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abbildung 1: Einordnung von Mikropumpen nach ihrer Antriebstechnologie | 6 |
| Abbildung 2: Exemplarisches Ergebnis einer Fluid-Struktur-gekoppelten, zeitabhängigen 2D-FEM Simulation einer miniaturisierten Peristaltikpumpe. Von oben nach unten sind mehrere Zeitschritte aus der gleichen Simulation abgebildet. Die Visualisierung ist in Richtung der y-Achse um Faktor 3 nach oben skaliert, um die Details besser sichtbar zu machen. | 20 |
| Abbildung 3: Exemplarisches Ergebnis einer Fluid-Struktur-gekoppelten, zeitabhängigen 2D-FEM Simulation einer miniaturisierten Peristaltikpumpe. Die Amplitude der Wanderwellen ist gegenüber der zuvor gezeigten Simulation deutlich erhöht. Die Visualisierung ist in Richtung der y-Achse um Faktor 3 nach oben skaliert, um die Details besser sichtbar zu machen. | 21 |
| Abbildung 4: Schematische Darstellung der Mikropumpe (nicht maßstabsgetreu) | 23 |
| Abbildung 5: Der Pumpzyklus der Mikropumpe in fünf Phasen. | 25 |
| Abbildung 6: 2D-rotationssymmetrisches Finite-Elemente-Modell der Mikropumpe mit oberer Gegenelektrode. Die hellblauen Flächen stellen die Fluidgebiete dar, die dunkelgrauen Flächen sind die Membranen und Verankerungsstrukturen der Mikropumpe. Die rosa gestrichelten Linien sind die Ein- und Auslässe der Mikropumpe, die als offene Berandung ausgeführt sind. Die gemeinsamen Elektroden der Pump- und Ventilmembran sind die orange dargestellten Linien. Die obere Gegenelektrode der Pumpmembran ist durch eine rote Linie dargestellt, die untere Gegenelektrode der Pumpmembran durch eine gelbe Linie. Die grüne Linie kennzeichnet die Gegenelektrode der Ventilmembran. | 28 |
| Abbildung 7: Dreidimensionale Darstellung der Simulationsergebnisse zu vier relevanten Zeitpunkten im Pumpzyklus. Die Farben im Fluidgebiet repräsentieren die Fluidgeschwindigkeit am jeweiligen Ort. Je dunkler die Farbe, desto höher ist die Geschwindigkeit des Fluids. a) Die Pumpmembran hat sich in der Mitte der Pumpkammer auf dem Pumpkammerboden abgelegt und verschließt die Einlassöffnung (vgl. Phase I des Pumpzyklus, Abbildung 5). b) Die Pumpmembran legt sich nach außen hin ab, und verdrängt das in der Pumpkammer eingeschlossene Fluidvolumen (vgl. Phase II). c) Das Auslassventil wird geschlossen (vgl. Phase III). d) Die Pumpmembran wird nach oben bewegt und saugt frisches Fluid an (vgl. Phase IV). Das finale Öffnen der Ventilmembran (vgl. Phase V) ist nicht dargestellt. | 30 |
| Abbildung 8: Volumenstrom über die Zeit an verschiedenen Positionen der Mikropumpe während eines vollen Pumpzyklus, berechnet aus FEM-Simulationsergebnissen. | 31 |
| Abbildung 9: Abhängigkeit der Förderrate der Mikropumpe von der intrinsischen Zugspannung in der Membran. | 33 |

| | | |
|---------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abbildung 10: | Abhängigkeit des Durchflusses durch den Einlass in Abhängigkeit von der intrinsischen Zugspannung im Membranmaterial. | 34 |
| Abbildung 11: | Abhängigkeit des Durchflusses durch den Auslass in Abhängigkeit von der intrinsischen Zugspannung im Membranmaterial. | 34 |
| Abbildung 12: | Untersuchung der Abhängigkeit der Förderrate von Pumpkammerhöhe und Ventilringbreite. | 35 |
| Abbildung 13: | Auswertung der Simulationsdaten aus der Parameterstudie. Abhängigkeit der Förderrate von Pumpkammerhöhe und Ansteuerspannung..... | 36 |
| Abbildung 14: | Volumenstrom an Ein- und Auslassöffnung der Mikropumpe, sowie Ansteuerspannungen der Membranen für einen kompletten Pumpzyklus, berechnet aus den Resultaten der FEM-Simulationen. | 38 |
| Abbildung 15: | Volumenstrom an Ein- und Auslassöffnung der Mikropumpe, sowie Ansteuerspannungen der Membranen für einen kompletten Pumpzyklus, berechnet aus den Resultaten der FEM-Simulationen. Simulation mit optimierten Steuerzeiten und höherer Pumpfrequenz. | 39 |
| Abbildung 16: | Schematische Darstellung der Mikropumpe. (nicht maßstabsgetreu) | 42 |
| Abbildung 17: | Dreidimensionale Schnittdarstellung der Mikropumpe. Alle Schichten außer dem Substrat sind in der Höhe um den Faktor 10 vergrößert dargestellt, um die Details besser sichtbar zu machen. | 43 |
| Abbildung 18: | Form der Durchgangslöcher (schwarz) durch das Substrat, die durch die Waferrückseitenätzung erzeugt werden und die unteren Gegenelektrode (grün). Standardvariante (rechte Seite) und Rückfalloption (linke Seite) mit fertigungsgerechterem Aspektverhältnis der Durchgangslöcher und reduziertem Pumpkammerradius. | 45 |
| Abbildung 19: | Varianten der unteren Gegenelektrode, Ausschnitt des rechten oberen Quadranten. (Links Variante 1, rechts Variante 2.) Grün: Polysilizium der unteren Gegenelektrode, rot: Siliziumnitriddeckschicht der Segmentierung, orange: radiale und tangential Stützstrukturen. | 47 |
| Abbildung 20: | Pumpzyklus der elektrostatisch aktuierten Mikromembranpumpe mit kombiniertem, aktivem Ein- und Auslassventil..... | 48 |
| Abbildung 21: | Materiallegende..... | 50 |
| Abbildung 22: | Prozessschritte I bis IX für die Fertigung der Mikropumpen. Vereinfachte Darstellung. | 50 |
| Abbildung 23: | Prozessschritte X bis XIX für die Fertigung der Mikropumpen. Vereinfachte Darstellung..... | 52 |
| Abbildung 24: | Prozessschritte XX bis XXVIII für die Fertigung der Mikropumpen. Vereinfachte Darstellung..... | 54 |

