

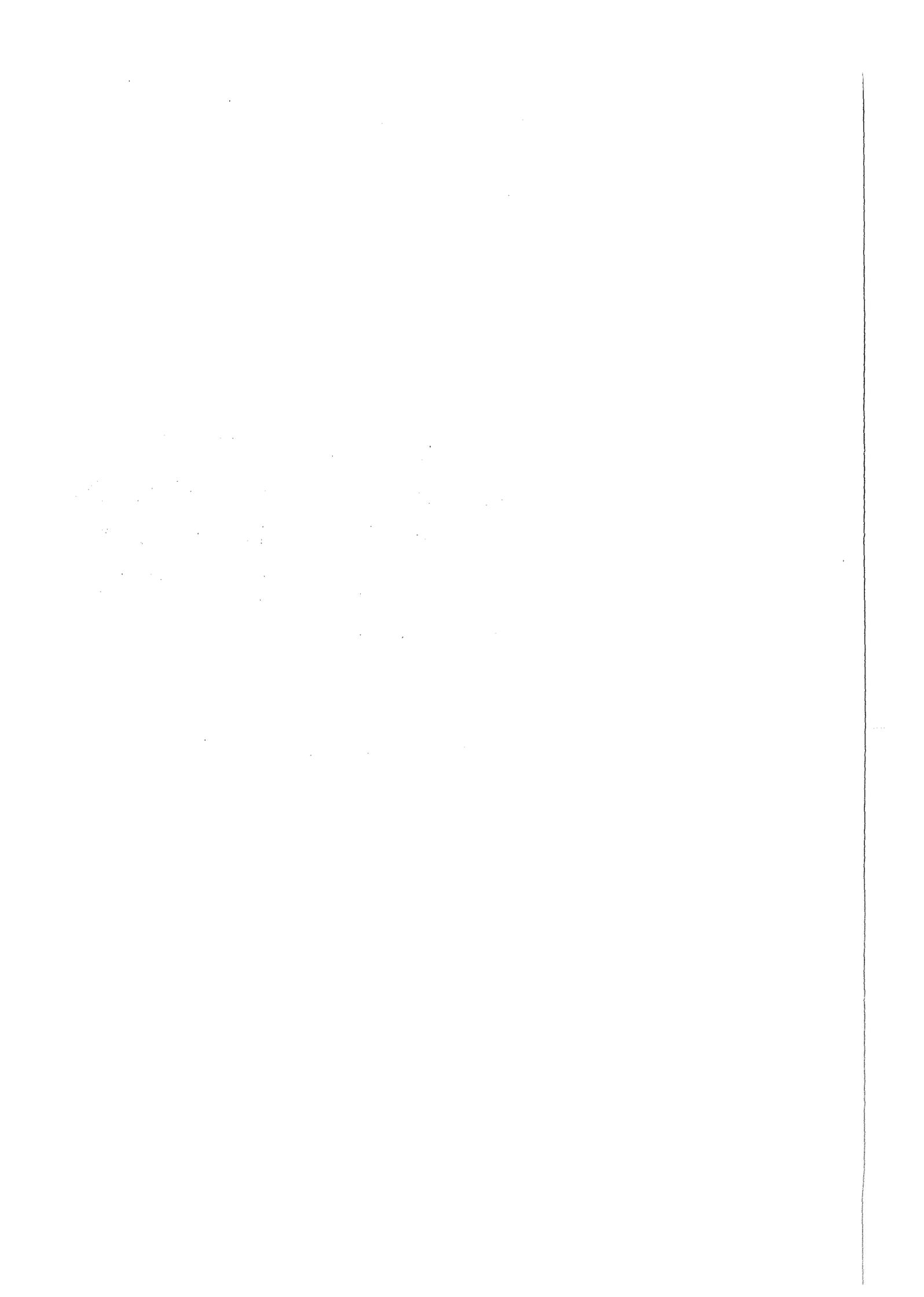
Forschungszentrum Karlsruhe
Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte
FZKA 5504

Entwicklung eines aktiven Ventilsystems in LIGA-Technik für die minimalinvasive Therapie

J. Fahrenberg, D. Maas, W. K. Schomburg
Institut für Mikrostrukturtechnik

Februar 1995



Forschungszentrum Karlsruhe

Technik und Umwelt

Institut für Mikrostrukturtechnik

FZKA 5504

**Entwicklung eines aktiven Ventilsystems
in LIGA-Technik
für die minimalinvasive Therapie**

J. Fahrenberg*), D. Maas, W.K. Schomburg

*) von der Fakultät für Maschinenbau der Universität Karlsruhe
genehmigte Dissertation

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

1995

Als Manuskript gedruckt
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

ISSN 0947-8620

Zusammenfassung

Für Herzkatheter, mit denen Ablagerungen in den Herzkranzgefäßen des Menschen entfernt werden sollen, wären hydraulisch angetriebene Positioniersysteme vorteilhaft, die die Katheterspitze während der Operation in der Arterie ausrichten. Die Positionierung kann mit drei radial angeordneten Ballons erfolgen, die gezielt mit Flüssigkeit befüllt werden. Für die Verteilung dieser Flüssigkeit vor Ort wird ein Mikroventilsystem benötigt.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, ob Mikroventilsysteme hergestellt werden können, die so klein sind, daß sie in einer Katheterspitze Platz finden und die gleichzeitig durch ein kostengünstiges Herstellungsverfahren eine Massenproduktion erlauben. Hierzu wurden zwei Varianten eines Ventilsystems mit jeweils drei Einzelventilen realisiert und getestet. Beide Mikrosysteme bestehen aus mehreren funktional verkoppelten Einzel-elementen und einer Membran, die aufgrund ihrer dichtenden Eigenschaft als Schaltelement gewählt wurde. Für den Aufbau beider Ventilsysteme wurden spezielle Justier- und Klebe-techniken entwickelt.

Mit der ersten Variante wurde demonstriert, daß Mikroventilsysteme mit den benötigten Abmessungen durch Röntgentiefenlithografie und Galvanoformung hergestellt werden können. Dieses Ventilsystem mit einem Durchmesser von 3 mm und einer Höhe von 1.3 mm besteht aus vier planaren strukturierten Ebenen aus PMMA und galvanisch abgeschiedenem Gold und einer integrierten, strukturierten, 2.7 µm dünnen Titanmembran. Die einzelnen Membran-ventile haben einen Durchmesser von 800 µm.

Die zweite Variante zeigte, daß Mikroventilsysteme mit einem für die kostengünstige Massenproduktion geeigneten Abformverfahren gefertigt werden können. Dieses System wurde aus zwei mehrstufigen Gehäusehälften aus thermoplastischen Kunststoffen (PMMA und PVDF) hergestellt. Zwischen diese beiden Gehäusehälften wurde eine 5 µm dünne Polyimid-membran mit aufstrukturiertem Heizwiderstand montiert. Das abgeformte Ventilsystem hat einen Durchmesser von 7 mm und eine Höhe von 1.9 mm. Die Einzelventile besitzen einen Durchmesser von 2 mm.

Die Funktionsfähigkeit der hergestellten Ventilsysteme wurde durch praktische Messungen nachgewiesen. Der Wasserdurchfluß durch ein Einzelventil beim röntgentiefenlithografisch hergestellten Ventilsystem war bei einem Differenzdruck von 1000 hPa etwa 4 µl/s. Durch die größeren Abmessungen bei dem abgeformten Ventilsystem ergab sich für den Durchfluß durch ein Einzelventil bei einem Differenzdruck von 1000 hPa ein Wert von 170 µl/s.

Die Ventile wurden mit einem integrierten elektro-thermo-pneumatischen Aktor geschlossen. Mit der Einkopplung einer elektrischen Leistung von weniger als 500 mW und Luft als Aktormedium konnte Stickstoff bis zu einem Differenzdruck von 200 hPa geschaltet werden. Die geschlossenen Ventile waren gasdicht.

Active microvalve system fabricated by the LIGA process for the minimally invasive therapy

Cardiac catheters to be used for removing deposits in the coronary vessels of the human heart would benefit from hydraulically driven positioning systems aligning the tip of the catheter in the artery during the intervention. Positioning can be achieved by means of three balloons arranged radially, which would be filled with a liquid to a varying degree. A microvalve system is required to distribute this liquid *in situ*.

This study was conducted to find out about the possibility of manufacturing microvalve systems so small that they could be included in a catheter tip and, at the same time, capable of volume production in a low-cost process. For this purpose, two variants of a valve system of three valves each were built and tested. Both microsystems consist of several elements coupled functionally and a membrane used as a switching element because of its sealing property. Special alignment and bonding techniques were developed in building up the two valve systems.

The first variant was used to demonstrate that microvalve systems of the required dimensions can be manufactured by X-ray deep etch lithography and electroforming techniques. This valve system, with a diameter of 3 mm and a height of 1.3 mm, is composed of four planar structured layers out of PMMA and electrodeposited gold, and an integrated structured titanium membrane 2.7 μm thin. The membrane valves each have a diameter of 800 μm .

The second variant demonstrated that microvalve systems can be manufactured by a molding technique suitable for low-cost volume production. The system was made in two multi-stage housing sections of thermoplastics (PMMA and PVDF). A polyimide membrane 5 μm thin, with a heating resistance patterned onto it, was installed between these two housing sections. The molded valve system has a diameter of 7 mm and a height of 1.9 mm. Each valve has a diameter of 2 mm.

The functioning capability of the valve systems produced in this way was demonstrated by practical measurements. The water flow through one valve of a valve system produced by X-ray deep etch lithography amounted to approximately 4 $\mu\text{l/s}$ at a difference pressure of 1000 hPa. As a consequence of the larger dimensions of the molded valve system, the flow through a single valve achieved a higher level of 170 $\mu\text{l/s}$ at a difference pressure of 1000 hPa.

The valves were closed by means of an integrated electro-thermo-pneumatic actuator. When an electric power of less than 500 mW was applied and air was used as the actuator medium, the system was able to switch nitrogen up to a difference pressure of 200 hPa. The valves were gastight in the closed condition.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Strömungsmechanik in Mikromembranventilen	6
2.1.	Grundlagen der Strömungsmechanik	7
2.2.	Entwurf von Strömungsmodellen für mögliche Ventildesigns	10
2.2.1.	Schalten eines Fluids durch Verschließen einer Blende	10
2.2.2.	Schalten eines Fluids durch Verschließen eines Kanals	13
2.2.2.1.	Einstufiges Design	13
2.2.2.2.	Zweistufiges Design	15
2.3.	Simulation von Druckverteilungen mit der Finite Elemente Methode	17
2.4.	Systementwurf	20
2.5.	Zusammenfassung der Ergebnisse	21
3.	Vergleich verschiedener thermischer Aktorprinzipien	22
3.1.	Thermo-mechanischer Bimetallaktor	22
3.1.1.	Theorie des Bimetalls	22
3.1.2.	Mögliche Ventildesigns mit Bimetall als Ventilaktor.....	24
3.1.2.1.	Bimetallstreifen	25
3.1.2.2.	Runde Bimetallscheibe	26
3.1.2.3.	Vergleich beider Designmöglichkeiten	27
3.1.3.	Auswirkung des Herstellungsverfahrens auf die Aktorfunktion	29
3.1.4.	Ergebnis der Untersuchung eines thermo-mechanischen Aktors.....	30
3.2.	Thermo-pneumatischer Aktor	30
3.2.1.	Wirkungsprinzip des Aktors	30
3.2.1.1.	Erwärmen von Luft.....	31
3.2.1.2.	Verdampfen einer Flüssigkeit.....	32
3.2.1.3.	Mehrstoffsysteme	35
3.2.2.	Energieeinkopplung in den Aktor	36
3.2.2.1.	Elektrische Energieeinkopplung.....	36
3.2.2.2.	Optische Energieeinkopplung.....	38
3.2.3.	Einfluß der Membraneigenschaften auf das Aktorverhalten.....	39
3.2.4.	Finite Elemente Rechnungen zur Untersuchung von Membranverhalten.....	42
3.2.5.	Ergebnis der Untersuchung eines thermo-pneumatischen Aktors.....	45

4.	Design und Herstellungsverfahren gefertigter Ventilsysteme.....	47
4.1.	Das LIGA Verfahren	47
4.2.	Mit der Röntgentiefenlithografie hergestelltes Ventilsystem	49
4.2.1.	Vereinzelungstechniken	49
4.2.2.	Justier- und Klebetechniken	53
4.2.2.1.	Justieren.....	53
4.2.2.2.	Kleben.....	55
4.2.3.	Design und Funktion	58
4.2.4.	Herstellung des Mikroventilsystems	60
4.3.	Mit dem Abformverfahren hergestelltes Ventilsystem.....	64
4.3.1.	Das Abformverfahren.....	64
4.3.2.	Design und Funktion	65
4.3.3.	Herstellung des abgeformten Mikroventilsystems	68
4.3.3.1.	Herstellung der abgeformten Strukturen	68
4.3.3.2.	Integrieren der Membran und des elektrischen Aktorantriebs.....	72
4.4.	Zusammenfassung.....	75
5.	Messungen	76
5.1.	Messungen zum integrierten thermo-pneumatischen Aktor.....	76
5.1.1.	Elektrische Energieeinkopplung.....	76
5.1.2.	Optische Energieeinkopplung	80
5.1.3.	Vergleich der Energieeinkopplungen	84
5.2.	Durchflußmessungen	85
5.2.1.	Röntgentiefenlithografisch hergestelltes Ventilsystem	86
5.2.2.	Abgeformtes Ventilsystem	88
5.3.	Schließen eines abgeformten Ventils mit integriertem Aktor	89
5.4.	Ergebnisse der Messungen	90
6.	Zusammenfassung und Ausblick.....	92
7.	Literaturverzeichnis.....	97
	Anhang.....	105
	Liste der verwendeten Symbole	105
	Physikalische und chemische Daten verschiedener Alkane und Wasser	107

1. Einleitung

Die häufigsten aller vorzeitigen Todesursachen in den Industrienationen sind heutzutage die Kreislauferkrankungen (z.B. Arteriosklerose). Infolge von Arteriosklerose-Risikofaktoren, wie z.B. Rauchen oder Übergewicht, kann es durch Ablagerungen (Plaques) zu Verengungen (Stenosen) oder vollständigen Verschlüssen der Arterien kommen [Ale94]. Hierdurch werden wichtige Bereiche des Körpers nur unzureichend oder überhaupt nicht mehr mit Sauerstoff versorgt. Treten diese Erkrankungen im Herzbereich (Koronararterien) auf, spricht man von einem Herzinfarkt.

Die in den letzten Jahren bevorzugte Therapie zur Abwendung eines Herzinfarktes war die Bypassoperation. Der Gefäßverschluß bleibt als solcher zwar erhalten, wird aber durch ein körpereigenes Gefäßstransplantat im Nebenschluß umgangen. Um an das Herz des Patienten zu gelangen, muß bei einer Bypassoperation der Brustraum (Thorax) durch tiefe Einschnitte in gesundes Gewebe und Entfernung von Rippen geöffnet werden. Vorteile dieses Verfahrens sind die freie Sicht und der direkte Zugang des Chirurgen zum Operationsgebiet. Nachteile sind jedoch unter anderem der operative Aufwand, die Infektionsgefahr der relativ großen Wundflächen und die lange Erholungszeit des Patienten, die im wesentlichen vom Verheilen der tiefen Einschnitte abhängt.

Um bei Operationen im Innern des menschlichen Körpers tiefe Einschnitte zu vermeiden, werden seit einigen Jahren erfolgreiche Operationen mit den Verfahren der minimalinvasiven Therapie (im weiteren als MIT bezeichnet) durchgeführt. Bei Operationen nach der Methode der MIT wird der Körper des Patienten nicht durch einen größeren Eingriff geöffnet, sondern es wird eine Vene, meistens im Leistenbereich, punktiert und ein bis zu einem Meter langer Katheter eingeführt [Lic90]. An der Katheterspitze können je nach Operationsverfahren verschiedene Werkzeuge, aber auch ein bildgebendes Verfahren (Ultraschall) angebracht sein. Die maximalen Außenabmessungen eines solchen Katheters sind je nach Innendurchmesser des Blutgefäßes, also je nach Operationsgebiet kleiner als 3 mm bis hin zu Abmessungen unter einem Millimeter. Bei diesem Operationsverfahren wird der Wundbereich nach dem Eingriff nur mit Pflastern versorgt. Der Eingriff dauert nur den Bruchteil der Zeit einer Bypassoperation und der Krankenhausaufenthalt ist auf wenige Tage beschränkt oder entfällt sogar zugunsten einer ambulanten Behandlung.

Die bekannteste und momentan bevorzugte Technik der MIT ist die Dehnung der verengten Arterie mit einem aufblasbaren Ballon (perkutane transluminale Angioplastie PTA). Dieses Verfahren hat jedoch den Nachteil, daß die Blutgefäße bei dem Eingriff mit einem Druck von bis zu 10 000 hPa durch die Dehnung beschädigt werden und eine solche Schädigung wieder die Ursache für eine neu entstehende Verengung sein kann. Die Eingriffe müssen deshalb meist in regelmäßigen Abständen (wenige Jahre) wiederholt werden.

Neben dieser Technik wird auch an anderen Verfahren gearbeitet, durch welche die Ablagerungen mechanisch entfernt werden sollen. Hierbei wird ein außerhalb des Patienten

angetriebener Draht in eine Rotations- oder Vibrationsbewegung versetzt und durch den Katheter in den geschädigten Bereich geleitet [Schm91]. An der Drahtspitze sitzt ein runder Kopf, der durch diese Bewegung Ablagerungen mechanisch entfernt und zerstört. Die Bruchstücke der Ablagerungen werden mit Hilfe eines Spül- und Saugprozesses durch den Katheter zurückgeführt.

Durch die starke Eigenbewegung des Herzmuskels und eine Verwindung des Katheters durch die verschlungene Zuführung ist eine exakte Positionierung der Katheterspitze in den Koronararterien von außen durch die Hand des Chirurgen sehr schwierig. Die Kontrolle über die Position der Katheterspitze kann nur über das Einspritzen von Kontrastmittel und gleichzeitig aufgenommene Röntgenbilder erfolgen. Weitere Probleme entstehen durch den relativ langen, bewegten, aber starren Arbeitsdraht. Dazu gehören sowohl die schlechte Flexibilität des Katheters, stark verschlungene oder gekrümmte Arterien können nicht durchfahren werden, als auch die großen Reibungsverluste des Drahtes an der Katheterwand.

Um den Anwendungsbereich und die Möglichkeiten der MIT weiter ausschöpfen zu können, müssen einerseits mehr konventionelle Werkzeuge miniaturisiert werden, andererseits aber auch ganz neue Wege zur Entwicklung mikroskopisch kleiner Werkzeugsysteme für die medizinische Anwendung beschränkt werden.

Diese kleinen Werkzeugsysteme könnten vor Ort (z.B. in den Koronararterien) durch Positionierballons fixiert werden und so unabhängig von starren Verbindungen mit der Außenwelt arbeiten. Durch ein mechanisches Abtragswerkzeug (z.B. Fräskopf, Hobel oder Zange) könnten die Plaques entfernt werden. Die Kontrolle für das exakte Positionieren der Katheterspitze und die Größe der Abtragsrate der Werkzeuge könnte durch Sensoren (Kraft und Druck) und Mikroprozessoren (Auswertung der Daten) vor Ort (in der Katheterspitze) erfolgen. Die visuelle Feststellung der genauen Position und der Beschaffenheit der Ablagerungen könnte durch Ultraschallsensoren erfolgen. Im Unterschied zu den bestehenden mechanischen Abtragsverfahren wird hier die Energie-Kraft-Wandlung vor Ort durchgeführt. Die Gesamtabmessungen solcher "intelligenter" Mikroroboter dürfen hierbei nicht größer sein als wenige Millimeter, was bedeutet, daß die Einzelkomponenten kleiner als 1 mm sein müssen. Dies ist der Bereich, in dem die Mikrosystemtechnik, die das Gebiet der Zusammenführung von Sensoren, Mikroprozessoren und Aktoren auf engstem Raum bearbeitet, eines ihrer Anwendungsgebiete sieht [Men90]. Die Anpassung der Schnittstellen zwischen dem technischen Mikrokosmos und dem Makrokosmos des Anwenders werden in dem Betätigungsfeld der Aufbau- und Verbindungstechnik untersucht [Rei88, Men93].

Im Rahmen des EG-Projektes "Integration of Microcomponents in an Interventional Cardiac Catheter System" (Esprit-IMICS) soll ein solcher Herzkatheter, der die obengenannten Anforderungen für die MIT erfüllt, für medizinische Eingriffe in den Koronararterien entwickelt werden. Zur Positionierung der Katheterspitze mit den mechanischen Abtragswerkzeugen sollen Ballons angebracht werden. Über eine kontrollierte Befüllung dieser Ballons kann dann die Katheterspitze sowohl ausgerichtet als auch in der Arterie fixiert werden. Die

Abmessungen dieses zu entwickelnden Herzkatheters liegen bei ca. 3 mm für den maximalen Durchmesser der Spitze mit allen integrierten Komponenten und ca. 1.5 mm für die Zuleitung zur Spitze mit sämtlichen Versorgungsleitungen [Imi93].

Die Problematik bei der Herstellung eines solchen Herzkatheters ist jedoch nicht nur die Größe der Werkzeuge auf der Katheterspitze, sondern auch das Erreichen ihrer mechanischen Leistung. Für den Abtrag der arteriosklerotischen Ablagerungen sind relativ große Kräfte nötig, die von den in der Katheterspitze integrierten Mikroaktoren nicht ohne weiteres aufgebracht werden können. Ebenfalls ist es aus medizinischen Gründen nicht möglich, beliebig hohe elektrische Spannungen bzw. hohe Stromdichten durch den Katheter vor Ort zu leiten. Nur unkritische kleine Spannungen, die sich für die Aktorik nicht eignen, können für den Betrieb von Sensoren (Datenübertragung) oder die Steuerung der Werkzeuge benutzt werden. Eine weitere Möglichkeit der Kraftübertragung ist die Hydraulik. Mit einem hydraulischen Antrieb lassen sich auf kleinem Raum große Kräfte erzeugen [Schm80]. Als hydraulisches Medium kann eine medizinisch verträgliche Flüssigkeit wie z.B. physiologische Kochsalzlösung verwendet werden. Kleine Mengen nicht mehr benötigter Flüssigkeit können in das Blutgefäßsystem entlassen werden. Der Durchmesser einer Zuführung für die hydraulische Energie darf jedoch nicht zu gering gewählt werden, da der Druckabfall über eine Leitung proportional zur vierten Potenz ihres Radius ist. Für einen 1 m langen Katheter mit einem Durchmesser von 500 μm ist bei einer Fließgeschwindigkeit von 1 l/h Wasser mit einem Druckabfall von 1 800 hPa zu rechnen. Für einen Durchmesser von 100 μm ergibt sich schon ein Druckabfall von 1 100 000 hPa, der schon deshalb nicht realisierbar ist, weil der Katheterschlauch einem so hohen Druck nicht standhalten würde. Dieses Beispiel zeigt, daß es nicht möglich ist mehrere Hydraulikleitungen durch einen dünnen Katheter zu führen. Die hydraulische Energie muß über eine einzige dickere Zuleitung in die Katheterspitze geführt und dort für die verschiedenen Anwendungen verteilt werden. Diese Energie kann entweder in fluidischen Aktoren [Wall92, Voll94] direkt in einen mechanischen Antrieb gewandelt werden oder mit Hilfe eines Ventilsystems gezielt auf verschiedene Werkzeuge verteilt werden.

Deshalb soll in der vorliegenden Arbeit untersucht werden, ob ein Mikroventilsystem hergestellt werden kann, das klein genug ist, um in einer Katheterspitze Platz zu finden, und dennoch die benötigten Leistungen erbringt. Ziel dieser Arbeit ist es, solche aktive Mikroventilsysteme zur Steuerung hydraulischer Energie für die MIT zu entwerfen und herzustellen. Die Ventilsysteme sollen aus mehreren Einzelventilen bestehen. Der Differenzdruck über einem Einzelventil sollte mehr als 100 hPa betragen können und der Volumenfluß durch ein geöffnetes Ventil sollte im Bereich von einigen $\mu\text{l/s}$ liegen. Darüber hinaus soll der Weg zu einem einfachen Herstellungsverfahren aufgezeigt werden, daß die Massenproduktion von Mikroventilsystemen gestattet.

Abbildung 1.1. zeigt die Schemazeichnung einer Katheterspitze. Man sieht angedeutet einen Schnitt durch eine Arterie mit der zylindrischen Spitze. In dieser Katheterspitze liegt ein

Ventilsystem bestehend aus drei Einzelventilen, die jeweils die Befüllung eines Positionierballons steuern.

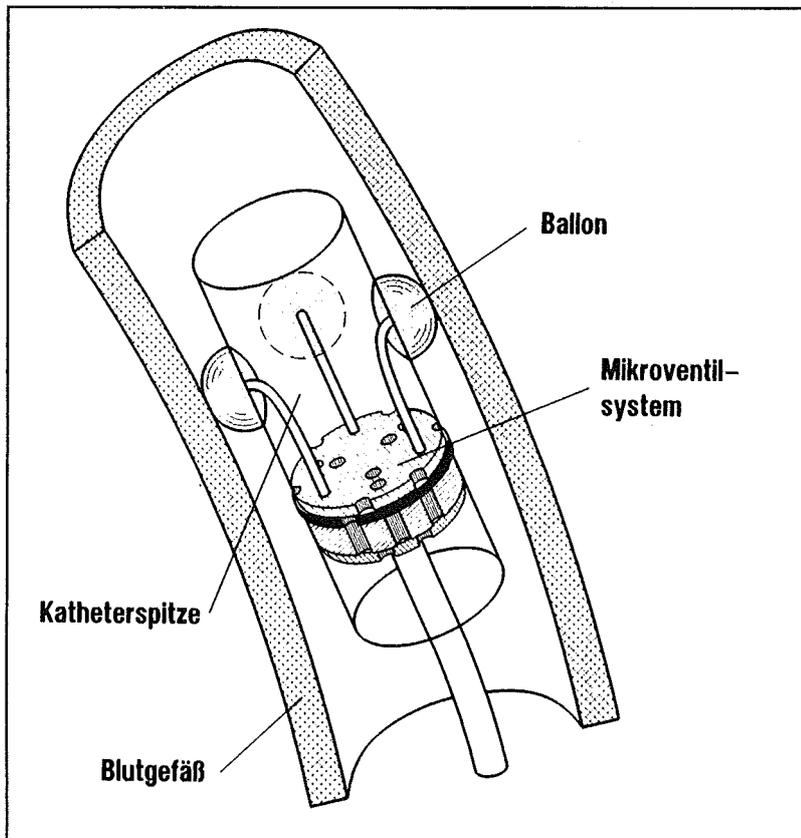


Abb.1.1. Schemazeichnung eines zylindrischen Katheters in einer Arterie mit Mikroventilsystem und drei Positionierballons.

Mit der Herstellung von Mikroventilen beschäftigen sich viele Arbeitsgruppen. Diese Mikroventile werden durch anisotropes naßchemisches Ätzen von Siliziumeinkristallen und anodisches Bonden hergestellt. Sie unterscheiden sich in ihrer Anwendung. Die meisten der hergestellten Ventile sind aktive Ventile mit unterschiedlichen Aktorprinzipien zum Schalten von Gasen [Zde87, Ti89, Esa89, Jer90, Ohn90, Bos93, Shi93]. Ventile zum Schalten von Flüssigkeiten wurden meist nur als passive Ventile entworfen und werden in Mikropumpen eingesetzt [vLi88, vdPol89, Sho92, Zen92]. Erste kommerziell vertriebene Ventile [Red93, ICS93] basieren ebenfalls auf den Grundlagen der Siliziumtechnik. Einen Überblick über die Möglichkeiten in der Siliziumtechnik gibt [Heu91].

Ein weiteres wichtiges Verfahren zur Herstellung von Mikrostrukturen ist das am Institut für Mikrostrukturtechnik im Forschungszentrum Karlsruhe entwickelte LIGA-Verfahren [Bec86]. Dieses Verfahren setzt sich aus den Einzelprozessen Röntgentiefen-lithografie, Galvanik und Abformung zusammen. Mit Hilfe des LIGA-Verfahrens können Mikrostrukturen mit lateralen Abmessungen bis in den Nanometerbereich (10^{-9} m) mit hohem Aspektverhältnis, extrem hohen parallelen Strukturwänden und nahezu beliebiger lateraler Geometrie hergestellt werden. Weitere Vorteile sind eine kostengünstige Massenproduktion durch die Abformung

thermoplastischer Kunststoffe und die Möglichkeit, Mikrostrukturen aus einer Vielzahl von unterschiedlichen Materialien herzustellen [Men93]. Kombiniert man die LIGA-Technik mit Opferschichttechniken, dem Herstellen beweglicher Mikrostrukturen durch Unterätzen [Bur91], und Membrantechniken [Scho90a, Sto90, Rap93], so lassen sich fast beliebige Strukturentwürfe in die Mikrotechnik übertragen. Erste Fluidkomponenten in LIGA-Technik, wie ein elektrostatisch angetriebenes Mikroventil zum Schalten von Gasen [Kow91], passive Ventile [Sche92], fluidische Wandstrahlelemente [Voll94] und Mikropumpen [Rap93, Büs94a] sind bereits am Institut für Mikrostrukturtechnik entwickelt worden.

Im Rahmen dieser Arbeit werden aktive Mikroventilsysteme zum Schalten von Flüssigkeiten entworfen und sowohl mit Hilfe der Röntgentiefenlithografie als auch mit dem Abformverfahren hergestellt. Aufgrund der bereits vorhandenen Erfahrungen zur Herstellung von Membranen aus unterschiedlichen Materialien und der Forderung nach einer guten Dichtigkeit des Ventils werden Membranventile entwickelt. Das Einzelventil besteht aus zwei Funktionsbereichen, dem Aktorbereich und dem Fluidbereich mit der zu schaltenden Flüssigkeit. Sie sind durch eine geschlossene Mikromembran voneinander getrennt. Die sich bei Aktorbetrieb auslenkende Membran öffnet oder verschließt einen Strömungskanal im Fluidbereich und dichtet ihn aufgrund ihrer Flexibilität ausreichend ab.

Um ein konkretes Ventildesign zu entwerfen, werden in dieser Arbeit beide Ventilbereiche zunächst getrennt betrachtet. Zuerst wird der Fluidbereich untersucht. Hier werden allgemeine Gesetze der Strömungsmechanik in Mikrostrukturen zusammengefaßt und Strömungsmodelle für verschiedene Realisierungsmöglichkeiten eines Membranventils hergeleitet. Nach der Abschätzung der strömungsmechanischen Verhältnisse werden zwei für einen Ventilaktor in Frage kommende Aktorprinzipien (thermo-mechanisch und thermo-pneumatisch) auf ihre Eignung untersucht.

Nach der Erläuterung der entwickelten Herstellungsprozesse werden zwei unterschiedliche Ventildesigns für die Herstellung durch Röntgentiefenlithografie bzw. Abformung vorgestellt. Der integrierte thermo-pneumatische Aktor wird mit zwei verschiedenen Antriebsmöglichkeiten untersucht: die Wandlung elektrischer Energie in Wärme mit einer strukturierten Heizwendel und die Wandlung von Lichtenergie durch Absorption im Aktormedium. Für die theoretische Bestimmung der Ventileigenschaften werden sowohl die Druckverteilung im Ventilsystem als auch das Membranverhalten in Abhängigkeit von den inneren Spannungen der Membran und des anliegenden Druckes mit der Methode der Finiten Elemente untersucht. Abschließend werden erste Meßergebnisse zur Charakterisierung der hergestellten Ventilsysteme gezeigt.

Die vorliegende Arbeit ist ein erster Schritt zur Entwicklung hydraulischer Komponenten für die minimalinvasive Therapie. Die im Rahmen dieser Entwicklung erarbeiteten Herstellungsverfahren schaffen eine Grundlage für die Fertigung mikrofluidischer und anderer Mikrostrukturen, die aus mehreren gekoppelten Funktionsbereichen bestehen.

2. Strömungsmechanik in Mikromembranventilen

Für den Entwurf eines Mikroventilsystems mit mehreren Ventilen wird zunächst der Fluidteil eines einzelnen Ventils betrachtet. Bei dem hier betrachteten Membranventil wird das Medium geschaltet, indem ein Strömungskanal durch eine sich auslenkende Membran verschlossen bzw. geöffnet wird. Durch das Anpressen der flexiblen Membran auf den Ventilsitz, der den Eingangs- und den Ausgangsbereich des Ventils voneinander trennt, kann eine gute Dichtigkeit des Ventils erreicht werden. Für die weiteren theoretischen Überlegungen wird angenommen, daß das Druck-Volumenfluß-Verhältnis nur von der Geometrie des kleinen Bereichs zwischen dem Ventilsitz und der Membran bestimmt wird. Dies ist durch eine im Vergleich relativ große Dimensionierung der anderen Ventilbereiche möglich. Um den entscheidenden Bereich besser beschreiben zu können, werden in diesem Kapitel verschiedene Strömungsmodelle für unterschiedliche Realisierungsmöglichkeiten eines Membranventils hergeleitet. Mit Hilfe dieser Strömungsmodelle sollen Abschätzungen für die Dimensionierung der Mikroventile gemacht werden. Gleichzeitig sollen Designregeln für die Herstellung von Membranventilen mit definierten Eigenschaften aufgestellt werden. Alle im folgenden angegebenen Drücke werden dabei als Differenzdruck zum Atmosphärendruck definiert.

Wichtige Voraussetzung für die Entwicklung eines solchen Modells ist die Kenntnis der Eigenschaften des zu schaltenden Mediums (Dichte, Viskosität), der geforderten Volumenflüsse durch das geöffnete Ventil bei einem anliegenden Differenzdruck und die Angaben zur Größe des Ventils. Im hier zu entwickelnden Ventilsystem soll Wasser geschaltet werden. Der Volumenfluß durch ein geöffnetes Ventil bei Differenzdrücken größer 100 hPa soll sich im Bereich von einigen $\mu\text{l/s}$ bewegen. Die ungefähren lateralen Abmessungen eines Einzelventils ergeben sich aus den Anforderungen für den Einbau in einen Katheterkopf und liegen im Bereich kleiner als 1 mm.

Tabelle 2.1. zeigt die im weiteren Verlauf der Arbeit verwendeten physikalischen Daten von Wasser :

Größe	Wert	Einheit
Dichte	1000	kg/m^3
dyn. Viskosität bei 20°C	0.001	$\text{kg/m}\cdot\text{s}$
Oberflächenspannung	$7.3 \cdot 10^{-2}$	kg/s^2

Tab.2.1. Physikalische Daten von Wasser [Ger89].

Die für die Entwicklung eines Strömungsmodells nötigen Grundlagen der Strömungsmechanik werden in Kapitel 2.1. zusammengefaßt. Hierbei wird vorausgesetzt, daß keine Luftblasen im Innern der Struktur vorhanden sind, durch welche die Strömungsverhältnisse verändert werden können. Eine Überprüfung aufgezeigter analytischer Lösungsgleichungen für Volumenflüsse und Druckverteilungen im Mikroventil wird durch Messungen an Testmustern und durch Finite Elemente Rechnungen (FEM) durchgeführt.

2.1. Grundlagen der Strömungsmechanik

Für das Einstellen von definierten Volumenflüssen in Mikrostrukturen wird zuerst die Frage nach den minimalen Abmessungen eines Strömungskanals betrachtet, bei dem noch mit einer Strömung zu rechnen ist. Untersuchungen von Flüssigkeitstransport [Har89, Pfa90] in Rechteckkanälen mit Querschnittsflächen von $0.8 \cdot 100 \mu\text{m}^2$, $1.7 \cdot 100 \mu\text{m}^2$ und $53 \cdot 135 \mu\text{m}^2$ haben gezeigt, daß sich die Flüssigkeiten bei größeren Abmessungen ($53 \cdot 135 \mu\text{m}^2$) noch im Einklang mit den Navier-Stokes Gleichungen verhalten, welches die allgemeinen Bewegungsgleichungen in der Hydrodynamik sind. Wird die Kanaltiefe jedoch kleiner ($0.8 \mu\text{m}$) kommt es zu einem kritischen Kanalquerschnitt, bei dem sich das Flüssigkeitsverhalten nicht mehr mit Hilfe der Navier-Stokes Gleichungen berechnen läßt. Für den Entwurf eines Mikroventils ist demnach darauf zu achten, daß die kleinsten Abmessungen der Strömungskanäle im Bereich von mehreren Mikrometern liegen. In diesem Bereich ist es dann möglich, die gültigen Lösungsgleichungen für das Strömungsverhalten unter Einbeziehung verschiedener Korrekturziffern von den Navier-Stokes Gleichungen abzuleiten. Die Zusammenhänge in der Strömungsmechanik (Hydrodynamik) basierend auf den Navier-Stokes Gleichungen ist in Werken wie [Sch154, May77, Pra69, Zie82, Mer87] dargestellt. Eine gute Zusammenfassung dieser Grundlagen speziell für die Verhältnisse in Mikrostrukturen gibt [Gra93].

Bevor einzelne Strömungsmodelle entwickelt werden, sind zunächst verschiedene Strömungsgeometrien betrachtet worden. In [Gra93] wurden hierzu mikrofluidische Elemente mit unterschiedlichen Geometrien aufgelistet und mit Hilfe zweier charakteristischer Werte in verschiedene Strömungsbereiche eingeteilt, die unterschiedlich zu betrachten und zu berechnen sind. Mit Hilfe des einen Kennwertes, der Reynoldszahl Re , wird der Strömungstyp in einem beliebigen Querschnitt bestimmt. Es kann sich um eine laminare (das Strömungsverhalten wird von Reibungseffekten bestimmt) oder turbulente (wirbelbehaftete) Strömung handeln.

$$Re = \frac{\bar{u} \cdot D_h \cdot \rho}{\mu} \quad \text{mit} \quad \bar{u} = \frac{\dot{V}}{A} \quad (2-1)$$

ρ := Dichte

μ := dynamische Viskosität

D_h := hydraulischer Durchmesser

A := Kanalquerschnittsfläche

\bar{u} := mittlere Geschwindigkeit eines Fluids im Kanalquerschnitt

\dot{V} := Volumenfluß

Um zu entscheiden, um welchen dieser beiden Strömungstypen es sich handelt, wird die dimensionslose Reynoldszahl Re ermittelt und mit dem bekannten Übergangswert Re_t von 2300 zwischen den beiden Bereichen verglichen. Ein kleinerer Wert als 2300 zeigt bei Abmessungen im makroskopischen Bereich eine laminare Strömung an, ein größerer Wert eine turbulente Strömung.

In der Mikrotechnik ist diese Methode jedoch nicht ohne weiteres anwendbar, da die Länge der Einlaufstrecke X_e , in der sich das für den jeweiligen Strömungstyp charakteristische Strömungsprofil ausbildet, in den Bereich der Gesamtabmessungen der Mikrostruktur kommen kann.

$$X_e = 0.03 \cdot D_h \cdot Re \quad (2-2)$$

D_h := hydraulischer Durchmesser
 Re := Reynoldszahl

Der hydraulische Durchmesser D_h eines Querschnitts berechnet sich aus seiner Fläche A und seinem Umfang U :

$$D_h = \frac{4 \cdot A}{U_K} \quad (2-3)$$

A := Querschnittsfläche
 U_K := Umfang

Die Einlaufstrecke eines Kanals mit einem quadratischen Querschnitt von $50 \cdot 50 \mu\text{m}^2$ und $Re=1500$ (laminar) berechnet sich zu $X_e=2.25$ mm. Die Gesamtlänge der Strömungskanäle durch ein Mikroventilsystem kann diesen Wert leicht unterschreiten.

Der zweite charakteristische Wert für die Einteilung von mikrofluidischen Komponenten ist das Verhältnis zwischen der Länge des Strömungskanals L und seinem hydraulischen Durchmesser D_h : L/D_h . Mit Hilfe von L/D_h läßt sich ein neuer Übergangswert für die Reynoldszahl Re_t zwischen dem laminaren und dem turbulenten Strömungsgebiet berechnen. Bei kleinen Werten für L/D_h (<0.5) erhöht sich die Geschwindigkeit eines Fluids beim Durchtritt durch eine Verengung wie z.B. eine Düse oder eine Blende. Für die Beschleunigung des Fluids wird Energie benötigt, was sich als Druckabfall bemerkbar macht. Für den Übergangswert Re_t zwischen dem laminaren und dem turbulenten Strömungsbereich wird der für eine scharfkantige Schlitzblende charakteristische Wert 15 vorgegeben [Hu90].

Bei größeren Werten für L/D_h ($1 < L/D_h < 100$) setzt man die Kanallänge L mit der Einlaufstrecke X_e (Gl. 2-2) gleich, was bedeutet, daß der Druckabfall aufgrund der Beschleunigung des Fluids und der Druckabfall aufgrund der Reibung des Fluids im Kanal identisch ist.

$$L = X_e = 0.03 \cdot D_h \cdot Re_t \Leftrightarrow Re_t = 30 \cdot \frac{L}{D_h} \quad (2-4)$$

L := Länge des Kanals
 D_h := hydraulischer Durchmesser
 Re_t := Übergangswert der Reynoldszahl (laminar-turbulent)

Im Bereich großer Werte für L/D_h ist der Kanal vergleichsweise lang gegenüber dem Durchmesser. Hier wird der Druckabfall bis zu der bekannten Zahl 2300 im wesentlichen durch Reibungseffekte bestimmt. Durch diese Einteilung ergeben sich drei Strömungsbereiche, die sich graphisch darstellen lassen. Abbildung 2.1. zeigt die Kennwerte

veröffentlichter Gas- und Flüssigkeitsventile. Sie sind mit Hilfe ihrer Kennwerte Re und L/D_h ihren charakteristischen Strömungsbereichen zugeordnet.

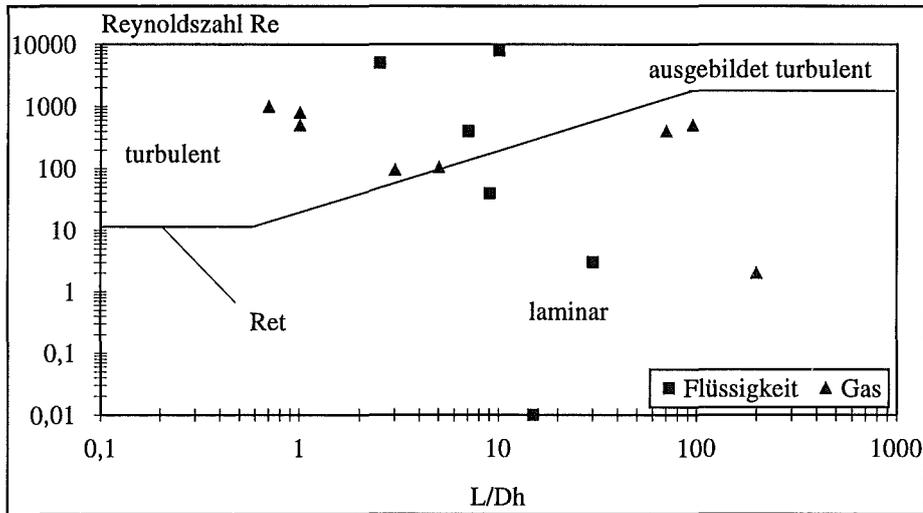


Abb.2.1. Strömungstyp veröffentlichter Mikroventile [Gra93].

Im unteren Bereich ($Re < Re_t$) wird der Druckabfall durch Reibungseffekte bestimmt und die Strömung ist laminar. Im Bereich oben rechts ist das Strömungsprofil voll ausgebildet und turbulent, oben links ist es noch nicht voll entwickelt und der Druckabfall wird im wesentlichen durch die Beschleunigung des Fluids bestimmt.

Betrachtet man die Position der veröffentlichten Ventile in dieser Grafik, erkennt man, daß keines dieser Elemente im Bereich mit voll entwickelter turbulenter Strömung (oben rechts) liegt. Der Übergangswert der Reynoldszahl Re_t von 2300 scheint im Bereich fluidischer Mikrostrukturen also keine allzugroße Bedeutung zu haben. Für jeden der aufgezeigten Bereiche gibt es für das Ermitteln des Volumenflusses \dot{V} analytische Lösungsgleichungen. Sie werden in Tabelle 2.2. in Abhängigkeit von Re und L/D_h , dargestellt.

Geometrie	Definition	$(Re \ll Re_t)$	Re_t	$(Re \gg Re_t)$
Blende	$\frac{L}{D_h} < 0.5$	$\dot{V} = A \cdot \frac{2}{C} \cdot \frac{D_h}{\mu} \cdot \Delta p$	15	$\dot{V} = \frac{A}{\sqrt{\xi}} \cdot \sqrt{\frac{2}{\rho}} \cdot \Delta p$ Blende : $\xi \approx 2.6$ Kanal : $1 < \xi < 1.5$
kurzer Kanal	$2 < \frac{L}{D_h} < 50$	$\dot{V} = A \cdot \frac{2}{C} \cdot \frac{D_h^2}{L \cdot \mu} \cdot \Delta p$	$30 \cdot \frac{L}{D_h}$	
langer Kanal	$\frac{L}{D_h} > 100$		2300	$\dot{V} = A \cdot \sqrt{\frac{D_h}{L}} \cdot \frac{1}{f} \cdot \frac{2}{\rho} \cdot \Delta p$

Tab.2.2. Analytische Lösungsgleichungen für den Volumenfluß \dot{V} in Mikrostrukturen nach [Gra93].

Diese analytischen Lösungsgleichungen werden in den folgenden Unterkapiteln überprüft und mit deren Hilfe einfache Modelle zur Beschreibung unterschiedlicher Membranventile hergeleitet.

2.2. Entwurf von Strömungsmodellen für mögliche Ventildesigns

Bei einem Membranventil wird ein Strömungskanal durch eine flexible Membran verschlossen bzw. geöffnet. Für das Dimensionieren der strömungsrelevanten Teile des Ventils muß der Durchfluß durch diesen Kanal in Abhängigkeit von den Abmaßen untersucht werden. Je nach Größe der charakteristischen Kennwerte L und D_h des Kanals befindet man sich in unterschiedlichen Bereichen. Zwei Bereiche von L/D_h werden hier betrachtet.

2.2.1. Schalten eines Fluids durch Verschließen einer Blende

Ist der Wert L/D_h sehr klein und der Kanalquerschnitt kreisförmig, spricht man von einer Lochblende. Bei dem Entwurf eines Membranventils mit einer Lochblende wird eine kreisförmige Öffnung durch eine bewegliche Membran verschlossen. Die Bewegung dieser Membran kann z.B. durch einen Bimetalleffekt hervorgerufen werden (vgl. Kap. 3.1.). Um die Leitungsverluste möglichst gering zu halten, ist es sinnvoll, die Blende möglichst kurz zu machen (L klein).

Um die analytischen Lösungsgleichungen aus Tabelle 2.2. empirisch nachzuvollziehen und gleichzeitig erste Erfahrungen mit Strömungen durch Blenden zu gewinnen, wurden zwei kreisförmige Öffnungen mit unterschiedlichen Durchmessern in einer $2.7 \mu\text{m}$ dünnen Titanmembran hergestellt. Anschließend wurden die analytisch berechneten Ergebnisse mit den Messungen des Volumenflusses durch diese Öffnungen in Abhängigkeit vom anliegenden Differenzdruck verglichen.

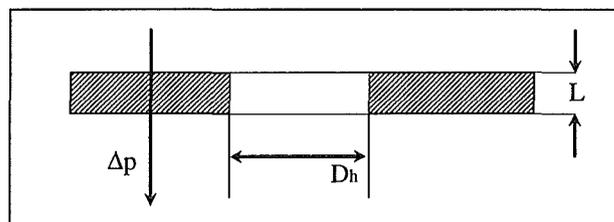


Abb.2.2. Schematische Darstellung einer Lochblende.

Für einen angenommenen Volumenfluß von $1 \mu\text{l/s}$ sind in Tabelle 2.3. die Werte für L/D_h , die entsprechend Tabelle 2.2. berechneten mittleren Strömungsgeschwindigkeiten \bar{u} und die Reynoldszahlen Re dieser Öffnungen zu sehen.

Radius der Lochblende	L/D_h	\bar{u}	Re
$30 \mu\text{m}$	0.05	3.5	210
$120 \mu\text{m}$	0.0125	2.2	530

Tab.2.3. Strömungskennwerte hergestellter Lochblenden.

Man erkennt an diesen Werten, daß es sich um eine Blendenströmung handeln muß ($L/D_h < 0.5$) und daß der Druckabfall in der Blende eine Folge der Beschleunigung des Fluids ist ($Re > 15$).

Der Volumenfluß \dot{V} durch eine Blende ergibt sich aus der Umformung des Energieerhaltungssatzes von Bernoulli für das Ausströmen einer Flüssigkeit aus einer Öffnung mit einem einschränkenden Faktor χ :

$$\frac{p_1}{\rho_1} + g \cdot z_1 + \frac{v_1^2}{2} = \frac{p_2}{\rho_2} + g \cdot z_2 + \frac{v_2^2}{2} \quad \Rightarrow \quad v_2 = \sqrt{\frac{2 \cdot (p_2 - p_1)}{\rho}} \quad (2-5)$$

$$\dot{V} = \chi \cdot A \cdot v_2 \quad (2-6)$$

p_1, p_2 := Druck vor und nach der Blende

ρ_1, ρ_2 := Dichte

v_1, v_2 := Strömungsgeschwindigkeit

z_1, z_2 := Höhe

A := Querschnittsfläche der Blende

χ := Einschränkungsfaktor

Der einschränkende Faktor χ setzt sich aus einer Kontraktionsziffer κ und einer von κ abhängigen Geschwindigkeitsziffer φ zusammen :

$$\chi = \kappa \cdot \varphi \quad (2-7)$$

κ := Kontraktionsziffer

φ := Geschwindigkeitsziffer

Bei einem Strahl, z.B. aus einer kreisförmigen scharfkantigen Öffnung, beträgt der Strahlquerschnitt etwa nur 61-64% des Öffnungsdurchmessers. Dieses Verhalten nennt man Kontraktion. Der Strahl, der auf die Öffnung zufließt, kann am Lochrand nicht plötzlich umgelenkt werden. Eine weitere Einschränkung ist die Geschwindigkeit, sie beträgt in der Strömungsmitte zwar \bar{u} , wird aber in der Randzone durch Reibungseffekte vermindert. Bei genauer Kenntnis der Geometrie der Blende lassen sich die Kontraktionsziffer κ und die Geschwindigkeitsziffer φ analytisch berechnen [Pra69].

$$\kappa = 0.598 + 0.4 \cdot \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2 \quad (2-8)$$

$$\varphi = \frac{\kappa}{\sqrt{1 - 2 \cdot \kappa + 2 \cdot \kappa^2}} \quad (2-9)$$

κ := Kontraktionsziffer

φ := Geschwindigkeitsziffer

A_1 := Kanalquerschnittsfläche

A_2 := Blendenquerschnittsfläche

Abbildung 2.3. zeigt das Strömungsverhalten an der Blende in Abhängigkeit der Geometrieparameter.

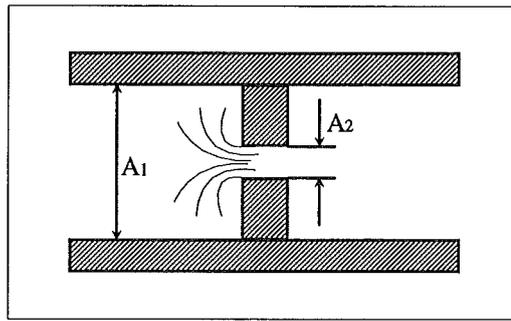


Abb.2.3. Strömungsverhalten an der Blende.

Da in Mikrostrukturen die Einflüsse die Geometrie, die Wandrauigkeit und die Scharfkantigkeit der Struktur eine große Rolle spielen können, ist der Reduzierfaktor für den Volumenfluß χ bei dieser Anwendung nur empirisch zu bestimmen.

Abbildung 2.4. zeigt, logarithmisch dargestellt, den Volumenfluß \dot{V} durch die hergestellten Lochblenden als Meßergebnis und als berechnetes Ergebnis mit Hilfe der entsprechenden Gleichung (2-10) aus Tabelle 2.2. Der Reibungsfaktor $1/\sqrt{\xi}$ aus Tabelle 2.2. entspricht in dieser Gleichung dem Faktor χ und geht in Abbildung 2.4. nicht mit in die Rechnung ein.

$$\dot{V} = \frac{A}{\sqrt{\xi}} \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot (p_2 - p_1)}{\rho}} = \chi \cdot A \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot (p_2 - p_1)}{\rho}} \quad (2-10)$$

A := Querschnittsfläche der Lochblende

ξ := Reibungsfaktor

Δp := Differenzdruck

ρ := Dichte

χ := Reduzierfaktor

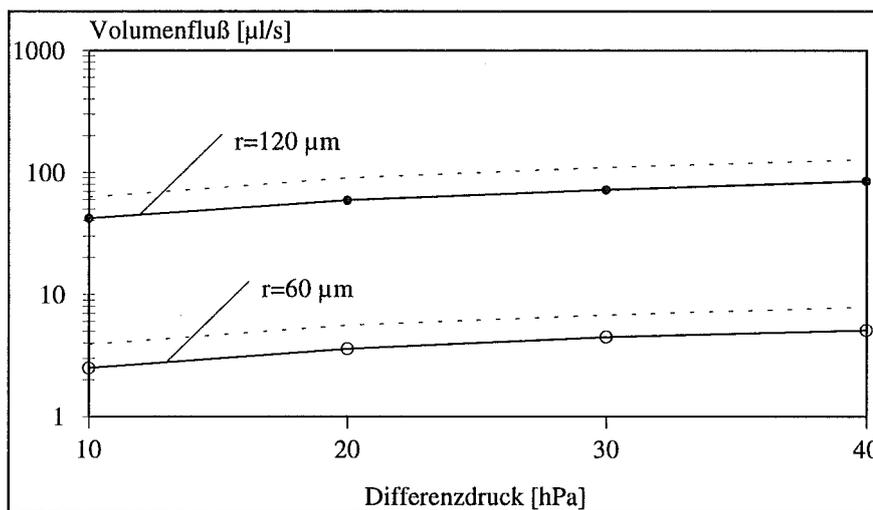


Abb.2.4. Berechneter (gestrichelte Linie) und gemessener (durchgezogene Linie) Durchfluß durch zwei Lochblenden mit unterschiedlichen Durchmessern (Tab. 2.3.).

Man erkennt, daß die Ergebnisse der Berechnungen und Messungen bis auf einen konstanten Wert χ gut übereinstimmen. Der hier gemessene Wert für χ lautet 0.65 ($\xi=2.36$) und ist damit etwas kleiner als der mit 2-7, 2-8 und 2-9 berechnete Wert von 0.8. Die Abschätzung von

Blendenströmungen mit Hilfe der Gleichung (2-10) aus Tabelle 2.2. [Gra93] ist somit möglich. Für die Öffnung eines Ventils, durch das z.B. ein Volumenstrom von ca. $1 \mu\text{l/s}$ bei einem Differenzdruck von 500 hPa fließt, errechnet sich so ein Radius von ca. $7 \mu\text{m}$.

2.2.2. Schalten eines Fluids durch Verschließen eines Kanals

Wird das Verhältnis L/D_h der Lochblende größer ($L \gg D_h$), bekommt man als Strömungsgeometrie einen kurzen Kanal. Die hier beschriebenen Einzelventile bestehen aus einer kreisförmigen Strömungskammer mit Ein- und Ausgang (vgl. Abb. 2.5.). Die Kammer hat einen integrierten Ventilsitz und ist nach oben durch eine kreisförmige flexible Membran verschlossen. Der Ventilsitz trennt den Eingangsbereich des Ventils mit dem anliegenden Flüssigkeitsdruck p_{in} vom Ausgangsbereich mit Atmosphärendruck p_{out} . Der entscheidende Bereich (Strömungskanal) ist der Spalt zwischen der Membran und dem Ventilsitz. Er wird durch die sich auslenkende Membran geöffnet bzw. verschlossen. Der Volumenfluß durch das geöffnete Ventil wird durch die Abmessungen des Spalts bestimmt. Bei geeigneter Dimensionierung des Gesamtventils fällt in diesem Spalt der gesamte Differenzdruck zwischen p_{in} und p_{out} ab.

Es werden zwei unterschiedliche Realisierungsmöglichkeiten für ein solches Design vorgestellt. Sie unterscheiden sich in ihrem Gesamtaufbau, der sich aus der Funktion des Ventilsitzes herleitet. In dem einem Fall spielen sich sämtliche Strömungsvorgänge in einer strukturierten Ebene ab (einstufiges Design), während sich bei der zweiten Möglichkeit Strömungsvorgänge in zwei unterschiedlichen Ebenen abspielen (zweistufiges Design). Beide Möglichkeiten haben Vor- und Nachteile, weshalb sie getrennt betrachtet werden.

2.2.2.1. Einstufiges Design

Bei einem einstufigen Ventildesign besteht der Ventilsitz aus einem Steg, der Eingangs- und Ausgangsbereich des Ventils voneinander trennt. Im Öffnungsfall drückt ein anliegender Flüssigkeitsdruck (p_{in}) eine auf dem Steg liegende Membran nach oben und das zu schaltende Medium kann über den Steg abfließen. Ist der Aktordruck p_{aktor} oberhalb der Membran größer als der Mediumsdruck p_{in} , wird die Membran auf den Steg gepreßt und die Flüssigkeit am Fließen gehindert, das Ventil ist geschlossen. Durch den geöffneten Zustand ohne Energieeinkopplung spricht man hier von einem "normally open" Ventil. Alle Strömungsvorgänge spielen sich in einer strukturierten Ebene ab. In Abbildung 2.5. ist schematisch ein solches Ventildesign dargestellt.

Verluste im Ein- und Ausgangsbereich werden hier durch eine relativ große Dimensionierung minimiert. Der volumenflußbestimmende Ort ist in diesem Fall alleine der Spalt zwischen der Membran und dem Steg. Die Geometrie des Spalts wird durch die Querschnittsfläche A und seine Länge L bestimmt.

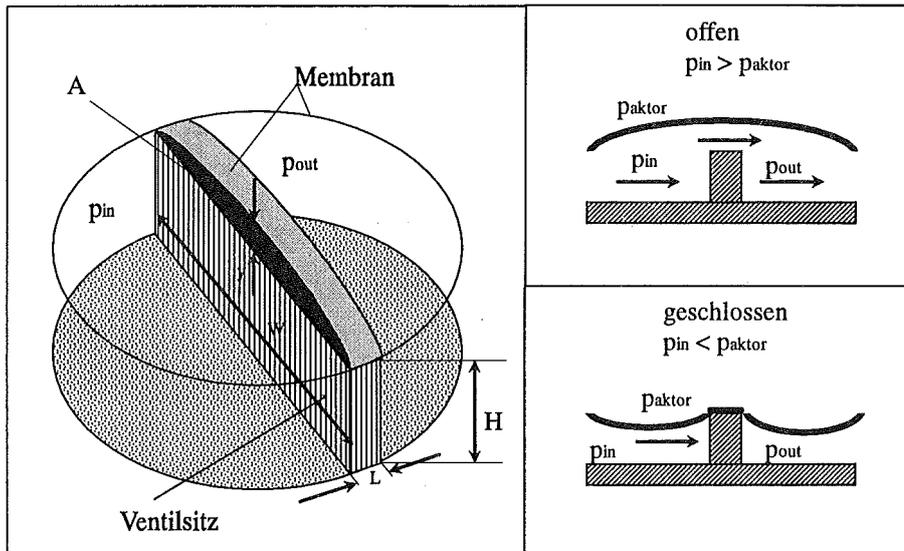


Abb.2.5. Einstufiges Membranventildesign mit Schlitzkanal als charakteristische Größe.

Wölbt sich die Membran im geöffneten Zustand, so erhält man einen Kreisabschnitt als Querschnittsfläche A. Sie läßt sich mit Hilfe des Membrandurchmessers D und der Membrano-wölbung y bestimmen und berechnet sich nach [Bron81] zu:

$$A = \frac{y}{15} \cdot \left(6 \cdot D + 8 \cdot \sqrt{y^2 + \frac{D^2}{2}} \right) \quad (2-11)$$

y := Auslenkung des Membranmittelpunktes
D := Membrandurchmesser

Nähert man den Kreisabschnitt durch ein Rechteck mit den Seitenkanten w und y ($w \gg y$) an, errechnet sich der hydraulische Durchmesser des Kanals zu :

$$D_h = \frac{4 \cdot w \cdot y}{2 \cdot (w + y)} \approx 2 \cdot y \quad (2-12)$$

w=D := Membrandurchmesser
y := Membranauslenkung

Für die Abschätzung ergeben sich mit den Grundgleichungen aus Kapitel 2.1. folgende Kennwerte für das einstufige Design.

y [µm]	w=D [µm]	L [µm]	D _h [µm]	L/D _h	\bar{u} [m/s]	Re
5	800	100	10	10	1.9	19

Tab.2.4. Werte der charakteristischen Spaltkenndaten für ein Zahlenbeispiel.

Im Abbildung 2.1. befindet man sich mit diesen Werten für die Reynoldszahl Re und L/D_h unterhalb der Übergangslinie Re_t im laminaren Strömungsbereich. Der Volumenfluß im

laminaren Strömungsbereich durch ein Rohr läßt sich mit dem Gesetz von Hagen-Poiseuille berechnen.

$$\dot{V} = \frac{\pi \cdot r_R^4}{8 \cdot \mu \cdot L} \cdot \Delta p \quad (2-13)$$

r_R := Radius des Kanals
 μ := dynamische Viskosität
 L := Länge des Kanals
 Δp := Druckdifferenz

In dieser Gleichung ist ein geometrieabhängiger Reibungsfaktor C mit dem für eine laminare Strömung in einem Rohr charakteristischem Wert 64 enthalten. Wird die Gleichung durch das Einsetzen von D_h und C umgeschrieben, erhält man für den Volumenfluß die in Tabelle 2.2. aufgezeigte analytische Lösungsgleichung für einen kurzen Kanal :

$$\dot{V} = A \cdot \frac{2}{C} \cdot \frac{D_h^2}{L \cdot \mu} \cdot \Delta p \quad (2-14)$$

A := Querschnittsfläche
 μ := dynamische Viskosität
L := Länge des Kanals
 D_h = hydraulischer Durchmesser
 Δp := Druckdifferenz
C := Reibungsfaktor

Für den Reibungsfaktor C eines kurzen Kanals mit rechteckigem Querschnitt und $w \gg y$ ($y/w \approx 0.006$) findet man in [Pfa90] einen abweichenden Widerstandswert C von ca. 96.

Mit Hilfe dieses Wertes C und mit den Vorgaben für Wasser bei einem Differenzdruck von 500 hPa ergibt sich mit Gleichung (2-14) ein Volumenfluß von $\dot{V} = 2.7 \mu\text{l} / \text{s}$.

Da es sich hier jedoch nur um eine Abschätzung mit idealen Vorgaben handelt, müssen noch weitere, den Volumenfluß einschränkende Bedingungen berücksichtigt werden. Der Spalt ist z.B. nicht isoliert, er ist ein Teil des Gesamtventils, das aus unterschiedlichen geometrischen Formen besteht. Durch diese Geometrien werden sich in unterschiedlichen Bereichen auch unterschiedliche Druckabfälle und damit Strömungseffekte ausbilden, die den Volumenfluß einschränken werden. Ein genauer Wert für C läßt sich deshalb auch hier nur empirisch bestimmen.

2.2.2.2. Zweistufiges Design

In einem zweiten Design wird eine Membran auf eine Ringöffnung gepreßt (Abb. 2.6.), durch die das Medium in eine zweite Ebene abfließen kann. Diese Möglichkeit wird aufgrund einer zweiten strukturierten Ebene als zweistufiges Design bezeichnet. Die Herstellung eines

solchen Designs bedeutet durch das Integrieren einer weiteren Funktionsebene einen erheblichen Mehraufwand.

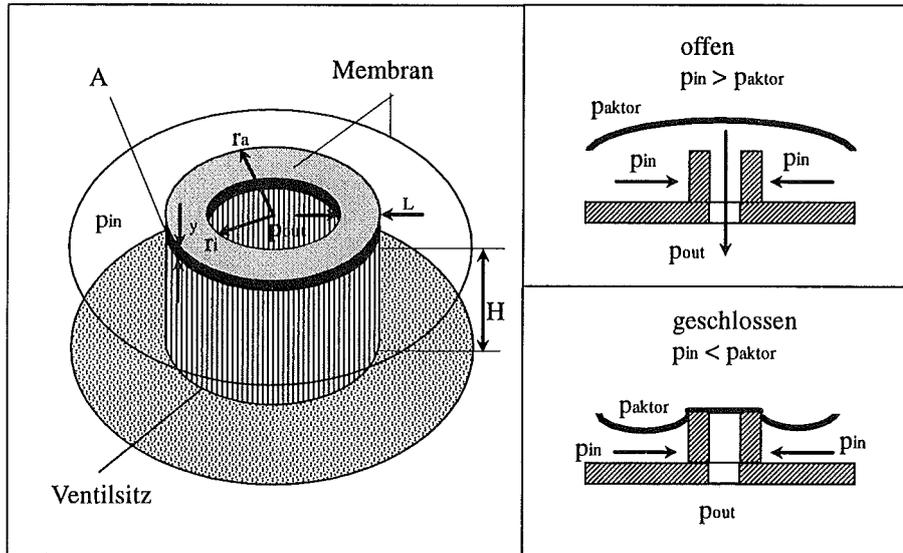


Abb.2.6. Zweistufiges Membranventildesign.

Der ventilbestimmende Spalt entsteht zwischen der Membran und dem kreisförmigen Ventil Sitz. Wird die Ringinnenfläche größer als die Spaltfläche, kann man auch hier Verluste im Ausgang vernachlässigen, und es gehen nur die Spaltkennwerte in das Strömungsmodell ein. Die Breite des Spaltes w entspricht in diesem Design dem Umfang des Ringsteges.

$$w = 2 \cdot \pi \cdot r_a \quad (2-15)$$

r_a := Außenradius des Rings

Zusammen mit einer Membranwölbungshöhe über dem Ringsteg y ergibt sich eine Spaltfläche A von :

$$A = w \cdot y = 2 \cdot \pi \cdot r_a \cdot y \quad (2-16)$$

r_a := Außenradius des Rings

y := Kanalhöhe

w := Kanalbreite

Um auch hier Verluste in nicht relevanten Ventilbereichen zu minimieren, wird der Eingangsbereich relativ groß dimensioniert. Für den Ausgangsbereich, das Ringinnere, gilt, daß die Ringinnenfläche viel größer als die Spaltfläche (2-16) ist.

$$\pi \cdot r_i^2 \gg 2 \cdot \pi \cdot r_a \cdot y \quad (2-17)$$

r_a := Außenradius des Rings

r_i := Innenradius des Rings

y := Spalthöhe

Für die Abschätzung ergeben sich mit den Grundgleichungen aus Kapitel 2.1. folgende Kennwerte für das zweistufige Design.

y [μm]	r_a [μm]	r_i [μm]	L [μm]	D_h [μm]	L/ D_h	\bar{u} [m/s]	Re
5	150	70	80	10	8	2.1	21

Tab.2.5. Strömungskennwerte für das zweistufige Design.

Mit diesen Zahlenwerten ist auch die Bedingung für geringe Verluste im Ausgang erfüllt :

$$\pi \cdot r_i^2 = 15.39 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 > 4.71 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 = w \cdot y$$

In Abbildung 2.1. befindet man sich mit diesen Werten für die Reynoldszahl Re und L/ D_h , ebenfalls unterhalb der Übergangslinie im Bereich einer laminaren Strömung. Für diese Vorgaben findet man in Tabelle 2.3. die gleiche Lösung für den Volumenfluß durch einen kurzen Kanal wie für das einstufige Design :

$$\dot{V} = A \cdot \frac{2}{C} \cdot \frac{D_h^2}{L \cdot \mu} \cdot \Delta p$$

- A = Querschnittsfläche
- C = Reibungsfaktor
- L = Länge des Kanals
- D_h = hydraulischer Durchmesser
- μ = dynamische Viskosität
- Δp := Druckdifferenz

Wählt man für den Reibungsfaktor C ebenfalls der Wert 96, bekommt man für Wasser bei einem Differenzdruck von 500 hPa einen Volumenfluß von $\dot{V} = 4.9 \mu\text{l} / \text{s}$.

Um die Annahme, daß der Spalt zwischen Membran und Ventilsitz der entscheidende Bereich des Gesamtventils ist, zu bestätigen, werden mit Hilfe der Finiten Elemente Methode FEM qualitative Simulationen der Druckverteilung durchgeführt.

2.3. Simulation von Druckverteilungen mit der Finite Elemente Methode

Die Finite Elemente Methode (FEM) ist heute wohl das am meisten verbreitete numerische Berechnungsverfahren für Aufgabenstellungen in der technischen Physik. Die enge Kopplung von Konstruktion und Berechnung ermöglicht es dem Entwickler, das physikalische Verhalten einer Struktur im Rechner zu simulieren, noch bevor sie hergestellt wird. Bei richtiger Handhabung dieser rechnerischen Möglichkeit können im Bereich der Mikrostrukturtechnik verschiedene Designs theoretisch untersucht werden, ohne sie fertigen zu müssen. Dadurch werden die Entwicklungszeiten erheblich verkürzt und die anfallenden Kosten minimiert.

Für die numerische Simulation des Fluidverhaltens in einem Ventil ist es sinnvoll, die Druckverteilung und damit auch die Strömung im Ventil zu untersuchen [Met90]. Der Strömungskanal wird bei der Anwendung der Finiten Elemente Methode nicht mehr als Ganzes gesehen,

sondern in viele kleine Teilbereiche (die Finiten Elemente) eingeteilt und die Rückwirkung jedes Finiten Elementes auf seine nächsten Nachbarn berechnet. Auf diese Weise wird iterativ die Lösung gefunden. Erste Simulationen der Druckverteilung wurden mit einem Programmpaket bestehend aus ANSYS und FLOTRAN gemacht [Ans89, Flo92].

Für eine Überprüfung der aufgestellten Strömungsmodelle wird der Druckabfall im Ventil simuliert. Bei optimalem Design sollte sich der Druckabfall nur im Bereich zwischen der Membran und dem Ventilsitz (Steg) befinden. Für diese Simulation wurden sowohl für das einstufige als auch für das zweistufige Design je ein Ventilmodell mit den in Kapitel 2.2.2. beschriebenen Abmessungen generiert und ein Differenzdruck von 1000 hPa zwischen Ein- und Ausgang angelegt. Abbildung 2.7. zeigt die schematische Darstellung des generierten einstufigen Designs.

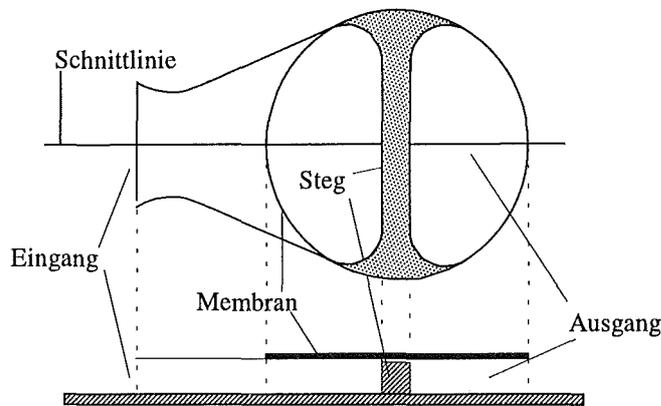


Abb.2.7. Schematische Darstellung des generierten einstufigen Designs.

Für erste Abschätzungen der Druckverteilung im Ventil wurde am Beispiel dieses einstufigen Designs die Strukturhöhe H (Steghöhe, vgl. Abb. 2.5.) variiert und die Membranwölbung y konstant gehalten. In Abbildung 2.8. sind die Simulationsergebnisse für eine Strukturhöhe H von $150\ \mu\text{m}$ (linke Spalte) und für $50\ \mu\text{m}$ (rechte Spalte) zu sehen.

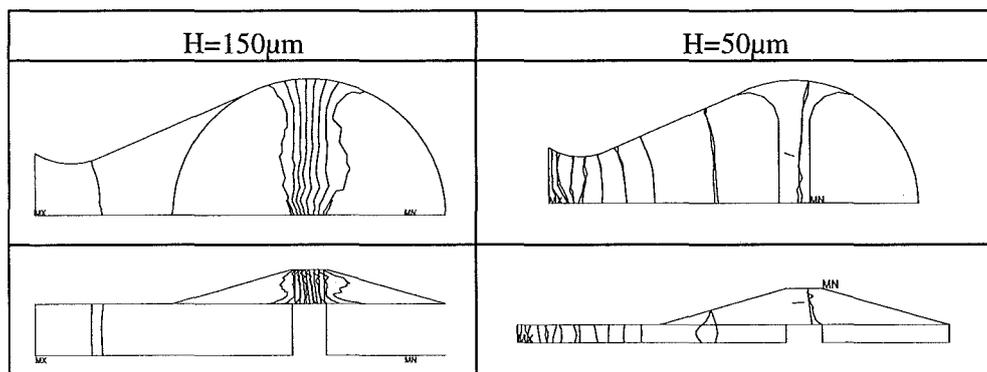


Abb.2.8. Simulationsergebnisse für ein Ventil mit einer konstanten Membranauslenkung y und einer variablen Strukturhöhe H . Die Abbildungen zeigen Isobaren in Aufsicht und im Schnitt durch das Ventil.

Man erkennt, daß bei zu niedriger Strukturhöhe ($50\ \mu\text{m}$) der Druckabfall schon im Eingangsbereich beginnt und am Ventilsitz somit nicht mehr der gesamte Differenzdruck abfällt. Die

analytische Berechnung auf den Grundlagen des Strömungsmodelles nach 2.2.2.1. ist hier nicht mehr richtig. Weitere Simulationsrechnungen ergaben für dieses Design eine nötige Mindesthöhe H von $120\ \mu\text{m}$.

Am Beispiel eines zweistufigen Designs wird exemplarisch ein zweiter wichtiger Parameter, die Membranauslenkung y variiert. Abbildung 2.9. zeigt die schematische Darstellung des generierten zweistufigen Designs.

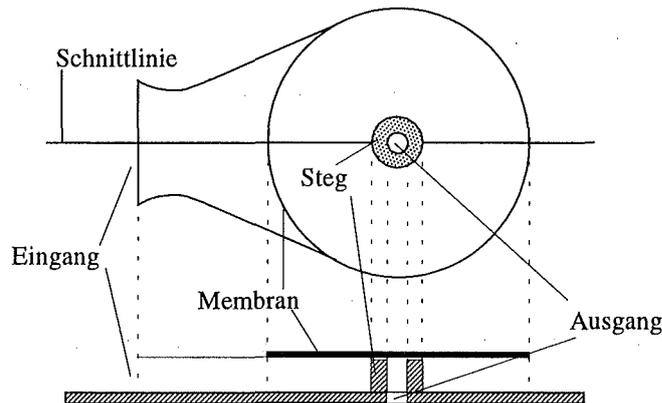


Abb.2.9. Schematische Darstellung des zweistufigen Designs.

In Abbildung 2.10. sind die Simulationsergebnisse für eine konstante Strukturhöhe H und variabler Membranauslenkung y zu sehen.

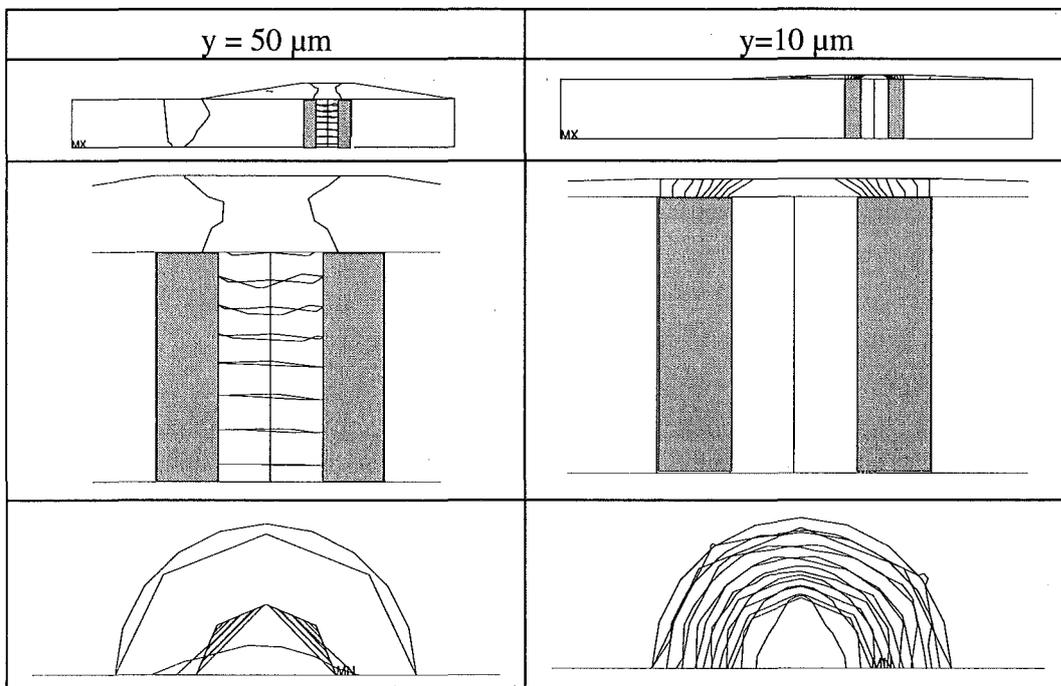


Abb.2.10. Simulationsergebnisse für eine konstante Strukturhöhe H und variabler Membranauslenkung y . Die Abbildungen zeigen die Isobaren im Schnitt und in der Aufsicht auf das Ventil.

In dieser Abbildung ist in der linken Spalte für eine große Membranauslenkung y der Druckabfall sowohl im Eingang als auch im Ausgang des Ventils zu sehen. Hier ist die

Bedingung (2-17), daß die Spaltfläche größer als die Ringinnenfläche sein muß, nicht mehr erfüllt und der Volumenfluß läßt sich nicht mehr analytisch mit Hilfe der Gleichung 2-14 berechnen. In der rechten Spalte geschieht der Druckabfall ausschließlich in dem Spalt zwischen dem Ventilsitz (Ring) und der Membran, das Strömungsmodell ist hier gültig.

Die Ergebnisse dieser ersten exemplarischen Simulationen zeigen, daß die nicht relevanten Bereiche eines Ventils bei relativ großer Dimensionierung nur geringe Strömungswiderstände aufweisen. Der Druckabfall erfolgt nur in dem Spalt zwischen der Membran und dem Ventilsitz. Die in Kapitel 2.2. aufgestellten Modelle sind mit dieser Annahme bei einer geeigneten Dimensionierung des Ventils gültig und der Volumenfluß läßt sich mit Hilfe der Gleichung 2-14 analytisch berechnen.

2.4. Systementwurf

Die nächste Überlegung gilt dem Gesamtmodell eines Ventilsystems mit mehreren Membranventilen, den dazugehörigen Fluidanschlüssen und den angeschlossenen Verbrauchern (z.B. Positionierballons). Dieses Gesamtmodell kann in mehrere Bereiche eingeteilt werden, von denen jeder durch einen Strömungswiderstand dargestellt wird. Abbildung 2.11. zeigt ein elektrisches Ersatzschaltbild eines solchen Modells. In diesem elektrischen Analogon entspricht der elektrische Strom I dem Volumenfluß \dot{V} , die Spannung ΔU dem Druckabfall Δp und die ohmschen Widerstände R den Strömungswiderständen des Aufbaus.

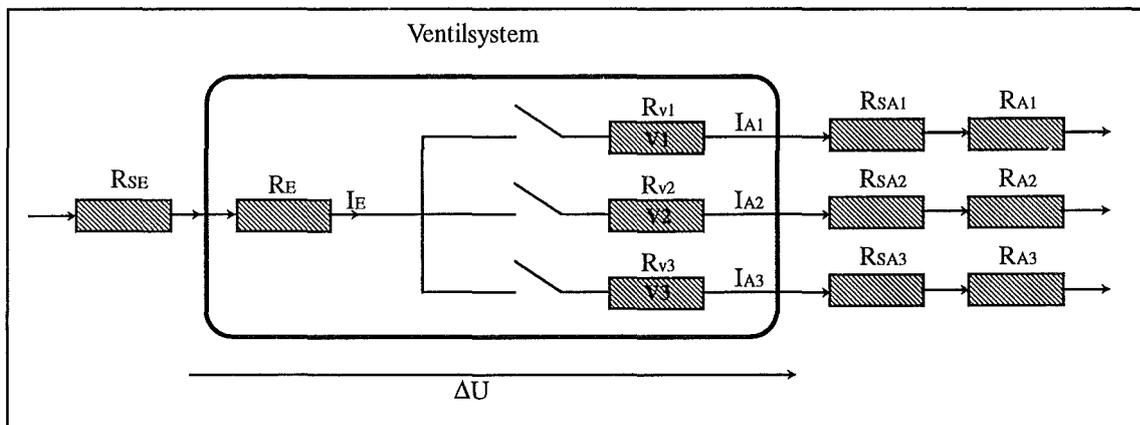


Abb.2.11. Elektrisches Ersatzschaltbild eines Mikroventilsystems mit Fluidanschlüssen und Verbrauchern.

In dem Modell stellen R_{SE} und R_{SA} die Strömungswiderstände der Fluidanschlüsse dar. R_E ist der Strömungswiderstand des Ventilsystemeingangs, während R_v der Strömungswiderstand des eigentlichen Einzelmembranventils ist. Mit R_A sind die Strömungswiderstände der angeschlossenen Verbraucher bezeichnet.

In den bisherigen Überlegungen wurden nur die Strömungswiderstände R_v der Einzelventile betrachtet. Sind alle anderen Strömungswiderstände in dem Aufbau aus Abbildung 2.11. zu vernachlässigen, kann das Verhalten der Einzelventile analytisch anhand der erstellten

Strömungsmodelle beschrieben werden und der Volumenfluß durch das Ventilsystem ist proportional zur Anzahl der geöffneten Ventile.

Anhand dieser Modellskizze läßt sich aber auch erkennen, daß die hier nicht berücksichtigten Widerstände je nach Anschlußtechnik bzw. angeschlossenem Verbraucher durchaus einen Einfluß nehmen können. Wenn z.B. der Verbraucher am Ausgang 1 einen viel größeren Strömungswiderstand R_{A1} hat als der Verbraucher am Ausgang 2, wird der Fluß I_{A1} sehr viel kleiner werden, sobald das Ventil 2 geöffnet wird. Ist eine solche Rückwirkung auf den Fluß eines Ventils durch ein benachbartes Ventil unerwünscht, so müssen die Ausgangswiderstände R_{SA1} und R_{SA2} entsprechend angepaßt werden. Die Zuleitung im Eingangsbereich des Ventilsystems und die Ausgänge sollten möglichst groß dimensioniert werden. Für eine weitere Optimierung des Strömungsverhaltens eines bestimmten Designs können zusätzliche FEM-Simulationen notwendig sein. Sowohl die gewählte Anschlußtechnik, als auch der Strömungswiderstand der angesteuerten Verbraucher muß einbezogen werden.

2.5. Zusammenfassung der Ergebnisse

In den bisherigen Betrachtungen zur Strömungsmechanik in Mikrostrukturen konnte gezeigt werden, daß die Vorgänge im entscheidenden Bereich der Einzelventile, nämlich der Durchflußöffnung, durch theoretische Strömungsmodelle (Tab.2.2.) beschreibbar sind. Die analytische Berechnung des Volumenflusses ist bei geeigneter Dimensionierung des Ventils möglich. Durch weitere Simulationsrechnungen und genauere geometrische Vorgaben wird es möglich sein, ein auf die Anwendung optimiertes Design für ein Einzelventil zu entwerfen. Für ein vorläufiges Design eines Membranventils für den praktischen Test wird im weiteren mit den in Kapitel 2.2. aufgezeigten Abmessungen gearbeitet.

Nachdem in Kapitel 2 die Strömungsvorgänge im Ventilsystem betrachtet worden sind, muß jetzt ein geeignetes Aktorprinzip ausgewählt werden, um eine Membran in der beschriebenen Form gegen einen anliegenden Druck auszulenken. Da bei allen Designentwürfen die Auslenkung der Membran für die Gültigkeit der Strömungsmodelle eine entscheidende Rolle spielt, muß das Membranverhalten in Abhängigkeit von ihren Materialparametern, inneren Spannungen und partiell anliegenden Drücke gesondert untersucht werden. Diese Fragen werden in Kapitel 3 behandelt.

3. Vergleich verschiedener thermischer Aktorprinzipien

Nachdem in Kapitel 2 mit der Hilfe von Strömungsmodellen verschiedene mögliche Ventil-designs auf der Fluidseite betrachtet wurden, wird in diesem Kapitel die Aktorseite untersucht. Die in Kapitel 2 entworfenen Membranventile werden geschlossen, indem eine Mikromembran durch eine erzeugte Kraft oder einen Druck gegen einen anliegenden Flüssigkeitsdruck auf einen Ventilsitz gepreßt wird und dadurch eine Durchflußöffnung verschlossen wird. Um diese Kraft bzw. diesen Druck zu erzeugen, sind verschiedene Aktorprinzipien denkbar. Die Aktoren für einen Ventilentwurf werden hier in drei Gruppen eingeteilt. Da durch die Randbedingungen ein Schalten von Flüssigkeiten unter höherem Druck (mehr als 100 hPa) auf engem Raum (1 mm²) mit möglichst geringer elektrischer Energieeinkopplung vorgegeben ist, scheiden einige der Aktorprinzipien von vornherein aus.

Die erste Gruppe setzt sich aus den bekannten und häufig realisierten elektrostatischen [Hu90, Ohn90, Shi93], elektromagnetischen [Smi90, Bos93, Yana93] und piezoelektrischen Aktoren [Esa89, Sho91] zusammen. Um mit diesen Aktorprinzipien Ventile mit hohen Kräften oder Drücken zu realisieren, sind entweder hohe elektrische Spannungen, hohe Stromdichten oder eine große Fläche bzw. Volumen nötig. Beides ist aufgrund der Vorgaben nicht möglich.

Mit einer zweiten Gruppe von Aktoren, wie einem elektrorheologischen [Ca94], einem magnetostriktiven [Cla94], einem shape-memory [Sho88, Hum94] oder ein Polymergel-Aktor [Mo94] können relativ hohe Kräfte erreicht werden. Sie sind aber noch Gegenstand der Forschung und können momentan mit den am Institut vorhandenen Mitteln nicht hergestellt und angewendet werden.

Die dritte Gruppe sind die "thermo"-Aktoren, und zwar der thermo-mechanische und der thermo-pneumatische Aktor. Hier wird die Wärme, die elektrisch mit Hilfe einer Heizwendel, oder optisch, durch Absorption von Lichtenergie, erzeugt werden kann, in Kraft bzw. Druck umgewandelt. Mikrofluidische Elemente mit diesen Aktorprinzipien wurden bereits entwickelt [Zde87, vdPol89, Jer90, Miz92, Büs94b]. Mit diesen Aktoren ist es möglich, auf relativ geringer Fläche hohe Kräfte bzw. Drücke zu realisieren. Zusätzlich könnte hier auch auf die elektrische Energieeinkopplung verzichtet werden, was interessante Perspektiven für eine Anwendung im Bereich der Medizintechnik eröffnet.

In den folgenden Unterkapiteln werden der thermo-mechanische Bimetallaktor und der thermo-pneumatische Aktor auf ihre Eignung als Antrieb für ein Ventil untersucht. Ein besonderes Augenmerk wird dabei auch auf die Herstellbarkeit eines solchen Aktors mit denen am Institut vorhandenen Mitteln gelegt.

3.1. Thermo-mechanischer Bimetallaktor

3.1.1. Theorie des Bimetalls

Bimetall ist als thermo-mechanisches Schaltelement oder als Kraftaktor relativ weit verbreitet. Um festzustellen, ob sich eine Bimetallmembran als Aktor für ein Mikroventilsystem eignet,

müssen die erzeugten Kräfte, die Auslenkung der Membran und die Empfindlichkeit des Schaltverhaltens untersucht werden, die bei Membranabmessungen im μm -Bereich auftreten. Für die Berechnung des Bimetallverhaltens gibt es drei Standardwerke [Kas60, Tim25, Suh86]. Alle drei Werke weisen auf die Schwierigkeiten bei der Berechnung und Herstellung von Bimetallen hin. Bimetallelemente reagieren sehr empfindlich auf Abweichungen von den Materialdaten und den Abmaßen. Weiter ist das Erfassen des zeitlichen Verlaufs der Erwärmung und der Ausdehnung sehr problematisch. Ein genauer Schalterpunkt ist sehr schwierig einzustellen, weshalb die Forderung nach einer exakten Reproduzierbarkeit der einmal gewählten Membraneigenschaften eine unbedingte Voraussetzung für die Herstellung von Bimetall ist. Für eine Realisierung eines Bimetallaktors müssen die in diesen Werken angegebenen Gleichungen durch praktische Messungen überprüft und an die jeweilige Umgebung angepaßt werden. Die hier zitierten Gleichungen zeigen aus diesen Gründen nur ein angenähertes Bild der Wirklichkeit und haben in erster Linie qualitative Bedeutung. Aufgrund der weitgehenden Übereinstimmung der Gleichungen hat man sich bei der weiteren theoretischen Berechnung von Bimetallen auf die Gleichungen von [Kas60] beschränkt.