| | | |
|---------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abbildung 25: | 2D-rotationssymmetrisches Finite-Elemente-Modell der Mikropumpe mit kombiniertem Ein- und Auslassventil. In Blau sind Fluidgebiete dargestellt, grau eingefärbt sind die Pumpmembran und die Ventilmembran. Die gelb markierten Flächen sind als feste Auflager der Membranen definiert, auf die roten Oberflächen der Membranen werden alle Kräfte aufgeprägt, die im Betrieb auftreten. Die grün markierten Fluidränder sind offene Berandungen, die freien Fluidaustausch in beide Richtungen ermöglichen. | 56 |
| Abbildung 26: | Der Pumpzyklus des neuen Mikropumpenprototypen bei einer Pumpfrequenz von 1400 Hz, berechnet aus FEM-Simulationsergebnissen..... | 57 |
| Abbildung 27: | Auflichtmikroskopbild einer vollständig prozessierten, monolithischen Mikromembranpumpe in Siliziumbauweise mit einer Chipkantenlänge von 1860 µm und einer Höhe von ca. 300 µm..... | 59 |
| Abbildung 28: | Leiterplattenentwurf für die Mikropumpenprototypen..... | 61 |
| Abbildung 29: | Oben links: Leiterplatte mit aufgeklebtem und gebondetem Mikropumpenchip. Oben rechts: fertiger Prototyp mit Schutzkappe aus Kunststoff. Unten: Eine Charge Mikropumpenprototypen, mit Schutzkappen aus Metall versehen..... | 62 |
| Abbildung 30: | Oben: 3D-Darstellung des Probenhalters mit einem Prototypen. Konfiguration mit Mikropumpe und Anschluss für den externen Bronkhorst EL-FLOW Prestige Massenflusssensor. Unten: 3D-Schnittdarstellung durch den Fluidkanal des Aufbaus. (Erstellt mit Dassault Systèmes SOLIDWORKS)..... | 63 |
| Abbildung 31: | Prüfstandaufbau mit optischem Auflichtmikroskop. Zur Ansteuerung der Mikropumpen stehen diverse Labornetzteile, ein Zweikanalfunktionsgenerator und ein Zweikanalverstärker zur Verfügung. Die elektrischen Signale können über ein Mehrkanaloszilloskop erfasst, und an einen Mess-PC zur Datenverarbeitung und Speicherung übertragen werden..... | 64 |
| Abbildung 32: | Alternativer Prüfstandaufbau mit Laservibrometer Polytec MSA-500. | 65 |
| Abbildung 33: | Probenhalter mit Prototyp und angeschlossenem Massenflussmessgerät auf der Messplattform des mikroskopbasierten Laservibrometers. | 65 |
| Abbildung 34: | Oben: 3D-Darstellung des Prüfstands mit Prototypen. Konfiguration mit Kombination aus Mikropumpe (oberer Probenhalter) und miniaturisiertem Anemometer (unterer Probenhalter). Unten: 3D-Schnittdarstellung durch den Fluidkanal des Aufbaus. (Erstellt mit Dassault Systèmes SOLIDWORKS)..... | 66 |
| Abbildung 35: | Erste am Laservibrometer gemessene Bewegung der Ventilmembran nahe deren innerem Umfang. Oben: Mikroskopbild, aufgenommen mit der Kamera des Laservibrometers, das den Messpunkt auf der Probe zeigt. Unten: Ausschnitt aus der Bedienoberfläche des Laservibrometers der die erfassten Messwerte der Positionsmessung zeigt. | 68 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abbildung 36: Ermittlung der Pull-In Spannung einer Mikropumpe mit LOCOS-Plateau im Verhältnis zu einer Mikropumpe ohne LOCOS-Plateau: Kapazität in Abhängigkeit von der angelegten elektrischen Spannung zwischen Pumpmembran und unterer Gegenelektrode. | 69 |
| Abbildung 37: Profilmessung mittels Weißlichtinterferometrie an einer mit 50 V angesteuerten, voll ausgelenkte Pumpmembran einer Pumpe vom Typ RP3CA ohne obere Gegenelektrode über der Pumpkammer. | 70 |
| Abbildung 38: Erste Messung einer Durchflussrate mit einem Mikropumpenprototypen vom Typ RP3DA. Zur Messung des Volumenstroms wird ein werkskalibriertes Massenflussmessgerät aus der EL-FLOW Prestige Serie der Firma Bronkhorst verwendet. | 73 |
| Abbildung 39: Versuch zur Ermittlung der idealen Ansteuersignale zur Maximierung der Förderrate bei einer Mikropumpe vom Typ RP3DB. Das wiederkehrende, schnelle Abfallen und Ansteigen der Förderrate während des Versuchs ist auf den verwendeten Funktionsgenerator zurückzuführen. Der Funktionsgenerator stoppt kurzzeitig das Ausgangssignal, wenn zu viele Änderungen an den Funktionsparametern in kurzer Zeit vorgenommen werden. Dadurch bleibt auch die Mikropumpe kurz stehen, und der Fluidfluss stoppt. | 74 |
| Abbildung 40: Standbildsequenz, extrahiert aus einer Zeitlupenvideoaufnahme des Ausstoßvorgangs. a) Ende der Ansaugphase. Pumpmembran im oberen Totpunkt, Ventilmembran nach unten ausgelenkt. B) Ventilring verschließt Einlass und öffnet Auslass. c) Pumpmembran wird nach unten bewegt, und verdrängt dabei Fluid aus der Pumpkammer. d) Fluid wird im Zentrum der Pumpkammer gefangen. e) Gefangenes Fluid wird entweder komprimiert, oder teilweise weiter gefördert. F) Der Ausstoßvorgang wird beendet, bevor das Fluid vollständig aus der Pumpkammer gefördert wurde. | 75 |
| Abbildung 41: Versuch mit einem Prototypen des Typs RP3DB. Gemessener Volumenstrom sowie Amplitude und Frequenz der Ansteuerspannungen über die Zeit. Die maximal erreichte Förderrate beträgt 110 µl/min. | 78 |
| Abbildung 42: Pumpversuch mit einem Prototyp des Typs RP3DA. Die maximal erreichte Förderrate beträgt 100 µl/min. Parameter des Ansteuersignals: Ansteuerfrequenz 3 kHz, Tastverhältnis Rechteckspannung Pumpmembran 41%, Tastverhältnis Rechteckspannung Ventilmembran 61%, Phasenversatz zwischen Ventil- und Pumpkammersignal -115° | 79 |
| Abbildung 43: Pumpversuch mit einem Prototypen des Typs RP3DB. Die maximal erreichte Förderrate beträgt 100 µl/min. Parameter des Ansteuersignals: Ansteuerspannung Pumpmembran: Rechteckspannung, 3 kHz, 0 V-50 V Tastverhältnis 41%. Ansteuerspannung Ventilmembran: Rechteckspannung 3 kHz, 0 V-50 V, Tastverhältnis 61%. Phasenversatz zwischen Ventil- und Pumpkammersignal -115° ... | 80 |
| Abbildung 44: Typischer Schaden am Ventilbereich: verteiltes, großflächiges dauerhaftes Anhaften der Ventilmembran an der oberen und/oder unteren Gegenelektrode. | 81 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abbildung 45: Unterschiedliche Schweregrade der Beschädigung des Ventilbereichs durch flächiges, dauerhaftes Anhaften der Ventilmembran an den Gegenelektroden, in aufsteigender Reihenfolge von a) bis d). | 82 |
| Abbildung 46: Typischer Schaden im Pumpkammerbereich: Anhaften der Pumpmembran an einer einzelnen Stelle. | 83 |
| Abbildung 47: Thermische Zerstörung der Membranstrukturen der Mikropumpen... .. | 84 |
| Abbildung 48: Detailaufnahmen von thermischen Schäden der Membranstrukturen der Mikropumpen. .. | 85 |
| Abbildung 49: Thermische Zerstörung der Membranstrukturen der Mikropumpen, unterschiedliche Schweregrade der Zerstörung. | 85 |
| Abbildung 50: Beschädigungen an einer Mikropumpe. Kombierter Schadensfall aus dauerhaften, punktförmigen Anhaftungen der Pumpmembran unten mittig und rechts, flächiger dauerhafter Anhaftung der Ventilmembran oben rechts, und partieller thermischer Zerstörung von Ventilmembran und der entsprechenden Gegenelektrode unten links. | 86 |
| Abbildung 51: Mikropumpe mit thermischem Defekt im Ventilbereich und punktuellen Anhaftungen der Pumpmembran. Die Pumpmembran kann trotz der Schäden noch aktuiert werden. | 86 |
| Abbildung 52: Basisvariante des Hitzdrahtanemometers, schematische Darstellung. | 92 |
| Abbildung 53: Variante des Hitzdrahtanemometers mit drei Hitzdrähten, schematische Darstellung. | 93 |
| Abbildung 54: Variante des Hitzdrahtanemometers mit integrierter Widerstandsbrückenschaltung, schematische Darstellung..... | 94 |
| Abbildung 55: Mikroskopaufnahmen von Anemometerchips der drei unterschiedlichen Bauarten. Links: Eindrahtanemometer für Vier-Leiter-Messung. Mitte: Anemometervariante mit drei Hitzdrähten. Rechts: Anemometervariante mit auf dem Chip integrierter, asymmetrisch verschalteter Ausschlags-Widerstandsmessbrückenschaltung. | 95 |
| Abbildung 56: Prototypenaufbau eines miniaturisierten Hitzdrahtanemometers. Der Anemometerchip wird über ein Loch in einer Leiterplatte geklebt, und per Drahtbondverfahren mit den Anschlussleitungen verbunden. [134] | 96 |
| Abbildung 57: Experimenteller Messplatz zur Charakterisierung der miniaturisierten Anemometer. | 97 |
| Abbildung 58: Detailaufnahme des Spritzenextruders von der Seite mit einem aufgesetzten Hitzdrahtanemometerprototypen. | 98 |