In diesem Kapitel wird versucht, mit den Näherungsgleichungen abzuschätzen, ob es möglich ist, einen thermo-mechanischen Bimetallaktor mit den am Institut vorhandenen Möglichkeiten herzustellen, der gleichzeitig die Anforderungen für die Herstellung eines Mikroventils erfüllt. Eine genauere Beschreibung der Berechnungen und Messungen mit Bimetallmaterialien ist in [Fah92] zu finden. Da es hier zunächst nur um eine Abschätzung geht, genügt es, für die Berechnungen von den in der Literatur angegebenen Gleichungen auszugehen, welche die Eigenstressungen des Bimetallmaterials am Rand nicht berücksichtigen. Bei einer Bimetallmembran, die wie in einem Ventil am Rand eingespannt ist, sind größere Auslenkungen und größere Kräfte zu erwarten, als sie hier berechnet werden.

Eine Bimetallmembran besteht aus zwei mit guter Haftung aufeinander angebrachten Schichten. Das Herstellen der einzelnen Metallschichten erfolgt am Institut für Mikrostrukturtechnik durch Magnetronzerstäubung (Sputtern). Die Dicke einer Schicht kann im Bereich von $0.1 \mu\text{m}$ - $10 \mu\text{m}$ liegen. Beim Erwärmen der Membran um die Temperaturdifferenz ΔT entstehen durch die ungleichen Wärmeausdehnungskoeffizienten α der beiden Materialien unterschiedliche innere Spannungen über dem Querschnitt (Abb. 3.1.). Sie sind die Ursache für die Krümmung des Materials. Bei der Erwärmung stellt sich eine gemeinsame resultierende Länge ein, die zwischen den Ausdehnungslängen der einzelnen Materialien liegt. Dadurch kommt es in dem Material mit dem kleineren Ausdehnungskoeffizienten zu einer Zugbeanspruchung s_z und in dem anderen Material zu einer Druckbeanspruchung s_D (Abb. 3.1.). Durch die sich entgegenwirkenden inneren Spannungen kommt es zu einer Biegung des Bimetalls. Maßgeblich für den Bimetalleffekt sind die Ausdehnungskoeffizienten α , die Elastizitätsmodule E und die Poissonzahlen ϵ (Querkontraktionszahlen). Der Bimetalleffekt und damit die Kraft und die Auslenkung des Bimetalls ist bei Materialpaaren mit sehr unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten am größten.

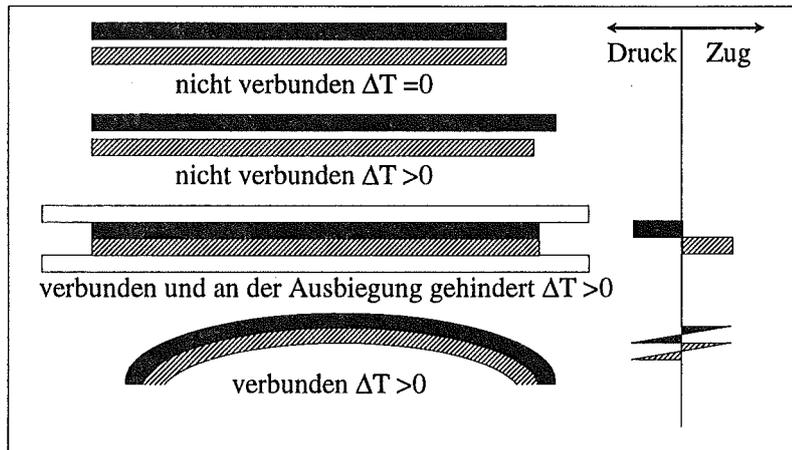


Abb.3.1. Schematisches Grundprinzip des Bimetalleffekts

Für die Berechnungen werden folgende Definitionen vereinbart. Die Gesamtdicke des Bimetalls h setzt sich aus den Dicken $h_{1,2}$ der Einzelkomponenten zusammen. Das Verhältnis der Schichtdicken $h_{1,2}$ und der Elastizitätsmodule $E_{1,2}$ der beiden Komponenten wird durch die Faktoren m und n beschrieben:

$$h = h_1 + h_2 \quad m = \frac{h_1}{h_2} \quad n = \frac{E_1}{E_2} \quad (3-1)$$

$h_{1,2}$:= Schichtdicke der Bimetallkomponente 1,2
 $E_{1,2}$:= Elastizitätsmodul der Bimetallkomponente 1,2

Der Ersatzelastizitätsmodul E_0 und das Schichtdickenverhältnis für die größte thermische Empfindlichkeit des Bimetalls (max. Auslenkung) berechnen sich zu:

$$E_0 = \frac{4 \cdot E_1 \cdot E_2}{(\sqrt{E_1} + \sqrt{E_2})^2} \quad (3-2) \quad \frac{h_1}{h_2} = \sqrt{\frac{E_2}{E_1}} \quad (3-3)$$

$E_{1,2}$:= Elastizitätsmodul der Bimetallkomponente 1,2
 $h_{1,2}$:= Schichtdicke der Bimetallkomponente 1,2

Aus den Betrachtungen der Kräfte- und Momentbilanzen an der Trennschicht zwischen den einzelnen Bimetallmaterialien folgen die in den nächsten Kapiteln aufgezeigten Gleichungen für die maximale Auslenkung Δy und die erzeugte Kraft F_0 eines Bimetallaktors.

3.1.2. Mögliche Ventildesigns mit Bimetall als Ventilaktor

Ein Ventil mit einem Bimetallaktor besteht aus einer Durchflußöffnung, welche bei Erwärmung von einem Bimetallstreifen oder einer Bimetallscheibe verschlossen wird. Der Radius der Öffnung wird durch den geforderten Volumenfluß durch das Ventil bestimmt. Je größer der geforderte Volumenfluß ist, desto größer wird die Öffnung und damit die Preßkraft F_p , die den Bimetallaktor auf die Durchflußöffnung preßt (Abb. 3.2.-3.3.). F_p wird durch die Druckdifferenz über dem Ventil und der Fläche der Öffnung bestimmt. Das Ventil wird ohne

zusätzliche Energieeinkopplung durch F_p geschlossen ("normally closed"). Aus einer Erwärmung des Bimetalls um ΔT resultiert eine Kraft F_0 und eine Auslenkung Δy . Ist F_0 größer als die Schließkraft F_p , so lenkt sich der Aktor um Δy aus und gibt den Durchflußweg frei. Das Ventil ist offen.

3.1.2.1. Bimetallstreifen

Ein Bimetallstreifen wird durch den Ersatzelastizitätsmodul E_0 , die Gesamtdicke des Bimaterials h , der Länge l und der Breite b des Streifens und einer Materialkonstante k beschrieben:

$$k = \frac{3 \cdot (\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (1+m)^2 \cdot m \cdot n}{3 \cdot (1+m)^2 \cdot m \cdot n + (1+m \cdot n) \cdot (1+m^3 \cdot n)} \quad (3-4)$$

$\alpha_{1,2}$:= Ausdehnungskoeffizienten
 m := Verhältnis der Schichtdicken $h_{1,2}$
 n := Verhältnis der Elastizitätsmodule $E_{1,2}$

Die Gleichungen für die Auslenkung Δy und die Kraft F_0 eines Bimetallstreifens in Abhängigkeit von der Temperaturerhöhung lauten :

$$\Delta y = \frac{k \cdot l^2}{h} \cdot \Delta T \quad (3-5) \quad F_0 = E_0 \cdot k \cdot \frac{b \cdot h^2}{4 \cdot l} \cdot \Delta T \quad (3-6)$$

b := Breite des Bimetallstreifens
 k := Materialkonstante
 E_0 := Ersatzelastizitätsmodul für beide Materialien
 l := Länge des Bimetallstreifens
 h := Gesamtdicke des Streifens

In Abbildung 3.2. ist ein Ventildesign mit einem Bimetallstreifen als Aktor im Querschnitt und in der Aufsicht schematisch skizziert. Die Energieeinkopplung wird hier durch eine Glasfaser angedeutet, die mittels eingestrahelter Lichtenergie den Streifen erwärmt.

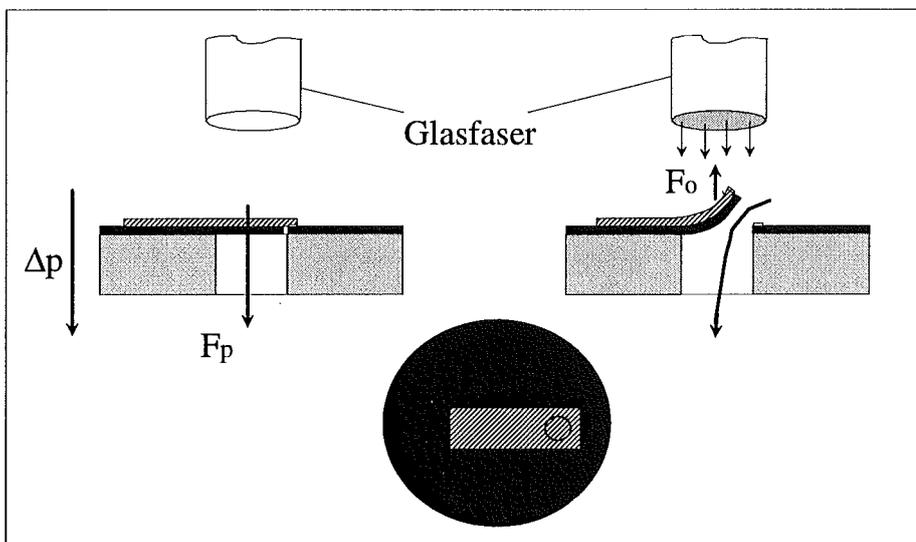


Abb.3.2. Mögliches Ventildesign mit einem Bimetallstreifen als Aktor.

3.1.2.2. Runde Bimetallscheibe

Die runde Bimetallscheibe wird durch die Materialkonstanten k und k_1 , der Gesamtdicke des Materials h und den Durchmesser der Scheibe beschrieben. Wählt man die Querkontraktionszahl (Poissonzahl) zu :

$$\varepsilon = \frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_2}{2} \quad (3-7)$$

$\varepsilon_{1,2} :=$ Querkontraktionszahlen

erhält man k_1 als

$$k_1 = \frac{4 \cdot \pi \cdot E_1 \cdot h^3 \cdot [4 \cdot (1 + m \cdot n) \cdot (m^3 \cdot n + 1) - 3 \cdot (m^2 \cdot n - 1)^2]}{3 \cdot n \cdot (3 + \varepsilon) \cdot (1 - \varepsilon) \cdot (1 + m)^3 \cdot (1 + m \cdot n)} \quad (3-8)$$

$E_1 :=$ Elastizitätsmodul von Komponente 1

$\varepsilon_{1,2} :=$ Poissonzahlen

$m :=$ Verhältnis der Schichtdicken

$n :=$ Verhältnis der Elastizitätsmodule

Die Gleichungen für die Auslenkung Δy und die Kraft F_0 einer runden Bimetallscheibe lauten:

$$\Delta y = \frac{k \cdot (D^2 - d^2)}{4 \cdot h} \cdot \Delta T \quad (3-9)$$

$$F_0 = k \cdot k_1' \cdot h^2 \cdot \Delta T \quad \text{mit : } k_1' = \frac{k_1}{h^3} \quad (3-10)$$

$k :=$ Materialkonstante

$k_1 :=$ Materialkonstante

$D, d :=$ Außen- (Innen) durchmesser der Scheibe

$h :=$ Gesamtdicke der Scheibe

Abbildung 3.3. zeigt ein Ventildesign mit einer runden Bimetallmembran (Durchmesser D) mit Innenloch (Durchmesser d):

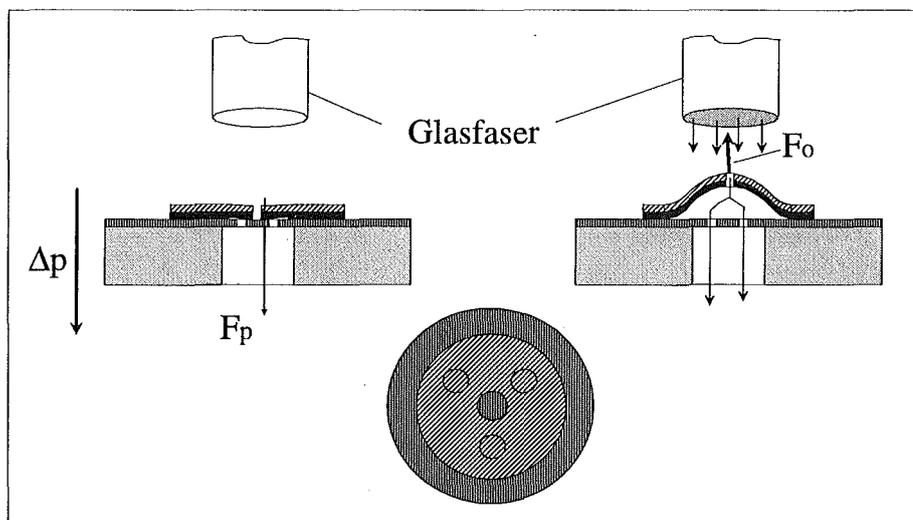


Abb.3.3. Mögliches Ventildesign mit einer Bimetallscheibe als Aktor.

3.1.2.3. Vergleich beider Designmöglichkeiten

Bei den Lösungsgleichungen für die Kraft und die Auslenkung des Streifens bzw. der Scheibe steht die Dicke h des Bimetalls bei der Auslenkung im Nenner, bei der Kraft jedoch quadratisch im Zähler. Eine gleichzeitig große Auslenkung und große Kraft sind deshalb unmöglich. Weiter ist zu sehen, daß bei der Scheibe die Kraft unabhängig von den lateralen Abmessungen (Durchmesser D) ist, während die Abmessungen beim Streifen in die Gleichung eingehen (Länge l , Breite b). Um weitere bewertende Aussagen zu den Gleichungen machen zu können, wird sowohl für den Bimetallstreifen als auch für die runde Bimetallscheibe ein Beispiel mit realistischen Daten gerechnet.

Als Materialkombination für das Rechenbeispiel wird Wolfram-Kupfer gewählt. Rechnungen haben gezeigt, daß diese am Institut herstellbare Kombination die größte Kraft in Abhängigkeit der Materialparameter entwickelt. Beide Materialien können durch Magnetronspütern aufeinander angebracht werden. Tabelle 3.1. zeigt die Materialparameter von Kupfer und Wolfram.

Material	Elastizitätsmodul E [GPa]	Ausdehnungskoeffizient α [$10^{-6}/K$]	Querkontraktion ϵ
Kupfer (Cu)	123	16.8	0.343
Wolfram (W)	407	4.5	0.28

Tab.3.1. Materialparameter von Kupfer und Wolfram.

Wählt man für das Rechenbeispiel eine Durchflußöffnung des Ventils mit einem Radius von $10 \mu m$ und einen Differenzdruck von 1000 hPa , so erhält man eine Kraft F_p von ca. $30 \mu N$, die überwunden werden muß, um das Ventil zu öffnen. Die Auslenkung Δy sollte aus strömungsmechanischen Gründen für eine Abschätzung etwa dem Radius der Öffnung entsprechen.

In Abbildung 3.4. ist die Gegenläufigkeit der Auslenkung und der Kraft einer um 50 K erwärmten Bimetallscheibe in Abhängigkeit von ihrer Dicke h dargestellt. Das Verhältnis der Dicken von Kupfer und Wolfram wurde so gewählt, daß sich die größtmögliche Kraft und Auslenkung in Abhängigkeit von der Temperatur ergibt. Diese größte thermische Empfindlichkeit berechnet sich nach der Gleichung (3-3). Das ideale Dickenverhältnis ist $1:1.8$ von Wolfram zu Kupfer.

Aufgetragen sind Kurven für drei verschiedene Außendurchmesser der Scheibe ($100 \mu m$, $200 \mu m$, $300 \mu m$) und die Kraft, die unabhängig vom Außendurchmesser ist. Aus der mindestens benötigten Kraft von ca. $30 \mu N$ ergibt sich, daß die Bimetallscheibe mindestens $0,5 \mu m$ dick sein muß. Damit bei einer Scheibe dieser Dicke eine Auslenkung von mehr als $10 \mu m$ erreicht werden kann, muß ihr Durchmesser größer sein als $200 \mu m$.

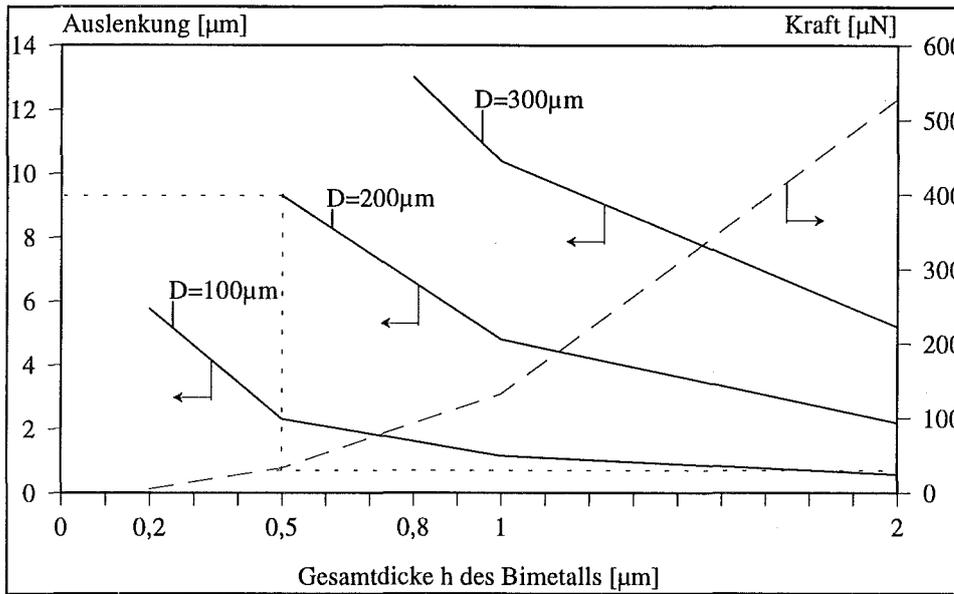


Abb.3.4. Kraft und Auslenkung einer runden Bimetallscheibe in Abhängigkeit von der Gesamtdicke h und dem Durchmesser D ($\Delta T=50\text{ K}$).

In Abbildung 3.5. ist die Auslenkung und die Kraft von zwei Bimetallstreifen in Abhängigkeit von der Gesamthöhe h , der Länge l und der Breite b des Streifens dargestellt. Die Streifen haben die Längen von $150\mu\text{m}$ (gestrichelte Linien) und $250\mu\text{m}$. Um zu verdeutlichen, daß die Breite b der einzige Faktor ist, mit dem die Bimetallkraft unabhängig von der Auslenkung eingestellt werden kann, wurden als Breite der Streifen $50\mu\text{m}$ und $100\mu\text{m}$ angesetzt. Es ist zu erkennen, daß die geforderte Mindestauslenkung mit einem Bimetallstreifen der Länge $150\mu\text{m}$ bei einer Dicke $h>1\mu\text{m}$ leicht zu erreichen ist, während zum Erreichen der Mindestkraft eine kleine Streifenlänge l und eine große Breite b und Dicke h nötig sind. Die Bedingungen für einen Mikroventilaktor wären z.B. für einen Streifen der Gesamtdicke $1.8\mu\text{m}$ der Länge $250\mu\text{m}$ und der Breite $100\mu\text{m}$ erfüllt.

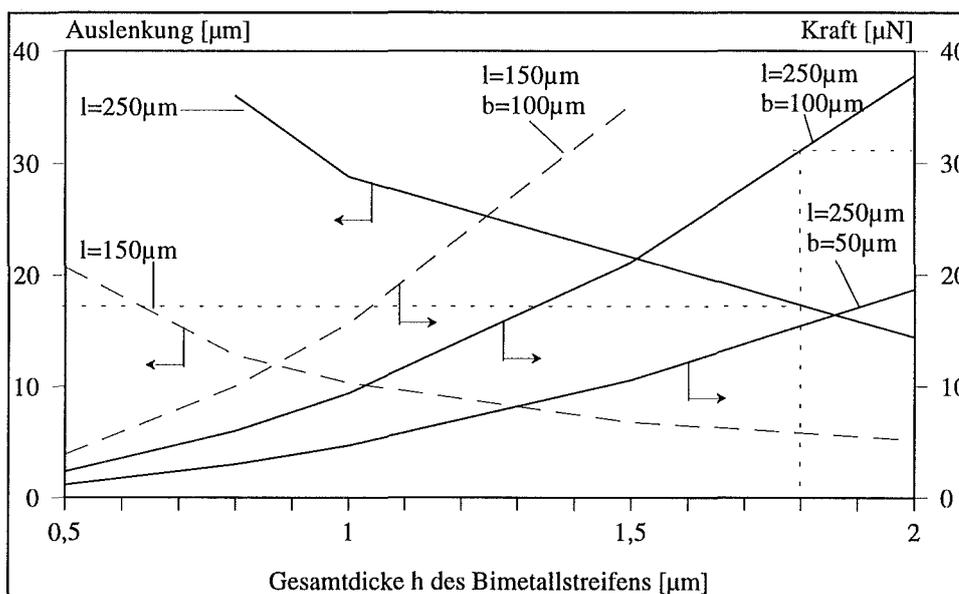


Abb.3.5. Kraft und Auslenkung eines Bimetallstreifens in Abhängigkeit von seiner Gesamtdicke h , Länge l und Breite b ($\Delta T=50\text{ K}$).

Für diese Berechnungen wurde analog zur Bimetallscheibe das optimale Dickenverhältnis für Kupfer und Wolfram angenommen ($W : Cu \leftrightarrow 1 : 1.8$).

Anhand der beiden Graphiken kann man erkennen, daß durch die Wahl der Länge, der Breite und der Dicke eines Streifens, bzw. durch den Durchmesser und die Dicke einer Scheibe verschiedene Arbeitspunkte in einem großen Bereich eingestellt werden können. Man sieht außerdem, daß sich die Scheibe eher bei hohen aufzubringenden Kräften und kleinen Auslenkungen eignet, während der Streifen bei kleinen Kräften und einer großen Auslenkung vorzuziehen ist. Theoretisch ist es demnach möglich, zumindest bei einer Forderung nach kleinen Volumenflüssen durch das Einzelventil, d.h. einer kleinen Durchflußöffnung, einen Bimetallaktor mit der benötigten Auslenkung und Kraft durch die Wahl eines geeigneten Designs (Streifen oder Scheibe) zu entwickeln. Die inneren Spannungen in den einzelnen Schichten berechnen sich aus den ermittelten Kräften. Sie liegen im Bereich von wenigen N/mm^2 pro Kelvin Temperaturerhöhung.

Um die Qualität und die Verwendbarkeit von praktisch hergestellten Bimetallaktoren genau beurteilen zu können, müssen noch die bei der Herstellung in die Membran eingebrachten Spannungen untersucht und mit den inneren Erwärmungsspannungen verglichen werden.

3.1.3. Auswirkung des Herstellungsverfahrens auf die Aktorfunktion

Beim Herstellen der einzelnen Metallschichten durch Magnetronspütern werden die Metalle mit einer gewissen inneren Eigenspannung versehen. Es bildet sich schon ohne eine Temperaturerhöhung ein Druck-Zug-Profil aus (vgl. Abb. 3.1.). Durch diese Differenzspannung im Innern der Bimetallschichten wird eine dritte Kraft hervorgerufen. Sie kann im gleichen Größenbereich wie die Bimetallkraft liegen und diese somit entscheidend beeinflussen. Um dies zu verhindern, müssen beide Bimetallschichten mit möglichst gleichen inneren Spannungen hergestellt werden. Die Ursache der späteren Biegung wäre dann allein eine Folge der Erwärmung.

Zur Ermittlung der inneren Spannungsverhältnisse wurden auf Siliziumwafern mehrere verschiedene Metallschichten durch Magnetronspütern aufgebracht und nach jedem Sputtervorgang die Wölbung des Wafers gemessen. Aus der Differenz der Wölbungen vor und nach dem Aufspütern einer Schicht konnte die innere Spannung der Schicht berechnet werden [Tho88, Fli89, Kad93]. Die Differenz der inneren Eigenspannung zweier aufeinander aufgesputterter Schichten liegt ohne Optimierung im Bereich einiger $100 N/mm^2$, etwa einen Faktor 100 über den Werten durch Erwärmung um 1 K. Variationen des Arbeitsgasdrucks und anderer Herstellungsparameter beim Sputtern zeigten, daß die Einstellung einer sehr kleinen Spannungsdifferenz zwischen zwei aufeinander angebrachten Schichten einen sehr hohen Optimierungsaufwand erfordert, aber theoretisch möglich ist.

3.1.4. Ergebnis der Untersuchung eines thermo-mechanischen Aktors

Die praktischen Versuche an der Sputteranlage haben gezeigt, daß die Kräfte, die durch die inneren Spannungen bei der Herstellung hervorgerufen werden, auch bei kleinen Spannungsdifferenzen im Innern der beiden Schichten wesentlich größer sein können als die Kräfte, die durch eine Temperaturerhöhung der Membran erzielt werden. In diesem Fall wäre eine Steuerung des Bimetallaktors durch die Erwärmungskräfte F_0 nur möglich, wenn der Aktor um mehr als 100°C erhitzt wird. Ein weiterer Punkt ist, daß man, bei einer angenommenen guten Spannungseinstellung, genau diesen Arbeitspunkt reproduzierbar immer wieder einstellen können muß, was ebenfalls nicht einfach zu realisieren ist. Es wäre deshalb eine recht umfangreiche Optimierung der Herstellungsparameter im Hinblick auf niedrige Spannungsdifferenzen zwischen den Bimetallkomponenten und eine gleichzeitig gute Reproduzierbarkeit der Membraneigenschaften notwendig, um eine Funktion von Bimetallaktoren sicherzustellen. Da die Sputteranlage des Institutes für Mikrostrukturtechnik voll ausgelastet ist, waren zeitintensive Optimierungen im Bereich der Dünnschichttechnik nicht möglich. Deshalb mußte im Rahmen dieser Arbeit auf die weitere Untersuchung bzw. die Realisierung eines thermo-mechanischen Aktors verzichtet werden. Da jedoch weiterhin ein Aktor für das zu entwickelnde Ventilsystem gesucht wurde, wurde als nächstes die Eignung eines thermo-pneumatischen Aktors im Hinblick auf die Anforderungen als Ventilaktor geprüft.

3.2. Thermo-pneumatischer Aktor

3.2.1. Wirkungsprinzip des Aktors

Das Wirkungsprinzip des thermo-pneumatischen Aktors beruht auf der Erwärmung bzw. Verdampfung eines Mediums in einer hermetisch abgeschlossenen Kammer (vgl. Abb. 3.6.). Durch die Erwärmung kommt es dort zu einem Druckanstieg. Ist diese Aktorkammer auf einer Seite durch eine flexible Membran verschlossen, so daß eine Expansion des Mediums in der Kammer möglich ist, hat man einen mechanischen Druck- bzw. Kraftfaktor geschaffen. Durch die sich auswölbende Membran kann ein Strömungskanal verschlossen oder ein Hebel oder ein Schalter betätigt werden. Es können je nach Anforderungen an die Kraft oder den Druck des Aktors unterschiedliche Aktormedien gewählt werden.

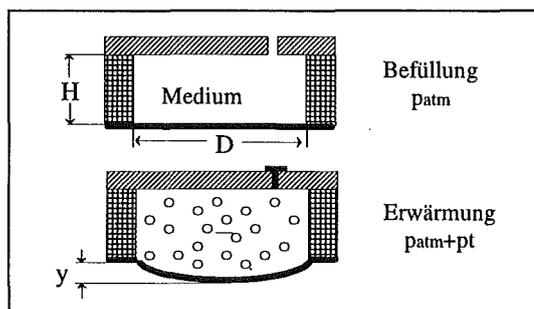


Abb.3.6. Wirkungsprinzip des thermo-pneumatischen Aktors.

Das Aktorkammervolumen berechnet sich für eine zylindrische Kammer mit einem Kugelabschnitt als Auslenkvolumen [Bron81] zu :

$$V = \pi \cdot \frac{D^2}{4} \cdot H + \pi \cdot y \cdot \left(\frac{D^2}{8} + \frac{y^2}{6} \right) \quad (3-11)$$

D := Aktorkammer- (Membran-) durchmesser
H := Aktorkammerhöhe
y := Membranauslenkung

Aufgrund der geringen Membranauslenkung y im Vergleich zum Membrandurchmesser D und zur Kammerhöhe H ($y \ll D$ und $y \ll H$) ist das sich durch die Membranauslenkung zusätzlich bildende Volumen sehr klein und das Aktorkammervolumen V kann als konstant angenommen werden. Weiter werden für eine erste Abschätzung der thermischen Vorgänge die Verluste durch die Wärmeableitung im Aktor mit der Annahme sehr kurzer Schaltzeiten (ms) und die mögliche Undichtigkeit der Kammer für Gase vernachlässigt. Für die Anforderungen an einen Ventilaktor werden im folgenden verschiedene Aktormedien auf ihre Eignung untersucht.

3.2.1.1. Erwärmen von Luft

Wählt man Luft als Kammermedium, so resultiert die Druckerhöhung alleine aus der thermischen Ausdehnung des vorhandenen Luftvolumens. Der Druckanstieg Δp berechnet sich bei etwa konstantem Kammervolumen (kleine Membranauslenkungen) mit Hilfe der idealen Gasgleichung bei konstanten Volumen zu :

$$p \cdot V = \nu \cdot R_G \cdot T \quad (3-12) \qquad \Delta p = p_0 \cdot \frac{\Delta T}{T_0} \quad (3-13)$$

p := Druck
 V := Volumen
 ν := Molzahl
 R_G := Gaskonstante
 T := Temperatur in Kelvin
 p_0 := Ausgangsdruck der Luft (1000 hPa)
 T_0 := Ausgangstemperatur in Kelvin

Die Energie ΔE_A , die zugeführt werden muß, um die Temperaturerhöhung T der Luft zu erreichen, berechnet sich mit :

$$\Delta E_A = c_L \cdot M \cdot \Delta T \quad (3-14) \qquad \Delta E_A = c_L \cdot \frac{p_{L0} \cdot V_L}{R_G \cdot T_0} \cdot \Delta T \quad (3-15)$$

M := Masse der Luft [mol]
 c_L := spez. Wärmekapazität der Luft (29 J/mol K)
 p_{L0} := Ausgangsdruck der Luft
 V_L := Volumen der Luft
 R_G := Gaskonstante
 T_0 := Ausgangstemperatur

Für eine Druckerhöhung von z.B. 500 hPa über Atmosphärendruck wäre eine Temperaturerhöhung von 150 K nötig. Die Energie, um diese Temperaturerhöhung in einer Aktorkammer von z.B. 3 mm³ zu erreichen, wäre 523 µJ.

Anhand der Gleichung (3-13) läßt sich erkennen, daß für geforderte hohe Aktordrücke wegen der linearen Abhängigkeit des Druckes von der Temperatur nur bei ebenfalls hohen Temperaturen zu erreichen sind.

Der Vorteil des Mediums Luft ist jedoch die relativ niedrige Energie, die eingekoppelt werden muß, um die Luft im Aktor zu erwärmen. Für eine Mikropumpe [Büst94a] und zur Ansteuerung fluidischer Flip-Flops [Voll94] ist Luft als Aktormedium gewählt worden. Ob ein Mikroventil durch die Erwärmung von Luft geschlossen werden kann, muß durch praktische Versuche ermittelt werden (vgl. Kap. 5).

3.2.1.2. Verdampfen einer Flüssigkeit

Eine zweite Möglichkeit ist die Wahl einer Flüssigkeit als Aktormedium. Hierbei ist der Zusammenhang zwischen Druck und Temperatur nicht mehr linear sondern exponentiell. Bei der Befüllungstemperatur bildet sich ein temperaturabhängiger Sättigungsdampfdruck aus, bei dem sich ein Gleichgewicht zwischen verdampfenden und kondensierenden Molekülen einstellt. Durch das Erwärmen wird ein weiterer Teil der Flüssigkeit verdampft und der Dampfdruck in der Kammer steigt exponentiell an. Abbildung 3.7. zeigt diese drei Zustände :

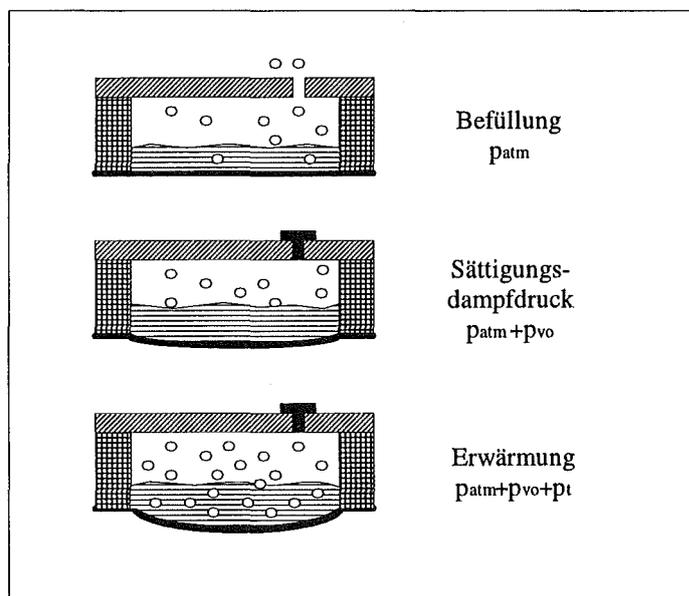


Abb.3.7. Thermo-pneumatischer Aktor mit Flüssigkeit als Medium.

Der Zusammenhang zwischen Druck und Temperatur an einem bestimmten Arbeitspunkt läßt sich mit der Clausius-Clapeyron-Gleichung beschreiben [Dub74]:

$$\frac{dp_t}{dT} = \frac{\Delta H_v}{(V_m^D - V_m^F) \cdot T} \quad (3-16)$$

H_v := molare Verdampfungsenthalpie
 V_m^D := Molvolumen des Dampfes
 V_m^F := Molvolumen der Flüssigkeit
 T := Temperatur

Die Dampfdruckkurve $p_v(T)$ über einen größeren Temperaturbereich läßt sich durch eine e-Funktion annähern :

$$p_v \sim e^{-\frac{W}{k_B \cdot T}} \quad (3-17)$$

W := Verdampfungsenergie bezogen auf ein Molekül
 k_B := Boltzmannkonstante ($1.380662 \cdot 10^{23}$ J/K)

Um eine geeignete Aktorflüssigkeit auszuwählen, müssen zwei Kriterien betrachtet werden. Die Flüssigkeit sollte bei der Erwärmung hohe Drücke erreichen und sie muß eine gute Verträglichkeit mit dem Material der Membran und der Aktorkammer aufweisen. Da im LIGA-Verfahren Polymethylmethacrylat (PMMA) als Material eine zentrale Rolle spielt und leicht für Vorversuche strukturiert werden kann, wurden zunächst aliphatische Kohlenwasserstoffe (Alkane) als Aktormedium ausgewählt. Sie erfüllen beide Kriterien. Abbildung 3.8. zeigt die Dampfdruckkurven einiger Alkane und als Referenz die Kurve von Wasser [Var75].

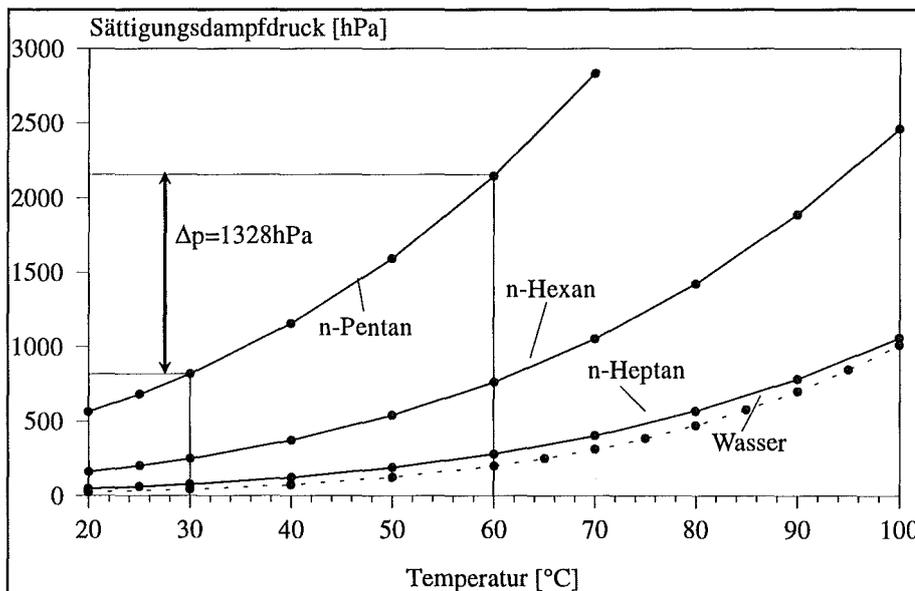


Abb.3.8. Dampfdruckkurven von Heptan, Hexan, Pentan und Wasser.

Anhand der Dampfdruckkurven erkennt man, daß durch das Verdampfen einer Flüssigkeit weitaus höhere Drücke bei kleineren Temperaturdifferenzen in der Aktorkammer realisiert werden können als bei der Erwärmung von Luft. So kann z.B. mit Pentan bei einer

Temperaturerhöhung von nur 30°C eine Druckerhöhung von 1328 hPa erreicht werden. Die Energie ΔE_A , die hier aufgebracht werden muß, um die Erwärmung und damit den Aktordruck zu erzeugen, setzt sich aus drei Anteilen zusammen. Neben dem Energieanteil, der für den reinen Verdampfungsprozeß aufgebracht werden muß, muß auch das Restgas in der Kammer, das im wesentlichen aus Luft besteht, und die Flüssigkeitsmenge erwärmt werden.

$$\Delta E_A = \left[c_L \cdot \frac{p_{Lo} \cdot V_L}{R_G \cdot T_0} + c_l \cdot n_l + \Delta H_v \cdot \frac{p_{vo} \cdot V_L}{R_G \cdot T_0^2} \cdot \left(\frac{\Delta H_v}{R_G \cdot T_0} - 1 \right) \right] \cdot \Delta T \quad (3-18)$$

Erwärmung der Luft Erwärmung der Flüssigkeit Verdampfen der Flüssigkeit

c_L := spez. Wärmekapazität der Luft (29 J/mol K)
 c_l := spez. Wärmekapazität der Flüssigkeit
 n_l := Flüssigkeitsmenge [mol]
 p_{Lo} := Ausgangsdruck des zusätzlichen Gases (Luft)
 p_{vo} := Sättigungsdampfdruck bei T_0

V_L := Volumen der Gasphase
 H_v := molare Verdampfungsenthalpie
 R_G := Gaskonstante (8.3143 J/Kmol)
 T_0 := Ausgangstemperatur [K]

Die chemischen und physikalischen Daten der Alkane Heptan, Hexan und Pentan sind im Anhang tabellarisch aufgelistet.

Nachteil der Verdampfung einer Flüssigkeit ist die relativ hohe Energiemenge, die eingekoppelt werden muß, um den Flüssigkeitsanteil zu erwärmen. Die Energieanteile für die Erwärmung einer Aktorkammer, die mit 1 mm³ Hexan und 2 mm³ Luft gefüllt ist, sind in Tabelle 3.2. aufgelistet.

1 mm ³ Hexan 2 mm ³ Luft	Erwärmen der Luft	Erwärmen der Flüssigkeit	Verdampfung
Energie [µJ / K]	2.325	1499	13.1

Tab.3.2. Energieanteile bei der Erwärmung des Aktorinnern

Bei einer Erwärmung um 30°C verdampft eine Menge Hexan mit dem Volumen eines Würfels einer Kantenlänge von 121 µm (1,7·10⁻³ mm³ ≅ 1.7 nl). Wegen des sehr hohen Energieanteils (Faktor 100 mehr), der für die Erwärmung der Aktorflüssigkeit nötig ist, und von der nur ein sehr geringer Teil benötigt wird, sollte aus energetischen Gesichtspunkten möglichst wenig (<1/100 mm³) Hexan in die Kammer eingefüllt werden. Da sich ein gewisser Teil der Flüssigkeit während des Befüllens verflüchtigt, muß dieser Anteil hinzugerechnet werden.

Ein Dosiergerät dieser Güteklasse zum Befüllen der Aktorkammer mit wenigen nl Flüssigkeit ist zwar am Markt vorhanden, stand für die Durchführung dieser Arbeit jedoch nicht zur Verfügung.

3.2.1.3. Mehrstoffsysteme

Eine weitere Möglichkeit, eine Druckerhöhung in der Aktorkammer zu erreichen, ist die Verwendung von Mehrstoffsystemen. Der Druck in einem geschlossenen Gefäß kann außer durch Erhitzen und Verdampfen von Flüssigkeiten auch durch Erhöhen des Dampfdrucks eines Gases erhöht werden, das chemisch oder physikalisch in einem Festkörper eingebunden ist. Eine Temperaturerhöhung führt zu einer Erhöhung des Partialdrucks des Gases und somit zu einer Druckerhöhung im Gefäß, sobald das Gas den Festkörper verläßt. Da sich insbesondere Wasserstoff wegen seiner hohen Beweglichkeit, seines geringen Atomdurchmessers und seiner leichten Verfügbarkeit gut für den technischen Einsatz eignet, bieten sich für diese Aufgabe Metall-Wasserstoff-Systeme an.

Metall-Wasserstoff-Systeme eröffnen die Möglichkeit, durch geeignete Wahl der Zusammensetzung der Metallkomponente die Eigenschaften des Systems, z.B. eine Hysterese, eine Drucksteigerung in einem bestimmten Temperaturbereich oder die Schaltzeitkonstanten in großen Bereichen zu beeinflussen.

Mit Metall-Wasserstoff-Systemen können sehr hohe Drücke erzielt werden. Beim System Titan-Eisen-Wasserstoff (Abb. 3.9.) ist z.B. durch eine Temperaturerhöhung von 30 auf 40°C eine Drucksteigerung um ca. 2500 hPa möglich.

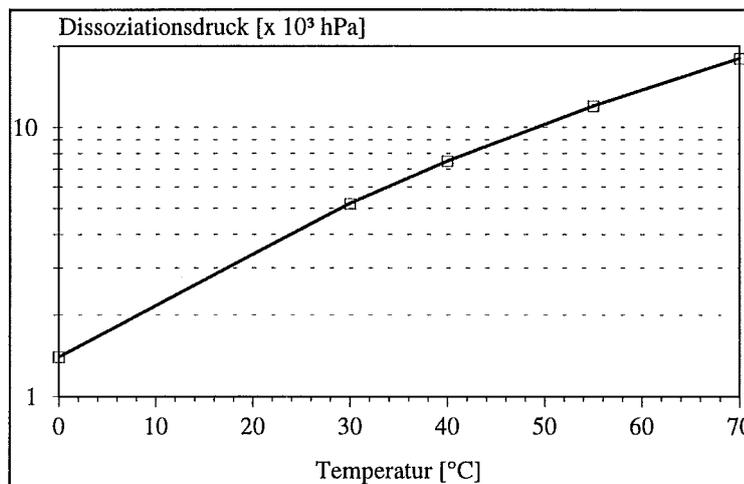


Abb.3.9. Druck eines Titan-Eisenhydrid-Wasserstoff-Systems in Abhängigkeit der Temperatur.

Praktische Untersuchungen an einem Palladium-Wasserstoff-System konnten die bekannten theoretischen Eigenschaften von Mehrstoffsystemen bestätigen [Baß94]. Diese Untersuchungen zeigten jedoch, daß für die Realisierung eines solchen Aktors ein neuer Herstellungsprozeß entwickelt werden muß, um z.B. ein Palladium-Wasserstoff-System von Luftsauerstoff abzuschließen und ein Entweichen des Wasserstoffs zu verhindern. Auf die Entwicklung eines solchen Aktors wurde verzichtet, da dies den Rahmen der vorliegenden Arbeit gesprengt hätte. Für eine zukünftige Anwendung in der Mikrotechnik bleibt dies jedoch wegen der sehr hohen erreichbaren Drücke auf engstem Raum eine interessante Möglichkeit, die es weiter zu untersuchen gilt.

3.2.2. Energieeinkopplung in den Aktor

Die für die Druckerhöhung durch Erwärmung eines Mediums benötigte Energie muß von außen in die Aktorkammer eingebracht werden. Dies kann z.B. mit einer elektrischen oder einer optischen Energieeinkopplung realisiert werden. Beide Möglichkeiten werden im folgenden Kapitel beschrieben.

3.2.2.1. Elektrische Energieeinkopplung

Bei Erzeugung von Wärme durch Einkopplung elektrischer Energie wird mit einem Heizwiderstand gearbeitet [Zde89, Red93, Büs94b, Voll94]. Dieser metallische Heizwiderstand kann z.B. auf der Membraninnenseite hergestellt werden. Hierzu wird auf einer Polyimidmembran eine metallische Schicht durch Magnetronspütern aufgebracht und mit Hilfe der optischen Lithografie strukturiert. Hierdurch können beliebige Heizwendeldesigns mit unterschiedlichen elektrischen Eigenschaften realisiert werden. Die Heizwendel wird an ihren Anschlußpunkten (Kontaktpads) elektrisch kontaktiert. Kontaktiermethoden sind das Drahtbonden und das Kleben mit einem elektrisch leitfähigen Klebstoff. Durch das Anlegen einer Spannung erwärmt sich die Heizwendel in Abhängigkeit von ihrem elektrischen Widerstand und gibt Wärmeenergie an ihre Umgebung ab. Mit einem Teil dieser Wärme wird das Aktormedium erhitzt, der andere Anteil erwärmt das Kammermaterial oder wird abgeleitet. Abbildung 3.10. zeigt die Schemazeichnung eines Aktors mit elektrischer Energieeinkopplung mittels Heizwendel.

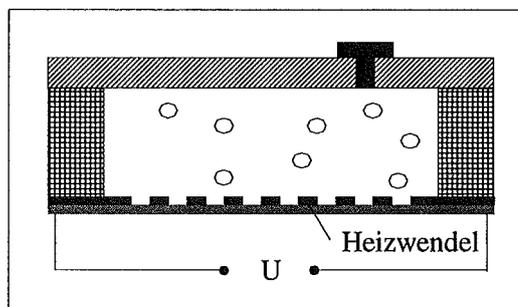


Abb.3.10. Schemazeichnung eines Aktors mit elektrischer Energieeinkopplung.

Der elektrische Widerstand der Heizwendel ist temperatur- und geometrieabhängig und berechnet sich mit Hilfe der Gleichung [Hüt89]:

$$R = \frac{\rho_{el} \cdot (1 + \alpha_T \cdot T) \cdot l_w}{b_w \cdot h_w} \quad (3-19)$$

ρ_{el} := spezifischer Widerstand
 l_w = Länge der Heizwendel
 b_w := Breite der Heizwendel
 h_w := Dicke der Heizwendel
 α_T := Temperaturkoeffizient
 T := Temperaturanstieg

In Tabelle 3.3. sind die ungefähren Werte des spezifischen elektrischen Widerstand für die drei Materialien Titan, Gold und Kupfer bei Raumtemperatur angegeben. Eine präzise Angabe der Werte ist schwierig, da es durch das Herstellungsverfahren (Sputtern) zu Schwankungen kommen kann [Voll94].

20°C	Titan	Gold	Kupfer
ρ_{el} [$\mu\Omega$ cm]	43	2.2	1.7

Tab.3.3. Spezifischer elektrischer Widerstand.

Die Temperaturabhängigkeit des Heizwendelwiderstandes kann zur Bestimmung der Wendeltemperatur und damit zur Ermittlung der Temperatur in der Aktorkammer genutzt werden [Büs94b]. Abbildung 3.11. zeigt den Verlauf des spezifischen Widerstandes von Titan, Kupfer und Gold in Abhängigkeit von der Temperatur [Lb82].

Ein Vorteil der elektrischen Energieeinkopplung ist der einfache Herstellungsprozeß. Die Strukturierung einer Heizwendel durch photolithographische Prozesse ist ein Standard der Mikrotechnik und kann problemlos in die Gesamtherstellung des Ventilsystems integriert werden. Nachteil der elektrischen Einkopplung ist die erforderliche Kontaktierung, bei der mechanische (Festigkeit der Verbindungen) aber auch elektrische Probleme (Übergangswiderstand) auftreten können, die große Wärmeableitung in die Membran und eine mögliche Überhitzung der dünnen Polyimidmembran.

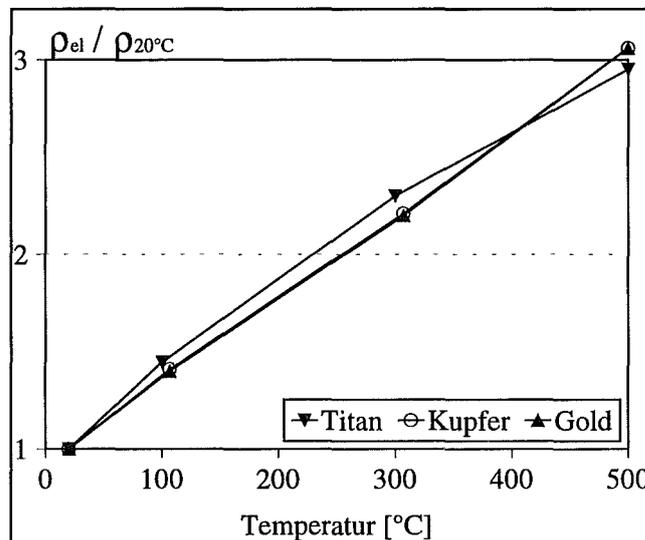


Abb.3.11. Temperaturabhängigkeit des spez. el. Widerstandes ρ_{el} von Kupfer, Gold und Titan [Lb82].

Herstellungsverfahren und Messungen des Leistungsvermögens eines Aktors mit Heizwendeln aus Titan, Gold und Kupfer sind im weiteren Verlauf der Arbeit beschrieben und dargestellt (vgl. Kap. 5).

3.2.2.2. Optische Energieeinkopplung

Bei der optischen Energieeinkopplung wird mit einer Glasfaser Licht in die Aktorkammer eingestrahlt. Der Aktor muß im Gegensatz zur elektrischen Energieeinkopplung nicht zusätzlich kontaktiert werden, es handelt sich um eine berührungsfreie Ansteuerung.

Die Nachteile bei der optischen Energieeinkopplung liegen bei der Lichtabsorption. Da das zu erwärmende Aktormedium Licht nur unzureichend absorbiert, muß zusätzlich ein Material eingebracht werden, welches einen größeren Teil des einfallenden Lichtes absorbiert. Für die Verbesserung der Absorption gibt es vielfältige Möglichkeiten, von denen einige in Tabelle 3.4. aufgelistet sind :

Absorptionsmedien	Auftragsverfahren	Material
Einfärben der Flüssigkeiten		z. B. Basacit grün
absorbierende Schichten	aufspattern	Titanoxid
"	"	Wolframoxid
"	"	Kohlenstoff
"	aufdampfen	Nickel
"	auftragen	PMMA mit Ruß
Absorptionsstoff		Carbonwolle
"		Ruß

Tab.3.4. Möglichkeiten zur Verbesserung der Absorption.

Da die kommerziellen Absorptionsfarbstoffe nur für Wasserlöslichkeit ausgelegt sind, können mit diesen Mitteln Alkane, die als erstes Aktormedium gewählt wurden (vgl. Kap. 3.2.1.2.), nicht eingefärbt werden [Mo94]. Deshalb werden nur die anderen Absorptionsmedien untersucht und miteinander verglichen. Abbildung 3.12. zeigt die schematische Darstellung einer Aktorkammer mit einer absorbierenden Schicht (links) und einem Stück Carbonwolle (rechts).

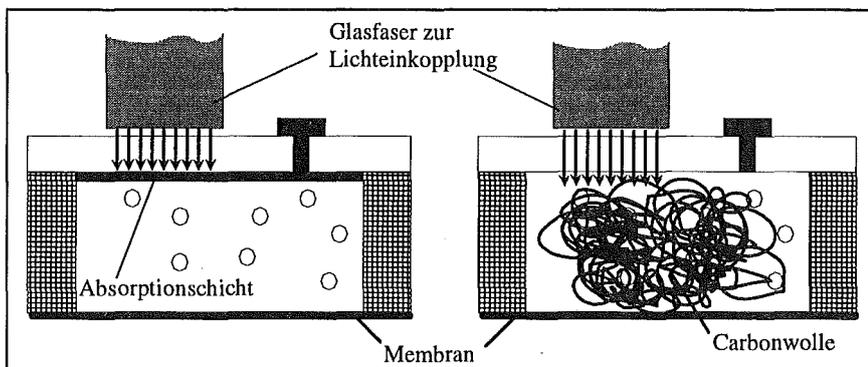


Abb.3.12. Schematische Darstellung einer Aktorkammer mit einer absorbierenden Schicht (links) und einem Stück Carbonwolle (rechts).

Erste Anhaltspunkte zur Eignung von Carbonwolle als Absorptionsmedium eines thermo-pneumatischen Aktors sind in [Miz92] zu finden. Mit einer Energieeinkopplung von 11 mW wurde dort eine Membran um 30 µm ausgelenkt. Eine Absorptionsschicht sollte optisch

möglichst schwarz sein und nur eine geringe spezifische Wärmeleitung besitzen, die Wärmekapazität wird aufgrund der geringen Schichtdicke vernachlässigt. Vorteil der optischen Einkopplung ist die kontaktlose Ansteuerung der Ventile, keines der Kontaktierungsprobleme tritt hier auf. Untersuchungen zum thermo-pneumatischen Aktor mit mehreren Absorptionsmedien sind in Kapitel 5 zusammengefaßt.

Nachdem die verschiedenen Möglichkeiten des thermo-pneumatischen Aktors mit unterschiedlicher Energieeinkopplung betrachtet wurden, muß der nächste entscheidende Einflußfaktor, das Membranverhalten in Abhängigkeit von allen übrigen Einflußfaktoren untersucht werden.

3.2.3. Einfluß der Membraneigenschaften auf das Aktorverhalten

Bei der Verwendung eines thermo-pneumatischen Aktors für ein Mikroventil wird der Volumenfluß durch das Ventil durch die Größe des Spaltes zwischen der Membran und dem Ventilsitz bestimmt (vgl. Kapitel 2.). Die Größe dieses Spaltes wird wiederum durch die Auslenkung der Membran bestimmt. Für die Beurteilung eines thermo-pneumatischen Aktors ist es aus diesen Gründen wichtig, das Membranverhalten in Abhängigkeit aller Einflußfaktoren zu bestimmen. Die Auslenkung der Membran ist außer von den partiell anliegenden Differenzdrücken Δp , der Geometrie (Radius R, Dicke h) und den Materialparametern (Elastizitätsmodul E, Poissonzahl ϵ) noch maßgeblich von der inneren Spannung s der Membran abhängig. Für weitere Rechnungen zeigt Tabelle 3.5. die Materialparameter von Polyimid und Titan.

Material	Elastizitätsmodul E_0 [GPa]	Ausdehnungskoeffizient α [$10^{-6}/K$]	Querkontraktion ϵ
Titan	106	9.0	0.36
Polyimid	2.5	28.0	0.35

Tab.3.5. Membranmaterialparameter von Titan und Polyimid.

Eine Membran kann nach ihrer Herstellung mit einer Druck- oder Zugspannung belegt sein. Die Art der Spannung der Membran hängt vom Herstellungsprozeß ab. Unterschiedliche Prozeßparameter (z.B. Temperatur) oder beteiligte Materialien (Galvanik oder Klebstoff) schaffen unterschiedliche innere Spannungen. Der spannungsfreie Zustand kann nur durch eine aufwendige Optimierung erreicht werden (vgl. Bimetall, Kapitel 3.1.).

Für die analytische Berechnung der Auslenkung y einer Membran in Abhängigkeit vom anliegenden Differenzdruck Δp und ihrer inneren Eigenspannung s gibt es unterschiedliche Ansätze [Scho94b]. Bei einem dieser Verfahren wird mittels einer Kräftebilanz eine Differentialgleichung aufgestellt und daraus die Gleichung für die Auslenkung einer Membran in ihrem Mittelpunkt ermittelt. Die analytische Lösungsgleichung, die mit diesem Ansatz ermittelt wurde, wurde bis auf einen Faktor $(1+\epsilon)$ von Cabrera angegeben [Bea59] und inzwischen vielfach für die Messung von Membranspannungen eingesetzt [Bro83].

$$\Delta p = \frac{4 \cdot h \cdot s}{r^2} \cdot y + \frac{8 \cdot h}{3 \cdot r^4} \cdot \frac{E}{1 - \epsilon^2} \cdot y^3 \quad (3-20)$$

E := E-Modul
 h := Membrandicke
 ϵ := Poissonzahl
 s := innere Spannung
 r := Radius

Für die Herleitung von Gleichung 3-20 wurde angenommen, daß die innere Spannung der Membran so groß ist, daß Kräfte, die auf Biegemomente zurückgehen, nicht berücksichtigt zu werden brauchen. Bei kleinen mechanischen Spannungen in der Membran ist Gleichung 3-20 deshalb nicht gültig. Abbildung 3.13. zeigt die Funktion von Cabrera für eine Zugspannung von 100 N/mm² (positiver Zahlenwert) und eine Druckspannung von (-)100 N/mm² (negativer Zahlenwert). Für die graphische Darstellung wurde eine Titanmembran mit einem Durchmesser von 1 mm und einer Dicke von 2.7 µm zugrunde gelegt.

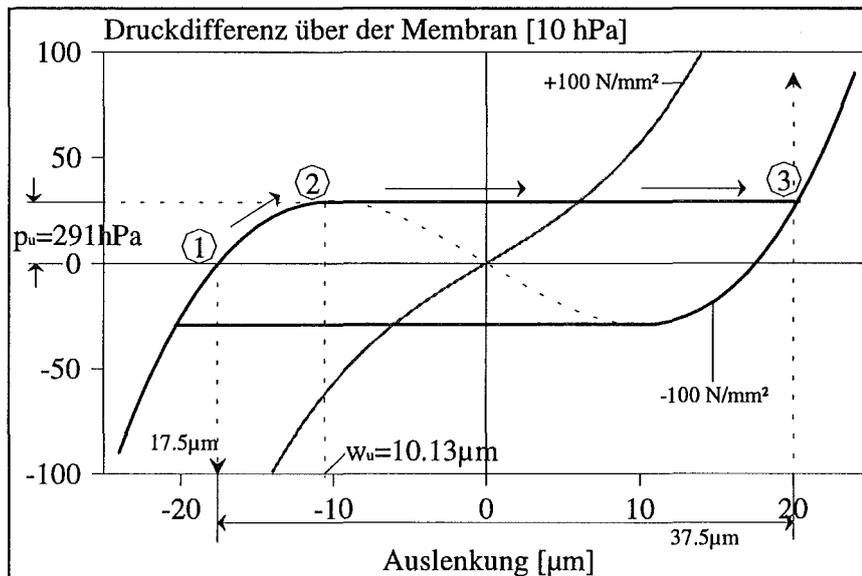


Abb.3.13. Auslenkung einer Titanmembran mit Zugspannung von (+) 100 N/mm² und eine Membran mit Druckspannung von (-) 100 N/mm².

In dieser Graphik sind zwei unterschiedliche Kurven dargestellt. Für eine Kurve ist die Auslenkung einer Membran mit Zugspannung ($s_z = +100 \text{ N/mm}^2$) berechnet worden. Eine Membran mit Zugspannung s_z ist straff gespannt. Es muß Arbeit aufgebracht werden, um diese Zugspannung zu überwinden und eine Auslenkung der Membran zu erreichen. Die Arbeit gegen die Membranspannung muß zusätzlich zu der Arbeit aufgebracht werden, die benötigt wird, um das Ventil gegen einen anliegenden Druck zu schließen. Die Auslenkung einer Membran mit Zugspannung läßt sich mit Hilfe der Gleichung 3-20 eindeutig bestimmen (vgl. Abb. 3.13.).

Gegenüber der Membran mit Zugspannung ist eine Membran mit eingprägter Druckspannung s_D (-100 N/mm²) sehr viel beweglicher. Bei diesem Membrantyp sind drei verschiedene

Membranpositionen möglich, sie kann in Richtung des anliegenden Druckes ausgelenkt werden, sie kann entgegen des Druckes ausgelenkt sein oder kann einen instabilen Zustand dazwischen einnehmen. In Abbildung 3.13. entspricht dies den drei Schnittpunkten der Kurve mit einer horizontalen Geraden. In Abhängigkeit der inneren Druckspannung kann diese Membran durch das Anlegen eines Drucks zwischen den unterschiedlichen Zuständen hin und her schalten bzw. schnappen, daß heißt sie leistet erst einen gewissen Widerstand und geht dann schlagartig in den anderen Zustand über. Bei einem ausgelenkten Zustand der Membran (1) wird ein Druck an der Membran angelegt, die Auslenkung wird geringer. Am Punkt (2) schnappt die Membran schlagartig in den Zustand (3).

Die Auslenkung einer Membran mit Druckspannung läßt sich ebenfalls aus Gleichung 3-20 ableiten (negatives s). Voraussetzung für die Anwendbarkeit ist jedoch, daß die Biegemomente gegenüber den Kräften für die Membrandehnung vernachlässigt werden können. In [Pop94] ist die Berechnung der Auslenkung einer Membran für den Fall angegeben, daß die Biegemomente dominieren. Für eine Membran mit Druckspannung lassen sich aus Gleichung (3-20) der Umschaltunkt w_u und der dafür nötige Differenzdruck p_u herleiten

$$w_u = \frac{r}{\sqrt{2}} \cdot \sqrt{-s \cdot \frac{1-\epsilon^2}{E}} \quad (3-21)$$

$$p_u = \frac{8}{3} \cdot \frac{h}{r} \cdot \sqrt{-\frac{s^3}{2} \cdot \frac{1-\epsilon^2}{E}} \quad (3-22)$$

- r := Radius der Membran
- h := Dicke der Membran
- s := Innere Spannung der Membran (negativ, da Druckspannung)
- E := Elastizitätsmodul
- e := Poissonzahl (Querkontraktion)

Für eine Titanmembran ($E = 106 \text{ GPa}$, $\epsilon = 0.36$) mit einem Radius $r = 500 \mu\text{m}$ und einer Dicke von $2.7 \mu\text{m}$ ergibt sich bei einer Druckspannung von 100 MPa die Position des Umschaltpunktes w_u zu $10.13 \mu\text{m}$ und der dafür nötige Druck p_u zu 291 hPa . Bei einem Differenzdruck von 291 hPa bewegt sich die Membran (voll ausgelenkt $17.5 \mu\text{m}$), also um insgesamt $35 \mu\text{m}$. Für eine Membran mit 100 MPa Zugspannung wäre für die gleiche Auslenkung ein Druck von 5800 hPa nötig.

Um Titan- und Polyimidmembranen unter Druck- und Zugspannung miteinander zu vergleichen, wurden verschiedene Kombinationen berechnet. Verglichen wurde eine $2.7 \mu\text{m}$ dicke Titanmembran und eine $2 \mu\text{m}$ dicke Polyimidmembran sowohl unter Zug- als auch unter Druckspannung. Tabelle 3.6. zeigt die Ergebnisse dieser Berechnungen. Angegeben sind die maximale Membranauslenkung y und die dafür nötige Druckdifferenz p . Bei der Membran mit Druckspannung ist p der jeweilige "Schnappdruck".

Anhand dieser Berechnung erkennt man, daß eine Druckspannung für eine große Beweglichkeit einer Membran bei geringen Differenzdrücken Vorteile bringt. Zusätzlich bietet sich eine Polyimidmembran an, die aufgrund ihrer Materialeigenschaften flexibler ist. Kombiniert man beide Möglichkeiten, lassen sich mit geringen Differenzdrücken große Auslenkungen einer Membran erreichen ($146 \mu\text{m}$ bei 291 hPa für $s_D = 35 \text{ MPa}$).

	innere Spannung	Titan 2.7 μm		Polyimid 2 μm	
		p [hPa]	y [μm]	p [hPa]	y [μm]
Druck- spannung	(-)100 MPa	291	35	1413	246
	(-)35 MPa	60	22.4	291	146
Zug- spannung	(+)100 MPa	291	6	291	9
	(+)35 MPa	291	10	291	23

Tab.3.6. Membranauslenkungen aufgrund eines anliegenden Differenzdruckes bei unterschiedlicher innere Spannung.

Für ein Ventil bedeutet dies, daß bei einem geringen anliegenden Flüssigkeitsdruck das Ventil auf-"schnappt" und den Durchfluß gestattet. Um hier den gleichen Durchfluß zu ermöglichen wie bei einer Membran mit Zugspannung, kann so ein kleinerer Eingangsdruck angelegt werden, da nur wenig Energie durch die Dehnung der Membran verbraucht wird. Bei einem erzeugten Aktordruck, der je nach Druckspannung nur geringfügig größer als der Flüssigkeitsdruck sein muß, schließt das Ventil wieder. Für das Realisieren eines Ventils mit Membranaktor ist es also das günstigste, eine Polyimidmembran unter Druckspannung herzustellen.

Für eine Berechnung des Volumenflusses durch das geöffnete Ventil muß die Größe des Spaltes, daß heißt die Höhe der Auslenkung der Membran über dem Ventilsitz, genau bestimmt werden. Bis jetzt wurde die Membranauslenkung über dem Ventilsitz entweder vorgegeben (Kapitel 2) oder als kugelförmig mit auf der gesamten Membranfläche anliegendem Druck betrachtet (Cabrera Gleichung 3-20). Da der Differenzdruck im Mikroventil jedoch nur partiell an der Membran anliegt, ist diese Annahme nicht ganz richtig. Da eine analytische Berechnung einer Membran mit nur partiell anliegenden Drücken sehr aufwendig ist, wurde untersucht, ob sich die Membranwölbung mit der Finiten Elemente Methode (FEM) simulieren läßt.

3.2.4. Finite Elemente Rechnungen zur Untersuchung von Membranverhalten

Mit Hilfe der Finiten Elemente Methode FEM können die Form und die Auslenkung einer Ventilmembran, die unterschiedliche Druckbereiche und einen Anschlag (Ventilsitz) aufweist, berechnet werden. Bei diesem Verfahren (vgl. Kapitel 2.3.) wird die Membran in Finite Elemente eingeteilt. Die Rückwirkung der Elemente auf die ihre nächsten Nachbarn wird berechnet und iterativ die Lösung gefunden [Pan90].

Mit dem FEM Programm ANSYS wurde zunächst die Geometrie einer runden, am Rand eingespannten Membran generiert und in sinnvolle Teilbereiche unterteilt. Da bei ANSYS die innere Spannung einer Membran nicht vorgegeben werden kann, sind die Spannungen in einem ersten Rechenschritt durch eine Temperaturänderung der eingespannten Membran implementiert worden. Der Wert der Temperaturänderung wurde mit dem Hook'schen Gesetzes und der Definition des Wärmeausdehnungskoeffizienten α berechnet [Ger89]:

$$s = \frac{\Delta l}{l} \cdot \frac{E}{1-\epsilon} = \alpha \cdot \Delta T \cdot \frac{E}{1-\epsilon} \quad (3-23)$$

mit α := Ausdehnungskoeffizient
 E := E-Modul
 ϵ := Poissonzahl

Eine Erwärmung der Membran hat eine Druckspannung s_D zur Folge, eine Abkühlung eine Zugspannung s_z . Am Institut für Mikrostrukturtechnik wurden bisher Erfahrungen mit Titan [Rap93] und Polyimidmembranen [Büs94c] gesammelt. Beide Membranen weisen nach ihrer Herstellung eine Zugspannung auf : Titan 200 N/mm², Polyimid 50 N/mm². Aufgrund dieser Verhältnisse wurden vorerst diese Eigenspannungen in den Simulationen verwendet.

Durch die Abkühlung einer Titanmembran um 134 K erhält man eine Zugspannung von 200 N/mm², durch die Abkühlung einer Polyimidmembran um 464 K eine Zugspannung von 50 N/mm².

Um zu überprüfen, daß die gewählte Einteilung der Membran in Finite Elemente zu richtigen Ergebnissen führt, wurde zunächst die Auslenkung des Mittelpunkts einer Membran mit einem Durchmesser von 1 mm und Zugspannung durch eine Druckdifferenz sowohl analytisch als auch mit ANSYS berechnet. Die Ergebnisse beider Rechnungen zeigen eine sehr gute Übereinstimmung.

Für die Simulation sind verschiedene Zustände zu betrachten. Beim geöffneten Ventil wird die Membran durch einen partiell anliegenden Druck nach oben gedrückt. Beim geschlossenen Ventil liegt sowohl ein gleichmäßiger Druck auf der Aktorseite der gesamten Membranfläche an, als auch ein partiell anliegender Druck der Flüssigkeit von unten. Durch den größeren Aktordruck wird die Membran auf den Ventilsitz gepreßt. Abbildung 3.14. zeigt die Druckverhältnisse für das ein- und zweistufige Design (vgl. Kapitel 2.2.).

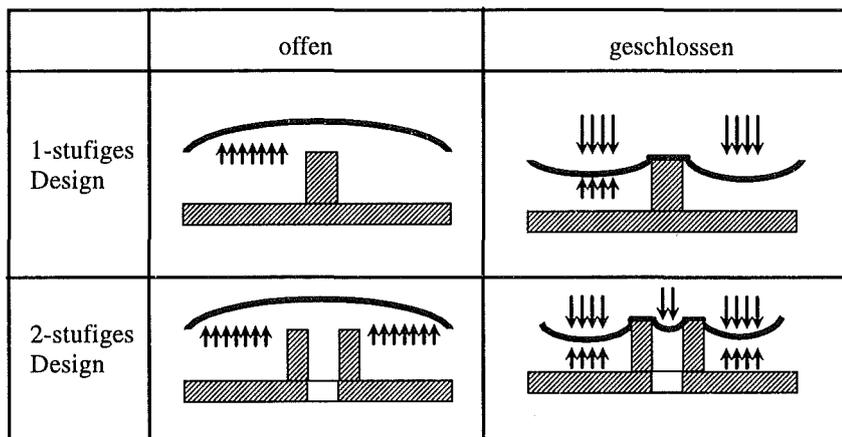


Abb.3.14. Druckverhältnisse bei geöffnetem bzw. geschlossenem Membran-ventil mit 1-stufigem bzw. 2-stufigem Design (vgl. Kap.2.2.2.).

Die Einstellung eines bestimmten Volumenflusses durch das geöffnete Ventil kann mit der Kenntnis der Membranauslenkung bei einem bestimmten Differenzdruck durch die

Dimensionierung des Ventilsitzes und den Durchmesser der Membran erfolgen. Abbildung 3.15. zeigt den Schnitt durch ein einstufiges Ventil im geöffneten und geschlossenen Zustand. Die Auslenkung der Membran ist in Form von Höhenlinien dargestellt. Man erkennt im geöffneten Zustand den für einen Volumenfluß benötigten Spalt zwischen Membran und Ventilsitz (Steg). Im geschlossenen Zustand ist die Membran auf den Steg gepreßt.

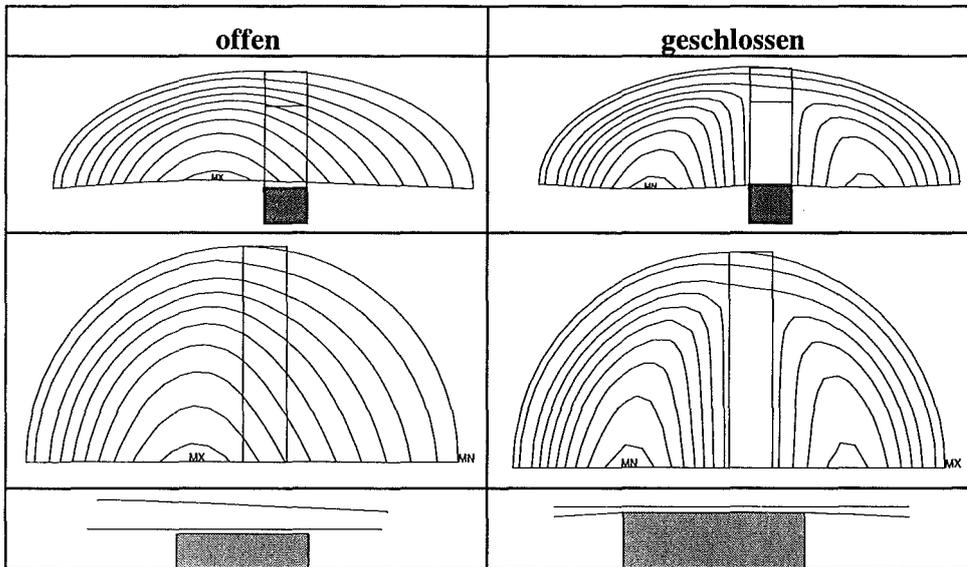


Abb.3.15. Mit ANSYS berechnete Membranauslenkung des einstufigen Designs im geöffneten (links) und geschlossenen Zustand (rechts). In der oberen Zeile ist das Ventil in schräger Ansicht dargestellt. In der zweiten Zeile ist eine Aufsicht und in der unteren Zeile eine Schnittdarstellung zu sehen.

Die horizontale Linie in der unteren Zeile von Abbildung 3.15. zeigt die Membranposition vor der Druckbeaufschlagung. Abbildung 3.16. zeigt die Simulationsergebnisse für die Höhe des Spaltes am Membranmittelpunkt bei einer Membran mit 800 µm Durchmesser für verschiedene Membranmaterialien und Membrandicken und innere Spannungen.

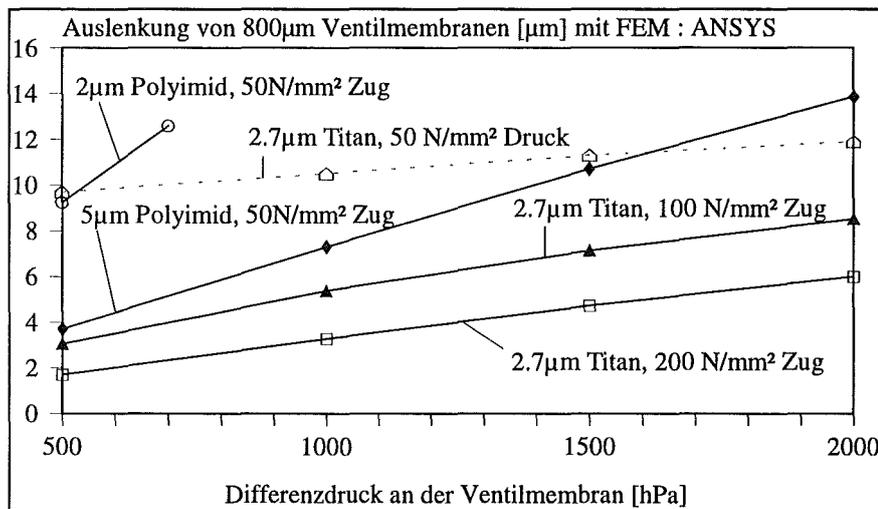


Abb.3.16. Höhe des Spaltes zwischen Membran und Ventilsitz (Steg).

In Abbildung 3.16. läßt sich die starke Abhängigkeit der Membranwölbung von Membranmaterial, Membrandicke und der inneren Spannung erkennen. Wie schon die analytischen Abschätzungen gezeigt haben, bieten sich für eine große Auslenkung bei niedrigen Differenzdrücken z.B. eine Polyimidmembran mit geringer Dicke unter Zugspannung oder eine Titanmembran unter Druckspannung an.

Analog zum einstufigen Design wurden Simulationsrechnungen für ein zweistufiges Design durchgeführt. Abbildung 3.17. zeigt den Spalt zwischen dem kreisförmigen Ventilsitz und der Membran für ein geöffnetes (links) und ein geschlossenes Ventil (rechts). Gezeigt wird nur ein Ausschnitt der Simulation im Bereich des Ventilsitzes. Die horizontale Linie zeigt auch hier die Membranposition vor der Druckbeaufschlagung.

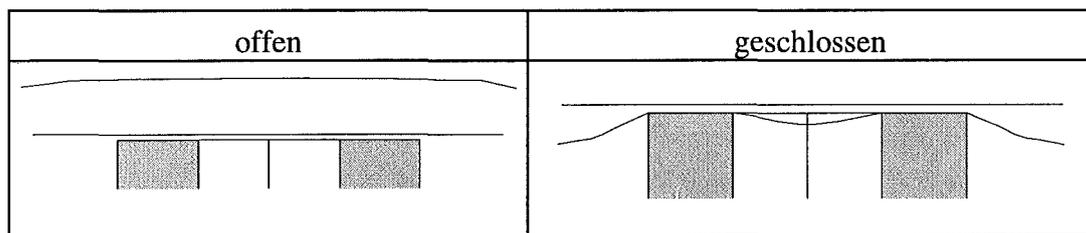


Abb.3.17. Mit ANSYS berechnete Membranauslenkung des zweistufigen Designs im geöffneten (links) und geschlossenen Zustand (rechts). Das Ventil ist in einer Schnittdarstellung zu sehen.

Diese Ergebnisse zeigen, daß die Auslenkung einer Membran an einem bestimmten Punkt in Abhängigkeit von ihrer inneren Spannung, der Material- und Geometrieparameter und der partiell anliegenden Differenzdrücke durch Simulationsrechnungen bestimmbar ist. Für die Berechnung der Membranwölbung und damit auch des Volumenflusses durch das Ventil (vgl. Kap. 2.2.) bedeutet dies, daß die Abschätzung der Auslenkung einer Membran mit der Gleichung (3-20) durch Simulationsrechnungen mit der Finite Elemente Methode ersetzt werden kann. Für eine 2.7 μm dünne Titanmembran mit einem Durchmesser von 800 μm , die unter einer Zugspannung von 200 N/mm^2 steht, ergibt sich durch die partielle Druckbelastung beim geöffneten Ventil über dem Steg des einstufigen Designs eine Spaltbreite von 3.28 μm . Die analytische Berechnung mit einer gleichmäßigen Druckbelastung ergibt dagegen eine Auslenkung um 6,65 μm . Diese Spalthöhen entsprechen Volumenflüssen von 1.8 bzw. 15.2 $\mu\text{l}/\text{s}$. Dieser Vergleich zeigt, daß die Berechnungen durch FEM zu deutlich anderen Ergebnissen führen und ein wertvolles Hilfsmittel für den Entwurf von Mikroventilen sind.

3.2.5. Ergebnis der Untersuchung eines thermo-pneumatischen Aktors

Die Betrachtung des thermo-pneumatischen Aktorprinzips hat gezeigt, daß kleine Mikroventile die Drücke von einigen 100 hPa schalten können und Volumenflüsse im Bereich von $\mu\text{l}/\text{s}$ möglich sind. Ein thermo-pneumatischer Aktor kann auf einer Fläche von unter 1 mm^2 realisiert werden, und durch die Verdampfung einer Flüssigkeit mit geeigneter Dampfdruckkurve in der Aktorkammer können Aktordrücke bis zu 1000 hPa und mehr erzeugt werden.

Die Energie zum Betreiben des Aktors kann elektrisch mit Hilfe eines strukturierten Heizwiderstandes oder optisch durch die Absorption eingestrahelter Lichtenergie zugeführt werden. Welche der beiden Möglichkeiten die bessere ist, muß mit praktischen Versuchen zur Herstellung und Leistung ergründet werden. Für die Anwendung des Ventils im Rahmen des EG-Projekts IMICS wird jedoch der elektrischen Variante (Heizwendel) der Vorzug gegeben, da die Integration von Lichtleitern in einen Katheter schwierig ist. Aus diesem Grund liegt der Schwerpunkt der Versuche im Bereich der elektrischen Energieeinkopplung.

Weiter wurde der Einfluß des Membranverhaltens auf die Aktorfunktion untersucht. Hier hat sich gezeigt, daß die Herstellung einer Membranen unter Druckspannung, speziell einer Polyimidmembran, anzustreben ist, da hier mit kleinen Differenzdrücken große Membranauslenkungen erreicht werden können. Simulationsrechnungen mit der Finite Elemente Methode haben gezeigt, daß Membranauslenkungen mit dieser Methode berechnet werden sollten, um zu verlässlichen Ergebnissen zu kommen.

Mit Hilfe der Simulation der Membranauslenkung und mit den Betrachtungen zur Strömungsmechanik (Kapitel 2) können jetzt verschiedene Designs für Ventile mit einem bestimmten Volumenfluß entworfen werden. Das Design dieser Ventile und die für die Realisierung notwendigen Herstellungsprozesse werden im nächsten Kapitel beschrieben.

4. Design und Herstellungsverfahren gefertigter Ventilsysteme

4.1. Das LIGA-Verfahren

Die Mikrostrukturen, die für den Aufbau eines Ventilsystems benötigt werden, können mit Hilfe des LIGA-Verfahrens [Bec86] hergestellt werden. Dieses Verfahren besteht aus den Einzelprozessen RöntgentiefenLithografie, Galvanik und Abformung. Mit Hilfe dieser vier Prozesse können Mikrostrukturen aus Metall oder Kunststoff hergestellt werden.

Dafür wird zuerst aus den Konstruktionsdaten des Mikrostrukturdesigns mit Hilfe der Elektronenstrahl- und Röntgentiefenlithografie eine Röntgenmaske gefertigt (vgl. Abb. 4.1.) [Scho90b]. Diese Maske besteht aus einer Titanmembran, auf der Goldstrukturen aufgebaut wurden. Diese Goldstrukturen absorbieren aufgrund ihrer hohen Ordnungszahl Röntgenstrahlung. Ein auf einem Substrat aufgebracht Resist (Polymethylmethacrylat PMMA) wird bei einer Bestrahlung am Synchrotron durch Schattenprojektion nur an den Stellen bestrahlt, an denen sich kein Absorber auf der Maskenmembran befindet. Durch die intensive und parallele Röntgenstrahlung aus einem Synchrotron wird auf diese Weise die Löslichkeit eines vorherbestimmten Teiles des Resists, der mehrere hundert Mikrometer hoch sein kann, stark erhöht. Mit einem geeigneten Lösungsmittel können diese bestrahlten Bereiche von Resist befreit werden (Entwicklung). Die Prozeßschritte der Bestrahlung und Entwicklung werden als Röntgentiefenlithografie bezeichnet. Der so strukturierte Resist (PMMA) kann bereits als fertige Mikrostruktur angesehen werden (Abb. 4.1.A).

Im nächsten Schritt, der Galvanik, werden die im Resist entstandenen Zwischenräume in dieser "Primärstruktur" galvanisch mit Metall aufgefüllt, wobei die Grundplatte als Elektrode benutzt wird. Entfernt man den restlichen Resist, erhält man eine Metallstruktur. Auch sie kann bereits das Endprodukt darstellen (Abb. 4.1.B).

Durch starkes Übergalvanisieren des strukturierten Resists läßt sich aber auch ein Formeinsatz herstellen, mit dessen Hilfe durch verschiedene Abformtechniken, dem dritten Einzelprozeß des LIGA-Verfahrens, eine Massenfertigung von Mikrostrukturen (Abb. 4.1.C) aus Kunststoff aufgebaut werden kann [Ha90, Mi93]. Abbildung 4.1. zeigt eine schematische Darstellung der Prozesse.

Die Anwendungsmöglichkeiten des LIGA-Verfahrens lassen sich durch die Kombination mit der Dünnschichttechnik wesentlich erweitern. Auf einem Substrat werden z.B. durch Kathodenzerstäubung (Sputtern) dünne Schichten erzeugt, deren mechanischer Spannungszustand genau eingestellt werden kann. Diese Schichten werden photolithografisch strukturiert und mit den Mikrostrukturen, die durch das LIGA-Verfahren hergestellt wurden, verbunden. Durch Vereinzeln dieser Filme mit den aufgetragenen Mikrostrukturen können freigespannte Folien (Membranen) hergestellt werden, welche die Basiskomponente für Membranapplikationen sein können [Rap93]. Die gesputterten Filme können aber auch als Opferschicht verwendet werden. Durch das naßchemische Entfernen der Filme lassen sich dann bewegliche Mikrostrukturen realisieren [Bur91, Wall92].

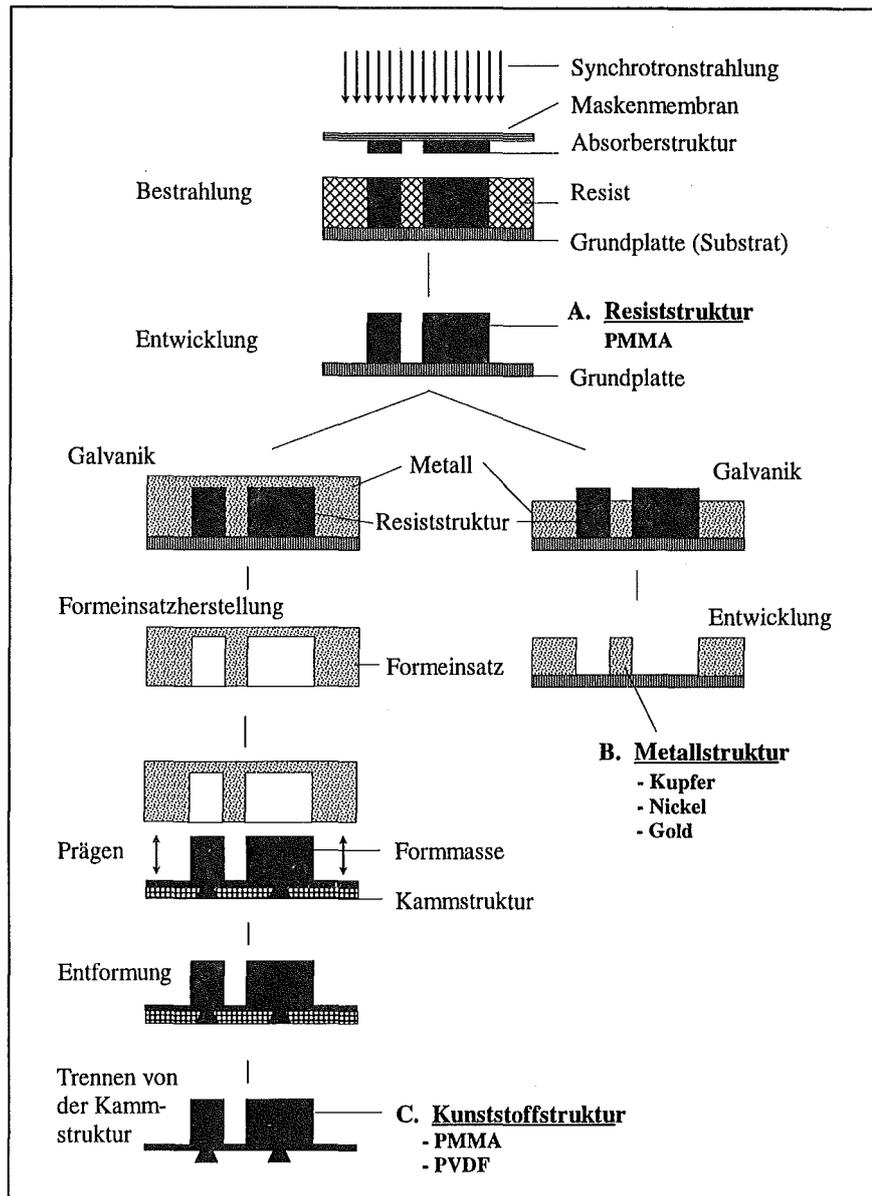


Abb.4.1. Mikrostrukturherstellung mit dem LIGA-Verfahren.

Für die Herstellung der Ventilkomponenten wurden Mikrostrukturen aller drei möglichen Strukturtypen A, B und C gefertigt. Durch den Einsatz von Opferschichttechniken und Membrantechniken wurde zusätzlich eine Membran als Schaltelement in diese Einzelkomponenten integriert. Diese mit Hilfe des LIGA-Verfahrens gefertigten Ventilkomponenten wurden mit im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Justier- und Klebetechniken zu funktionierenden Ventilsystemen zusammengefügt.

In den folgenden Unterkapiteln werden, nach der Erläuterung verschiedener unterstützender Herstellungsprozesse, das Design und die Herstellungsverfahren zweier Ventilsysteme beschrieben. Das eine Ventilsystem wird mit Hilfe der Röntgentiefenlithografie und der Galvanik hergestellt (Strukturen aus bestrahltem PMMA und Metall), das andere mit Hilfe des Abformverfahrens (abgeformte Kunststoffstrukturen).

4.2. Mit der Röntgentiefenlithografie hergestelltes Ventilsystem

In diesem Kapitel werden das Design, die Funktion und die Herstellung eines Ventilsystems beschrieben, das mit Hilfe der Röntgentiefenlithografie und der Galvanik hergestellt worden ist. Mit den Erkenntnissen aus Kapitel 1, Strömungsmechanik, und Kapitel 2, Aktoreigenschaften, wurde ein einstufiges Ventildesign realisiert (vgl. Kap. 2.2.2.1.). Das System besteht aus zwei Funktionsbereichen, dem Fluidbereich und dem Aktorbereich, die durch eine Mikromembran voneinander getrennt werden (vgl. Abb. 4.2.). Jeder dieser Bereiche besteht aus einer strukturierten Funktionsebene und einer strukturierten Abdeckung. Die Membran in diesem Ventilsystementwurf wird während der Herstellung integriert gefertigt. Als Membranmaterial wird Titan gewählt.

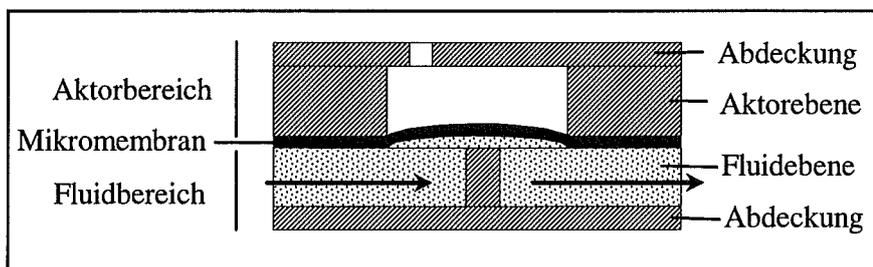


Abb.4.2. Komponenten eines Einzelventils.