- Abbildung 59: Exemplarische Vergleichsmessung eines Anemometerprototyps mit einem einzelnen Heizdraht mit 1000 μm Länge und 3 μm Breite, und eines kommerziell erhältlichen Massenflussmessgeräts der EL-FLOW Prestige Serie der Firma Bronkhorst. Der Anemometerprototyp wird während der gesamten Messung mit einem Konstantstrom von 1 mA versorgt. Die letzten beiden Stellwerte für den Volumenstrom betragen 1600 $\mu\text{l}/\text{min}$ und 2400 $\mu\text{l}/\text{min}$, und überschreiten den Messbereich des Massendurchflussmessers ($Q_{\text{max}} = 700 \mu\text{l}/\text{min}$). Der ausgegebene Messwert wird bei einem Volumenstrom von 917 $\mu\text{l}/\text{min}$ begrenzt..... 100
- Abbildung 60: Exemplarische Vergleichsmessung eines Anemometerprototypen mit integrierter Brückenschaltung und eines kommerziell erhältlichen Massenflussmessgeräts der EL-FLOW Prestige Serie der Firma Bronkhorst. Der Anemometerprototyp wird während der gesamten Messung mit einem Konstantstrom von 2 mA versorgt. Die letzten beiden Stellwerte für den Volumenstrom betragen erneut 1600 $\mu\text{l}/\text{min}$ und 2400 $\mu\text{l}/\text{min}$, und überschreiten wieder den Messbereich des Massendurchflussmessers, dessen Ausgang in Begrenzung geht..... 101
- Abbildung 61: Messung eines Experiments, bei dem ein Anemometerprototyp mit integrierter Brückenschaltung direkt an den Spritzenextruder angeschlossen wird. Eine Reduktion des Tiefpassverhaltens ist die Folge. 103
- Abbildung 62: Vergleich der Abfallgeschwindigkeit des Sensorsignals des gleichen Anemometerprototypen mit und ohne in Serie geschalteten Referenzsensor. Der Sensor wird jeweils zu Beginn von Luft mit einem Volumenstrom von 500 $\mu\text{l}/\text{min}$ durchströmt. Die Messdaten sind um die Offsetspannung bereinigt, und werden auf der Zeitachse anhand des Zeitpunkts des Ausschaltens des Fluidstroms synchronisiert..... 103
- Abbildung 63: Detailauszug aus dem Messprotokoll eines Experiments mit einem Anemometerprototyp mit integrierter Brückenschaltung, der den Messbereich von 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ bis 20 $\mu\text{l}/\text{min}$ zeigt. Der klar erkennbare Signalausschlag bei der Messung mit 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ hat einen Signalhub von etwa 50 μV 104
- Abbildung 64: Nichtlineares Verhalten der Prototypen mit integrierter Widerstandsbrückenschaltung. Aufgetragen ist die Signaländerung (Messsignal abzüglich des Signaloffsets im Betrieb ohne angelegtem Volumenstrom) in Abhängigkeit des zugeführten Volumenstroms. Die Messungen wurden mit vier Prototypen des gleichen Typs durchgeführt. Eine lineare Trendlinie ist in Rot aufgetragen. 105

Tabellenverzeichnis

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabelle 1: Vergleich der unterschiedlichen Mikropumpentypen hinsichtlich relevanter Kennwerte. [6, 7, 9 bis 20, 22, 24 bis 33, 35, 37 bis 45, 47 bis 58, 60 bis 78, 81 bis 91, 93 bis 103] | 11 |
| Tabelle 2: Charakteristische Kennwerte (Drahtlänge L_{Draht} , minimale Drahtbreite an der Einschnürung $d_{\text{Einschnürung}}$), experimentell bestimmte elektrische Widerstandswerte ($R_{\text{draht},21^{\circ}\text{C}}$), maximale Versorgungsströme (I_{max}) und maximale Versorgungsspannungen (U_{max}) für die sechs Varianten der Eindrahtanemometer. | 99 |
| Tabelle 3: Übersicht über alle 80 Mikropumpenvarianten und ihre jeweiligen Parametervariationen..... | 134 |

7 Literaturangaben

- [1] Nguyen, N.-T., Huang, X. Y. u. Chuan, T.: MEMS-micropumps: A review. *Journal of Fluids Engineering-Transactions of the Asme* 124 (2002), S. 384–392
- [2] Laser, D. J. u. Santiago, J. G.: A review of micropumps. *Journal of Micromechanics and Microengineering* 14 (2004) 6, R35-R64
- [3] Iverson, B. D. u. Garimella, S. V.: Recent advances in microscale pumping technologies: a review and evaluation. *Microfluidics and Nanofluidics* 5 (2008) 2, S. 145–174
- [4] Amirouche, F., Zhou, Y. u. Johnson, T.: Current Micropump Technologies and their Biomedical Applications. *Microsystem Technologies* 15 (2009), S. 647–666
- [5] Grzebyk, T.: MEMS Vacuum Pumps. *Journal of Microelectromechanical Systems* 26 (2017) 4, S. 705–717
- [6] Kladitis, P. E., Linderman, R. J. u. Bright, V. M.: Solder self-assembled micro axial flow fan driven by a scratch drive actuator rotary motor. *Technical Digest. MEMS 2001. 14th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (Cat. No.01CH37090). IEEE 2001*, S. 598–601
- [7] Abtahi, M., Vossoughi, G. u. Meghdari, A.: Dynamic Modeling of Scratch Drive Actuators. *Journal of Microelectromechanical Systems* 24 (2015) 5, S. 1370–1383
- [8] Richter, M., Wackerle, M., Congar, Y., Drost, A., Häfner, J., Röhl, S., Kibler, S., Kruckow, J. u. Kutter, C.: Miniaturisierung von Mikromembranpumpen für die Integration in Mobilfunkgeräte. In: *MikroSystemTechnik Kongress 2017*, S. 147–150
- [9] Morris, C. J. u. Forster, F. K.: Low-order modeling of resonance for fixed-valve micropumps based on first principles. *Journal of Microelectromechanical Systems* 12 (2003) 3, S. 325–334
- [10] Feng, G.-H. u. Kim, E. S.: Piezoelectrically actuated dome-shaped diaphragm micropump. *Journal of Microelectromechanical Systems* 14 (2005) 2, S. 192–199
- [11] Doll, A., Heinrichs, M., Goldschmidtboeing, F., Schrag, H.-J., Hopt, U. T. u. Woias, P.: A high performance bidirectional micropump for a novel artificial sphincter system. *Sensors and Actuators A: Physical* 130-131 (2006), S. 445–453
- [12] Chen, S. C., Cheng, C. H. u. Lin, Y. C.: Analysis and experiment of a novel actuating design with a shear mode PZT actuator for microfluidic application. *Sensors and Actuators A: Physical* 135 (2007) 1, S. 1–9
- [13] Yoon, J. S., Choi, J. W., Lee, I. H. u. Kim, M. S.: A valveless micropump for bidirectional applications. *Sensors and Actuators A: Physical* 135 (2007) 2, S. 833–838
- [14] Yang, H., Tsai, T.-H. u. others: Portable valve-less peristaltic micropump design and fabrication. *2008 Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS. 2008*, S. 273–278