Die vier Einzelebenen müssen nach ihrer Herstellung mit dem LIGA-Verfahren vom Substrat, auf dem sie gefertigt worden sind, getrennt, und zueinander justiert zum fertigen System zusammengefügt werden. Aus diesem Grund, wurden zunächst verschiedene Vereinzeln-, Justier- und Klebetechniken untersucht.

4.2.1. Vereinzelnstechniken

Wählt man PMMA als Strukturmaterial, so können die Einzelteile, aus denen verschiedene Komponenten des Mikroventilsystems hergestellt werden sollen, durch Bestrahlung einer PMMA-Platte im Nutzen gefertigt und bei der Entwicklung vereinzelt werden [Voll94]. Hierfür wird eine PMMA-Platte durch Ultrafräsen auf die gewünschte Dicke gebracht, mit Klebestreifen auf einem Substrat fixiert und über eine Röntgenmaske bestrahlt. Die bestrahlte PMMA-Platte wird vom Substrat gehoben und das belichtete Material zwischen den Strukturen aufgelöst. In der Entwicklungslösung sind nach diesem Prozeß die vereinzelt Strukturen zu finden und können durch Spülen und Trocknen für die nächsten Prozesse vorbereitet werden. Durch die für die Herstellung jeder einzelnen Struktur notwendige Bestrahlung am Synchrotron ist diese Methode jedoch relativ kostenintensiv.

Metallstrukturen werden durch das galvanische Auffüllen der bei der Entwicklung entstandenen Lücken im Resist hergestellt und können durch zwei unterschiedliche Verfahren vom Substrat getrennt werden, durch das Übertragungs- oder durch das Opferschichtverfahren. Bei beiden Möglichkeiten wächst das Metall galvanisch auf einer Metallschicht auf, welche als Elektrode für den Galvanikprozeß benutzt wird (Abb. 4.1.B).

Für das Übertragungsverfahren wird auf einen Siliziumwafer zunächst eine ca. 100 nm dünne Kohlenstoffschicht und dann eine 2.7 µm dünne Titanschicht durch Kathodenerstäubung (Sputtern) aufgebracht [Sch90a] (Abb. 4.3. links). Die Kohlenstoffschicht weist dabei eine nur geringe Haftung zum Wafer auf, die die spätere rein mechanische Trennung der Titanschicht vom Substrat ermöglicht. Auf der Titanschicht wird durch Röntgentiefenlithografie und Galvanik eine Mikrostruktur aufgebaut. Um die Mikrostruktur herum wird die Titanschicht durchtrennt und entfernt bevor die Struktur dann zusammen mit der Titanmembran vom Wafer getrennt wird. Der Kohlenstoff dient dabei als Trennschicht. In der Titanschicht wird eine gewisse Zugspannung benötigt, damit sie bei ihrer Trennung vom Substrat nicht beschädigt wird. Diese Zugspannung wird durch einen Temperprozeß nach dem aufsputtern der Schicht auf ca. 200 N/mm² eingestellt. Man erhält dadurch eine Mikrostruktur auf einer Titanmembran. Wird eine vereinzelt Metallstruktur ohne Membran benötigt, könnte das Titan nachträglich naßchemisch weggeätzt werden [Rup91]. Ein Strukturieren der Titanmembran ist bei dieser Vereinzelungsmethode schwierig, da sich die Titanmembran um strukturierte Öffnungen herum vorzeitig vom Substrat ablösen kann [Rap93].

Eine zweite Variante für das Übertragungsverfahren ist die Wahl einer Polyimidmembran. Hier wird statt der Kohlenstoffschicht eine 40 nm dicke Goldtrennschicht aufgesputtert und statt dem Aufsputtern von Titan wird Polyimid aufgeschleudert. Nach dem Aufschleudern am Spincoater wird das Polyimid im Ofen ausgebacken (Prebake: jeweils 60 min bei 100, 200 und 250°C, Hardbake: 60 min bei 400°C). Die Polyimidmembran hat eine herstellungsbedingte Zugspannung von ca. 50 N/mm². Mikrostrukturen die durch Entfernen des Polyimids am Strukturrand zusammen mit der Membran abgehoben werden sollen, müssen bei dieser Methode vorher auf das Polyimid aufgeklebt werden.

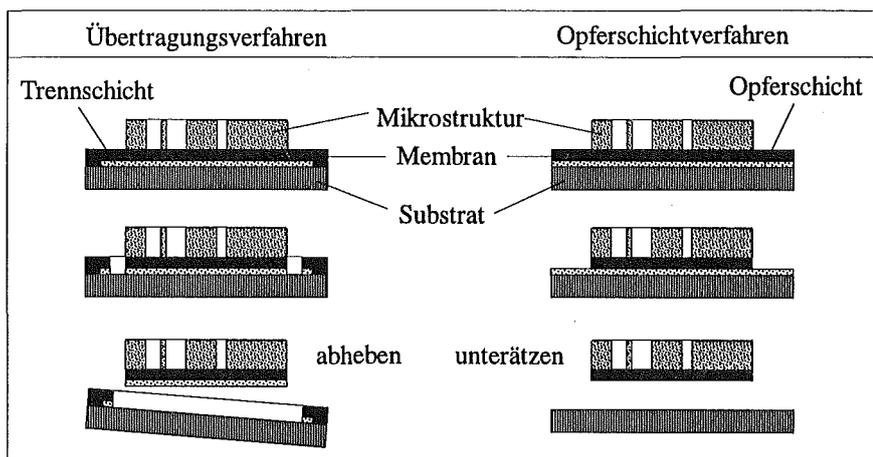


Abb.4.3. Vereinzelung von Metallstrukturen.

Beim Opferschichtverfahren wird eine Metallschicht unter der Struktur, die sogenannte Opferschicht, naßchemisch selektiv gegen das Strukturmaterial weggeätzt (Abb. 4.3. rechts). Verschiedene Materialkombinationen für das selektive Ätzen sind in [Man88] angegeben. Um die Ätzzeit zu beschleunigen, wurde eine relativ hohe Opferschichtdicke gewählt, da dann die

Diffusionsprozesse im Spalt zwischen Struktur und Substrat, die für die Ätzung erforderlich sind, beschleunigt werden. Da dicke Schichten durch ihre inneren Eigenspannungen das Substrat jedoch krümmen, und die Durchführung einiger Prozesse (z.B. Spincoating) dadurch gefährdet war, wurde bei dieser Vereinzelungstechnik eine 1 mm dicke stabile Keramikplatte als Substrat gewählt. Sie setzt den Krümmungsspannungen mehr Widerstand entgegen als ein Siliziumwafer. Um bei dieser Vereinzelungstechnik ebenfalls eine Titanmembran zu integrieren, wählt man zwei unterschiedliche Metallschichten, Titan auf z.B. Kupfer als Opferschicht. Beide Schichten können hier ohne Auswirkungen strukturiert werden. Durch das Wegätzen der Kupferschicht erhält man ebenfalls eine Mikrostruktur auf einer Titanmembran. Die Eigenspannungen der Membranen hängen von den Details des Herstellungsverfahrens ab. Es wurden Versuche mit beiden Herstellungsverfahren gemacht. Dazu wurden freitragende Titanmembranen mit einer Dicke von 2.7 µm und einem Durchmesser von 0.6, 0.8 und 1 mm hergestellt.

Die Kombination von Opferschichtverfahren und Röntgentiefenlithografie wurde bisher nur zur Herstellung beweglicher Mikrostrukturen eingesetzt [Moh92]. Für die Herstellung großflächiger Membranen mußte es deshalb neu untersucht werden. Die Größe der unterätzten Flächen betrug 16 bzw. 7 mm². Als Opferschicht wurde Kupfer mit einer Dicke von 6 µm verwendet. Geätzt werden mußte mit zwei Lösungen, da Kupfer nicht mit HNO₃ selektiv gegen eine Teststruktur aus Nickel geätzt werden konnte. Tabelle 4.1 zeigt die Ergebnisse der Versuche.

Galvanikmaterial	Nickel	Gold
Ätzlösung	Ätzlösung aus NaClO ₂ , (NH ₄)CO ₂ NH ₂ und NH ₃	Salpetersäure HNO ₃ (Ätzlösung)
Unterätzte Fläche [mm ²]	16	7 (16)
Zeit [h]	50	8 (20)

Tab.4.1. Ermittelte Ätzzeiten beim Unterätzen großflächiger Strukturen.

Die Ergebnisse dieser Versuche zeigten, daß auch große Flächen unterätzt werden können, ohne daß in der dafür benötigten Zeit andere beteiligte Materialien angegriffen werden. Die Kombination Gold (Struktur), Titan (Membran), Kupfer (Opferschicht) und HNO₃ als Ätzlösung hat sich dabei als besonders geeignet erwiesen, da sehr viel kürzere Ätzzeiten erzielt werden können.

In Abbildung 4.4.a. wird eine mit dem Opferschichtverfahren hergestellte Membran auf einer darunterliegenden Nickelstruktur gezeigt. Hier sind vier freigespannte Membransegmente zu sehen, die sich ohne einen anliegenden Differenzdruck nach oben wölben (vgl. Schema Abb. 4.4.b). Diese Membranen stehen unter Druckspannung.

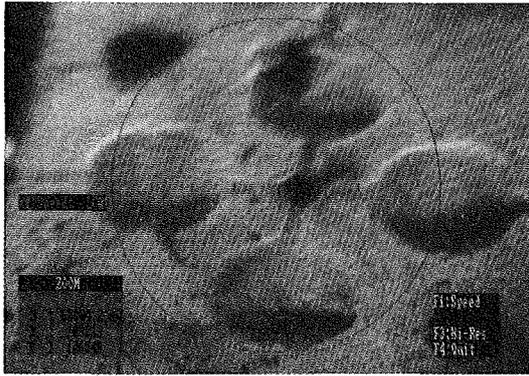


Abb.4.4.a. Titanmembran mit Druckspannung

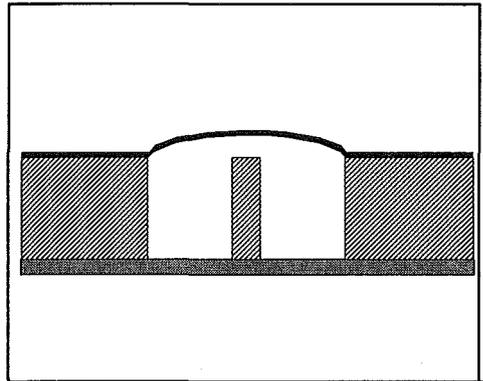


Abb.4.4.b. Schemazeichnung.

Die Druckspannung in der Titanmembran lässt sich durch das Ausmessen der Höhe y dieser Wölbung mit einem Tastschnittgerät und die Anwendung des Hook'schen Gesetz berechnen [Ger89].

$$s = \frac{\Delta D}{D} \cdot \frac{E}{1-\epsilon} \quad (4-1)$$

E := E-Modul

D := Durchmesser der Membran

ϵ := Poissonzahl

ΔD := Längenänderung des Durchmessers

s := Druckspannung

Wird für die Form der Wölbung näherungsweise ein Kreisabschnitt angenommen, berechnet sich die Längenänderung ΔD des Durchmessers D der Membran durch die Auslenkung y nach [Bron81] über die Länge des Wölbungsbogens zu :

$$L_w = \sqrt{D^2 + \frac{16}{3} \cdot y^2} \quad \Delta D = L_w - D \quad (4-2)$$

L_w := Länge des Wölbungsbogens

y := Auslenkung

D := Durchmesser

Abbildung 4.5. zeigt das Beispiel einer Messung der Auswölbung einer solchen Membran am Tastschnittgerät.

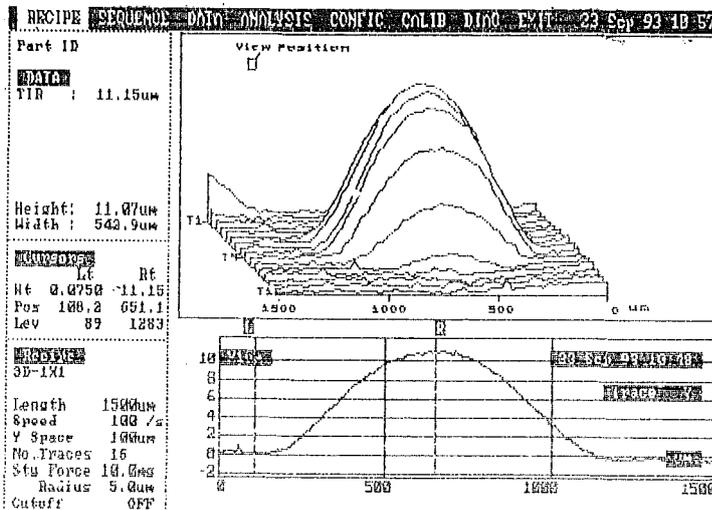


Abb.4.5. Messung der Wölbung einer Titanmembran aufgrund ihrer inneren Druckspannung.

Über die gemessene Maximalauslenkung von $11.15 \mu\text{m}$ läßt sich mit den Gleichungen 4-1 und 4-2 eine Druckspannung der Titanmembran von 55 N/mm^2 berechnen. Mit Hilfe dieses Vereinzelnungsverfahrens steht somit eine Alternative zu den standardmäßig verwendeten Membranen mit Zugspannung zur Verfügung (Titan: 200 N/mm^2 , Polyimid: 50 N/mm^2 , vgl. Kap. 3.2.3.). Die mechanische Vorspannung der mit dem Übertragungsverfahren hergestellten Membranen kann nur in relativ geringem Maße variiert werden, weil für die unbeschadete Trennung der Membran vom Substrat eine gewisse Zugspannung in der Membran benötigt wird. Die innere Spannung in Membranen, die mit dem Opferschichtverfahren erzeugt werden, ist dagegen in einem weiten Bereich einstellbar. Da für den Einsatz als Ventilmembran Druckspannungen wünschenswert sind (vgl. Kapitel 3.2.3.), bietet das Opferschichtverfahren Vorteile gegenüber dem Übertragungsverfahren. Andererseits können durch das Übertragungsverfahren in kurzer Zeit auch großflächige Membranen vom Substrat gelöst werden und es braucht bei der Auswahl der Materialien keine Rücksicht auf selektive Ätzbarkeit genommen zu werden. Für die Unterätzung von 7 mm^2 großen Mikrostrukturen wurden immerhin noch mindestens acht Stunden benötigt.

Als Ergebnis für die vorliegende Arbeit wird festgehalten, daß eine Titanmembran nach Möglichkeit durch das Opferschichtverfahren mit einer Druckspannung hergestellt werden sollte. Eine Polyimidmembran, deren innere Spannung sich nicht auf so einfache Weise durch einen Temperschnitt verändern läßt, weist wegen ihres kleineren Elastizitätsmoduls selbst bei einer Zugspannung von 50 N/mm^2 eine ähnliche Auslenkung auf wie eine Titanmembran mit einer Druckspannung von ca. 100 N/mm^2 . Deshalb weist für die Herstellung einer Polyimidmembran das Übertragungsverfahren Vorteile auf, weil selbst große Membranen sich in kurzer Zeit vom Substrat trennen lassen. In der vorliegenden Arbeit wurden beide Varianten für die Herstellung von Mikroventilsystemen erprobt (vgl. Kapitel 5).

4.2.2. Justier- und Klebetechniken

Um ein funktionierendes Ventilsystem aufzubauen, müssen sämtliche mit dem LIGA-Verfahren hergestellten Einzelkomponenten, die alleine noch keine Funktion erfüllen, justiert miteinander verbunden werden. Aus diesem Grund lag ein Schwerpunkt dieser Arbeit in der Entwicklung von Justier- und Klebetechniken, die im folgenden beschrieben werden.

4.2.2.1. Justieren

Wenn zwei Mikrostrukturen positionsgenau miteinander verbunden werden sollen, müssen sie vor der formschlüssigen Verbindung justiert werden. Bei einer Verklebung, bei der der Klebstoff vor dem Zusammenfügen bereits auf einer der Komponenten aufgebracht ist, müssen die Komponenten in der richtigen Position planparallel aufeinander aufgesetzt werden. Eine nachträgliche Korrektur ist nicht mehr möglich, da der Klebstoff sonst in Hohlräume transportiert wird, die eigentlich offen bleiben sollten.

Für erste Klebungen am Beispiel einer Mikropumpe wurde die in der LIGA-Technik angewandte Methode der optischen Justierung mit Justierkreuzen übernommen [Rap93, Kel93]. In zwei zu verklebenden Ebenen wurden dabei Justierkreuze in das Galvanikmaterial bzw. in die Membranen strukturiert, die vor dem Verkleben zur Deckung gebracht werden mußten. Für erste Versuche zur Herstellung eines Ventilsystems wurde diese Technik ebenfalls angewandt [Fah92]. Abbildung 4.6. zeigt ein Justierkreuz aus Titan in einer galvanisch hergestellten Nickelstruktur.

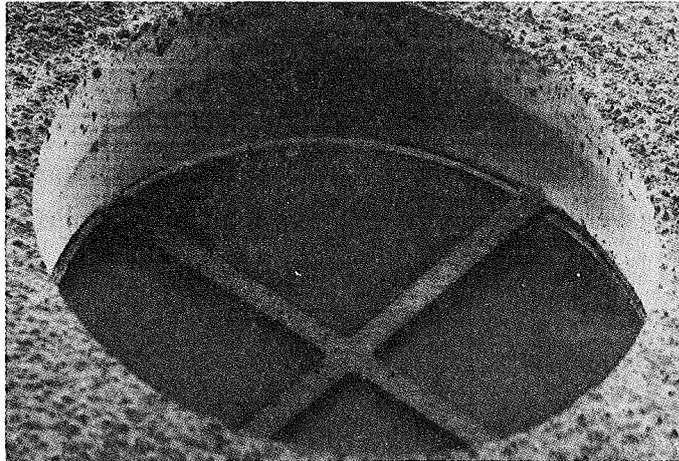


Abb.4.6. Justierkreuz aus Titan in 110 µm hoher Nickelgalvanik.

Dieses Verfahren ist sehr zeitaufwendig und erfordert durch das planparallele Halten und Verschieben beider zu verklebenden Komponenten einen hohen apparativen Aufwand. Aus diesem Grund wurde ein zweites und in Kombination mit dem LIGA-Verfahren bislang noch nicht angewandtes Justierverfahren entwickelt und untersucht, das Justieren mit Hilfe von Paßstiften. Abbildung 4.7. zeigt beide Verfahren schematisch im Vergleich.

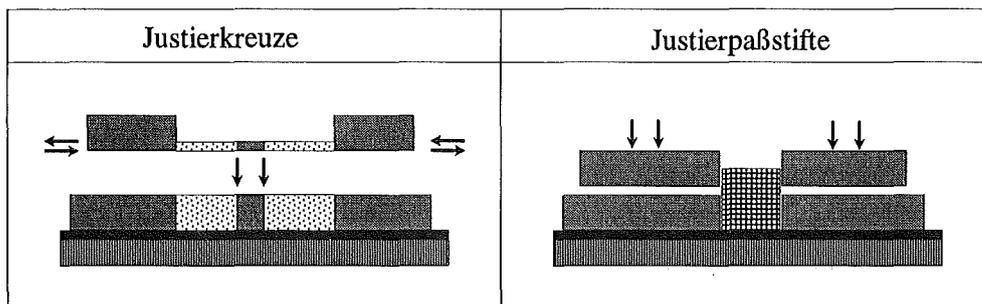


Abb.4.7. Schematische Darstellung zweier Justiermöglichkeiten. Justieren mit Justierkreuzen (links) und mit Paßstiften (rechts).

Während man beim Justieren mit strukturierten Kreuzen beide Ebenen planparallel ausrichten und dann aufeinander legen muß, werden beim deutlich einfacheren Justieren mit Hilfe von Paßstiften diese nur in vorstrukturierte Löcher gesteckt und die zweite Ebene darauf abgelegt. Die Positioniergenauigkeit richtet sich nach der Toleranz zwischen Loch und Stift, die im Design vorgegeben werden kann. Die Paßstifte hierfür wurden hergestellt, indem man wie in Abbildung 4.1.A PMMA-Stifte als Primärstrukturen erzeugte. Die Absorberstrukturen für

diese Stifte auf den Bestrahlungsmasken wurden im Randbereich der Hauptstrukturen angebracht. Auf diese Weise konnten die benötigten Paßstifte durch den gleichen Bestrahlungs- und Entwicklungsvorgang gefertigt werden, wie die Ventilebenen. Die im Rahmen dieser Arbeit hergestellten und verwendeten Paßstifte hatten Durchmesser zwischen 250 und 300 μm und eine Höhe von 250 bzw. 700 μm .

4.2.2.2. Kleben

Um strukturierte Ebenen funktionsfähig miteinander zu verkleben, müssen mehrere Kriterien erfüllt werden. Die zu verklebende Fläche muß vollständig mit einer gleichmäßig dünnen Schicht (ca. 10 μm) von Klebstoff bedeckt sein. Dies gilt auch für die Flächen der Strukturen mit nur kleinen Abmessungen. Der Klebstoff hat hierbei nicht nur die Aufgabe die Ventilkomponenten zu verbinden, sondern er dichtet auch die Strömungskanäle gegen die Umgebung ab. Weiter darf der Klebstoff nicht in die Struktur hineinlaufen und Fluidkanäle verkleben und er muß widerstandsfähig gegenüber allen Stoffen sein, mit denen bei der weiteren Prozessierung (z.B. Ätzlösungen) und beim Einsatz der fertigen Komponenten gearbeitet wird. Um dies sicherzustellen, wurden zuerst einige Klebstofftypen miteinander verglichen. Betrachtet wurden verschiedene Epoxidharze mit unterschiedlichen Eigenschaften bezüglich Viskosität, Benetzung, Füllgrad und Aushärtungsbedingungen.

Bei den Klebungen mit einem warmaushärtenden, eher hochviskosen Klebstoff wurden verschiedene nachteilige Effekte beobachtet [Ma93]. Durch die Erwärmung (z.B. 90 min bei 80°C) beim Aushärten des Klebstoffs kam es durch die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten der beteiligten Materialien und durch das Ausdehnen eingeschlossener Luftvolumen zu inneren Spannungen, die zu einer Instabilität der Klebung führten. Der Klebstoff wurde zusätzlich durch die sich ausdehnende Luft verdrängt, und das Ventil war nicht mehr abgedichtet. Eine weitere Schwierigkeit entstand dadurch, daß der Klebstoff bei der Erwärmung eine niederviskose Phase durchlief und durch unkontrollierbares Fließen Strukturen mit kleinen Abmessungen gefüllt und verklebt wurden.

Aus diesen Gründen wurde ein kaltaushärtender Klebstoff bevorzugt. Die Aushärtezeit bei den hier gewählten Klebstofftypen betrug jedoch ca. 12 Stunden, in denen beide Komponenten positioniert gehalten werden mußten. Als weitere Möglichkeit wurden lichtaushärtende Klebstoffe untersucht. Diese Klebstoffe härten bei Bestrahlung mit Licht einer bestimmten Wellenlänge in nur ca. 30 s aus. Ein längeres Fixieren der ausgerichteten Teile während des Klebeprozesses ist hier nicht mehr notwendig. Bei der Verwendung von durchsichtigen Strukturen (PMMA) konnte der Klebstofffluß unter dem Mikroskop beobachtet und beim Erreichen von Strukturkanten durch Lichtbestrahlung gestoppt werden.

Zum Auftrag dieser Klebstoffe auf die Bauteile wurden drei Verfahren untersucht, das Stempeln, das Dispensieren und eine speziell im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Kapillarklebeteknik. Beim Kleben mit der Stempelmethode und einem hochviskosen Klebstoff wurde die Mikrostruktur durch Aufdruck eines mit Klebstoff bedeckten Stempels benetzt. Die

Schwierigkeiten dieser Methode lagen in einer gleichmäßigen Stempelbenetzung und bei der Vermeidung des Verkantens beim Stempelvorgang.

Beim sogenannten Dispensen wurde eine definierte Menge hoch- oder niederviskoser Klebstoff über eine elektrisch-pneumatische Steuerung an eine vorherbestimmte Stelle gebracht. Die zu beklebende Fläche wurde bei dieser Klebemethode mit Klebstofftröpfchen bedeckt. Beim Auflegen des Deckels konnte es dadurch zu Lufteinschlüssen kommen. Diese "Tröpfchen" mit einem Durchmesser von 300 μm waren zusätzlich für Strukturen mit kleinen Abmessungen zu groß. Ein Dispenser höherer Güte ist zwar auf dem Markt vorhanden, stand am Institut für Mikrostrukturtechnik jedoch nicht zur Verfügung. Der Nachteil beider Verfahren ist somit die Schwierigkeit, eine über die ganze Fläche gleichmäßige, möglichst dünne Klebstoffschicht zu verteilen. Bei beiden Klebverfahren wurde der Klebstoff aufgetragen bevor die Strukturen aufeinander gelegt wurden. Eine nachträgliche Korrektur der Position war nicht mehr möglich.

Die entwickelte Kapillarklebeteknik unterscheidet sich von den beiden anderen Klebverfahren dadurch, daß die Strukturen vor dem Klebstoffauftrag zusammengefügt werden und daß eine präzise Abscheidung von kleinsten Klebstoffmengen nicht mehr nötig ist. Bei der Entwicklung dieses Verfahrens wurden die in dem Spalt zwischen beiden zu verklebenden Ebenen entstehenden Kapillarkräfte ausgenutzt. Ein Klebstofftropfen wurde mit einer Nadel in den Außenbereich der Klebeebene gesetzt. Durch die Kapillarkräfte wurde der Klebstoff in den Spalt gezogen und kroch ohne äußere Einwirkungen über größere Strecken. Am Spaltende (Strukturkante) wurden die Kapillarkräfte klein und der Klebstoff hörte auf zu fließen. Durch geeignete konstruktive Maßnahmen (Design) können auf diese Weise die Kapillarkräfte gezielt gefördert und damit der Klebstofffluß gesteuert werden. Der Klebstoff kann mit dieser Methode auf einer großen strukturierten Fläche verteilt werden.

Bei diesem Verfahren wurde ein niederviskoser, kaltaushärtender Klebstoff eingesetzt. Die einzige Einschränkung dieser Kapillarklebemethode bestand darin, daß isolierte, vom Rand nicht zugängliche Strukturteile nicht mit Klebstoff benetzt werden konnten. Für einige Anwendungen kann dies jedoch durchaus von Nutzen sein. In Abbildung 4.8. sind die drei Klebetechniken schematisch skizziert.

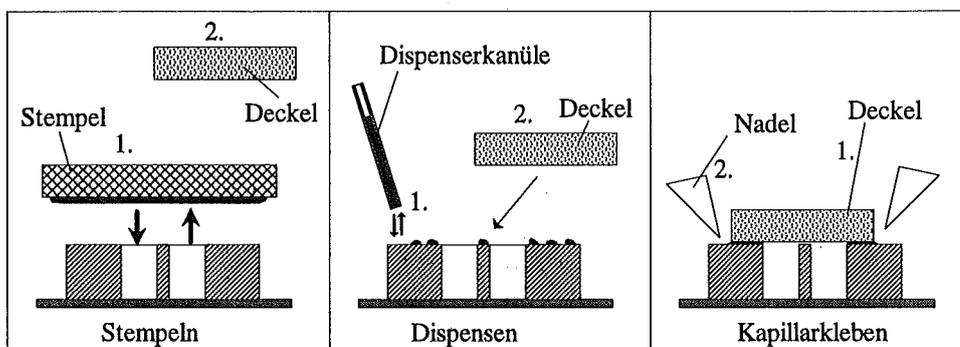


Abb.4.8. Schematische Darstellung dreier möglicher Klebeprozesse. Die zeitliche Reihenfolge der Vorgänge ist mit 1. bzw. 2. bezeichnet.

Um abzuschätzen wie stark die Kapillarkräfte in einem Spalt sind, bzw. wie weit eine Flüssigkeit aufgrund der Kapillarkräfte kriecht, wurde zuerst die maximale Steighöhe y_k der Flüssigkeit in einem Spalt zwischen zwei vertikalen Platten über das Gleichgewicht zwischen der Oberflächenspannungskraft F_o und der Gewichtskraft F_g der bewegten Flüssigkeit berechnet [Zie82] :

$$F_o = 2 \cdot b_p \cdot \sigma \cdot \cos \alpha_B \qquad F_g = y_k \cdot b_p \cdot d_s \cdot \rho \cdot g \qquad (4-3)$$

$$F_o = F_g \quad \Rightarrow \quad y_k = \frac{2 \cdot \sigma \cdot \cos \alpha_B}{d_s \cdot \rho \cdot g} \qquad (4-4)$$

b_p := Kantenlänge der Platte

ρ := Dichte

σ := Oberflächenspannung

g := Erdbeschleunigung

α_B := Benetzungswinkel der Flüssigkeit

y_k := Steighöhe

d_s := Spaltbreite

In dieser Gleichung stellt die Spaltbreite d_s einen durch das Design leicht zu beeinflussenden Faktor dar. Als Zahlenbeispiel ergibt sich für einen niederviskosen Klebstoff mit den Eigenschaften von Wasser in einem Spalt mit einer Breite von $10 \mu\text{m}$ zwischen zwei Glasplatten (vollständige Benetzung, $\alpha_B=0$) eine Steighöhe von 1.478 m .

Ist der Spalt horizontal angeordnet, wird die Gewichtskraft null und die Kapillarkraft berechnet sich alleine aus der Horizontalkomponente der Oberflächenspannungskraft. Unabhängig von der Spaltbreite kriecht der Klebstoff eine große Strecke bis zu einer Strukturkante. Hier addieren sich 90° zu dem Benetzungswinkel α_B hinzu und bewirken eine Kraftumkehr, der Klebstoff bleibt stehen. Diese Ergebnisse zeigen, daß diese Klebetechnik für horizontale und vertikale Klebungen in Mikrostrukturen in jedem Fall geeignet ist.

Klebeversuche mit der Kapillarklebetechnik haben gezeigt, daß für die Anwendung dieses Verfahrens beim Entwerfen eines Designs einige Regeln beachtet werden müssen. In Abbildung 4.9. ist eine Teststruktur [Scho93] mit den kritischen Stellen dargestellt. Hierbei handelt es sich um die Ventilkanalstruktur in einem einstufigen Design (Kap. 2.2.2.1.). Das abgebildete Galvanikmaterial ist Nickel, $110 \mu\text{m}$ hoch, und die kreisförmige Kanalkammer hat einen Durchmesser von 1 mm . In der Mitte sind zwei Stege (Ventilsitz) mit einer Breite von je $20 \mu\text{m}$ und einem Abstand von $20 \mu\text{m}$ zu sehen. Die bereits integrierte Titanmembran liegt unter den Stegen.

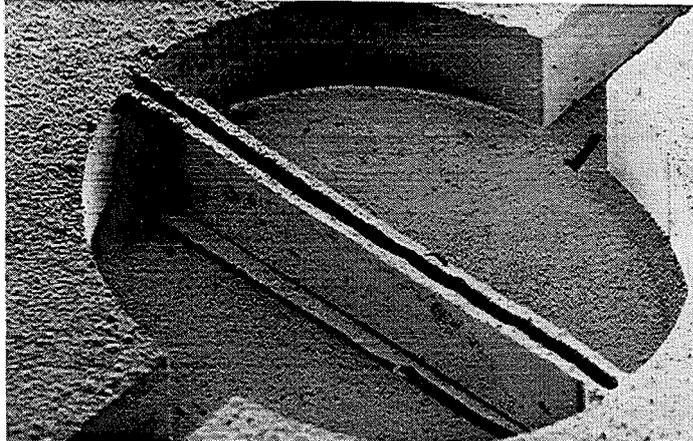


Abb.4.9. Nickelteststruktur $110 \mu\text{m}$ hoch mit zwei Stegen, $20 \mu\text{m}$ breit.

Die kritischen Punkte für das Verkleben sind mit Buchstaben gekennzeichnet. Für eine geringe Spalthöhe, d.h. ein gutes Kriechen des Klebstoffs bei hohen Kapillarkräften sollte die Oberflächenrauigkeit der Mikrostruktur (A) möglichst gering sein. Bei dem hier abgebildeten Nickel konnte die Oberflächenrauigkeit mit den am Institut vorhandenen Mitteln nicht genügend reduziert werden, weshalb für weitere Versuche Gold gewählt wurde, das sehr gut zu bearbeiten ist (Ultrafräsen). Falls schmale Stege (B) in der Struktur enthalten sind, müssen sie eine Mindestbreite und einen Mindestabstand voneinander haben. Bei den hier gezeigten 20 µm Stegbreite und Stegabstand war die Verklebung nur vereinzelt erfolgreich, so daß für weitere Designs nur ein einziger Steg von mindestens 50 µm vorgesehen wurde. Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Galvanikhöhe (C). War sie zu niedrig, kam der Klebstoff an der Strukturkante in Kontakt mit dem Boden und floß in die Struktur hinein. Für weitere Designs wurden 120 µm als Mindesthöhe vorgegeben. Der letzte und wichtigste Faktor ist die Vermeidung von senkrechten Kapillaren (D). An diesen Stellen kriecht der Klebstoff ebenfalls, und zwar auch bei großer Galvanikhöhe, in die Tiefe. In einem zum Kleben optimierten Ventildesign sind aus diesem Grund alle Ecken mit einem relativ großen Verrundungsradius zu versehen. Mit Hilfe der hier vorgestellten Untersuchungsergebnisse zum Vereinzeln, Justieren und Verkleben mehrerer strukturierter Funktionsebenen wurde ein Ventilsystem bestehend aus vier Ebenen entworfen und hergestellt, dessen Design und Funktion im folgenden beschrieben wird.

4.2.3. Design und Funktion

Die Vorgaben für die notwendigen Bauteile eines Ventilsystems wurden in den bisherigen Kapiteln entwickelt. Das Design der damit entworfenen Bauteile ist in Abbildung 4.10. schematisch dargestellt. Der Fluidbereich des Ventilsystems besteht aus einer Funktionsebene, der Kanalebene, in der sich die Strömungsvorgänge abspielen und die mit einem strukturierten Deckel verschlossen wird. Der Aktorbereich besteht aus der Aktorebene, in der sich die Aktorkammern befinden, und einem ebenfalls strukturierten Deckel. Beide Teile werden durch eine Titanmembran voneinander getrennt, die gemeinsam mit der Kanalebene durch das Opferschichtverfahren hergestellt wird. Die Kanalebene besteht aus galvanisch abgeschiedenem Gold, die drei anderen Ebenen sind PMMA-Strukturen, die durch Röntgentiefenlithografie aus einer PMMA-Platte gefertigt wurden.

Aus den 4 Einzelkomponenten mit einem Durchmesser von ca. 3 mm (vgl. Abb. 4.10.) werden Ventilsysteme aufgebaut, die jeweils 3 Einzelventile enthalten. Diese Einzelventile haben einen Durchmesser von 800 µm. In der Kanalebene, die 150 µm dick ist, befinden sich die Fluidkanäle mit den Ventilsitzen (Stegen) in der Mitte. In der Aktorebene, sie ist 700 µm dick, liegen die drei Aktorkammern. Die beiden Deckel, 250 µm dick, haben Öffnungen für die Fluidausgänge (Kanalebene) bzw. die Öffnungen für den Fluideingang und für eine Befüllung der Aktorkammern (Aktordeckel). Die Stegbreite wurde zwischen 100 und 250 µm und der Verrundungsradius zwischen 50 und 150 µm variiert.

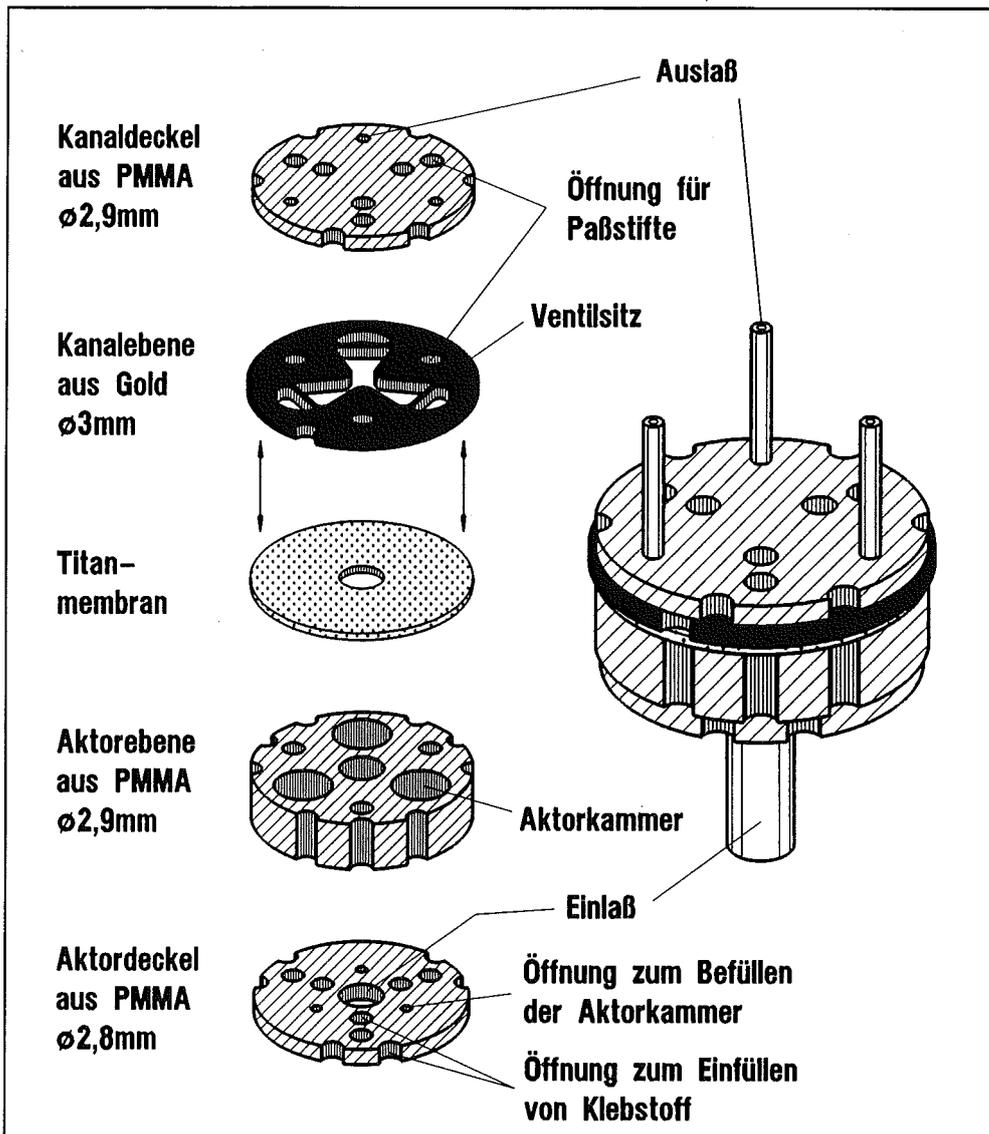


Abb.4.10. Komponenten des röntgentiefenlithografisch gefertigten Ventilsystems.

Da beim Verkleben mit Hilfe der Kapillarklebetechnik für das Aufsetzen des Klebstofftropfens eine Stufe am Rand der Komponenten benötigt wird, haben die Ebenen unterschiedliche Durchmesser und Aussparungen am Rand. In den vier Ebenen sind neben den Ventilstrukturen, den Aktorkammern und Fluidkanälen, zusätzlich verschiedene Öffnungen (300 µm Durchmesser) für die Klebstoffbefüllung, das Entlüften während des Klebens, und für das Einsetzen und Fassen der Paßstifte vorgesehen (vgl. Abb. 4.11).

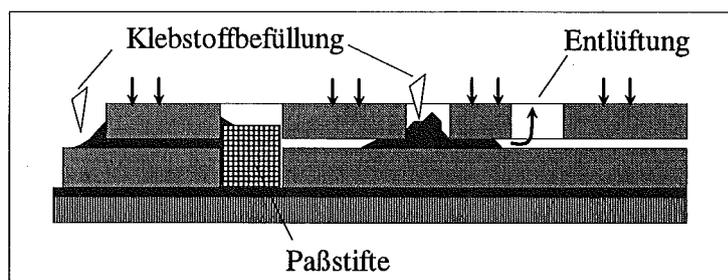


Abb.4.11. Montage der Bauteile des Ventilsystem.

Die Paßstifte sind mit einem Durchmesser zwischen 250 und 300 μm gefertigt worden. Am geeignetsten haben sich Paßstifte mit 280 μm erwiesen, da sie leicht in die vorstrukturierten Löcher mit einem Durchmesser von 300 μm zu stecken waren, ohne zu viel Spiel zu haben. Aus den 280 μm Paßstiftdurchmesser ergibt sich eine Justiergenauigkeit von ca. 10 μm , welche für diese Anwendung ausreichend ist.

In Abbildung 4.12. ist die Funktion der Ventile dargestellt. Sie sind ohne Energieeinkopplung geöffnet, daß heißt "normally open". In Abbildung 4.12. links ist ein offenes Ventil zu sehen. Durch einen von unten zugeführten Fluiddruck wird die Titanmembran vom Steg abgehoben und das Fluid kann nach links über den Steg abfließen. Das rechts abgebildete Ventil ist geschlossen. Durch die Erwärmung eines Mediums in der Aktorkammer (hier als Flüssigkeit dargestellt) kommt es zu einer Druckerhöhung. Wird der Kammerdruck größer als der zugeführte Fluiddruck, wird die Membran auf den Steg gepreßt und schließt dadurch das Ventil.

Da der Abstand zwischen der Membran und dem Ventilsitz ohne einen anliegenden Druck durch die Dicke der Opferschicht einstellbar ist und dadurch sehr klein gewählt werden kann, muß der Aktordruck in erster Näherung nur den Fluiddruck kompensieren und nicht noch zusätzlich die Membran auslenken. Das Schließverhalten ergibt sich aus dem Verhältnis von Eingangsdruck und Aktordruck.

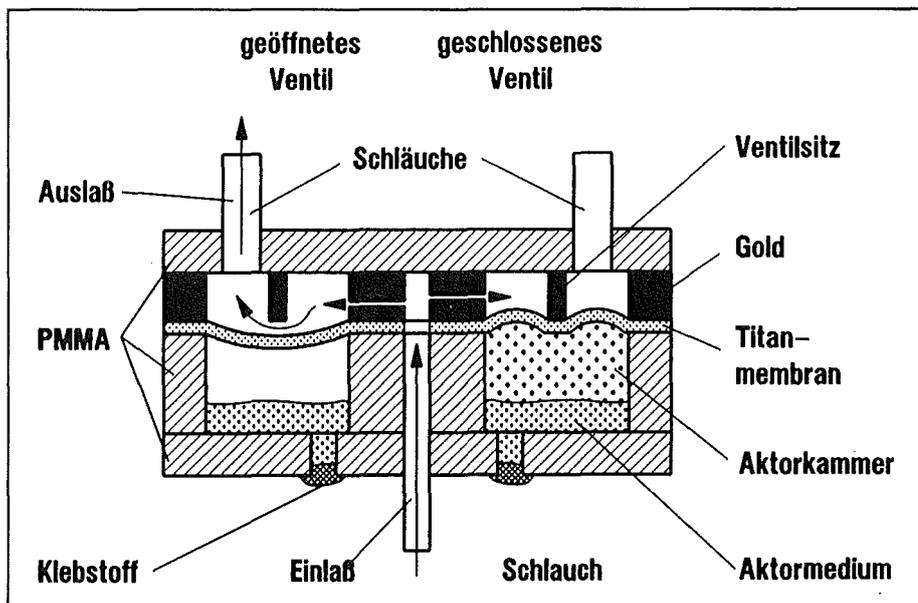


Abb.4.12. Schemazeichnung der Funktion der Mikroventile.

4.2.4. Herstellung des Mikroventilsystems

Nach der Herstellung der Ventilkomponenten durch Röntgentiefenlithografie und Galvanik wurden die in Kapitel 4.2.3. dargestellten Einzelkomponenten durch Vereinzeln, Justieren und Kleben zum Gesamtaufbau zusammengesetzt. Die dafür notwendigen Prozesse werden hier noch einmal aufgelistet und sind schematisch in Abbildung 4.13. dargestellt.