-
- [15] Herz, M., Horsch, D., Wachutka, G., Lueth, T. C. u. Richter, M.: Design of ideal circular bending actuators for high performance micropumps. *Sensors and Actuators A: Physical* 163 (2010) 1, S. 231–239
- [16] Lemke, T., Biancuzzi, G., Feth, H., Huber, J., Goldschmidtboing, F. u. Woias, P.: Fabrication of normally-closed bidirectional micropumps in silicon–polymer technology featuring photopatternable silicone valve lips. *Sensors and Actuators A: Physical* 168 (2011) 1, S. 213–222
- [17] Ma, H. K., Su, H. C. u. Wu, J. Y.: Study of an innovative one-sided actuating piezoelectric valveless micropump with a secondary chamber. *Sensors and Actuators A: Physical* 171 (2011) 2, S. 297–305
- [18] Fukue, T., Matsuura, Y., Hirose, K. u. Terao, H.: Evaluation of cooling performance of a piezoelectric micro blower in narrow flow passage. 2014 International Conference on Electronics Packaging (ICEP). IEEE 2014, S. 69–73
- [19] Fukue, T., Hirose, K. u. Terao, H.: Cooling performance of impinging jet from piezoelectric micro blower mounted in narrow flow passage. 2015 International Conference on Electronic Packaging and iMAPS All Asia Conference (ICEP-IAAC). IEEE 2015, S. 605–610
- [20] Fraunhofer EMFT: Mikromembranpumpen-Portfolio der Fraunhofer EMFT, 2016, abgerufen am: 05.10.2016
- [21] Shabanian, A., Goldschmidtboeing, F., Dhananjaya, C., Gowda, H. B., Baeumker, E. u. Woias, P.: Low fluidic resistance valves utilizing buckling actuators. *MikroSystemTechnik 2017; Congress. 2017*, S. 1–4
- [22] Astle, A., Bernal, L. P., Kim, H., Najafi, K. u. Washabaugh, P. D.: Theoretical and Experimental Performance of a High Frequency Micropump. *Microelectromechanical Systems. ASMEDC 2005*, S. 711–720
- [23] Leistner Henry, Anheuer Daniel, Bosetti Gabriele, Schrag Gabriele u. Richter Martin: Modeling and Manufacturing of an Electrostatically Driven Actuator for Micropumps. *MikroSystemTechnik Congress 2021; Congress. 2021*, S. 1–4
- [24] Hanseup Kim, Aaron A. Astle, Khalil Najafi, Luis P. Bernal u. Peter D. Washabaugh: A fully integrated high-efficiency peristaltic 18-stage gas micropump with active microvalves. 2007 IEEE 20th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) (2007), S. 131–134
- [25] Dearing, S. S., Morrison, J. F. u. Iannucci, L.: Electro-active polymer (EAP) “dimple” actuators for flow control: Design and characterisation. *Sensors and Actuators A: Physical* 157 (2010) 2, S. 210–218
- [26] Xu, T.-B. u. Su, J.: Development, characterization, and theoretical evaluation of electroactive polymer-based micropump diaphragm. *Sensors and Actuators A: Physical* 121 (2005) 1, S. 267–274
- [27] Bodén, R., Lehto, M., Simu, U., Thornell, G., Hjort, K. u. Schweitz, J.-Å.: A polymeric paraffin actuated high-pressure micropump. *Sensors and Actuators A: Physical* 127 (2006) 1, S. 88–93
- [28] Wei, W. u. Guo, S.: A developed microfluidic system with model reference adaptive control. 2012 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. IEEE 2012, S. 403–408

- [29] Yamahata, C., Chastellain, M., Parashar, V. K., Petri, A., Hofmann, H. u. Gijs, M.: Plastic micropump with ferrofluidic actuation. *Journal of Microelectromechanical Systems* 14 (2005) 1, S. 96–102
- [30] Yamahata, C., Lacharme, F., Burri, Y. u. Gijs, M. A.: A ball valve micropump in glass fabricated by powder blasting. *Sensors and Actuators B: Chemical* 110 (2005) 1, S. 1–7
- [31] Cantwell, M. L., Amirouche, F. u. Citerin, J.: Low-cost high performance disposable micropump for fluidic delivery applications. *Sensors and Actuators A: Physical* 168 (2011) 1, S. 187–194
- [32] Park, J. W., Yang, J.-H. u. Kim, H.: A large-deflection high-force micro electromagnetic hydraulic latex membrane actuator for fluid manipulation in micro channels. 2011 IEEE 24th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems. 2011, S. 1209–1212
- [33] Benard, W. L., Kahn, H., Heuer, A. H. u. Huff, M. A.: Thin-film shape-memory alloy actuated micropumps. *Journal of Microelectromechanical Systems* 7 (1998) 2, S. 245–251
- [34] Hsu, S.-S., Chou, Y.-J., Trávníček, Z., Lin, C.-F., Wang, A.-B. u. Yen, R.-H.: Numerical study of nozzle design for the hybrid synthetic jet actuator. *Sensors and Actuators A: Physical* 232 (2015), S. 172–182
- [35] Deng, J., Yuan, W., Luo, J., Shen, D. u. Ma, B.: Design and fabrication of a Piezoelectric Micro Synthetic Jet Actuator. 2011 IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS 2011). Kaohsiung, Taiwan, 20 - 23 February 2011. Piscataway, NJ: IEEE 2011, S. 301–304
- [36] Höber, R.: Das Schlucken und die Verdauung im Magen. In: *Lehrbuch der Physiologie des Menschen*. Springer, Berlin, Heidelberg 1928, S. 25–38
- [37] Afrasiab, H., Movahhedy, M. R. u. Assempour, A.: Proposal of a new design for valveless micropumps. *Scientia Iranica* 18 (2011) 6, S. 1261–1266
- [38] Jeong, O. C., Park, S. W., Yang, S. S. u. Pak, J. J.: Fabrication of a peristaltic PDMS micropump. *Sensors and Actuators A: Physical* 123-124 (2005), S. 453–458
- [39] Besharatian, A., Kumar, K., Peterson, R. L., Bernal, L. P. u. Najafi, K.: A scalable, modular, multi-stage, peristaltic, electrostatic gas micro-pump. 2012 IEEE 25th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS). IEEE 2012, S. 1001–1004
- [40] Kim, B.: Electrostatically driven micropump with peristaltically moving membrane. *Micro & Nano Letters* 8 (2013) 10, S. 654–658
- [41] Guillaume Beckers u. Bruno Dehez: Design and Modeling of an Electromagnetic Peristaltic Micropump. Besançon, France, 8 - 11 July 2014. 2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2014)
- [42] Kim, E.-G., Oh, J. u. Choi, B.: A study on the development of a continuous peristaltic micropump using magnetic fluids. *Sensors and Actuators A: Physical* 128 (2006) 1, S. 43–51
- [43] Leu, T.-S. u. Jiang, P.-C.: Fe-PDMS fabricated microchannels for peristaltic pump applications. 2010 IEEE 5th International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems. IEEE 2010, S. 646–649

- [44] Guo, S., Sun, X., Ishii, K. u. Guo, J.: SMA Actuator-based novel type of peristaltic micropump. 2008 International Conference on Information and Automation. IEEE 2008, S. 1620–1625
- [45] Sun, X., Guo, S. u. Yan, X.: A novel type of peristaltic micropump for biomedical applications. 2008 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. IEEE 2008, S. 696–701
- [46] Sun, X., Hao, Y., Guo, S., Ye, X. u. Yan, X.: The development of a new type of compound peristaltic micropump. 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. IEEE 2009, S. 698–702
- [47] Yamatsuta, E., Beh, S. P. u. Morishima, K.: Living peristaltic micro conveyor tube of optogenetically controllable bioactuator. 2015 Transducers - 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS). IEEE 2015, S. 827–830
- [48] Blanchard, D., Ligrani, P. u. Gale, B.: Single-disk and double-disk viscous micropumps. *Sensors and Actuators A: Physical* 122 (2005) 1, S. 149–158
- [49] Kumar, K. B. V., Nayak, M. M., Dinesh, N. S. u. Rajanna, K.: Characterization and performance study of packaged micropump for drug delivery. 2013 8th International Microsystems, Packaging, Assembly and Circuits Technology Conference (IMPACT). IEEE 2013, S. 353–355
- [50] Chen, Y., Wu, T.-H. u. Chiou, P.-Y.: Driving multilayer PDMS based peristaltic pump with laser pulses. 2011 IEEE 24th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems. 2011, S. 1111–1114
- [51] Cazorla, P.-H., Fuchs, O., Cochet, M., Maubert, S., Le Rhun, G., Fouillet, Y. u. Defay, E.: Integration of PZT thin films on a microfluidic complex system. 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium. IEEE 2014, S. 491–494
- [52] Chao, C.-S., Huang, P.-C., Chen, M.-K. u. Jang, L.-S.: Design and analysis of charge-recovery driving circuits for portable peristaltic micropumps with piezoelectric actuators. *Sensors and Actuators A: Physical* 168 (2011) 2, S. 313–319
- [53] Jeong, O. C., Morimoto, T., Watanabe, Y. u. Konishi, S.: Peristaltic PDMS pump with perfect dynamic valves for both gas and liquid. 19th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems. 2006, S. 782–785
- [54] Lee, D.-S., Yoon, H. C. u. Ko, J. S.: Fabrication and characterization of a bidirectional valveless peristaltic micropump and its application to a flow-type immunoanalysis. *Sensors and Actuators B: Chemical* 103 (2004) 1-2, S. 409–415
- [55] Trenkle, F., Haeberle, S. u. Zengerle, R.: Normally-closed peristaltic micropump with re-usable actuator and disposable fluidic chip. *Procedia Chemistry* 1 (2009) 1, S. 1515–1518
- [56] Tuantranont, A., Mamanee, W., Lomas, T., Porntheerapat, N., Afzulpurkar, N. V. u. Wisitsoraat, A.: A Three-stage Thermopneumatic Peristaltic Micropump for PDMS-based Micro/Nanofluidic Systems. 2007 7th IEEE Conference on Nanotechnology (IEEE NANO). IEEE 2007, S. 1203–1206

- [57] Yang, H., Tsai, T.-H. u. others: Portable valve-less peristaltic micropump design and fabrication. 2008 Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS. 2008, S. 273–278
- [58] Zhu, W.-J., Xu, K.-J., Fang, M., Wang, W. u. Shen, Z.-W.: Mathematical Modeling of Ultrasonic Gas Flow Meter Based on Experimental Data in Three Steps. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 65 (2016) 8, S. 1726–1738
- [59] Behlert, R.: Effiziente Erzeugung von Strömungen durch integrierte, bionische Mikrofluidaktoren, Technische Universität München Dissertation. München 2022
- [60] Abdullah, M. K., Abdullah, M. Z., Ramana, M. V., Khor, C. Y., Ahmad, K. A., Mujeebu, M. A., Ooi, Y. u. Mohd Ripin, Z.: Numerical and experimental investigations on effect of fan height on the performance of piezoelectric fan in microelectronic cooling. International Communications in Heat and Mass Transfer 36 (2009) 1, S. 51–58
- [61] Chung, H.-C., Kummari, K. L., Croucher, S. J., Lawson, N. J., Guo, S. u. Huang, Z.: Coupled piezoelectric fans with two degree of freedom motion for the application of flapping wing micro aerial vehicles. Sensors and Actuators A: Physical 147 (2008) 2, S. 607–612
- [62] Chung, H.-C., Kummari, K. L., Croucher, S. J., Lawson, N. J., Guo, S., Whatmore, R. W. u. Huang, Z.: Development of piezoelectric fans for flapping wing application. Sensors and Actuators A: Physical 149 (2009) 1, S. 136–142
- [63] Jung, H. J., Song, Y., Hong, S. K., Yang, C. H., Hwang, S. J. u. Sung, T. H.: Increasing the Durability of Piezoelectric Impact-based Micro Wind Generator in Real Application. Procedia Engineering 87 (2014), S. 1210–1213
- [64] Kimber, M., Garimella, S. V. u. Raman, A.: An Experimental Study of Fluidic Coupling Between Multiple Piezoelectric Fans. Thermal and Thermomechanical Proceedings 10th Intersociety Conference on Phenomena in Electronics Systems, 2006. ITherm 2006. IEEE 2006, S. 333–340
- [65] Kimber, M., Suzuki, K., Kitsunai, N., Seki, K. u. Garimella, S. V.: Pressure and Flow Rate Performance of Piezoelectric Fans. IEEE Transactions on Components and Packaging Technologies 32 (2009) 4, S. 766–775
- [66] Liu, T. J.-C., Chen, Y.-S., Ho, H.-Y., Liu, J.-T. u. Lee, C.-C.: Notes on vibration design for piezoelectric cooling fan. International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering 7 (2013) 2, S. 294–298
- [67] Ma, H. K., Liao, S. K., Li, Y. T., Li, Y. F. u. Liu, C. L.: The application of micro multiple piezoelectric-magnetic fans (m-MPMF) on LEDs thermal management. 2014 Semiconductor Thermal Measurement and Management Symposium (SEMI-THERM). IEEE 2014, S. 159–163
- [68] Ma, H. K., Su, H. C. u. Luo, W. F.: Investigation of a piezoelectric fan cooling system with multiple magnetic fans. Sensors and Actuators A: Physical 189 (2013), S. 356–363
- [69] Ramana, M. V., Seetharamu, K. N., Almanar, I. P. u. Ripin, Z. M.: Some design issues of piezoelectric resonating structure for cooling of microelectronic components. Proceedings of 6th Electronics Packaging Technology Conference (EPTC 2004) (IEEE Cat. No.04EX971). IEEE 2004, S. 264–269

- [70] Schneider, M., Bittner, A., Schmid, P. u. Schmid, U.: Impact of C-axis Orientation of Aluminium Nitride Thin Films on the Long-term Stability and Mechanical Properties of Resonantly Excited MEMS Cantilevers. *Procedia Engineering* 87 (2014), S. 1493–1496
- [71] Sheu, W.-J., Huang, R.-T. u. Wang, C.-C.: Influence of bonding glues on the vibration of piezoelectric fans. *Sensors and Actuators A: Physical* 148 (2008) 1, S. 115–121
- [72] Viannie, L. R., Joshi, S., Jayanth, G. R., Rajanna, K. u. Radhakrishna, V.: AFM cantilever with integrated piezoelectric thin film for micro-actuation. *2012 IEEE Sensors. IEEE 2012*, S. 1–4
- [73] Wu, T., Ro, P. I., Kingon, A. I. u. Mulling, J. F.: Piezoelectric resonating structures for microelectronic cooling. *Smart Materials and Structures* 12 (2003) 2, S. 181–187
- [74] Yoo, J. H., Hong, J. I. u. Cao, W.: Piezoelectric ceramic bimorph coupled to thin metal plate as cooling fan for electronic devices. *Sensors and Actuators A: Physical* 79 (2000) 1, S. 8–12
- [75] Michael, A. u. Kwok, C. Y.: Inter-digitated Piezoelectric Actuation Mechanism for Micro-optics Application. *Procedia Engineering* 87 (2014), S. 1394–1397
- [76] Linderman, R. J., Nilsen, O. u. Bright, V. M.: The resonant micro fan gas pump for active breathing microchannels. *TRANSDUCERS '03. 12th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems. Digest of Technical Papers (Cat. No.03TH8664)*. 2003, 1923-1926 vol.2
- [77] Schacht, R., Hausdorf, A., Wunderle, B. u. Michel, B.: Frictionless air flow blade fan for thermal management of electronics. *13th InterSociety Conference on Thermal and Thermomechanical Phenomena in Electronic Systems. IEEE 2012*, S. 1320–1326
- [78] Schacht, R., Hausdorf, A., Wunderle, B., Rzepka, S. u. Michel, B.: Efficiency optimization for a frictionless air flow blade fan - Design study. *Fourteenth Intersociety Conference on Thermal and Thermomechanical Phenomena in Electronic Systems (ITherm)*. *IEEE 2014*, S. 1019–1026
- [79] Fylladitakis, E. D., Theodoridis, M. P. u. Moronis, A. X.: Review on the History, Research, and Applications of Electrohydrodynamics. *IEEE Transactions on Plasma Science* 42 (2014) 2, S. 358–375
- [80] Ruffert, C.: *Mikrofluidische Separationsverfahren und -systeme. Ihr Einsatz zur Rückgewinnung von Katalysatorwerkstoffen*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg 2018
- [81] Lin, C.-W. u. Jang, J.-Y.: 3D numerical micro-cooling analysis for an electrohydrodynamic micro-pump. *Sensors and Actuators A: Physical* 122 (2005) 1, S. 167–176
- [82] Darabi, J. u. Wang, H.: Development of an electrohydrodynamic injection micropump and its potential application in pumping fluids in cryogenic cooling systems. *Journal of Microelectromechanical Systems* 14 (2005) 4, S. 747–755
- [83] CHEN, L.: Fabrication and characterization of a multi-stage electroosmotic pump for liquid delivery. *Sensors and Actuators B: Chemical* 104 (2005) 1, S. 117–123