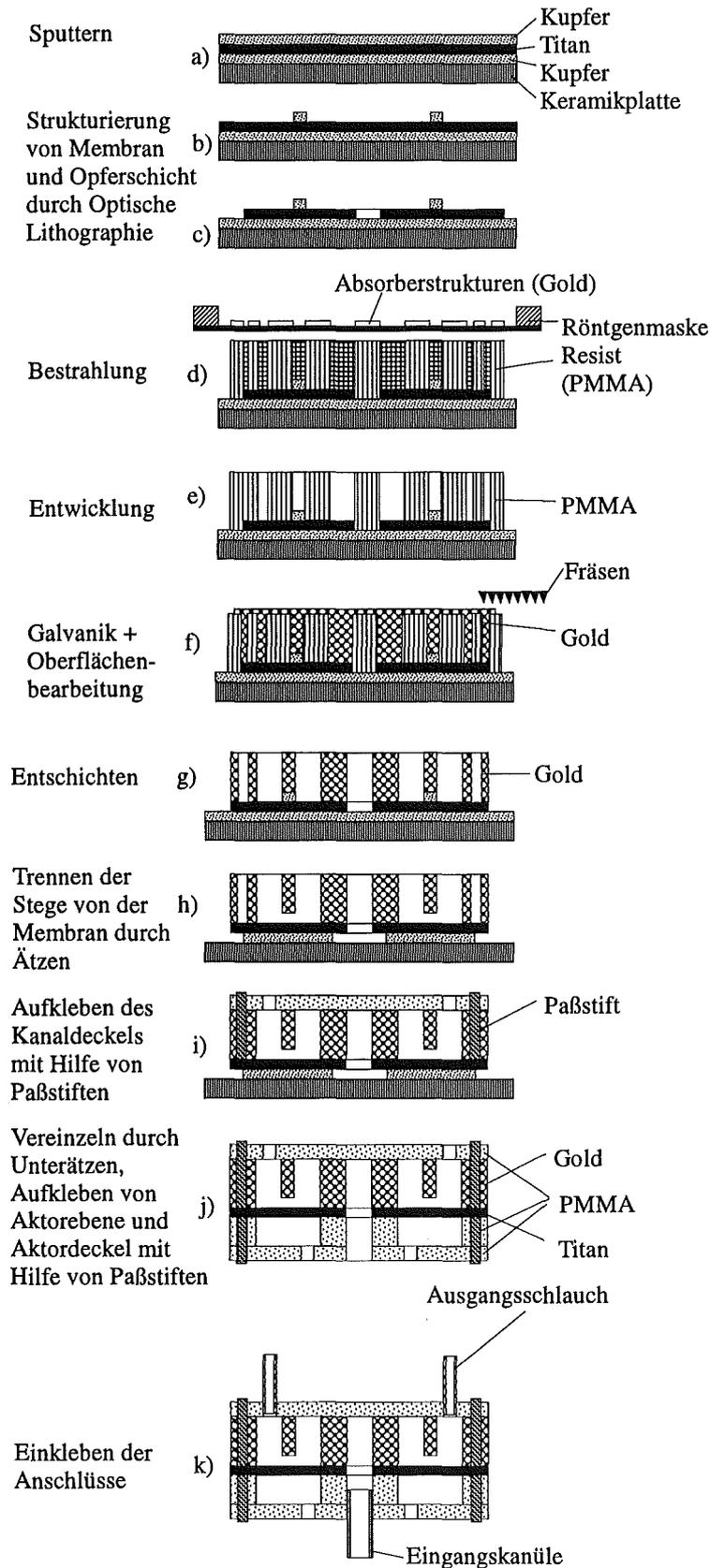


Abb.4.13. Schema der Prozesse zur Herstellung eines Mikroventilsystems mit Hilfe der Röntgentiefenlithografie und der Galvanik.

Zur Herstellung des Ventilsystems wurde zunächst der Fluidteil (mit integrierter Titanmembran) hergestellt. Hier wurde mit dem Sputtern von 6 µm Kupfer, 2,7 µm Titan und erneut 3 µm Kupfer auf ein Keramiksubstrat (Al_2O_3) begonnen (Abb. 4.13.a). Der nächste Schritt war die photolithografische Strukturierung der Schichten. Zuerst wurde die oben liegende Kupferschicht mit HNO_3 strukturiert (Abb. 4.13.b). Die dabei entstandenen Kupferstreifen liegen an den Stellen, an denen später der Ventilsitz (Steg) galvanisch aufwächst. Die Titanschicht diente bei diesem Prozeß als Ätzstoppschicht, die die Ätzlösung von der unteren Kupferschicht fernhielt.

Als nächstes wurde die Titanschicht oxidiert, um durch die dadurch aufgerauhte Oberfläche eine bessere Haftung für die spätere Goldgalvanik zu schaffen. Danach wurde mit Flußsäure (HF), die kreisförmige Membran des Ventilsystems mit einem Mittelloch für die spätere Fluidzuführung in die Kanalebene strukturiert. Dadurch wurde die zuerst gesputterte Kupferschicht teilweise freigelegt (vgl. Abb. 4.12 und 4.13.c). Dieses vorstrukturierte Substrat wurde mit Resist bedeckt (Aufgießen, Pressen und Polymerisation) und am Synchrotron mit Hilfe der zuvor gefertigten Arbeitsmaske bestrahlt (Abb. 4.13.d). Auf dieser Arbeitsmaske liegen die Goldabsorber für die Strukturen der Kanalebene. Nach dem Entwickeln des bestrahlten Resists (Abb. 4.13.e) wurde in den entstandenen Strukturgräben elektrolytisch Gold abgeschieden (Abb. 4.13.f). Durch Ultrafräsen wurde die Oberfläche anschließend so geglättet, daß die Randbedingungen für das Kleben mit Hilfe der Kapillarkräfte erfüllt waren. Nach der Entfernung des restlichen Resists (Abb. 4.13.g) wurden der Steg und die Membran durch 2-stündiges Wegätzen der Opferschichtstreifen (auf der Titanschicht) mit HNO_3 getrennt und dadurch der spätere Durchflußweg geöffnet. Durch diesen Vorgang wurde die gesamte Struktur im Randbereich leicht unterätzt jedoch noch nicht vereinzelt (Abb. 4.13.h).

Vor einem zweiten Ätzschritt zum Vereinzeln der Kanalstruktur wurde der Kanaldeckel, der mit einer zweiten Röntgenmaske durch Röntgentiefenlithografie hergestellt worden ist, aufgeklebt (Abb. 4.13.i). Für die justierte Verbindung von Kanaldeckel und -struktur wurden drei Paßstifte in die entsprechenden Löcher gesetzt und der Deckel darauf gesteckt. Mit einer dünnen Nadel wurden jetzt kleine Klebstofftropfen sowohl in den Randbereich des Deckels als auch in die dafür vorgesehenen Öffnungen eingebracht. Durch die Kapillarkräfte zwischen den beiden Strukturebenen wurde der Klebstoff in den Spalt gezogen und verteilte sich über die gesamte zu verklebende Fläche. Die Struktur war danach vollständig mit einer dünnen Klebstoffschicht bedeckt, wobei kein Klebstoff von der Strukturkante in die Gräben lief. Nach dem Aufkleben des Kanaldeckels wurde in einem zweiten 6-stündigen Ätzschritt mit HNO_3 die gesamte Struktur vereinzelt. Nach der Herstellung des Fluidteils wurde das Ventilsystem nun vervollständigt, indem mit Hilfe von Paßstiften und der Kapillarklebetechnik auf der jetzt nach oben gedrehten Titanmembran erst die Aktorebene und dann der Aktordeckel aufgeklebt wurde (Abb. 4.13.j).

Die Festigkeit dieser Klebungen wurde an Referenzproben untersucht und ist in Tabelle 4.2. dargestellt [Ma94].

Verklebte Materialien	Vorbehandlung	Zugfestigkeit [N/mm ²]
PMMA auf PMMA	keine	12
PMMA auf PMMA	80°C, 80% r.L., 200h	10
PMMA auf PMMA	18h in HNO ₃	4
PMMA auf Gold	keine	8
PMMA auf Gold	80°C, 80% r.L., 200h	6

Tab.4.2. Zugfestigkeit von Klebeverbindungen in Abhängigkeit von unterschiedlichen Auslagerungsbedingungen [Ma94].

Der letzte Schritt war das Einkleben von dünnen Polyimidschläuchen bzw. Edelstahlkanülen in die für den Einlaß und den Auslaß vorgesehenen Öffnungen (Abb. 4.13.k). Da hier wegen der nicht definierbaren Spaltbreite zwischen dem flexiblen Schlauch und den Öffnungen nicht mehr mit der Kapillarklebertechnik gearbeitet werden konnte, wurde für diese Verklebung ein transparenter niederviskoser lichterhärtender Klebstoff verwendet. Durch Bestrahlung der Klebestelle mit Licht wurde verhindert, daß der Klebstoff in die Mikrostruktur lief.

Abbildung 4.14. zeigt die mit Hilfe der Röntgentiefenlithografie gefertigten Bauteile des Ventilsystems, die Aktorebene oben links, der Aktordeckel unten links, die Kanalebene mit der Titanmembran unten rechts, der Kanaldeckel oben rechts und drei Paßstifte oben in der Mitte als Rasterelektronenmikroskopaufnahme. Abbildung 4.15. zeigt ein fertiggestelltes Ventilsystem mit Schlauchanschlüssen im Größenvergleich zu einem Streichholzkopf.

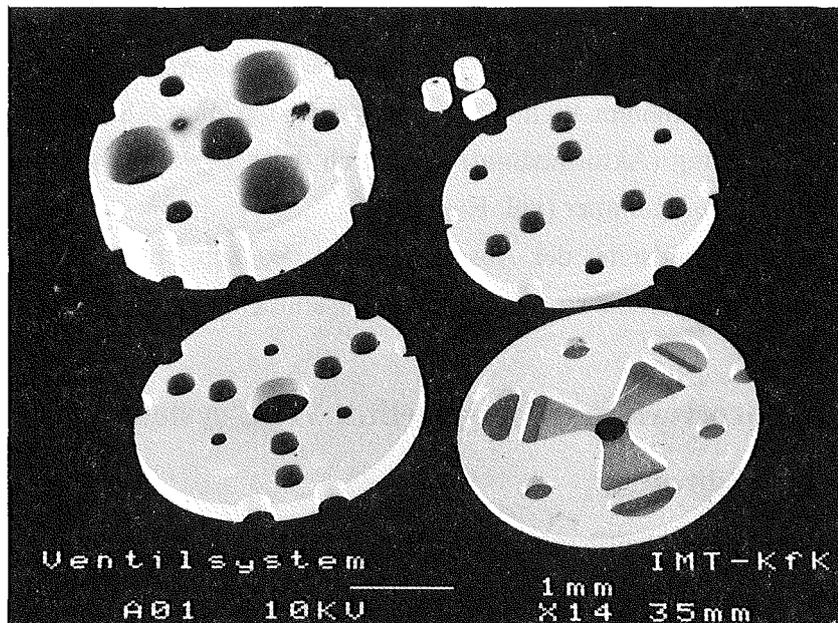


Abb.4.14. Bauteile, aus denen das Mikroventilsystem zusammengesetzt wurde: links oben: Aktorebene; rechts oben: Kanaldeckel; oben mitte: Paßstifte; links unten: Aktordeckel; rechts unten: Kanalebene mit integrierterTitanmembran.

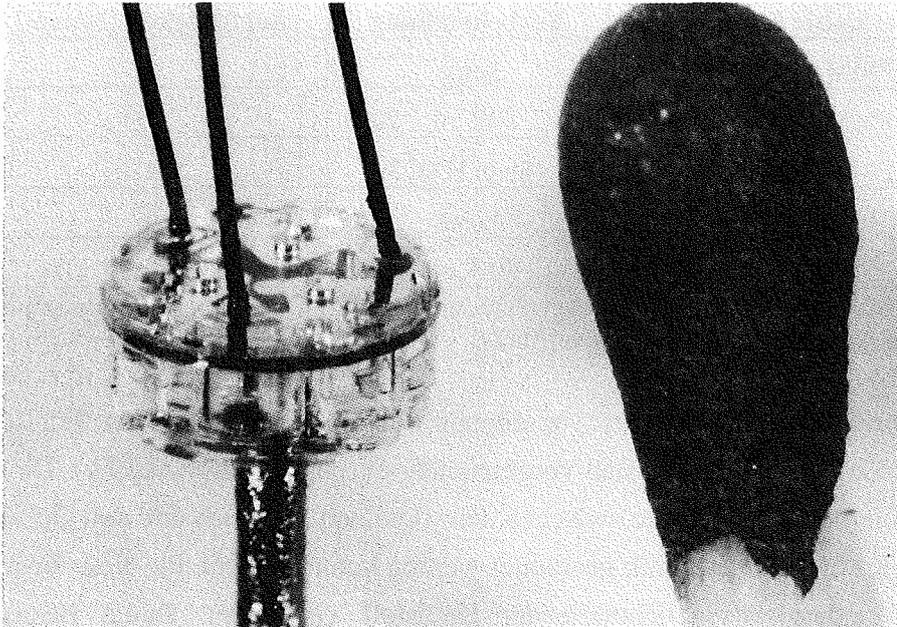


Abb.4.15. Fertiges Ventilsystem mit Fluidanschlüssen im Größenvergleich zu einem Streichholzkopf.

Das Herstellen eines Ventilsystems nach Abbildung 4.13. mit der beschriebenen Prozeßreihenfolge kombiniert mit den Erfahrungen in der Vereinzlungstechnik, der Justierung und den Klebeprozessen hat gezeigt, daß es möglich ist, einen Aufbau bestehend aus mehreren strukturierten Ebenen mit integrierter Membran zu fertigen [Fah94a, Scho94a].

Der thermo-pneumatische Antrieb für die Einzelventile kann in diesem Design durch eine optische Energieeinkopplung realisiert werden. Dazu wird vor dem Aufkleben des Aktordeckels ein absorbierender Stoff (z.B. Karbonwolle) in die Aktorkammer einlegt. Durch die Absorption der eingestrahnten Lichtenergie erwärmt sich dieser Stoff und gibt Wärmeenergie an seine Umgebung (Aktormedium) ab. Durch diese Erwärmung kommt es dann zu einer Druckerhöhung in der Kammer (vgl. Kap. 3.2.1.).

Die Messungen an der Fluidseite, der Absorption und des Schließverhaltens der auf diese Weise hergestellten Ventilsysteme sind in Kapitel 5 zusammengefaßt.

4.3. Mit dem Abformverfahren hergestelltes Ventilsystem

4.3.1. Das Abformverfahren

Nach der Herstellung eines Ventilsystems mit Hilfe der Röntgentiefenlithografie richtet sich nun das Interesse auf den Bereich der Mikrostrukturherstellung mit Hilfe des Abformverfahrens. Die hier angewandte Kunststoffabformtechnik ist für das LIGA-Verfahren der Schlüssel zur Massenproduktion und somit zu einem wirtschaftlichen industriellen Einsatz. In der Abformtechnik unterscheidet man zwischen dem Reaktionsgießverfahren, dem Spritzgießverfahren und dem Prägeverfahren [Men93]. Das Prägeverfahren stellt ein relativ neues Konzept für die Kunststoffabformung dar. Es beruht auf der Warmumformung von

thermoplastischen Kunststoffen [Ha90, Mi92, Rup93]. Für alle drei Verfahren wird ein Formeinsatz benötigt, mit dessen Hilfe die Mikrostrukturen hergestellt werden.

Dieser Formeinsatz wird im Rahmen des LIGA-Verfahrens gefertigt, indem durch Röntgentiefenlithografie hergestellte PMMA-Strukturen mit Nickel übergalvanisiert werden (vgl. Abb. 4.1.). Mit Hilfe dieses einen Werkzeuges können z.B. durch Prägen viele tausend Mikrostrukturen in thermoplastischen Kunststoffen abgebildet werden. Die Fertigung eines solchen Formeinsatzes ist durch das Herstellen der Röntgenmaske und durch die notwendigen Bestrahlungen am Synchrotron sehr zeitintensiv. Dies gilt in besonderem Maße für die Herstellung von gestuften Formeinsätzen, die durch eine weitere Strukturierung abgeformter Mikrostrukturen durch Röntgentiefenlithografie hergestellt werden [Ha92]. Durch mehrfach gestufte Formeinsätze könnten jedoch Mikroventilsysteme aus nur zwei abgeformten Teilen mit einer dazwischen liegenden Membran hergestellt werden.

Um dieses attraktive Fertigungsverfahren bei geringem Zeitaufwand erproben zu können, wurde deshalb ein zweiter Weg zur Herstellung eines Formeinsatzes gewählt, die feinmechanische Herstellung durch Fräsen [Bie93, Scha94]. Mit diesem Verfahren lassen sich bei vergleichsweise geringem Aufwand dreidimensionale Mikrostrukturen erzeugen. Die kleinsten Abmessungen, die auf diese Weise gefertigt werden können, sind von der Größe des zur Verfügung stehenden Fräskopfes bestimmt. Für die Untersuchungen im Rahmen der vorliegenden Arbeit stand ein Fräskopf mit 300 μm Durchmesser zur Verfügung. Werden Vertiefungen im Formeinsatz benötigt, die schmaler sind, so müssen diese durch Röntgentiefenlithografie erzeugt werden.

Mit einem Fingerfräser mit 300 μm Durchmesser wurden zur Herstellung eines Formeinsatzes für Ventilkomponenten Strukturen in einen Messingklotz gefräst. Das Design der gefrästen Strukturen und die Funktion des durch einen Prägeprozeß hergestellten Ventilsystems wird im nächsten Kapitel beschrieben.

4.3.2. Design und Funktion

Durch die vorgegebenen Abmessungen des Fräskopfes von 300 μm können die kleinsten Strukturen ebenfalls nur mit diesen Abmessungen gefertigt werden. Deshalb wurde das abgeformte Ventilsystem etwa um den Faktor 3 größer entworfen als das röntgentiefenlithografisch hergestellte Ventilsystem mit kleinsten Strukturen von ca. 100 μm . Gleichzeitig wurde die Geometrie des Ventilsitzes geändert, der geradlinige Steg wurde durch einen kreisförmigen Ventilsitz ersetzt, durch dessen Innenvolumen die geschaltete Flüssigkeit abfließen kann (vgl. zweistufiges Ventildesign Kap. 2.2.2.2.). Diese räumliche Trennung von Ventilsitz und der Reststruktur erweist sich bei diesem Ventildesign durch die Anwendung der Kapillarklebertechnik von Vorteil, da der Ventilsitz hier nicht mehr mit der Membran verklebt werden kann. Ein weiterer Unterschied zum ersten Design besteht darin, daß beim abgeformten Ventilsystem alle Ein- und Ausgänge auf einer Seite liegen. Ein Fixieren des Systems z.B. auf einem elektronischen Anschlußgehäuse ist somit möglich.

Wie in Abbildung 4.14. zu sehen ist, besteht das röntgentiefenlithografisch hergestellte Ventilsystem aus zwei Funktionsebenen, zwei Deckeln und diversen Paßstiften. Für den Entwurf eines abgeformten Ventilsystem stehen wegen der relativ einfachen dreidimensionalen Gestaltungsmöglichkeiten mehr Designmöglichkeiten zur Verfügung, die bei der Röntgentiefenlithografie nur durch aufwendige Mehrfachbelichtungen am Synchrotron zu realisieren wären. Aus diesem Grund wurde das abzuformende Ventilsystem so entworfen, daß jeweils eine Funktionsebene und die dazugehörige strukturierte Abdeckung ein einziges Element bilden. Gleichzeitig wurden auch die vorher separaten Paßstifte integriert. Durch dieses Zusammenfassen mehrerer Komponenten zu einem einzigen Element ergeben sich große Montagevereinfachungen. Um die benötigten zwei Ventilelemente, das Fluidelement und das Aktorelement, mit wiederum je zwei Ebenen abformen zu können, wurde erstmals ein 4-stufiger Formeinsatz feinmechanisch hergestellt.

Abbildung 4.16. zeigt eine schematische Darstellung der beiden Ventilkomponenten und eine Membran als Schaltelement. Für das Material der Membran, die beide Elemente voneinander trennt, wird bei diesem Entwurf Polyimid (Fa. Hitachi) gewählt. Auf der Membran werden für den hier elektrisch angesteuerten thermo-pneumatischen Aktor Heizwendeln aus Titan, Kupfer oder Gold strukturiert.

Das abgeformte zweiteilige Ventilsystem wurde ebenfalls kreisförmig mit einem Durchmesser von 7 mm entworfen. In dem Aktorelement, 7 mm im Durchmesser und 1.3 mm dick, sind drei Kammern, 2 mm im Durchmesser und 700 µm tief, enthalten. Sie stellen die Aktorkammern der drei Ventile dar. Der integrierte Deckel der Aktorkammern ist 500 µm dick. Im Bereich über den Aktorkammern weist er je ein Loch, 200 µm Durchmesser, auf, durch das später die Kammer mit einem flüssigen Aktormedium befüllt werden kann. Durch die ganze Struktur führende Löcher sind für das Einfüllen von Klebstoff (500 µm Durchmesser) und für das Aufnehmen der Paßstifte (540 µm Durchmesser) vorgesehen. Aussparungen im Rand mit ebenfalls einem Durchmesser von 500 µm sind zusätzlich für das Kontaktieren der Heizwendeln und für das Einfüllen des Klebstoffs von der Seite (Kapillarklebertechnik vgl. Kap. 4.2.2.) vorgesehen, in Abbildung 4.16. aber nicht dargestellt.

Das Fluidelement ist 500 µm dick mit ebenfalls 7 mm Durchmesser. Auch hier sind Löcher zum Einfüllen von Klebstoff, Durchmesser 500 µm, für den Einlaß, Durchmesser 1 mm, und drei Ausgänge, jeweils 400 µm Durchmesser, vorgesehen. Auf dem Element befinden sich weiterhin die drei 500 µm hohe Paßstifte mit einem Durchmesser von 500 µm und ein 70 µm hoher und 300 µm breiter Steg, der den Fluidraum (innen) von dem Volumen trennt, das später mit Klebstoff aufgefüllt wird (außen).

Durch diesen Steg soll verhindert werden, daß Klebstoff bei zu kleinen Abmessungen der Kanäle in diese hineinläuft und sie verklebt [Büs94a]. Auch der Ventilsitz ist vor einem Verkleben mit der Membran zusätzlich geschützt.

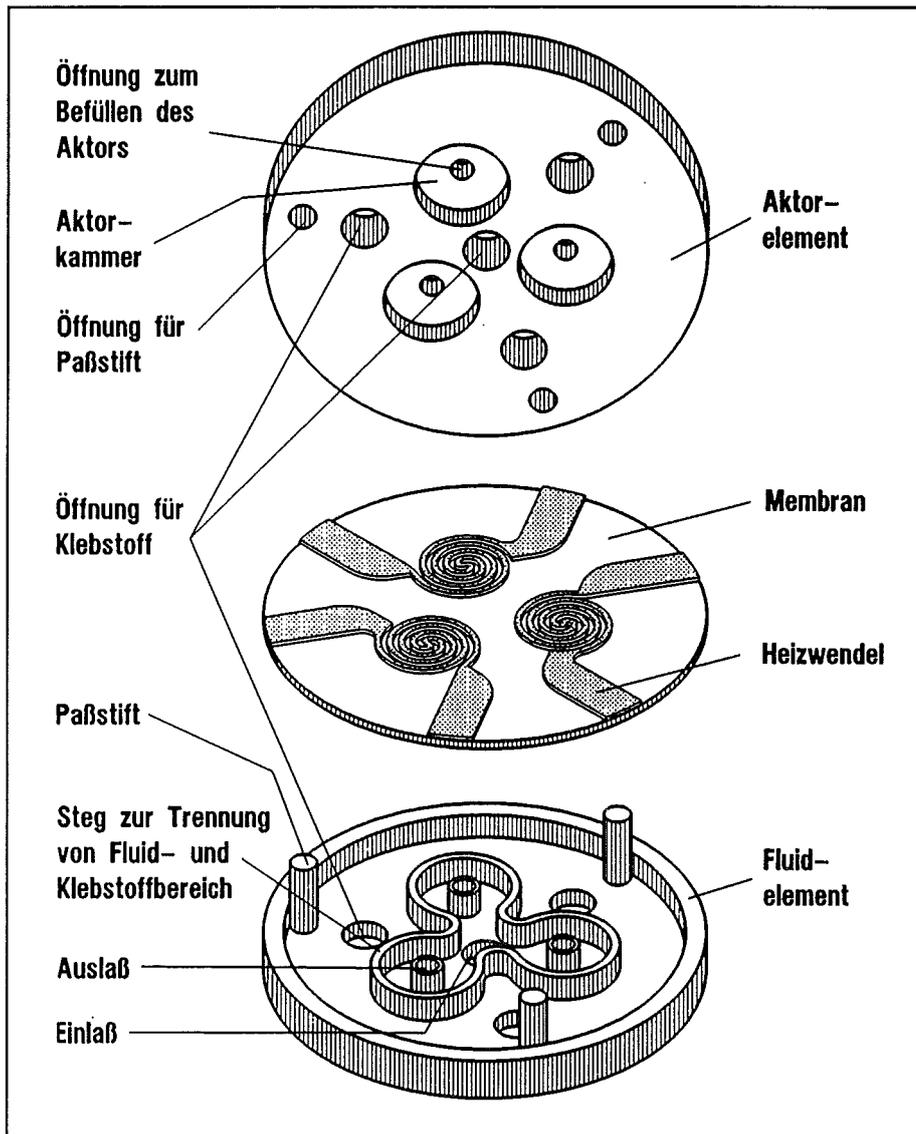


Abb.4.16. Dreidimensionale Ansicht der Bestandteile eines abgeformten Ventilsystems.

Das Funktionsprinzip der abgeformten Ventile ist das gleiche wie bei den röntgentiefenlithografisch hergestellten Ventilen. Sie sind "normally open" und schließen bei einer Druckerhöhung in der Aktorkammer. Dieser Druck entsteht durch Erwärmung des Aktormediums mit Hilfe der auf der Membran strukturierten Heizwendeln, durch die ein Strom fließt. Abbildung 4.17. zeigt einen Schnitt durch das Ventilsystem mit einem offenen Ventil (links) und einem geschlossenen Ventil (rechts).

Für die Zuführung und die Ableitung der Flüssigkeit werden Schläuche in die dafür vorgesehenen Öffnungen eingeklebt. In Abbildung 4.17. läßt sich gut erkennen, wie die ehemals vier Ebenen mit den separaten Paßstiften zu jetzt nur zwei Elementen zusammengefaßt wurden.

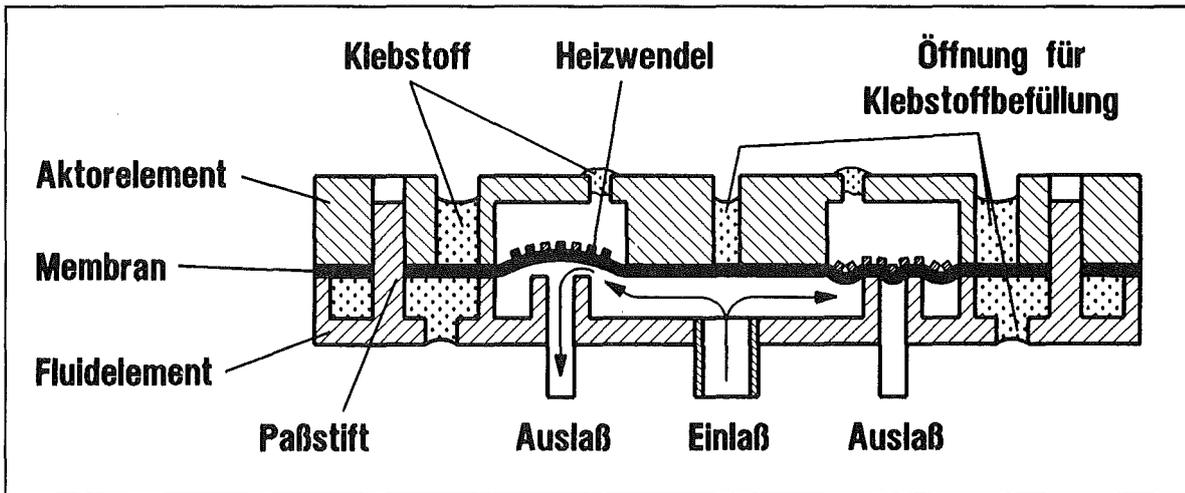


Abb.4.17. Schematische Ansicht der Funktion eines abgeformten Ventilsystems.

4.3.3. Herstellung des abgeformten Ventilsystems

4.3.3.1. Herstellung der abgeformten Strukturen

Zum Prägen des beschriebenen Designs wurde erstmals ein 4-stufiger Formeinsatz gefräst. Dafür wurde das beschriebene Design an einer CNC-Hochleistungsfräsmaschine (UBM2, Fa. Kunzmann) mit einem 300 μm Fräskopf in einen Messingblock eingefräst. Die Maßabweichung der Maschine betrug maximal 5 μm [Boh94]. Für die Herstellung des Formeinsatzes wurde nicht nur das Strukturdesign einprogrammiert, sondern auch das schrittweise Entfernen des Materials (jeweils 25 μm) bis in eine Tiefe von maximal 1.3 mm. Die Abbildung 4.18. und 4.19. zeigen die in einen Messingblock gefrästen Strukturen zum Prägen des Actor- bzw. des Fluidelements. Das größte Aspektverhältnis hat ein freigeprägter Stift mit einer Höhe von 1.3 mm und einem Durchmesser von 300 μm (Abb. 4.18. Mitte).

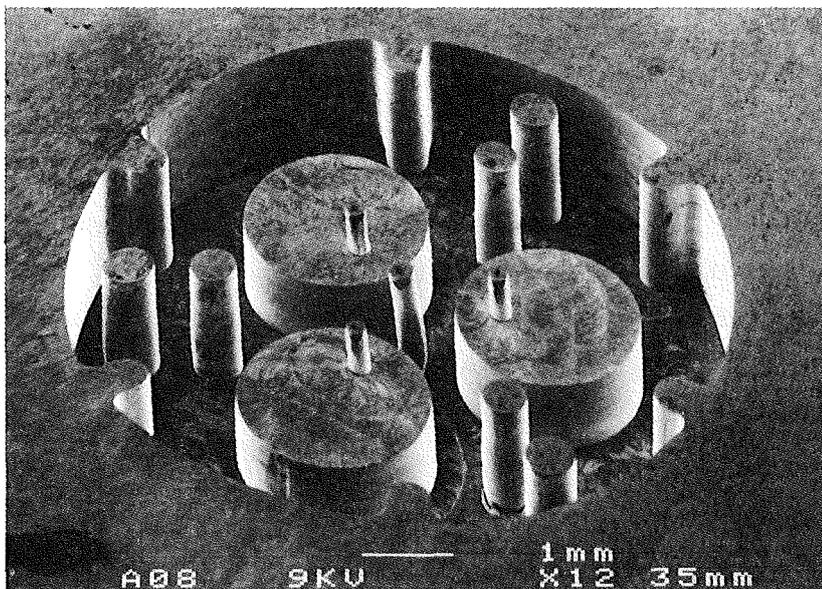


Abb.4.18. Gefräste Messingstruktur (Durchmesser 7 mm) zum Prägen des Aktorelements.

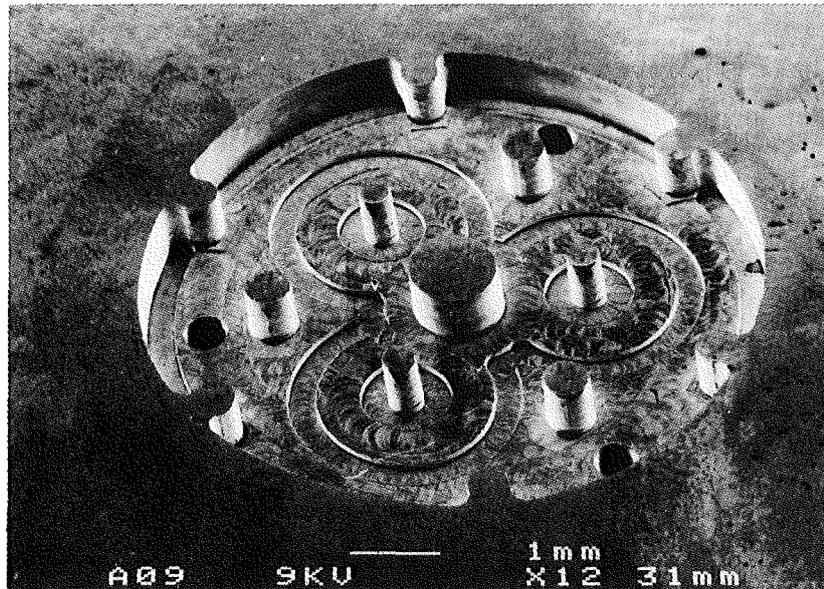


Abb.4.19. Gefräste Messingstruktur (Durchmesser 7 mm) zum Prägen des Fluidelements.

Die Bearbeitungszeit (Fräszeit) für je ein Aktorelement und ein Fluidelement betrug ca. 30 Stunden. Mit Hilfe dieses Messingformeinsatzes (Abmessungen 66·26 mm²) wurden nun die Ventilelemente aus PMMA und PVDF geprägt. Abbildung 4.20. zeigt die Prozeßfolge der einzelnen Schritte schematisch .

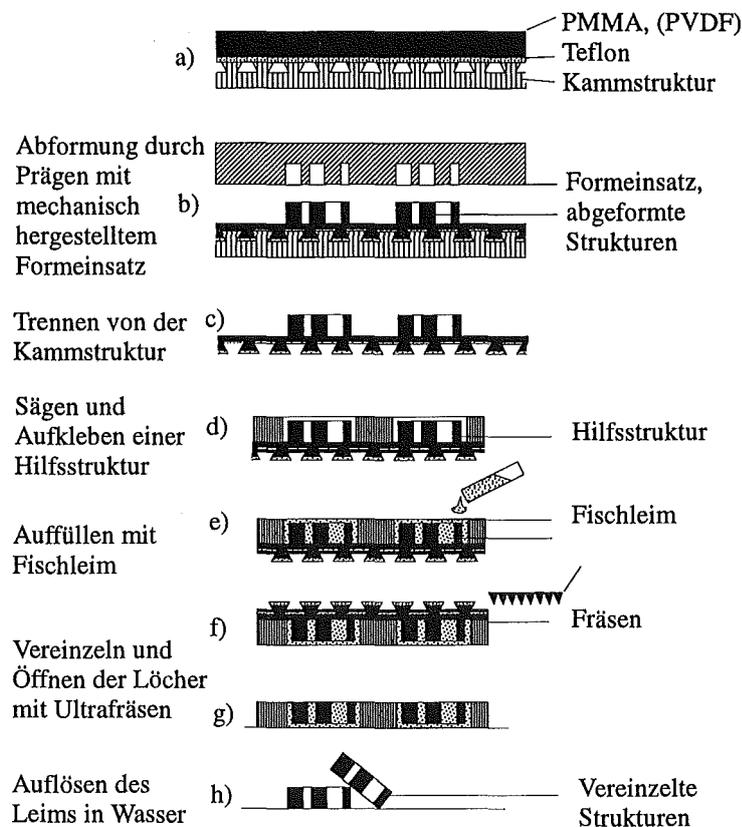


Abb.4.20. Schematisch dargestellte Prozeßfolge des Abformens und Vereinzeln.

Zum Prägen der Elemente wurde folgender Aufbau in der Kammer der am Institut vorhandenen Abformmaschine RIM3 realisiert [Bot94]. Der Formeinsatz wurde in die Maschinenoberseite eingebaut, eine Kammstruktur mit Rückhalterelief in die Maschinenunterseite. Auf diese Kammstruktur wurde, durch eine PTFE-Folie (Teflon) getrennt, ein massives Stück Kunststoff (PMMA oder PVDF) mit den Maßen $66 \cdot 26 \cdot 2 \text{ mm}^3$ gelegt (Abb. 4.20.a). Nach dem Evakuieren der Kammer wurde ihr Inneneinbau erhitzt (PMMA 160°C , PVDF 180°C) und der Formeinsatz mit einer Kraft von von 15 kN (PMMA) bzw. 20 kN (PVDF) in den erweichten Kunststoff gepreßt. Der Kunststoff ist dadurch in die Mikrostruktur des Formeinsatzes und in die Kammstruktur geflossen. Anschließend wurde der Innenaufbau soweit abgekühlt, bis der Kunststoff wieder in den hartelastischen Zustand überging ($T < 80^\circ\text{C}$). Nun wurden die Mikrostrukturen aus dem Formeinsatz entformt, daß heißt der Formeinsatz aus dem geprägten Kunststoff gezogen. Die Kammstruktur hielt hierbei den geprägten Kunststoff zurück. Nach dem Entformen erhielt man einen Verbund aus Kammstruktur und einer Kunststoffschicht, auf deren Oberseite sich die abgeformten Ventilelemente befanden (Abb. 4.20.b). Diese Kunststoffschicht wurde jetzt seitlich von dem Rückhalterelief der Kammstruktur geschoben (Abb. 4.20.c). Abbildung 4.21. zeigt eine auf diese Weise abgeformte Kunststoffstruktur.

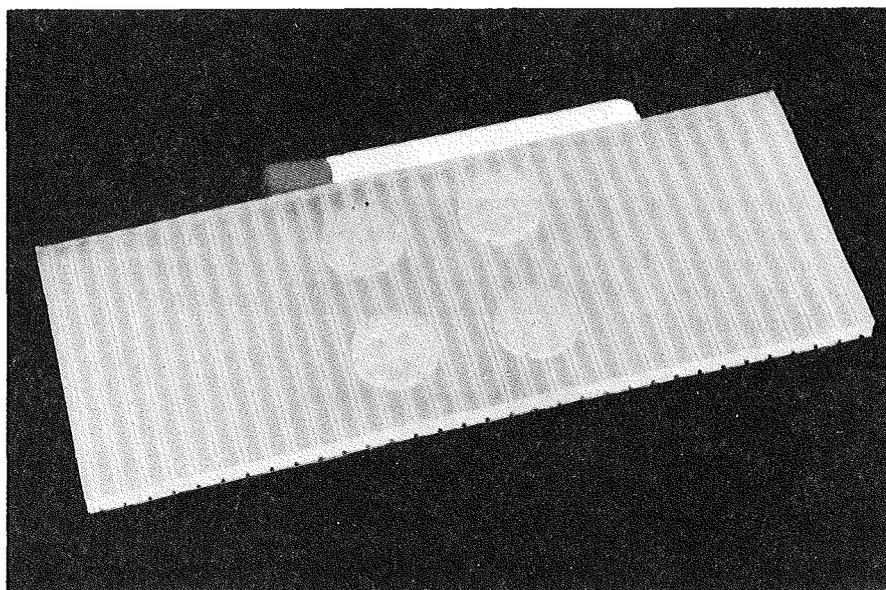


Abb.4.21. Geprägtes PVDF mit erhabenen Ventilelementen auf der Oberfläche im Größenvergleich mit einem Streichholz. Die Querstreifen auf dem Kunststoff sind die Abbildungen der Kammstruktur.

Im nächsten Prozeßschritt wurden die erhabenen Ventilstrukturen vereinzelt und damit gleichzeitig die durch die ganze Struktur gehenden Löcher geöffnet [Bie91, Boh94]. Dafür wurde eine quadratische Hilfstruktur ($26 \cdot 26 \text{ mm}^2$) mit Löchern von 10 mm Durchmesser auf die abgeformten Ventilstrukturen (Durchmesser 7 mm) aufgeklebt und die überstehenden Kanten abgetrennt (Abb. 4.20.d). Danach wurden die Öffnungen mit einem wasserlöslichen Fischleim ausgegossen (Abb. 4.20.e).

Um eine vollständige Benetzung auch der tiefsten Strukturen mit dem Leim zu erreichen, wurden die Strukturen vorher mit Wasser bedampft. Nach dem Aushärten des Leims bei Raumtemperatur (ca. 50 Stunden) wurde die Gesamtstruktur gewendet und von der Rückseite abgefräst bis der Fischleim zum Vorschein kam (Abb. 4.20.f). Durch diesen Prozeßschritt wurden gleichzeitig die Verbindungen zwischen den Mikrostrukturen im abgeformten Kunststoffteil durchtrennt und die durchgehenden Löcher geöffnet (Abb. 4.20.g). Das jetzt folgende Vereinzeln der abgeformten Strukturen wurde durch das Auflösen des Fischleims in Wasser durchgeführt (Abb. 4.20.h).

Die Abbildungen 4.22. und 4.23. zeigen das auf diese Weise hergestellte und vereinzelt Aktor- und Fluidelement.

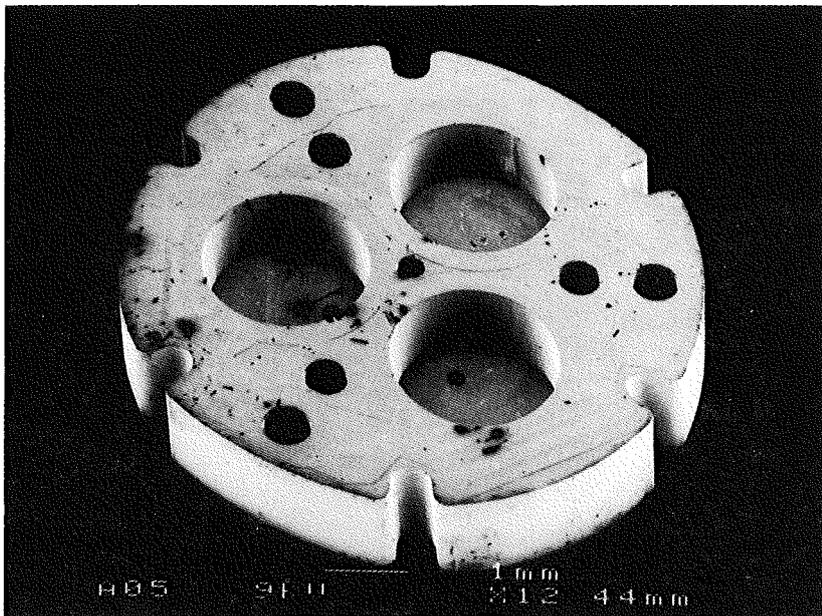


Abb.4.22. Abgeformtes Aktorelement des Ventilsystems.

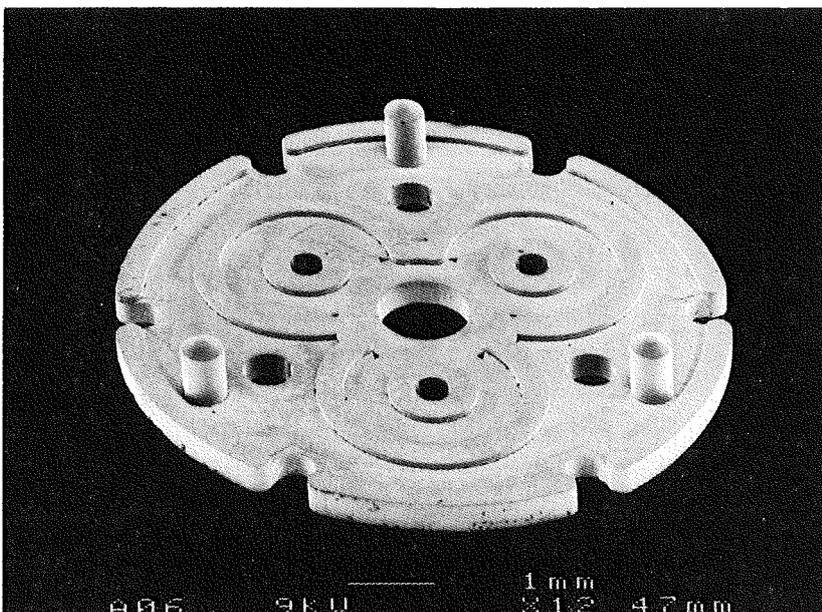


Abb.4.23. Abgeformtes Fluidelement des Ventilsystems.

4.3.3.2. Integrieren der Membran und des elektrischen Aktorantriebs

Gleichzeitig mit der Herstellung der abgeformten Komponenten wurde die Polyimidmembran mit den aufstrukturierten Heizwendeln gefertigt. Abbildung 4.24. zeigt schematisch den Ablauf der Herstellung der Polyimidmembran mit den Heizwendeln und des Zusammenfügens aller drei Komponenten.