- [84] Joo, S., Chung, T. D. u. Kim, H. C.: A rapid field-free electroosmotic micropump incorporating charged microchannel surfaces. *Sensors and Actuators B: Chemical* 123 (2007) 2, S. 1161–1168
- [85] Laser, D. J., Myers, A. M., Yao, S., Bell, K. F., Goodson, K. E., Santiago, J. G. u. Kenny, T. W.: Silicon electroosmotic micropumps for integrated circuit thermal management. *TRANSDUCERS'03. 12th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems. Digest of Technical Papers (Cat. No. 03TH8664)*. 2003, S. 151–154
- [86] Al-Rjoub, M. F., Roy, A. K., Ganguli, S. u. Banerjee, R. K.: Assessment of an active-cooling micro-channel heat sink device, using electro-osmotic flow. *International Journal of Heat and Mass Transfer* 54 (2011) 21-22, S. 4560–4569
- [87] Izadpanahi, O., Meidani, A. N., Abed, G. J. u. Passandideh-fard, M.: Numerical investigation of water drop movement within a microchannel under electrowetting phenomenon. *2015 2nd International Conference on Knowledge-Based Engineering and Innovation (KBEI)*. 2015, S. 950–955
- [88] Shabani, R. u. Cho, H. J.: Active surface tension driven micropump using droplet/meniscus pressure gradient. *2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*. 2011, S. 1296–1299
- [89] Schlitz, D. J.: *Microscale ion driven air flow*, Purdue University 2004
- [90] Badran, M. u. Moussa, M.: On the Design of an Electrohydrodynamic Ion-Drag Micropump. *2004 International Conference on MEMS, NANO and Smart Systems (ICMENS'04)*. IEEE 2004, S. 137–140
- [91] Schlitz, D. u. Singhal, V.: An Electro-Aerodynamic Solid-State Fan and Cooling System. *2008 Twenty-fourth Annual IEEE Semiconductor Thermal Measurement and Management Symposium*. IEEE 2008, S. 46–49
- [92] Undefined Technologies: ION PROPULSION DRONE PROVES ITS COMMERCIAL VIABILITY, 2022.
<https://www.undefinedtechnologies.com/post/silent-ion-propulsion-drone-proves-its-commercial-viability>, abgerufen am: 19.12.2022
- [93] van der Wijngaart, W., Chugh, D., Man, E., Melin, J. u. Stemme, G.: A Low-Temperature Thermopneumatic Actuation Principle for Gas Bubble Microvalves. *Journal of Microelectromechanical Systems* 16 (2007) 3, S. 765–774
- [94] Moran Wang u. Zhixi Li: Valveless thermally-driven phase-change micropump. *Tsinghua Science and Technology* 9 (2004) 6, S. 688–693
- [95] So, H., Cheng, J. C. u. Pisano, A. P.: Multi-scale pore membrane for continuous, passive fluid transport in a micro cooling device. *2013 Transducers & Eurosensors XXVII: The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII)*. 2013, S. 2197–2200
- [96] Jeong, O. C. u. Konishi, S.: Self-generated peristaltic motion of cascaded diaphragm actuators for micro fluidic systems. *2007 IEEE 20th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. IEEE 2007, S. 135–138

- [97] Aarts, M., Wei, J. u. Sarro, P. M.: Silicon-Polymer Electro-thermal bimorph actuators with SiC bottom-layer for large out-of-plane motion and improved power efficiency. 2012 7th IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS). 2012, S. 253–256
- [98] Henriksson, J., Gullo, M. u. Brugger, J.: Integrated long-range thermal bimorph actuators for parallelizable Bio-AFM applications. 2012 IEEE Sensors. IEEE 2012, S. 1–4
- [99] Kim, Y.-S., Dagalakis, N. G. u. Gupta, S. K.: Creating large out-of-plane displacement electrothermal motion stage by incorporating beams with step features. *Journal of Micromechanics and Microengineering* 23 (2013) 5, S. 55008
- [100] Koh, K. H., Lee, C., Lu, J.-H. u. Chen, C.-C.: Development of CMOS MEMS thermal bimorph actuator for driving microlens. 16th International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics. IEEE 2011, S. 153–154
- [101] Vitellaro, G., L'Episcopo, G., Trigona, C., Ando, B. u. Baglio, S.: A Compliant MEMS Device for Out-of-Plane Displacements With Thermo-Electric Actuation. *Journal of Microelectromechanical Systems* 23 (2014) 3, S. 661–671
- [102] Chao, T.-Y. u. Liu, C.-H.: Microfluidic-driving multi-function manipulation array of micro-scale biological sample via ac electroosmosis. *TRANSDUCERS 2009-2009 International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*. 2009, S. 624–627
- [103] Homsy, A., Linder, V., Lucklum, F. u. Rooij, N. F. de: Magnetohydrodynamic pumping in nuclear magnetic resonance environments. *Sensors and Actuators B: Chemical* 123 (2007) 1, S. 636–646
- [104] Richter, M., Leistner, H., Congar, Y., Drost, A., Kibler, S., Röhl, S. u. Wackerle, M.: Piezoelektrisch angetriebene Silizium Mikropumpe der Baugröße 3,5x3,5x0,6 mm³. In: *MikroSystemTechnik Kongress 2019*. 2019, S. 382–385
- [105] Durst, F., Melling, A. u. Whitelaw, J. H.: *Theorie und Praxis der Laser-Doppler-Anemometrie*. Wissenschaft und Technik Taschenausgaben. Karlsruhe: Braun 1987
- [106] Artificial Hair Cell Flow Sensor with Ball Joint
- [107] H. Devaraj, K.C. Aw, J. Travas-Sejdic, R.N. Sharma: Low Velocity Digital Air Flow Sensor From 3D Printed PEDOT:PSS Micro-Hair Structures
- [108] Droogendijk, H., Bruinink, C. M., Sanders, R. G., Siebelder, O. G. u. Krijnen, G. J.: Lowering the sensory threshold and enhancing the responsivity of biomimetic hair flow sensors by electrostatic spring softening. 2011 IEEE SENSORS Proceedings. IEEE 2011, S. 829–832
- [109] Raffel, M., Willert, C. E., Scarano, F., Kähler, C. J., Wereley, S. T. u. Kompenhans, J.: *Particle image velocimetry. A practical guide*. Cham: Springer 2018
- [110] Wuest, W.: *Strömungsmeßtechnik. Lehrbuch für Aerodynamiker, Strömungsmaschinenbauer Lüftungs- und Verfahrenstechniker ab 5. Semester*. Uni-texte. Wiesbaden, s.l.: Vieweg+Teubner Verlag 1969
- [111] Elwenspoek, M.: Thermal flow micro sensors. *CAS '99 Proceedings*. 1999 International Semiconductor Conference (Cat. No.99TH8389). IEEE 1999, S. 423–435

- [112] Omega engineering: Economical Gas Mass Flow Meters FMA1700A/1800A Series Data Sheet, 2018
- [113] Datasheet SFM3400-AW Digital Flow Meter for Neonatal/Pediatric Medical Applications V1.0, Sensirion AG, 2017
- [114] Hepp, C. J., Krogmann, F. T. u. Urban, G. A.: Design and characterization of a thermal sensor achieving simultaneous measurement of thermal conductivity and flow speed. 2015 Transducers - 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS). 2015, S. 1065–1068
- [115] G. Wachutka, R. Lenggenhager, D. Moser u. H. Baltes: Analytical 2D-model of CMOS micromachined gas flow sensors. TRANSDUCERS '91: 1991 International Conference on Solid-State Sensors and Actuators. Digest of Technical Papers. 1991, S. 22–25
- [116] Goldberg, H. D., Piepsz, O., Breuer, K. S. u. Schmidt, M. A.: A Silicon Microfabricated Hot-Wire Anemometer Utilizing A Backside Contact Technology (1994)
- [117] Luo, Z., Li, Z., Gao, C., Hao, Y. u. Jin, Y.: Anemometer with Three-Dimensional Directionality for Detection of Very Low Speed Air Flow and Acoustic Particle Velocity Detecting Capability.
- [118] Millan-Blasco, O., Salazar, J., Chavez, J. A., Turo-Peroy, A. u. Garcia-Hernandez, M. J.: Zero-Flow Offset Variation in Ultrasonic Clamp-On Flowmeters Due to Inhomogeneity and Nonlinearity of Pipe Materials. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 66 (2017) 11, S. 2845–2851
- [119] Lopes, G. M. G., Da Pereira Silva, D., Franca, J. A. de, Morais Franca, M. B. de, Souza Ribeiro, L. de, Moreira, M. u. Elias, P.: Development of 3-D Ultrasonic Anemometer With Nonorthogonal Geometry for the Determination of High-Intensity Winds. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 66 (2017) 11, S. 2836–2844
- [120] Kapartis, S.: Europäisches Patent EP 0 801 311 B1. Ultrasonic flow velocity sensor and method of measuring the velocity of a fluid flow, 2003.
<https://register.epo.org/espacenet/regviewer?AP=97302423&CY=EP&LG=en&DB=REG>, abgerufen am: 26.06.2023
- [121] Pedersen, N. u. Andersen, P. E.: A MEMS-based vortex flow sensor for aggressive media. Proceedings of IEEE Sensors 2003 (IEEE Cat. No.03CH37498). IEEE 2003, S. 320–325
- [122] Bronkhorst High-Tech B.V.: Instruction Manual EL-FLOW Prestige series, 2022, abgerufen am: 05.01.2023
- [123] Kedzierski, J., Meng, K., Thorsen, T., Cabrera, R. u. Berry, S.: Microhydraulic Electrowetting Actuators. Journal of Microelectromechanical Systems 25 (2016) 2, S. 394–400
- [124] Seidl, M., Schrag, G., Klein, W., Vobl, M. u. Krumbein, U.: Design of a Micropump Based on an Industrial Microphone Manufacturing Process. 2019 Symposium on Design, Test, Integration & Packaging of MEMS and MOEMS (DTIP). Piscataway, NJ: IEEE 2019, S. 1–4

- [125] Dehe, A., Wurzer, M., Fuldner, M. u. Krumbein, U.: Design of a poly silicon MEMS microphone for high signal-to-noise ratio. 2013 Proceedings of the European Solid-State Device Research Conference (ESSDERC). IEEE 2013, S. 292–295
- [126] Seidl, M., Gehring, M., Krumbein, U. u. Schrag, G.: Simulation-Based Design of an Electrostatically Driven Micro-Actuator for Fluid Transport in Mobile Applications. 2019 20th International Conference on Thermal, Mechanical and Multi-Physics Simulation and Experiments in Microelectronics and Microsystems (EuroSimE). Piscataway, NJ: IEEE 2019, S. 1–5
- [127] Seidl, M., Schrag, G. u. Tumpold, D.: Entwicklung einer integrierten mikroelektromechanischen Pumpe für mobile Anwendungen. In: MikroSystemTechnik Kongress 2019. 2019
- [128] Gehring, M.: Design- und Optimierungsstudien für einen Piezoelektrischen Bionischen Mikrowedler Mittels Gekoppelter Finiter-Element-Simulation, Technische Universität München Masterarbeit. München 2016
- [129] Charakterisierung elektrostatisch angetriebener Mikropumpen und Vergleich mit dem Stand der Technik. Technischer Report TR-2020-08, Christian Jehle, München 2020
- [130] Seidl, M., Dehé, A., Fruechtl, D., Klein, W., Krumbein, U., Strasser, J. u. Vobl, M.: Europäisches Patent EP 3 772 589 B1. MEMS PUMP, 2021.
<https://register.epo.org/espacenet/regviewer?AP=19190302&CY=EP&LG=en&DB=REG>, abgerufen am: 26.06.2023
- [131] Dehé, A., Wurzer, M., Fuldner, M. u. Krumbein, U.: A4.3 - The Infineon Silicon MEMS Microphone. Proceedings SENSOR 2013 (2013), S. 95–99
- [132] Hilleringmann, U.: Lokale Oxidation von Silizium (LOCOS). In: Hilleringmann, U. (Hrsg.): Silizium-Halbleitertechnologie. Grundlagen mikroelektronischer Integrationstechnik. Wiesbaden: Springer Vieweg 2014, S. 177–186
- [133] Hilleringmann, U.: Silizium-Halbleitertechnologie. Grundlagen mikroelektronischer Integrationstechnik. Lehrbuch. Wiesbaden, Heidelberg: Springer Vieweg 2019
- [134] Seidl, M., Schrag, G., Tumpold, D. u. Klein, W.: Miniaturisierung hochsensitiver, hitzdrahtbasierter Massenflusssensoren mit Hilfe von Halbleiterfertigungstechnologie. MikroSystemTechnik Kongress. 2021
- [135] Seidl, M., Bretthauer, C., Klein, W., Krumbein, U. u. Tumpold, D.: Europäisches Patent EP 3 751 239 B1. THERMORESISTIVE MICRO SENSOR DEVICE, 2022.
<https://register.epo.org/espacenet/regviewer?AP=19180341&CY=EP&LG=en&DB=REG>, abgerufen am: 26.06.2023
- [136] Charakterisierung siliziumbasierter Hitzdrahtanemometer. Technischer Report TR-2020-09, Kellner, F., München 2020
- [137] Richter, M., Prak, A., Naundorf, J., Eberl, M., Leeuwis, H., Woias, P. u. Steckenborn, A.: A chemical microanalysis system as a microfluid system demonstrator. Transducers 97. Digest of technical papers. Piscataway, NJ: IEEE Service Center 1997, 303-306 vol.1

- [138] Hölzl, W., Seidl, M. u. Schrag, G.: Fully-Coupled Transient Modeling of Highly Miniaturized Electrostatic Pull-In Driven Micropumps. 2023 24th International Conference on Thermal, Mechanical and Multi-Physics Simulation and Experiments in Microelectronics and Microsystems (EuroSimE). IEEE 2023 - 2023, S. 1–11

Anhang

Tabellarischer Überblick über alle Mikropumpenvarianten.