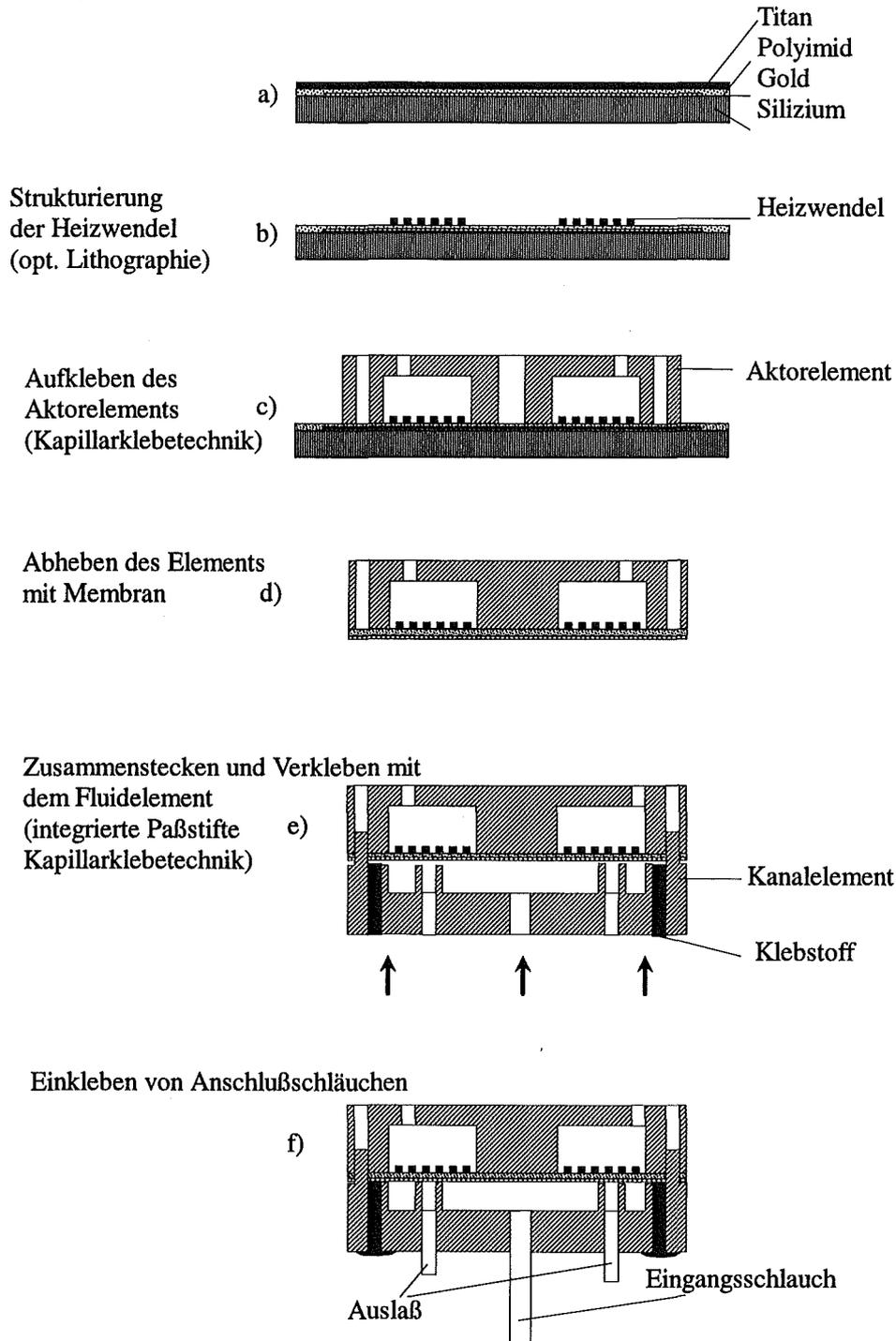


Abb.4.24. Schematische Darstellung der Membran- und Heizwendelherstellung und des Zusammenfügens der Einzelkomponenten.

Für die Membranherstellung bei dem abgeformten Ventilsystementwurf wurde die Übertragungstechnik angewandt. Auf eine hergestellte Polyimidschicht (vgl. Kap. 4.2.1.) wurde für die Herstellung der Heizwendeln eine dünne Metallschicht gesputtert (Abb. 4.24.a). Diese Metallschicht wurde photolithografisch strukturiert und damit drei Heizwendeln hergestellt (Abb. 4.24.b). Als Heizwendelmaterialien standen Kupfer, Gold und Titan zur Verfügung.

Nach dem Strukturieren der Heizwendeln wurde das Aktorelement mit Hilfe der Kapillarklebetechnik aufgeklebt (Abb. 4.24.c). Hierzu wurde das Element optisch zu den Heizwendeln ausgerichtet und kleine Klebstofftropfen am Rand und in den Öffnungen der Struktur angebracht. Diese Tropfen wurden durch die Kapillarkräfte in den Spalt zwischen Polyimid und der abgeformten Struktur hineingezogen und verteilten sich auf der gesamten Spaltfläche (vgl. Kap. 4.2.2.2.). Aufgrund der relativ großen Abmessungen (mehrere 100 μm) der Strukturen blieb der Klebstoff am Rand der Strukturkanten stehen und lief nicht in die Strukturen hinein (vgl. Abb. 4.17.).

Da das Gold eine geringe Haftung zum Silizium aufweist, konnten jetzt die aufgeklebten Strukturen durch Trennung der Polyimidfolie am Strukturrand vom Wafer abgehoben werden (Abb. 4.24.d). Abbildung 4.25. zeigt ein aufgeklebtes und vereinzeltes Aktorelement mit Polyimidmembran und strukturierten Titanheizwendeln.

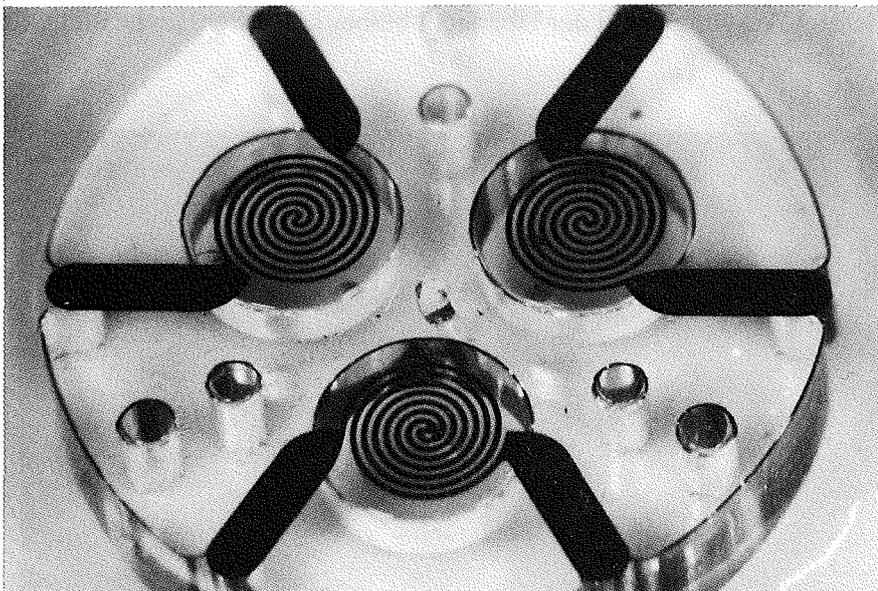


Abb.4.25. Vereinzeltes Aktorelement mit Polyimidmembran und drei strukturierten Titanheizwendeln.

Im nächsten Schritt wurden Fluidelement und Aktorelement mit Hilfe der integrierten Paßstifte zusammengesteckt und verklebt (Abb. 4.24.e). Beim Zusammenstecken wurde dabei die Polyimidmembran von den Paßstiften des Kanalelements durchstoßen.

Die lateralen Abmessungen im Kanalelement können aufgrund des zusätzlich vorhandenen Ventilsitzes und der Strömungskanäle wesentlich kleiner sein. Aus diesem Grund wurde eine neue Technik untersucht: es wurde zusätzlich ein Trennsteg zwischen Fluidraum und Kleberaum strukturiert (vgl. Abb. 4.16.-4.17.). Vor dem Verkleben wurden beide abgeformten

Elemente aufeinander gepreßt, um den Spalt zwischen Trennsteg und Polyimidmembran zu schließen (vgl. Abb. 4.24.). Geklebt wurde dann auch hier mit der Kapillarklebertechnik. Die mit dieser Methode (Trennsteg) verklebten Elemente waren funktionstüchtig. Das Verkleben mit Hilfe eines Trennsteges kann so bei Strukturen mit sehr kleinen lateralen Abmessungen eingeführt werden.

Nach dem Zusammenfügen der abgeformten Elemente und der Membran mit den Heizwendeln wurden die Anschlußschläuche eingeklebt (Abb.4.24.f). Das Einkleben der Schläuche für die Fluidanschlüsse erfolgte mit Hilfe eines lichtaushärtenden Klebstoffs analog Kapitel 4.2.4.. Der letzte Schritt zur Fertigstellung des Ventilsystems war das Kontaktieren der Heizwendeln. Dies erfolgte mit Hilfe eines Leitklebstoffs. Hier wurden 100 µm dicke Golddrähte an den im Außenbereich des Ventilsystems in Einbuchtungen liegenden Kontaktpads der Heizwendeln festgeklebt (vgl. Abb. 4.25. und 4.26.).

Abbildung 4.26. zeigt ein abgeformtes und elektrisch kontaktiertes Ventilsystem auf einem TO3-Gehäuse [Fah94b]. Die in die Struktur eingeklebten Drähte sind hier mit den Gehäusepins verbunden. Das Kanalelement zeigt nach oben und man erkennt hell die drei kleeblattförmig angeordneten Ventile. Der Außenbereich ist durch den Klebstoff dunkler gefärbt. Sichtbar ist auch der PVC-Eingangsschlauch mit einem Außendurchmesser von ca. 1 mm. In die drei Ausgänge sind der Übersicht halber keine Schläuche eingeklebt.

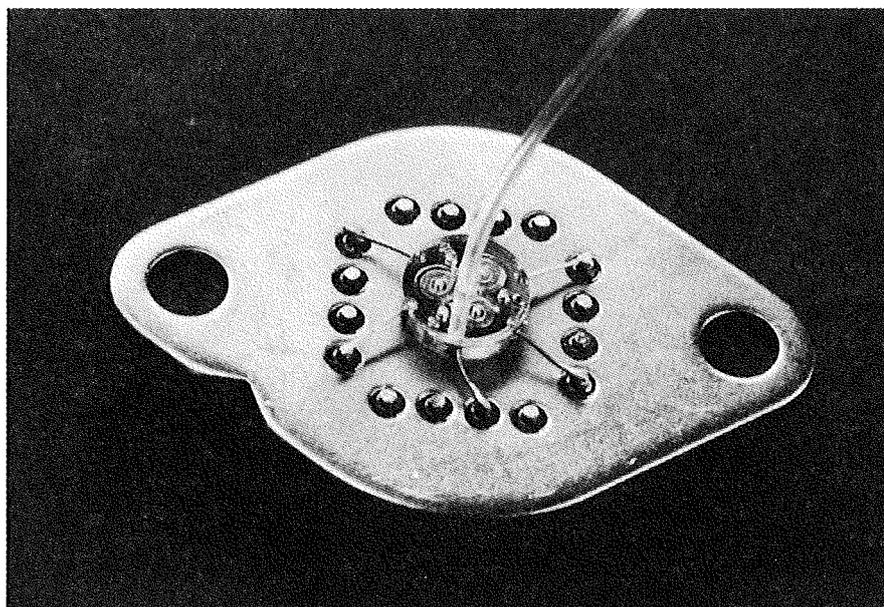


Abb.4.26. Kontaktiertes abgeformtes Ventilsystem mit Zuführungsschlauch auf einem TO3-Gehäuse.

Messungen mit dem hier vorgestellten abgeformten Ventilsystem sind in Kapitel 5 dargestellt. Dabei wird die Funktionsfähigkeit dieses Ventilsystems mit den integrierten elektro-thermo-pneumatischen Aktoren gezeigt.

4.4. Zusammenfassung

In diesem Kapitel konnte der Aufbau komplexer dreidimensionaler Mikrostrukturen, bestehend aus mehreren strukturierten Funktionsebenen gezeigt werden. Hierfür wurden verschiedene Vereinzelnungs-, Justier- und Klebetechniken entwickelt und untersucht. Mit den entwickelten Methoden wurden zwei sich in ihrem Herstellungsverfahren unterscheidende Mikroventilsysteme mit je drei Einzelventilen entworfen und gefertigt.

Der erste Entwurf eines mit Hilfe der Röntgentiefenlithografie und der Galvanik gefertigten Ventilsystems hat einen Durchmesser von 3 mm und ist 1.3 mm hoch. Es besteht aus vier planaren, strukturierten Ebenen, einer bereits bei der Herstellung integrierten Titanmembran und separaten Paßstiften. Das Einzelventil hat einen Durchmesser von 0.8 mm.

Der zweite Entwurf besteht aus zwei 3-dimensionalen abgeformten Kunststoffstrukturen aus PMMA und PVDF für die erstmals ein 4-stufiger Formeinsetz feinmechanisch hergestellt wurde. Dieses System weist einen Durchmesser von 7 mm und eine Höhe von 1.9 mm auf. Die Einzelventile haben einen Durchmesser von 2 mm. Bei diesem Entwurf sind die Paßstifte bereits integriert. Die Membran in diesem Ventilsystem besteht aus Polyimid. Sie wurde separat hergestellt und durch einen optischen Lithografieprozeß mit aufstrukturierten Heizwiderständen versehen.

Für die Herstellung dieser Ventilsysteme wurde ein Opferschichtverfahren für die Membranherstellung entwickelt, das Justieren mit Paßstiften eingeführt und untersucht und eine neue Technik zum Verkleben von flächigen Mikrostrukturen, die Kapillarklebetechnik, entwickelt. Für die weitere Anwendung dieser Techniken zum Aufbau mehrstufiger LIGA-Komponenten wurden die Ergebnisse dieser Untersuchungen ausgewertet und wichtige Designregeln aufgestellt.

Erste Messungen mit den beiden hier beschriebenen Ventilsystemtypen werden in Kapitel 5 vorgestellt.

5. Messungen

In diesem Kapitel werden die Messungen, die mit den in Kapitel 4 beschriebenen Ventilsystemen im Verlauf dieser Arbeit gemacht wurden, zusammengefaßt. Als Erstes werden die Messungen zur Untersuchung des integrierten thermo-pneumatischen Aktors vorgestellt. Dabei wird zwischen der elektrischen und der optischen Energieeinkopplung unterschieden. Im zweiten Teil werden Messungen der Durchflüsse sowohl am röntgentiefenlithografisch hergestellten als auch am abgeformten Ventilsystem gezeigt. Hier wird der Volumenfluß durch die Ventile und ihr Schaltverhalten untersucht. Bei diesen Messungen wird der Aktordruck zunächst durch einen externen Gasdruck vorgegeben (extern pneumatischer Antrieb). Zum Abschluß werden dann Messungen dargestellt, bei denen Ventile mit Hilfe des integrierten thermo-pneumatischen Aktors geschlossen werden. Hierbei wurde die Variante der elektrischen Energieeinkopplung mittels einer Heizwendel gewählt.

5.1. Messungen zum integrierten thermo-pneumatischen Aktor

5.1.1. Elektrische Energieeinkopplung

Um die elektrische Energieeinkopplung zu untersuchen, wurden verschiedene Heizwendeln auf einer Polyimidmembran mit den in Kapitel 4.3.3. beschriebenen Prozeßschritten hergestellt. Es wurden dabei zwei Designs mit unterschiedlichen lateralen Abmessungen aus den drei Materialien Gold, Kupfer und Titan untersucht. Die kreisförmigen Heizwendeln (Typ A und B, vgl. Abb. 5.1.) haben einen Durchmesser von 1.5 mm. Sie sind für den Einsatz im abgeformten Ventilsystem entworfen und unterscheiden sich in der Länge l_w und der Breite b_w der Leiterbahn.

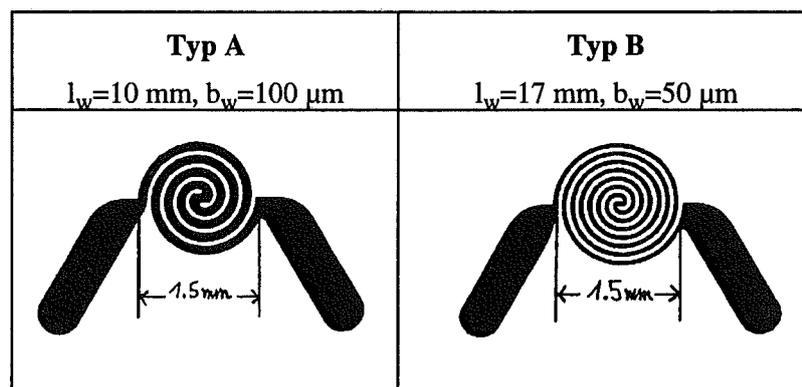


Abb.5.1. Hergestellte Heizwendeltypen A und B.

In Tabelle 5.1. sind für beide Heizwendeltypen für unterschiedlichen Materialien und Schichtdicken die gemessenen und berechneten elektrischen Widerstände (in Klammern) bei Raumtemperatur (20°C) aufgelistet. Für die Rechnungen wurden die in der Literatur [Lb82] angegebenen spez. el. Widerständen (20°C) verwendet.

Material	Dicke [nm]	Designtyp A	Designtyp B
Gold	50	68 (44.8)	228 (166)
	100	35.1 (22.4)	124 (83.2)
	1000	2.42 (2.24)	9.4 (8.32)
Titan	500	121 (105)	490 (389)
	800	83 (66)	320 (243)
Kupfer	125	27.8 (12.4)	107 (50.4)
	300	12.4 (17.9)	56.3 (33.5)

Tab.5.1. Elektrischer Widerstand R [Ω] der hergestellten Heizwendeln bei 20°C (berechnete Werte in Klammern).

An den Tabellenwerten läßt sich erkennen, daß der praktisch ermittelte spezifische Widerstand ρ_{el} der Materialien deutlich höher liegt, als in der Literatur angegeben ist. Die Ursache für diesen Effekt liegt in der Morphologie der aufgesputterten Schichten. Sie ist von der Schichtdicke und den Sputterparametern abhängig. Eine nur wenige Nanometer dicke Schicht hat keinen homogenen Aufbau; durch Korngrenzen und ungleichmäßiges Aufwachsen der Schicht können sich Fehlstellen und Bereiche mit unterschiedlichen Widerständen bilden. Bei größeren Schichtdicken von einigen Mikrometern (vgl. Tab. 5.1. Gold 1000 nm) läßt dieser Effekt nach und der spezifische elektrische Widerstand nähert sich den in der Literatur für das Rohmaterial angegebenen Werten. Für die Herstellung von Heizwendeln mit geringer Schichtdicke und definierten elektrischen Eigenschaften ist dieser Effekt von Bedeutung und muß bei der Designerstellung beachtet werden.

Da die Temperaturabhängigkeit des elektrischen Widerstandes für eine Temperaturbestimmung in der Aktorkammer ausgenützt werden kann (vgl. Kap. 3.2.2.1.), wurde sie für die hergestellten Heizwendeln ermittelt und mit den Literaturwerten verglichen. Die Meßergebnisse zeigten eine leicht höhere Temperaturabhängigkeit der Materialien, die jedoch durchaus für eine Temperaturregelung eingesetzt werden kann. Die praktisch ermittelten Werte für den spezifischen Widerstand ρ_{el} und den Temperaturkoeffizienten α_T der Materialien sind in Tabelle 5.2. zusammengefaßt.

	Titan	Gold	Kupfer
el. spez. Widerstand ρ_{el} [$\mu\Omega\cdot\text{cm}$]	68.8 (43)	5.46 (2.2)	3.02 (1.7)
Temperaturkoeffizient α_T [10^{-3} K^{-1}]	7.48 (ca. 4)	6.25 (4)	7.14 (6.8)

Tab.5.2. Praktisch ermittelte spez. Widerstände und Temperaturkoeffizienten im Vergleich mit Literaturangaben (in Klammern) [Lb82, Heu91].

Bei den Messungen hat sich gezeigt, daß es bei Heizwendeln aus Kupfer und Titan zu einer starken Oxidation kommt. Das Kupfer wurde beim Erwärmen stark angegriffen, was sich u.a. durch eine starke Verfärbung äußerte. Mit einer langen Lebensdauer für eine solche, nur

einige nm dicke Heizwendel aus Kupfer kann somit nicht gerechnet werden. Beim Titan bildete sich im Luftsauerstoff ebenfalls eine dünne Oxidschicht, die jedoch optisch nicht zu erkennen war. Bemerkte wurde sie durch die Probleme bei der Widerstandsmessung. Um Meßergebnisse von einer Titanheizwendel zu bekommen, mußte zuerst die schlecht leitende Oxidschicht mechanisch beseitigt werden. Da die Heizwendeln im späteren Prozeßverlauf mit einem elektrisch leitfähigen Klebstoff kontaktiert werden, bedeutet diese schlecht leitende Oxidschicht einen zusätzlichen Übergangswiderstand, der zu vermeiden ist. Beim Vermessen von Goldheizwendeln haben sich diese Effekte nicht gezeigt [Büs94b]. Aus diesem Grund, wird für die weitere Entwicklung von elektro-thermo-pneumatischen Aktoren mit Gold und den Kennwerten aus Tabelle 5.2. gearbeitet.

Nachdem aufgrund dieser Meßergebnisse Heizwendeln aus Gold auf Polyimidmembranen gefertigt worden sind, wurden Aktorstrukturen auf diese Heizwendeln aufgeklebt und mit der Membran abgehoben (vgl. Abb. 4.25). Diese abgehobenen Elemente wurden auf Silizium-Drucksensoren (Fa. Sensor Technics), Typ SX01D, aufgebracht [Sens91]. Abbildung 5.2. zeigt den schematischen Aufbau.

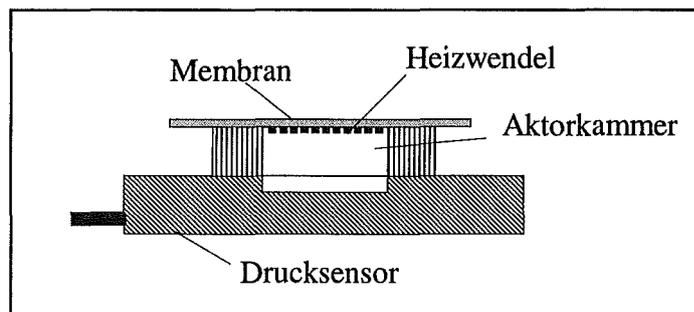


Abb.5.2. Schematischer Aufbau des Druckmessaufbaus.

Der Drucksensor hat ein Totvolumen von ca. $1.9 \pm 0.3 \text{ mm}^3$, das zusätzlich zu dem Aktorvolumen erwärmt und komprimiert werden muß. Mit Hilfe der Gleichungen (3-12,15) ergibt sich die Abhängigkeit der Druckerhöhung Δp von der Temperaturerhöhung ΔT , der eingekoppelten Energie ΔE_A und dem eingeschlossenen Volumen V :

$$\Delta p = p_0 \cdot \frac{\Delta T}{T_0} \qquad \Delta T = \frac{\Delta E}{c_L \cdot M} = \frac{\Delta E_A}{c_L \cdot \rho \cdot V}$$

$$\Delta p = p_0 \cdot \frac{\Delta T}{T_0} = \frac{\Delta E_A}{c_L \cdot \rho \cdot T_0} \cdot \frac{1}{V} \qquad (5-1)$$

- M := Masse der Luft
- c_L := spez. Wärmekapazität der Luft (29 J/mol K)
- ρ := Dichte der Luft
- V := Luftvolumen
- T_0 := Raumtemperatur
- p_0 := Atmosphärendruck

Gleichungen 5-1 zeigt, daß der Druckanstieg in der Kammer proportional zur eingekoppelten Energie und umgekehrt proportional zum Volumen der Kammer ist. Durch das Sensortotvolumen errechnet sich so ein Faktor f_{vol} für den tatsächlichen erreichbaren Druck ohne Sensor. Tabelle 5.3. zeigt diese Faktoren mit den verwendeten Kammervolumen.

	Kammervolumen [mm ³]	Faktor f_{vol}
röntgentiefenlithografisch hergestelltes Ventilsystem	0.35	6.43
abgeformtes Ventilsystem	2.5	1.76

Tab.5.3. Multiplikationsfaktor für den Druck aufgrund des Sensortotvolumens.

Mit Hilfe der Widerstände R aus Tabelle 5.1. und der angelegten elektrischen Spannung U läßt sich die eingekoppelte elektrische Leistung $P=U^2/R$ ermitteln.

Die aus den Messungen bestimmten Drücke in abgeformten Aktorkammern sind in Abbildung 5.3. in Abhängigkeit von der Leistung P dargestellt. Hierfür wurden zwei Heizwendeln von Typ A und B aus Gold mit einer Dicke von 80 nm hergestellt. Die Strukturen wurden mit einer Knetdichtmasse auf den Sensoren angebracht.

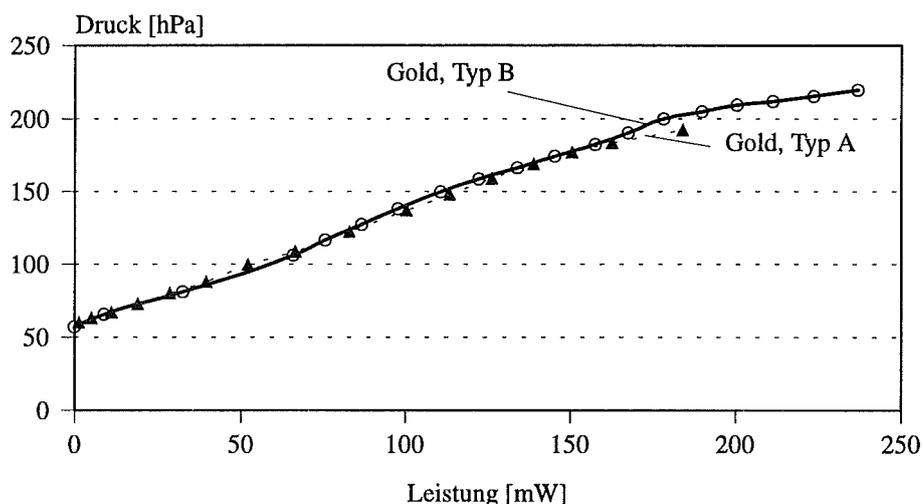


Abb.5.3. In abgeformten Aktorkammern erzeugte Drücke in Abhängigkeit von der eingekoppelten Leistung.

Die Ergebniskurven zeigen, daß der erreichte Druck unabhängig vom Heizwendeldesign ist. Der Anfangsdruck bei den Goldheizwendeln ist eine Folge der Komprimierung des Luftvolumens in der Aktorkammer durch das Eindrücken der Struktur in die Knetmasse. Die Lebensdauer der Heizwendeln von Typ B war länger, was zeigt, daß eine weitere Optimierung des Heizwendeldesigns möglich ist.

Um ein normally open Ventil geschlossen zu halten, muß ein Mindestdruck (der Schließdruck) stets überschritten sein. Der Schließdruck hängt von dem Druck des zugeführten Fluids am Ventileingang ab. Um eine Beschädigung der beteiligten Materialien durch unnötig hohe Drücke und Temperaturen in der Aktorkammer zu vermeiden und den Energiebedarf des Ventils gering zu halten, ist eine Regelung der Spannungsversorgung sinnvoll.

Dazu kann die an die Heizwendel angelegte Spannung so ein- und ausgeschaltet werden, daß die Temperatur in der Aktorkammer, während das Ventil geschlossen sein soll, immer so hoch ist, daß der Schließdruck aufrechterhalten wird (vgl. Abb. 5.4.) [Veu94]. Die Temperatur der Heizwendel wird dabei wie in [Büs94a] durch die Messung ihres temperaturabhängigen elektrischen Widerstandes bestimmt. Durch eine solche Regelung pendelt der Druck in der Aktorkammer zwischen einem maximalen p_{\max} und einem minimalen p_{\min} Wert hin und her, solange das Ventil geschlossen gehalten wird. Die Zeit t_a ist hierbei die Aktivierungszeit in der das Ventil schließt, t_s die Deaktivierungszeit in der das Ventil wieder öffnet.

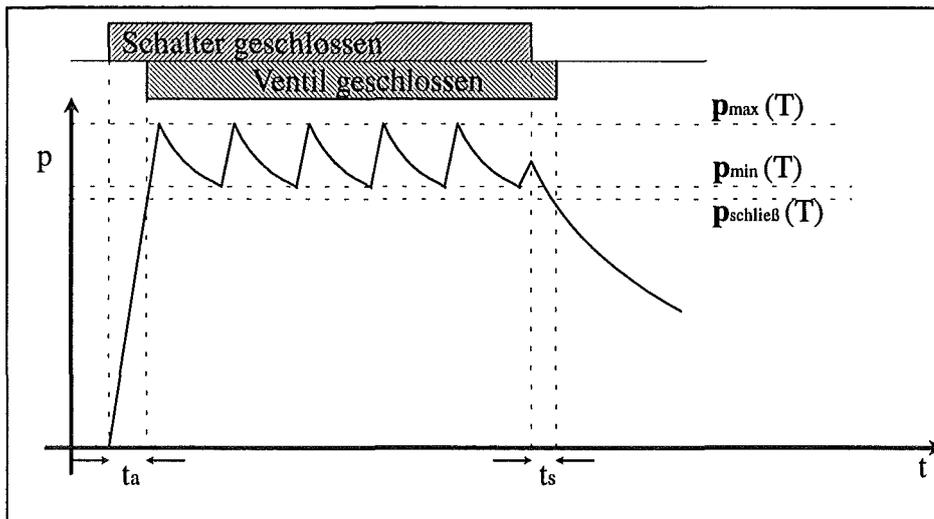


Abb.5.4. Schematische Darstellung einer Regelung des Ventilaktors.

Die erreichbaren Schaltzeiten für das Ventil sind von der Geschwindigkeit des Temperaturanstiegs bzw. -abfalls abhängig.

Im nächsten Abschnitt wird beschrieben wie die Schaltzeiten der Ventile bei optischer Energieeinkopplung in die Aktorkammer untersucht wurden.

5.1.2. Optische Energieeinkopplung

Für die Untersuchung der optischen Energieeinkopplung wurden verschiedene Absorptionsmethoden verglichen. Da diese Untersuchungen in "Mikro"-dimensionen nur mit sehr hohem experimentellen Aufwand und mit unzureichender Genauigkeit möglich gewesen wären, wurde eine kreisförmige "Makro"-Aktorkammer mit einem Durchmesser von 10 mm und einer Höhe von 5 mm aus PMMA hergestellt. Auf der einen Seite wurde die Kammer durch eine PMMA-Platte verschlossen auf der anderen Seite durch eine Titanmembran. Mit dieser Kammer (vgl. Abb. 5.5.) wurden verschiedene Absorptionsmethoden (vgl. Tab. 3.4.) untersucht, indem entweder die PMMA-Platte mit einer Absorptionsschicht bedeckt oder ein Absorptionstoff eingefüllt wurde [Baß94]. Die Meßergebnisse mit dieser Kammer wurden dann in den Mikrobereich herunterskaliert.

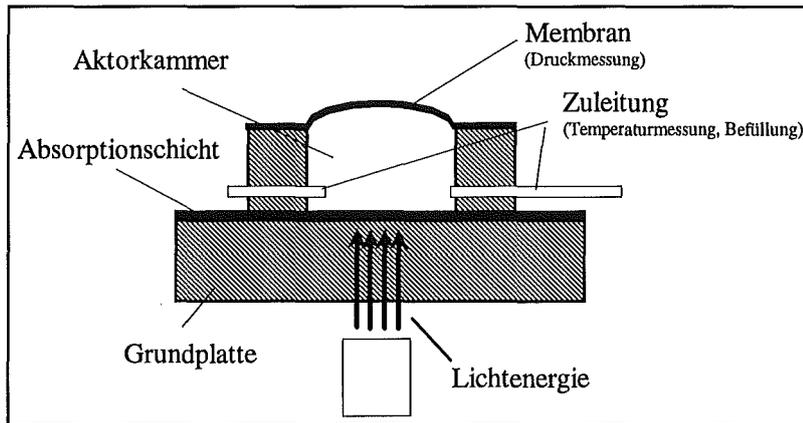


Abb.5.5. Schematischer Aufbau der Makroversuchskammer.

In die Kammer wurde Licht mit einer Wellenlänge von 810 nm eingekoppelt. Durch die Absorption der Lichtenergie erwärmte sich das Aktormedium, eine Verdampferflüssigkeit, und es bildete sich ein Überdruck aus. Als Aktormedium wurden bei diesen Experimenten die Alkane Heptan, Hexan und Pentan gewählt (vgl. Kap. 3.2.1.2.). Die Temperaturerhöhung der Flüssigkeit und die Druckerhöhung in der Kammer wurden gemessen. Abbildung 5.6. zeigt die Fotografie einer solchen Versuchskammer mit ausgelenkter Membran und den Versorgungsanschlüssen.

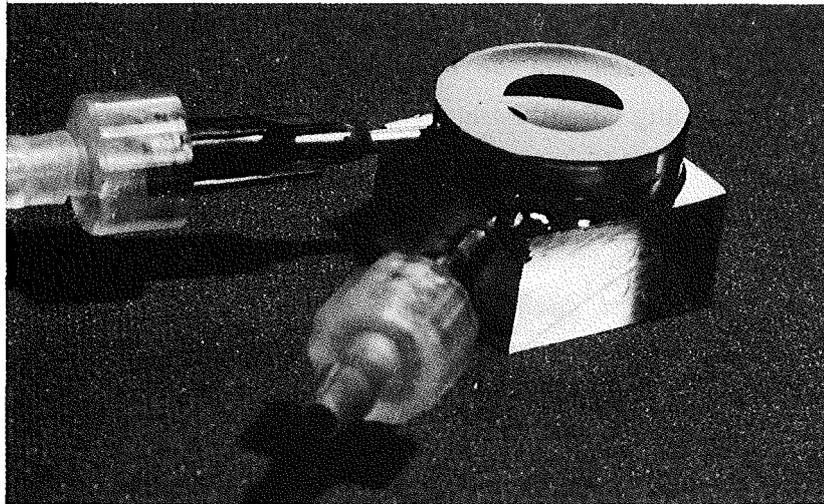


Abb.5.6. Makrotestkammer zum Vergleich verschiedener Absorptionsmethoden.

Als Absorptionsschichten wurden eine aufgesputterte Kohlenstoffschicht mit einer Dicke von 300 nm, zwei durch Oxidation aufgerauhte (dunkle) gesputterten Metallschichten, Titan, 2.7 μm dick, und Wolfram, 1 μm dick, verschiedene aufgedampfte Nickelschichten (12.5, 15.5, 20.5 und 37 nm dick) und eine mit Ruß eingefärbte 100 μm dicke PMMA Schicht untersucht. Die Absorptionsfähigkeit dieser Schichten wurde durch die Messung ihrer Reflexion und Transmission in einem Wellenlängenbereich von 600 -1000 nm ermittelt. Der weder reflektierte noch transmittierte Anteil des Lichts wurde in den Schichten absorbiert. In Abbildung 5.7. ist der Vergleich der in Tabelle 3.4. aufgeführten Absorptionsschichten dargestellt.

$$A = 1 - T - R \quad (5-2)$$

A := Absorption
 T := Transmission
 R := Reflexion

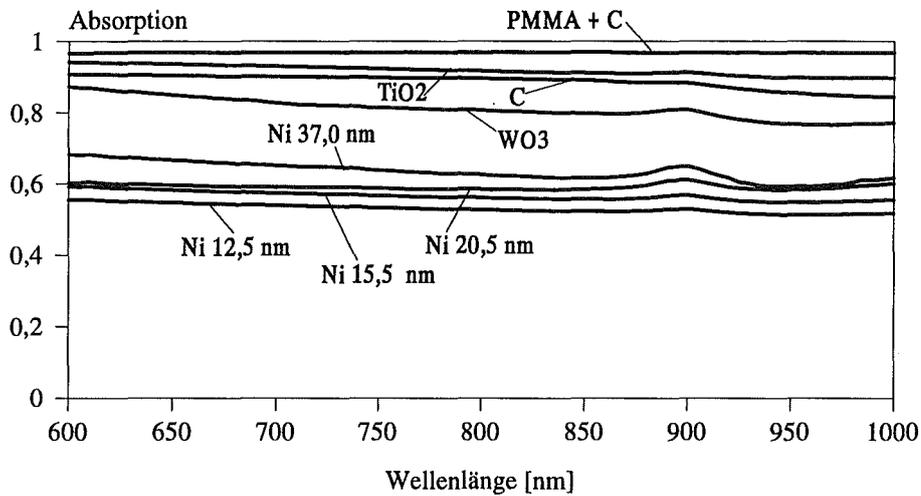


Abb.5.7. Verschiedene Absorptionsschichten im Vergleich.

In Abbildung 5.7. ist zu sehen, daß die eingefärbte PMMA-Schicht, der aufgesputterte Kohlenstoff und das Titanoxid im Absorptionsbereich über 90 % liegen und sich somit für eine Absorptionsschicht anbieten. Da die Herstellung der mit Ruß eingefärbten PMMA-Schicht jedoch sehr aufwendig ist und zusätzlich auch schlecht in die Mikrodimensionen zu übertragen ist, wurden nur die Möglichkeiten der aufgesputterten Kohlenstoffschicht und der Titanoxidschicht weiterverfolgt.

Die Fähigkeit einer Absorberschicht, eine rasche Temperaturerhöhung der Aktorflüssigkeit zu ermöglichen, hängt nicht nur von ihrem Absorptionskoeffizienten ab, sondern auch von der Wärmeleitung durch die Schicht. Tabelle 5.4. zeigt die Wärmeleitfähigkeit und die Wärmekapazität von Kohlenstoff C und Titanoxid TiO₂.

Material	Wärmeleitfähigkeit [W/cm·K]	Wärmekapazität [mJ/g·K]
C	0.8 - 2.4	712
TiO ₂	0.09	628

Tab.5.4. Wärmeleitfähigkeit und Wärmekapazität von C, Ti und TiO₂.

Die Wärmekapazität beider Schichten kann aufgrund der geringen Masse der Schichten vernachlässigt werden. Wegen der besseren Wärmeleitfähigkeit (Faktor 8 bis 26) und da sich Kohlenstoff durch einen einfachen Sputterprozeß besser in einen Mikroaktor integrieren läßt, wird der Kohlenstoff als beste Absorptionsschicht bewertet.

Eine weitere Möglichkeit Licht in einer Aktorkammer zu absorbieren, ist die Absorption durch ein eingefülltes Material. Untersucht wurde ein Tonerruß (Fa. Degussa: Corax L6) und

Karbonwolle. Der Ruß zeigte in Vorversuchen eine starke Tendenz zum unkontrollierbaren Zusammenklumpen. Da eine definierte Absorption in der Kammer aus diesem Grund nicht erreichbar war, wurde im weiteren auf Ruß als Absorptionsmedium verzichtet. Das in die Kammer eingebrachte Stück Karbonwolle füllte die gesamte Kammer aus, wog 15.4 mg und war Teil einer Karbonfaserkordel mit 8000 Einzelfasern mit je $7\ \mu\text{m}$ Durchmesser. Optische Beobachtungen haben gezeigt, daß die eingefüllte Karbonwolle das flüssige Aktormedium wie ein Kerzendocht aufsaugte. Durch die sehr große Oberfläche der Wolle in direktem Kontakt zu dem Medium (Flüssigkeit) scheint eine sehr gute Absorption wahrscheinlich.

Um die Absorption der Schichten Kohlenstoff und Titanoxid mit der Karbonwolle zu vergleichen, wurde der Temperaturanstieg in Abhängigkeit der Zeit gemessen. Hierfür wurden drei Testkammern mit dem jeweiligen Absorptionsverfahren mit der gleichen Menge Flüssigkeit befüllt und die Lichtquelle eingeschaltet. Abbildung 5.8. zeigt die Meßergebnisse.

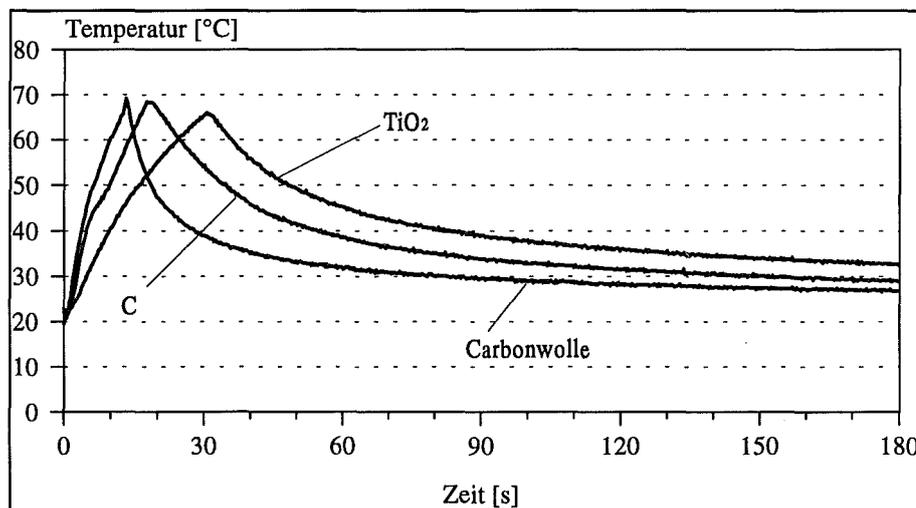


Abb.5.8. Vergleich verschiedener Absorptionsmethoden durch Messung des Temperaturanstiegs der Aktorflüssigkeit als Funktion der Zeit.

In Abbildung 5.8. läßt sich ablesen, daß das Einfüllen eines Stückes Karbonwolle in die Aktorkammer erwartungsgemäß die beste Absorptionsmethode darstellt. Der Unterschied der Kurven von Kohlenstoff C und Titandioxid TiO_2 erklärt sich aus der Wärmeleitfähigkeit der Materialien. Durch das Erwärmen von Pentan in einer mit Karbonwolle gefüllten Kammer und optischer Energieeinkopplung konnte im Experiment ein maximaler Druck von 1250 hPa erreicht werden.

Um die in der Mikrokammer erreichbaren Wärmemengen und Schaltzeiten abschätzen zu können, wurden die makroskopische Ergebnisse für den Mikrobereich extrapoliert (vgl. Tab. 5.5.). Hierbei wurden die maximal mögliche Leistung der vorhandenen Laserdiode von 0.7 W und die kleineren Abmessungen der Mikrokammer zugrunde gelegt. Für einen erforderlichen Schließdruck 1000 hPa und einer Aktorkammer, die mit Pentan gefüllt ist, müßte die Flüssigkeitstemperatur um 23 K erhöht werden, um das Ventil zu schließen (vgl. Abb. 3.8.).

	Makrokammer	Mikrokammer
Flüssigkeitsmenge [μl]	150	0.1
Wärme zum Erhitzen der Flüssigkeit [mJ]	6750	4.5
Wärme zum Verdampfen von 1% Flüssigkeit [mJ]	270	0.18
Zugeführte Leistung [W]	2.4	0.7
Gesamtwärmemenge zum Erhitzen um 30 K [mJ]	7030	4.7
Aktivierungszeit [ms]	3000	6.85

Tab.5.5. Vergleich von Makro- und Mikrokammer des thermo-pneumatischen Aktors durch Extrapolation der ermittelten Makroergebnisse bei optischer Energieeinkopplung [Baß94].

Die in der Makrokammer erreichbare Aktivierungszeit läßt sich aus der zugeführten Leistung (2.4 W) und der zur Erwärmung der Aktorflüssigkeit benötigten Energie (7 J) zu 2.9 s berechnen und stimmt gut mit der gemessenen Erwärmungszeit von 3 s überein. Durch die Extrapolation wird für die Mikrokammer eine Aktivierungszeit von ca. 7 ms ermittelt. Für die Schaltvorgänge eines Mikroventils bei medizinischen Anwendungen wäre diese Zeit ausreichend.

5.1.3. Vergleich der Energieeinkopplungen

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden die elektrische und die optische Energieeinkopplung und mit Luft bzw. mit Alkanen gefüllte Aktorkammern untersucht. In mit leicht flüchtigen Flüssigkeiten gefüllten Aktorkammern läßt sich schon durch eine relativ geringe Temperaturerhöhung ein großer Druck erzeugen. Dieser Vorteil bedeutet aber andererseits auch, daß schon eine relativ geringe Änderung der Umgebungstemperatur den Betrieb der Mikroventile beeinflussen kann. Außerdem muß für einen solchen Aktor eine wohl dosierte, kleine Menge einer leicht flüchtigen Flüssigkeit in die Mikrokammer eingefüllt werden. Dies erwies sich als ausgesprochen schwierig.

Wesentlich einfacher ist dagegen die Herstellung einer nur mit Luft gefüllten Aktorkammer. Durch eine Temperaturerhöhung um 60 K kann ein Druckanstieg um 200 hPa erreicht werden. Für die Erwärmung der Luft in einer Aktorkammer mit einem Volumen von 0,1 μl müssen 7.1 μJ zugeführt werden. Daraus ergibt sich eine Aktivierungszeit für das Mikroventil von 10 μs . Bei dieser Berechnung wurde angenommen, daß die Wärmeableitung in der kurzen Schaltzeit zu vernachlässigen ist. Die Deaktivierung eines Antriebs mit Luft (Öffnungszeit des Ventils) ist durch die hohen Temperaturen in der Kammer und die geringe Wärmekapazität der eingeschlossenen Luft wesentlich verringert im Vergleich zu einer mit einer zu verdampfenden Flüssigkeit gefüllten Aktorkammer.