| Typ | Untere Gegenelektrode | Obere Gegenelektrode | LOCOS-Plateau | Länge Stützstruktur | Breite Ventilring | Breite Auslass | | | |
|---------|-----------------------|----------------------|---------------|---------------------|-------------------|----------------|--------|--------|--------|
| RP3 A A | Version 1 | nur Ventil | ja | 20 µm | 150 µm | 150 µm | | | |
| RP3 A B | | | | | 123 µm | | | | |
| RP3 A C | | | | | 96 µm | | | | |
| RP3 A D | | | | | 75 µm | | | | |
| RP3 A E | | | | 150 µm | 200 µm | | | | |
| RP3 A F | | | | 30 µm | 150 µm | 150 µm | | | |
| RP3 A G | | | | | 123 µm | | | | |
| RP3 A H | | | | | 96 µm | | | | |
| RP3 A I | | | | | 75 µm | | | | |
| RP3 A J | | | | 150 µm | 200 µm | | | | |
| RP3 A K | | | | nein | 20 µm | 150 µm | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 A L | | | | | | | 123 µm | | |
| RP3 A M | | | | | | | 96 µm | | |
| RP3 A N | | | | | | | 75 µm | | |
| RP3 A O | | | 150 µm | | 200 µm | | | | |
| RP3 A P | | | 30 µm | | 150 µm | 150 µm | | | |
| RP3 A Q | | | | | 123 µm | | | | |
| RP3 A R | | | | | 96 µm | | | | |
| RP3 A S | | | | | 75 µm | | | | |
| RP3 A T | | | 150 µm | | 200 µm | | | | |
| RP3 B A | | | Version 1 | | vollständig | ja | 20 µm | 150 µm | 150 µm |
| RP3 B B | | | | | | | | 123 µm | |
| RP3 B C | | | | | | | | 96 µm | |
| RP3 B D | | | | | | | | 75 µm | |
| RP3 B E | | | | 150 µm | | | 200 µm | | |
| RP3 B F | | | | 30 µm | | | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 B G | | | | | | | 123 µm | | |
| RP3 B H | | | | | | | 96 µm | | |
| RP3 B I | 75 µm | | | | | | | | |
| RP3 B J | 150 µm | 200 µm | | | | | | | |
| RP3 B K | nein | 20 µm | | 150 µm | | | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 B L | | | | | | | 123 µm | | |
| RP3 B M | | | | | | | 96 µm | | |
| RP3 B N | | | | | | | 75 µm | | |
| RP3 B O | | 150 µm | | 200 µm | | | | | |
| RP3 B P | | 30 µm | | 150 µm | | 150 µm | | | |
| RP3 B Q | | | | 123 µm | | | | | |
| RP3 B R | | | | 96 µm | | | | | |
| RP3 B S | | | | 75 µm | | | | | |
| RP3 B T | | 150 µm | | 200 µm | | | | | |

| Typ | Untere Gegenelektrode | Obere Gegenelektrode | LOCOS-Plateau | Länge Stützstruktur | Breite Ventilring | Breite Auslass | |
|---------|-----------------------|----------------------|---------------|---------------------|-------------------|----------------|--------|
| RP3 C A | Version 2 | nur Ventil | ja | 20 µm | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 C B | | | | | 123 µm | | |
| RP3 C C | | | | | 96 µm | | |
| RP3 C D | | | | | 75 µm | | |
| RP3 C E | | | | | 150 µm | 200 µm | |
| RP3 C F | | | | 30 µm | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 C G | | | | | 123 µm | | |
| RP3 C H | | | | | 96 µm | | |
| RP3 C I | | | | | 75 µm | | |
| RP3 C J | | | | | 150 µm | 200 µm | |
| RP3 C K | | | nein | 20 µm | 150 µm | 150 µm | 150 µm |
| RP3 C L | | | | | | 123 µm | |
| RP3 C M | | | | | | 96 µm | |
| RP3 C N | | | | | | 75 µm | |
| RP3 C O | | | | | 150 µm | 200 µm | |
| RP3 C P | | | | 30 µm | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 C Q | | | | | 123 µm | | |
| RP3 C R | | | | | 96 µm | | |
| RP3 C S | | | | | 75 µm | | |
| RP3 C T | | | | | 150 µm | 200 µm | |
| RP3 D A | | vollständig | ja | 20 µm | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 D B | | | | | 123 µm | | |
| RP3 D C | | | | | 96 µm | | |
| RP3 D D | | | | | 75 µm | | |
| RP3 D E | | | | | 150 µm | 200 µm | |
| RP3 D F | | | | 30 µm | 150 µm | 150 µm | |
| RP3 D G | | | | | 123 µm | | |
| RP3 D H | | | | | 96 µm | | |
| RP3 D I | | | | | 75 µm | | |
| RP3 D J | | | | | 150 µm | 200 µm | |
| RP3 D K | | | nein | 20 µm | 150 µm | 150 µm | 150 µm |
| RP3 D L | | | | | | 123 µm | |
| RP3 D M | 96 µm | | | | | | |
| RP3 D N | 75 µm | | | | | | |
| RP3 D O | 150 µm | | | | 200 µm | | |
| RP3 D P | 30 µm | | | 150 µm | 150 µm | | |
| RP3 D Q | | | | 123 µm | | | |
| RP3 D R | | | | 96 µm | | | |
| RP3 D S | | | | 75 µm | | | |
| RP3 D T | | | | 150 µm | 200 µm | | |

Tabelle 3: Übersicht über alle 80 Mikropumpenvarianten und ihre jeweiligen Parametervariationen.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich während meiner Promotionszeit unterstützt und motiviert haben.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie, deren bedingungslose Unterstützung mein Ziel, eine selbstständige wissenschaftliche Arbeit erfolgreich abzuschließen, überhaupt erst ermöglicht hat.

Ich danke Prof. Gerhard Wachutka für die Schaffung eines Arbeitsumfeldes, in dem freie Gedanken Raum zum Wachsen haben, und für die Ratschläge, die auch außerhalb der Promotion ihre Anwendung finden werden.

Mein aufrichtiger Dank geht an meine Doktormutter Prof. Gabriele Schrag, die die Lehrstuhltraditionen weitergeführt und für viel Freiraum bei der Arbeit und Forschung gesorgt hat, aber bei Problemen stets zur Stelle war. Vielen Dank auch für die Möglichkeit, über die Jahre vielfältige Aufgaben in der Lehre zu übernehmen und Lehrveranstaltungen aktiv zu gestalten. Und nicht zuletzt vielen Dank für die konstruktiven Anregungen zu meiner Arbeit und für das Korrekturlesen.

Ich danke meinem Mentor Dr. Franz Wittmann für sein offenes Ohr in allen Dingen, die vielen Gespräche, von denen einige fachlichen Bezug zu dieser Arbeit, viele mehr jedoch rein gar nichts damit zu tun hatten, und gerade deshalb umso wichtiger waren.

Mein herzlicher Dank geht an alle Kollegen am Lehrstuhl für Technische Elektrophysik. Insbesondere an Matthias Gehring und Wolfgang Hölzl für die Hilfe bei den FEM-Simulationen, an Stefan Schaub für die umfassende Unterstützung bei der Entwicklung neuer Prüfstände, an Tobias Binder für die unzähligen für mich angefertigten mechanischen Bauteile, und an Elisabeth Lehmann dafür, dass Sie den Lehrstuhl zusammengehalten hat.

Ein großer Dank geht auch an die Mitarbeiter der Infineon Technologies AG. An das Innovationsteam aus München, insbesondere an Dr. Ulrich Krumbein, Dr. Alfons Dehé, Dr. David Tumpold, Dr. Wolfgang Klein, Dr. Christian Bretthauer und Matthias Vobl für die Unterstützung beim Entwurf der Layouts für die Prototypen. An Dr. Johann Strasser und Daniel Früchtel aus Regensburg für die Unterstützung bei der Auswahl und Anpassung der Fertigungsprozesse und für die Fertigung aller Mikropumpen und Anemometer. Und an alle Mitarbeiter der Fertigung und der Fehleranalyse, die mir beim Aufbau und der Analyse der Prototypen geholfen haben.

Vielen Dank an Dr. Markus Becherer für die Übernahme des Vorsitzes des Promotionsverfahrens, und vielen Dank an Prof. Amelie Hagelauer für die Begutachtung dieser Arbeit.