Die optische Energieeinkopplung kann für eine Anwendung im medizinischen Bereich von Vorteil sein, weil keine elektrischen Ströme ins Körperinnere geleitet zu werden brauchen. Der Herstellungsaufwand für eine Aktorkammer mit Heizwendel ist mit demjenigen für eine

Absorptionsmedium aus Kohlenstoff bzw. Karbonwolle ungefähr vergleichbar. Für die optische Energieeinkopplung muß allerdings erst elektrische Energie in Lichtenergie gewandelt werden. Zudem ist das Integrieren von mehreren Lichtleitfasern in einen medizinischen Katheter nicht einfach. Aus diesen Gründen wurde für die weiteren Untersuchungen die elektrische Energieeinkopplung in eine mit Luft gefüllte Aktorkammer ausgewählt.

5.2. Durchflußmessungen

Nach den Untersuchungen der thermo-pneumatischen Aktoren werden jetzt die Messungen zum Fluidverhalten dargestellt. Hierbei wird der Volumenfluß durch die geöffneten Ventile, der Leckfluß bei geschlossenen Ventilen und das Schaltverhalten der beiden hergestellten Ventiltypen untersucht. Für diese Messungen wurde der Aktordruck erzeugt, indem Stickstoff aus einer Druckflasche über Druckminderer in die Aktorkammer geleitet wurde (vgl. Abb. 5.9.).

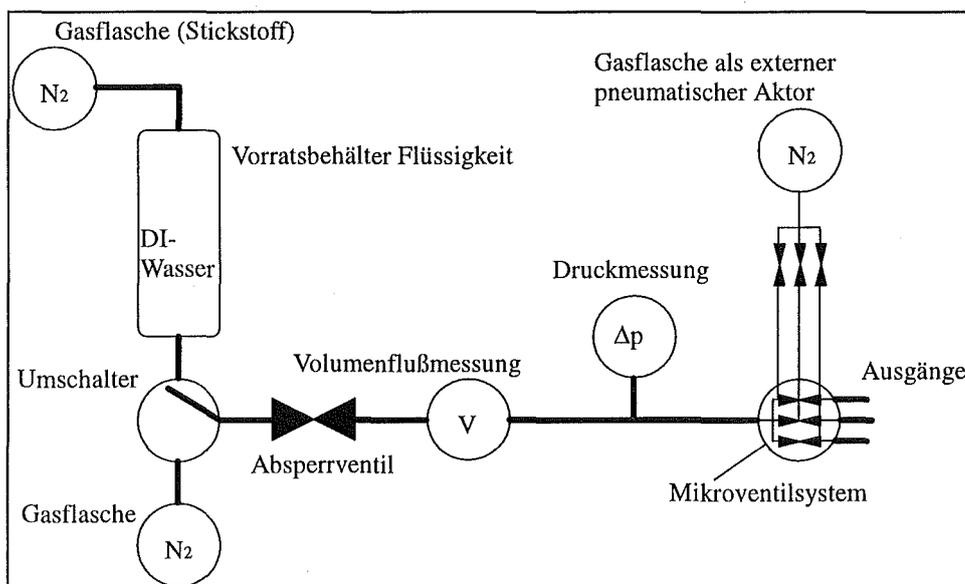


Abb.5.9. Meßaufbau zur Fluidmessung mit externem pneumatischem Aktor.

Der Meßaufbau ermöglichte die Zuführung sowohl von deionisiertem Wasser (DI-Wasser) als auch von Stickstoff zum Eingang des Mikroventilsystems, damit Messungen mit beiden Medien möglich waren. Gemessen wurde sowohl der Druck des Fluids am Systemeingang (Druckmanometer der Fa. Kobold, Hofheim/Ts.) und damit der Differenzdruck über dem Gesamtsystem, als auch der Volumenfluß in das System hinein (Kleinstdurchflußmesser DK 800 R der Fa. Krohne, Duisburg). Durch Ermittlung des Volumen- und Leckflusses beim Schließen einzelner Ventile konnte das Volumenflußverhalten als Funktion des zugeführten Fluids bestimmt werden. Der auftretende Meßfehler war durch die Genauigkeit der Meßgeräte vorgegeben und lag im Bereich von kleiner 5 %.

5.2.1. Röntgentiefenlithografisch hergestelltes Ventilsystem

Abbildung 5.10. zeigt den mit diesem Meßaufbau gemessenen Volumenfluß von deionisiertem Wasser für ein, zwei bzw. drei offene Ventile. Dabei ist zu sehen, daß die drei Ventile ohne eine Wechselwirkung mit anderen Ventilen zu schalten sind. Der Volumenfluß ist proportional zur Zahl der geöffneten Ventile.

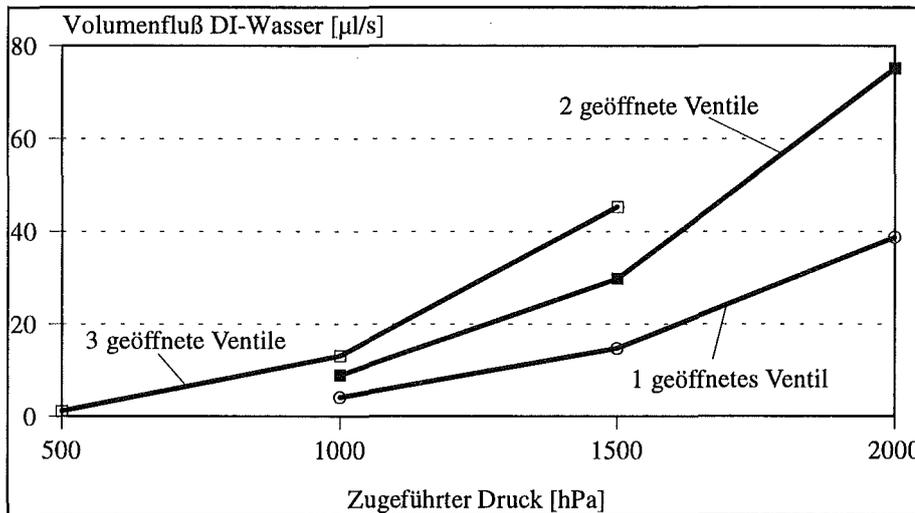


Abb.5.10. Volumenfluß von Wasser für ein, zwei bzw. drei offene Ventile.

In Kapitel 2 wurde durch die Simulationsrechnungen gezeigt, daß die Ventile unabhängig voneinander zu schalten sind, wenn der Eingangswiderstand (Strömungswiderstand) sehr klein gegenüber dem Ausgangswiderstand (Spaltwiderstand) ist. Die Messungen bestätigen diesen Fall durch den zur Anzahl der geöffneten Ventile proportionalen Volumenfluß.

Mit den Simulationen aus Abbildung 3.16. und der Gleichung 2-14 ergibt sich für eine Titanmembran mit 55 N/mm^2 Druckspannung (vgl. Abb. 4.4.) eine Auslenkung von ca. $9 \mu\text{m}$. Daraus ergibt sich ein Volumenfluß von $37 \mu\text{l/s}$. Das ist etwa 9 mal mehr als der gemessene Fluß von $4 \mu\text{l/s}$. Dieser Unterschied kann durch eine Veränderung der Membranspannung bei der Verbindung mit der Aktorebene erklärt werden. Die Druckspannung der Membran hat zwar nach der Herstellung einen Wert von ca. 55 N/mm^2 (vgl. Kap. 4.2.1.), wird aber durch den nachfolgenden Klebeprozess verändert. Nach dem Kleben der Aktorebene auf die Membran bildet sich am Rand der Membran eine Klebekehle mit einer Breite von ca. der Spaltbreite (ca. $10 \mu\text{m}$) aus. Dadurch reduziert sich zum einen der freigespannte Durchmesser der Membran, zum anderen schrumpft der Klebstoff (das Lösungsmittel verdampft) um ca. 4% und zieht dadurch an der Membran, was zu einer Spannungsänderung in Richtung Zugspannung führt.

Mit einer Klebekehlebreite von $10 \mu\text{m}$ und 4% Schrumpfung errechnet sich eine Membrandehnung von ca. $0.8 \mu\text{m}$ auf 1 mm . Mit Hilfe des Hook'schen Gesetzes (Gleichung 4-1) errechnet sich eine Spannungsänderung Δs des Titans von 165 N/mm^2 . Statt der erwarteten 55 N/mm^2 Druckspannung hat man nun eine Zugspannung von immerhin 110 N/mm^2 . Abbildung 5.11. zeigt den Einfluß der Klebekehle.

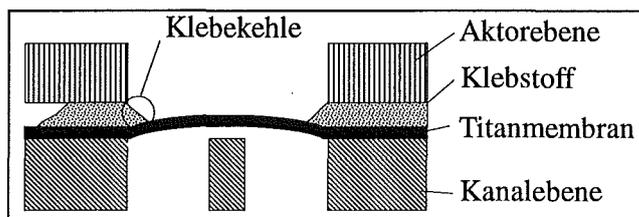


Abb.5.11. Einfluß des Klebstoffschrumpfung auf die innere Spannung der Membran.

In Abbildung 5.12. ist der gemessene und der berechnete Volumenfluß durch ein geöffnetes Ventil zu sehen. Für die Berechnungen wurde eine 2.7 µm dicke Titanmembran mit einer Zugspannung von 100 N/mm² angenommen. Mit dieser Membranspannung ergibt sich eine gute Übereinstimmung zwischen Messung und Berechnung.

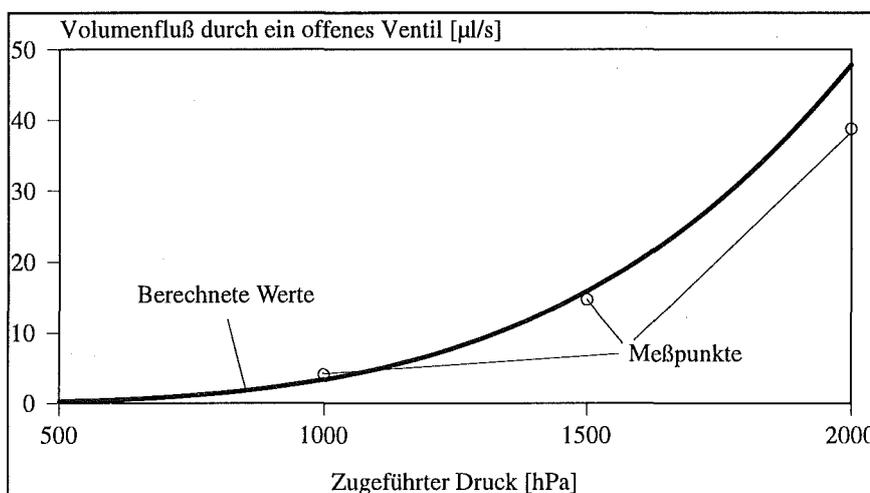


Abb.5.12. Vergleich der Messwerte mit den Berechnungen.

In Abbildung 5.13. ist der Schließzustand der Ventile in Abhängigkeit vom Fluiddruck am Ventileingang dargestellt. Um das Schließverhalten deutlich sichtbar zu machen, wurde unter Druck stehender Stickstoff auf den Eingang des Ventilsystems gelegt. Dieser Aufbau wurde in einen mit DI-Wasser angefüllten Behälter gelegt. Durch einen Gegendruck in der Aktorkammer (ebenfalls Stickstoff) wurden einzelne Ventile individuell geschlossen.

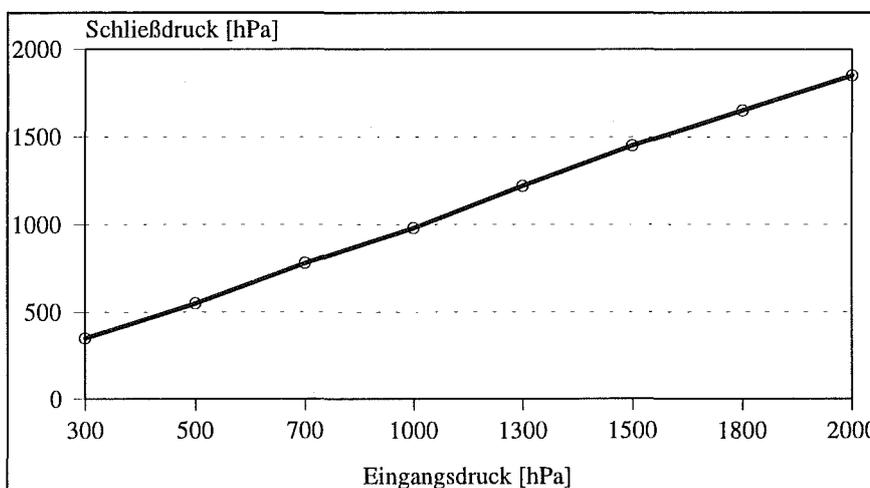


Abb.5.13. Verhältnis zwischen Eingangsdruck und Schließdruck.

Die Meßkurve in Abbildung 5.13. zeigt, daß der zum Schließen eines Ventils benötigte Aktordruck ungefähr gleich dem Fluiddruck am Ventileingang ist. Ab einem Fluiddruck am Einlaß von 1000 hPa ist der benötigte Aktordruck sogar etwas geringer, was sich durch die ungleiche Druckbelastung der Membran erklären läßt. Der Aktordruck liegt auf der gesamten Fläche an, der Eingangsdruck nur auf einem Teil dieser Fläche. Abbildung 5.14. zeigt, wie das Ventil durch den geringeren Druck im Ausgang geschlossen wird, obwohl der Aktordruck kleiner ist als der Fluiddruck am Eingang.

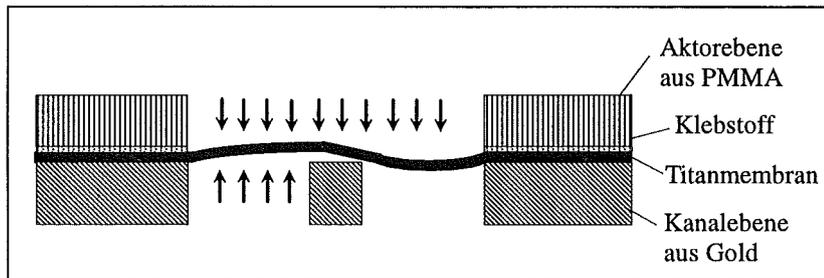


Abb.5.14. Schließverhalten eines Einzelventils.

Der Leckfluß beim Schalten von Wasser der röntgentiefenlithografisch hergestellten Ventile Titanmembran und mit einem Durchmesser von 800 μm lag bei einem Eingangsdruck im Bereich von 500-1500 hPa und einem ca. 10% höheren Aktordruck außerhalb des Meßbereiches von 0.55 $\mu\text{l/s}$.

5.2.2. Abgeformtes Ventilsystem

Zur Ermittlung des Volumenflusses von DI-Wasser durch die Ventile des abgeformten Systems wurde der gleiche Meßaufbau wie in Abbildung 5.9. eingesetzt. In Abbildung 5.15. sind die Meßergebnisse dargestellt.

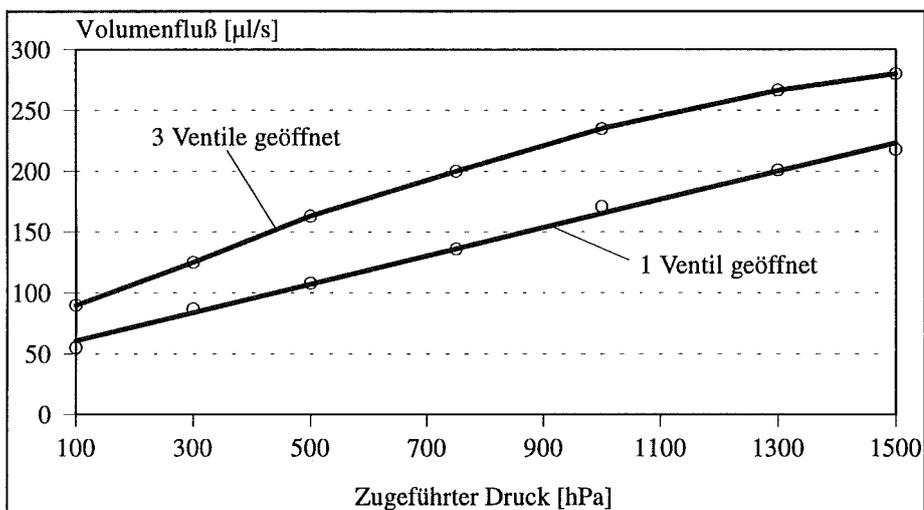


Abb.5.15. Volumenfluß durch ein geöffnetes Einzelventil und das gesamte Ventilsystem.

Durch die hier eingesetzte leicht dehnbare Polyimidmembran und die größeren Abmessungen ergibt sich gegenüber dem röntgentiefenlitografisch hergestellten Mikroventilsystem ein um ca. einen Faktor 42 größerer Volumenfluß durch ein einzelnes Ventil. Wenn nur ein Ventil geöffnet ist, wird bei einem Differenzdruck von 1000 hPa ein Durchfluß von ca. 170 $\mu\text{l/s}$ erreicht. Der Gesamtfluß durch das abgeformte Ventilsystem ist dabei nicht proportional zur Anzahl der geöffneten Einzelventile. Wenn alle drei Ventile geöffnet sind, beträgt der Fluß durch das gesamte System bei einem Differenzdruck von 1000 hPa etwa 240 $\mu\text{l/s}$ und der Fluß pro Einzelventil nur noch 80 $\mu\text{l/s}$. Dies zeigt, daß die Polyimidmembran durch den anliegenden Druck weit vom Ventilsitz weggewölbt wird und daß der Ventilspace zu keinen großen Druckverlusten im Ventilsystem führt. Für viele Anwendungen ist dies wünschenswert, da ein geöffnetes Ventil in der Regel nicht zu einem Druckabfall führen soll. Wenn für ein solches Ventilsystem ein vom Öffnungszustand der anderen Ventile unabhängiger Fluß benötigt wird, müssen an den Ventilausgängen Strömungswiderstände angebracht werden (vgl. Abb. 2.11.). Bei einem Mikroventilsystem, das Werkzeuge an einer Katheterspitze steuern soll, ergibt sich dies in der Regel schon durch den Strömungswiderstand in den Werkzeugen.

5.3. Schließen eines abgeformten Ventils mit integriertem Aktor

Durch den Zusammenbau eines Fluidelements mit den beschriebenen Eigenschaften und eines elektro-thermo-pneumatischen Aktors mit den in Kapitel 5.1.1. beschriebenen Leistungsdaten, kann jetzt ein Ventil mit integriertem Aktor geschaltet werden. Um den Schließpunkt auch hier deutlich sichtbar zu machen, wurde ein abgeformtes Mikroventilsystem auf ein TO3-Gehäuse geklebt, mit den Anschlußpins kontaktiert (vgl. Abb. 4.26.), in ein mit DI-Wasser angefülltes Gefäß gelegt und mit Stickstoff aus einer Druckflasche versorgt. Durch die Ansteuerung der Heizwendeln wurde der Luftdruck in der Aktorkammer erhöht und einzelne Ventile individuell geschlossen. Abbildung 5.16. zeigt die elektrische Leistung bei der die Ventile gegen den am Eingang anliegenden Druck gasdicht geschlossen werden konnten.

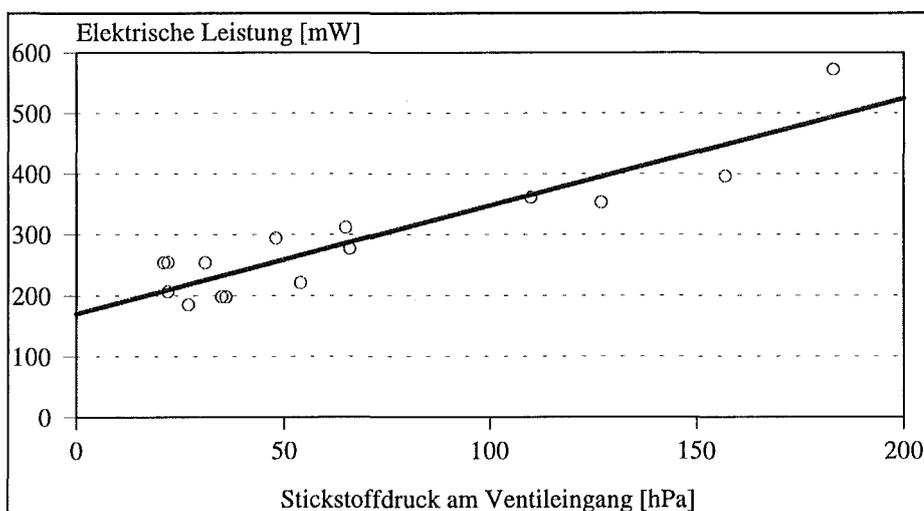


Abb.5.16. Schließpunkte von abgeformten Ventilen (Heizwendeltyp B) angesteuert mit dem integrierten elektro-thermo-pneumatischen Aktor.

Dargestellt sind die Ergebnisse für eine Goldheizwendel von Typ B mit einer Dicke von 80 nm. An den Meßkurven in Abbildung 5.16. erkennt man, daß sich die Ventile bis zu einem anliegenden Stickstoffdruck von ca. 200 hPa gasdicht schließen lassen. Die Dichtheit der Ventile läßt sich mit der bei diesen Messungen verwendeten 2 µm dicken und deswegen sehr flexiblen Polyimidmembran erklären. Sie legt sich bei einer geringen Druckdifferenz bereits gut dichtend an den Ventilsitz an. Die elektrische Leistung wurde über einen Zeitraum von mehreren Minuten angelegt, ohne das negative Begleiterscheinungen bemerkbar wurden. Der parasitäre Widerstand des DI-Wassers bei den Messungen war größer als 130 kΩ.

Aus der für das Schließen des Ventils benötigten Energie kann die Schließzeit t_a des abgeformten Ventils abgeschätzt werden: Wenn für das Schließen des Ventils der Aktordruck ungefähr genauso groß sein muß wie der Druck des zu schaltenden Mediums, wird für einen Stickstoffdruck von 200 hPa eine Temperaturerhöhung um 60 K in der Aktorkammer benötigt (vgl. Kapitel 5.1.3.). Mit Gleichung 3-15 berechnet sich mit diesen Angaben eine notwendige Schließenergie von 178 mJ. Bei Vernachlässigung der Wärmeableitung und einer eingekoppelten Wärmeleistung von 500 mW (vgl. Abb. 5.16.) folgt daraus eine Schließzeit t_a von 0.35 ms.

5.4. Ergebnisse der Messungen

Die Untersuchung der verschiedenen Energieeinkopplungsmethoden hat gezeigt, daß mit dem thermo-pneumatischen Aktor Drücke erzielt werden können, die zum Schließen eines Ventils ausreichend sind. Für die Untersuchung der elektrischen Energieeinkopplung wurden Heizwendeln aus Gold, Kupfer und Titan hergestellt und vermessen. Die Ergebnisse haben gezeigt, daß Gold als Heizwendelmaterial die besten Eigenschaften aufweist, daß allerdings der gegenüber dem Rohmaterial veränderte spezifische Widerstand und Temperaturkoeffizient bei der Designerstellung berücksichtigt werden müssen. Der Temperaturkoeffizient der Goldheizwendel kann zur Regelung der Aktorkammertemperatur und damit auch zur Regelung des Aktordruckes benützt werden. Mit diesen Heizwendeln und Luft als Aktormedium wurden Drücke in der Aktorkammer im Bereich von 200 hPa erzeugt. Für einen Mikroaktor wurde eine Aktivierungszeit von 10 µs berechnet.

Durch die Versuche bei der optischen Energieeinkopplung konnte gezeigt werden, daß die eingestrahlte Lichtenergie mit Karbonwolle als Absorptionsmedium am besten absorbiert wird. Da hier mit Flüssigkeiten (Alkane) als Aktormedium experimentiert wurde, konnten Drücke von maximal 1250 hPa bei einer Temperaturerhöhung von 30°C erreicht werden (vgl. Kap. 3.2.1.2.). Für diese Versuche wurde mit einer makroskopischen Aktorkammer gearbeitet. Durch eine Skalierung der Ergebnisse für die Verhältnisse im Mikroaktor wurde eine Aktivierungszeit von ca. 7 ms ermittelt.

Mit den Durchflußmessungen wurden die in Kapitel 2 aufgestellten Strömungsmodelle bestätigt. Bei einem im Vergleich zum Einzelventilwiderstand vernachlässigbaren Eingangswiderstand des Gesamtsystems lassen sich einzelne Ventile unabhängig voneinander schalten.

Der Volumenfluß läßt sich mit den in Kapitel 2 aufgezeigten Gleichungen berechnen. Für eine korrekte Berechnung ist die Kenntnis der Druckverhältnisse im Ventil und der Membranauslenkung jedoch unbedingte Voraussetzung. Mit weiteren Berechnungen mit der Finiten Elemente Methode können diese Eigenschaften bestimmt werden. In diese Simulationsrechnungen müssen jedoch auch zusätzliche Parameter einbezogen werden, die sich aus weiteren Prozessen (z.B. Klebprozesse) ergeben.

Abschließend wurden abgeformte Ventile mit dem integrierten elektro-thermo-pneumatischen Aktor geschlossen. Hierbei wurde ein Stickstoffdruck geschaltet. Als Aktormedium diente Luft. Die Ergebnisse zeigten, daß die Ventile je nach Heizwendeltyp mit einer Leistung im Bereich von weniger 500 mW gasdicht gegen einen zugeführten Stickstoffdruck von bis zu 200 hPa zu schalten sind.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, ob Mikroventilsysteme hergestellt werden können, die so klein sind, daß sie in einer Katheterspitze Platz finden und deren Ausrichtung hydraulisch steuern können. Hierzu wurden zwei Varianten eines solchen Systems realisiert und getestet.

Die Ergebnisse zeigen, daß ein Mikroventilsystem mit drei Einzelventilen, die durch integrierte Mikroaktoren individuell angetrieben werden, hergestellt werden kann. Der Durchmesser des gesamten Systems kann dabei weniger als drei Millimeter betragen. Das Mikroventilsystem kann durch Abformung, die Übertragung einer Polyimidmembran und eine Kapillarklebetchnik mit Verfahren hergestellt werden, die eine Massenfertigung erlauben.

Für die Entwicklung dieser Systeme wurden zuerst die strömungsmechanischen Verhältnisse in Mikromembranventilen untersucht. Mit einem einfachen analytischen Modell wurden die für die angestrebten Durchflüsse notwendigen Abmessungen der Einzelventile abgeschätzt.

Ist der Strömungswiderstand der Einzelventile größer als alle anderen Strömungswiderstände im Ventilaufbau, so ist der Durchfluß durch das Gesamtsystem proportional zur Anzahl der geöffneten Ventile. Treten in einem Systemaufbau bestehend aus mehreren Einzelventilen, Fluidanschlüssen und angeschlossenen Verbrauchern zusätzliche Strömungswiderstände auf, die nicht vernachlässigt werden können, so müssen diese bei der Ermittlung der Volumenströme durch den Gesamtaufbau berücksichtigt werden. Die analytischen Berechnungen wurden mit Finite Elemente Rechnungen überprüft und bestätigt.

Als Antrieb für die Ventile wurden der thermo-mechanische (Bimetall) und der thermo-pneumatische Antrieb untersucht und verglichen. Bei der Untersuchung des thermo-mechanischen Antriebs hat sich gezeigt, daß zwar eine ausreichende Kraft erreicht werden kann, daß eine Realisierung dieses Aktors durch den großen Einfluß des Herstellungsverfahrens auf die Aktoreigenschaften aber nur mit großem Optimierungsaufwand zu verwirklichen ist.

Für den thermo-pneumatischen Aktor hat sich gezeigt, daß er auf einer Fläche von weniger als 1 mm^2 aufgebaut werden kann und daß die erreichbaren Drücke für den Antrieb des Ventils ausreichen. Durch das Erhitzen von Luft wurden Drücke von 200 hPa und durch das Verdampfen einer Flüssigkeit (Pentan) von über 1000 hPa erreicht. Als nachteilig hat sich bei einer Flüssigkeitsverdampfung herausgestellt, daß sie in kleinsten, wohldosierten Mengen in die Aktorkammer eingefüllt werden muß (nl) und daß für die Erwärmung der Flüssigkeit im Vergleich zur Luft große Energiemengen benötigt werden (einige mJ/ K). Außerdem können sich schon kleine Veränderungen der Umgebungstemperatur auf die Funktion des Ventilsystems auswirken.

Aus den genannten Gründen wird deshalb mit Luft als Aktormedium gearbeitet. Hier kann auf eine Befüllung der Aktorkammer verzichtet werden und es werden nur kleinste Energiemengen für die Erwärmung des Mikroaktors benötigt (einige $\mu\text{J}/\text{K}$). Für die Erzeugung eines Drucks von 200 hPa in einem Mikroaktor mit einem Luftvolumen von

0.1 mm³ werden z.B. nur 7.1 µJ benötigt. Für eine eingekoppelte Leistung von z.B. 500 mW wird die Aktivierungszeit des Ventils mit 10 µs abgeschätzt. Die Deaktivierung eines solchen Antriebs ist wegen der hohen Temperaturen in der Aktorkammer und der geringen Wärmekapazität der eingeschlossenen Luft im Vergleich zu einer mit einer Flüssigkeit gefüllten Aktorkammer wesentlich verringert.

Die optische Energieeinkopplung durch Absorption von Lichtenergie in einem absorbierenden Material in der Aktorkammer und die elektrische Energieeinkopplung mit Hilfe einer Heizwendel wurden untersucht. Der Herstellungsaufwand für beide Prinzipien ist ungefähr vergleichbar. Die Signalübertragung an eine Katheterspitze ist aber auf elektrischem Wege einfacher zu verwirklichen. Deshalb wird dieser Art der Energieeinkopplung der Vorzug gegeben. Eine Heizwendel z.B. aus Gold läßt sich mit Hilfe der Photolithografie mit einem beliebigen Design herstellen und in die Mikrostruktur integrieren. Die Temperaturabhängigkeit des Heizwiderstandes kann ausgenutzt werden, um eine Temperaturregelung und damit auch eine Druckregelung in der Kammer zu erreichen.

Da das Membranverhalten einen starken Einfluß auf das Ventilverhalten ausübt, wurde es ebenfalls untersucht. Experimentiert wurde mit den Materialien Titan und Polyimid, die jeweils unterschiedliche innere Spannungen aufwiesen. Bei diesen Untersuchungen hat sich herausgestellt, daß eine Membran unter Druckspannung für die Realisierung eines großen Volumenflusses bei nur geringen Differenzdrücken von Vorteil ist. Ebenfalls von Vorteil wäre Polyimid als Membranmaterial, da wegen seiner leichteren Dehnbarkeit eine deutlich größere Auslenkung bei kleinen Differenzdrücken möglich ist und weil es beim Andruck auf den Ventilsitz besser abdichtet.

Da die Ventildrücke nur partiell an der Membran anliegen, kann das Membranverhalten im Ventil nicht mit einem einfachen Modell analytisch beschrieben werden. Um trotzdem Informationen über die Auslenkung der Membran an einem bestimmten Punkt zu bekommen, wurden Rechnungen mit der Finite Elemente Methode durchgeführt. Mit diesem Verfahren konnten die Abmessungen des Strömungskanals bestimmt werden und damit auch der Volumenfluß durch ein geöffnetes Ventil. Dabei hat sich herausgestellt, daß der erreichbare Volumenfluß sehr stark von der inneren Spannung der Membran abhängt. Die Bestimmung der Membraneigenschaften auch mit Hilfe von Simulationen mit der Finite Elemente Methode ist somit eine wesentliche Hilfe bei der Herstellung eines Ventils mit definierten Vorgaben.

Das entworfene Ventilsystem wurde nach diesen theoretischen Voruntersuchungen zwei Fertigungsvarianten hergestellt, mit Hilfe der Röntgentiefenlithographie und mit dem Abformverfahren. Beide Mikroventilsysteme bestehen aus mehreren funktional verkoppelten Einzel-elementen und einer Membran, die aufgrund ihrer dichtenden Eigenschaft als Schaltelement gewählt wurde. Die Membran trennt den Fluidbereich, in dem die Strömungsvorgänge stattfinden, von dem Aktorbereich, in dem thermo-pneumatischen Aktoren integriert sind.

Das röntgentiefenlithografisch hergestellte Ventilsystem mit einem Durchmesser von 3 mm und einer Höhe von 1.3 mm besteht aus vier planaren strukturierten Ebenen aus PMMA und galvanisch abgeschiedenen Gold. Mit Hilfe der Dünnschichttechnik und der Photolithografie wurde eine strukturierte 2.7 μm dicke Titanmembran unter 55 N/mm^2 Druckspannung integriert. Die einzelnen Membranventile haben einen Durchmesser von 800 μm . Für den Aufbau dieses Ventilsystems wurden die mit dem LIGA-Verfahren hergestellten Einzelkomponenten von ihrem Substrat getrennt. Hierfür wurden zwei verschiedene Vereinzelungstechniken, die Übertragungstechnik und die Opferschichttechnik, untersucht und für die Herstellung von freigespannten Mikromembranen neu bewertet. Es zeigte sich, daß sich das Herstellungsverfahren auf die Membranspannung auswirkt. Eine mit dem Übertragungsverfahren hergestellte Titanmembran hat eine Zugspannung von 200 N/mm^2 , während die durch das Opferschichtverfahren vereinzelte Titanmembran eine Druckspannung von ca. 55 N/mm^2 aufweist.

Für das justierte Zusammenfügen der Einzelkomponenten zu dem Gesamtsystem wurde eine spezielle Justier- und Klebetechnik entwickelt. Im Unterschied zum klassischen optischen Justieren mit strukturierten Justierkreuzen wurden für die Justierung der Ventilebenen erstmals Paßstifte in Kombination mit dem LIGA-Verfahren verwendet. Für diese deutlich einfachere Methode wurden mit dem LIGA-Verfahren hergestellte Paßstifte in vorstrukturierte Löcher in den Mikrostrukturen gesteckt und die zweite Struktur darauf abgelegt. Für diesen Prozeß wurden Paßstifte einer Höhe von 250 bzw. 700 μm und einem Durchmesser von 280 μm gefertigt. Die Justiergenauigkeit hängt hierbei von der Differenz zwischen Lochdurchmesser und Stiftdurchmesser ab. In dieser Arbeit wurde mit einer Genauigkeit von 10 μm justiert, was für die hergestellten Ventilsysteme ausreichend war.

Für das anschließende Verbinden der vier Ebenen zu dem Gesamtaufbau wurde eine neue Klebetechnik entwickelt, die auf der Ausnützung der Kapillarkräfte beruht. Hierbei wird ein Klebstofftropfen in den Randbereich der strukturierten Ebene gesetzt. Dieser Tropfen wird durch die zwischen den zu verklebenden Ebenen entstehenden Kapillarkräfte in den Spalt hineingezogen und verteilt sich auf der ganzen Kontaktfläche. Durch konstruktive Maßnahmen können diese Kapillarkräfte gezielt gefördert und die Klebstoffverteilung damit gesteuert werden. Designregeln für die Anwendung dieser Kapillarklebetechnik wurden ermittelt. Durch das Schrumpfen des Klebstoffs nach dem Zusammenfügen der Elemente im Randbereich der Membran ergibt sich noch eine zusätzliche Beeinflussung der inneren Spannung der Membran und damit auch ihrer Auslenkung und des daraus folgenden Volumenflusses. Dies muß bei einem Ventilentwurf berücksichtigt werden.

Die zweite untersuchte Fertigungsverfahren zur Herstellung eines Mikroventilsystems ist das Abformverfahren. Mit diesem Schritt wurde gezeigt, daß es möglich ist, ein Ventilsystem abzuformen und dadurch den Weg zur preisgünstigeren Massenproduktion zu öffnen. Um das Herstellungsverfahren mit Hilfe des Abformprozesses zu demonstrieren, wurde am Institut erstmals ein 4-stufiger Formeinsatz feinmechanisch hergestellt. Das durch Prägen abgeformte

Ventilsystem hat einen Durchmesser von 7 mm und eine Höhe von 1.9 mm. Die Einzelventile besitzen einen Durchmesser von 2 mm.

Das abgeformte Ventilsystem besteht aus nur zwei Teilen, Aktorelement und Fluidelement, und einer Polyimidmembran, die beide Funktionsteile voneinander trennt. Auf die Polyimidmembran mit einer Zugspannung von ca. 50 N/mm² wurde vor dem Verbinden mit den abgeformten Elementen drei Heizwendeln strukturiert. Nach dem Vereinzeln der geprägten Elemente und dem Zusammenfügen zum Gesamtsystem mit Hilfe von integrierten Paßstiften und der Kapillarklebetchnik, wurde das Ventilsystem mit Anschlußschläuchen versehen und vermessen.

Die Funktionsfähigkeit der hergestellten Ventilsysteme und die Richtigkeit der erstellten Strömungsmodelle und der Simulation des Membranverhaltens wurde durch praktische Messungen nachgewiesen. Der Durchfluß durch das röntgentiefenlithografisch hergestellte Ventilsystem war proportional zur Anzahl der geöffneten Ventile. Für deionisiertes Wasser ergab sich bei einem anliegenden Differenzdruck von 1000 hPa ein Volumenfluß von 4 µl/s durch ein Einzelventil. Es zeigte sich, daß die durch die Übertragung und Verklebung entstehenden Spannungsänderungen in der Membran berücksichtigt werden müssen, damit eine gute Übereinstimmung zwischen Meßergebnissen und theoretischen Berechnungen erreicht wird.

Durch die größeren Abmessungen und die größere Wölbung der Polyimidmembran bei dem abgeformten Ventilsystem ergab sich für den Durchfluß von DI-Wasser durch ein geöffnetes Einzelventil bei einem Differenzdruck von 1000 hPa ein Wert von 170 µl/s. Der Gesamtfluß durch das Ventilsystem betrug 240 µl/s. Dies zeigt, daß durch die größere Auslenkung der Membran über dem Ventilsitz der Strömungswiderstand an dieser Stelle klein wurde im Vergleich zum Strömungswiderstand im Zulauf des Ventilsystems und sich die Anzahl der geöffneten Ventile auf den Durchfluß durch ein Einzelventil auswirkt. Für gewisse Anwendungen ist dieser niedrige Strömungswiderstand im Einzelventil und damit ein großer Fluß wünschenswert.

Die abgeformten Ventile wurden mit einem integrierten elektro-thermo-pneumatischen Aktor geschlossen. Mit der Einkopplung einer elektrischen Leistung von weniger als 500 mW und Luft als Aktormedium konnte Stickstoff bis zu einem Differenzdruck von 200 hPa geschaltet werden. Der Leckfluß und damit die Dichtheit der Ventile wurde durch einem angelegten Stickstoffdruck ermittelt. Im Meßbereich bis zu 200 hPa konnte kein Leckfluß festgestellt werden, die Ventile waren gasdicht.

In der vorliegenden Arbeit wurde gezeigt, daß Mikroventilsysteme hergestellt werden können, die so klein sind, daß sie in einer Katheterspitze Platz finden. Mikroventilsysteme können so als hydraulische Steuerelemente in der Medizintechnik eingesetzt werden. Sie bieten sich aufgrund ihrer Größe und Leistung für die Bereiche der minimalinvasiven Therapie MIT (Gefäßchirurgie) und Chirurgie MIC (Endoskopie) an. Der nächste Entwicklungsschritt ist die

Realisierung eines Ventilsystems im Zusammenhang mit Positionierballons für die Ausrichtung der Katheterspitze. Dabei muß schon beim Entwurf der Einzelventile die Auslegung des Gesamtsystems berücksichtigt werden.

Für die Herstellung eines intelligenten Ventilsystems sollte eine Antriebsregelung aufgebaut werden, wie sie in der vorliegenden Arbeit beschrieben ist. Eine solche Regelung kann das Schließen der Ventile auch bei Veränderungen der Umgebungstemperatur sicherstellen und vermeidet die Erzeugung unnötig hoher Aktordrücke, die die Ventilmembran übermäßig belasten und unnötig viel Energie verbrauchen.

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten Justier- und Verbindungstechniken eröffnen für viele andere Anwendungen neue Möglichkeiten. Mit in eine Mikrostruktur integrierten Paßstiften und durch eine Kapillarklebetchnik können nicht nur mikrofluidische Systeme gefertigt werden, sondern auch mechanische oder elektronische Mikrostrukturen in eine andere Struktur integriert werden. Interessant ist dabei auch die Verbindung von Mikrostrukturen, die mit unterschiedlichen Fertigungsverfahren hergestellt werden wie z.B. eine durch mechanische Mikrofertigung erzeugte Struktur, die mit einem abgeformten Teil verbunden wird.

Durch die Kombination eines aktiven Mikroventilsystems mit einer Mikropumpe und das zusätzliche Integrieren eines elektronischen Schaltkreises, der Sensor- und Aktorfunktionen miteinander verbindet, können komplexe fluidische Systeme auf kleinstem Raum aufgebaut werden. Diese intelligenten Fluidsysteme bieten ein großes Potential, das in der Zukunft nicht nur in der Medizintechnik, sondern auch im Bereich der Umwelttechnik oder der chemischen Analytik neue Möglichkeiten eröffnen kann.

7. Literaturverzeichnis

- [Ale94] K. Alexander (Hrsg.),
"Gefäßkrankheiten,"
Urban & Schwarzenberg, München, (1994), p. 389-413.
- [Ans89] ANSYS User's Manual,
Swanson Analysis Systems Inc., Houston, PA, USA (1989).
- [Baß94] N. Baßler, J. Fahrenberg, W.K. Schomburg,
"Untersuchung an thermo-pneumatischen Aktoren : Optische Einkopplung in
Ein- und Mehrstoffsystemen,"
Diplomarbeit an der Fakultät Maschinenbau Universität Karlsruhe (1994).
- [Bea59] J.W. Beams,
"Structure and Properties of Thin Films,"
John Wiley & Sons, Inc., New York, (1959), p. 183-192.
- [Bec86] E.W. Becker, W. Ehrfeld, P. Hagmann, A. Maner, D. Münchmeyer,
"Fabrication of Microstructures with High Aspect Ratios and Great Structural
Heights by Synchrotron Radiation Lithography, Galvanoforming and Plastic
Molding (LIGA-Process)," *Microelectronic Engineering* 4, (1986), p. 35-56.
- [Bie91] W. Bier, T. Schaller, K. Schubert,
"Verfahren zum Bearbeiten eines mit Mikrovertiefungen versehenen Kunststoff-
Halbzeugs,"
Deutsches Patent DE 41 35 676 C1, (1991).
- [Bie93] W. Bier, A. Guber, G. Linder, T. Schaller, K. Schubert,
"Mechanische Mikrofertigung - Verfahren und Anwendungen,"
KfK Bericht Nr. 5238, p. 132-137.
- [Boh94] L. Bohn, B. Weinbrecht,
Private Mitteilungen.
- [Bot94] A. Both, R. Ruprecht,
Private Mitteilungen.
- [Bos93] D. Bosch, B. Heimhofer, G. Mück, H. Seidel, U. Thumser, W. Welser,
"A silicon microvalve with combined electromagnetic/electrostatic actuation,"
Sensors and Actuators A, 37-38 (1993), p. 684-692.
- [Bro83] E.I. Bromley, J.N. Randall, D.C. Flanders, R.W. Mountain,
"A technique for the determination of stress in thin films,"
J. Vac. Sci. Technol., vol. B1, No. 04, (1986), p. 1364-1366.
- [Bron81] Bronstein, Semendjajew,
"Taschenbuch der Mathematik,"
Harri Deutsch Verlag, Thun, (1981).

- [Büs94a] B. Büstgens, W. Bacher, W. Bier, D. Maas, R. Ruprecht, W.K. Schomburg,
"Micromembrane Pump Manufactured by Molding,"
Proc. Actuator '94, Bremen, (1994), p. 86-90.
- [Büs94b] B. Büstgens,
Private Mitteilungen.
- [Bur91] C. Burbaum, J. Mohr,
"Herstellung von mikromechanischen Beschleunigungssensoren in LIGA-Technik,"
Dissertation Universität Karlsruhe (1991),
KfK-Bericht Nr. 4859.
- [Ca94] J. D. Carlson,
"The Promise of Controllable Fluids,"
Proc. Actuator '94, Bremen (1994), p. 266-270.
- [Cla94] F. Claeysen, N. Lhermet, R. Le Letty,
"State of the Art in the Field of Magnetostrictive Actuators,"
Proc. Actuator '94, Bremen (1994), p. 203-209.
- [Dub74] Dubbel,
"Taschenbuch für den Maschinenbau,"
Springer Verlag Heidelberg, (1974).
- [Esa89] M. Esashi, S. Shoji, A. Nakano,
"Normally Closed Microvalve and Micropump Fabricated on A Silicon Wafer,"
Proc. IEEE Workshop On Micro Electro Mechanical Systems, (1989), p. 29-34.
- [Fah92] J. Fahrenberg, W.K. Schomburg,
Interner Bericht, Kernforschungszentrum Karlsruhe.
- [Fah94a] J. Fahrenberg, D. Maas, W. Menz, W.K. Schomburg,
"Active Microvalve System Manufactured by the LIGA-Process,"
Proc. Actuator '94, Bremen, (1994), p. 71-74.
- [Fah94b] J. Fahrenberg, W. Bier, D. Maas, W. Menz, R. Ruprecht, W.K. Schomburg,
"Microvalve System Fabricated by Thermoplastic Molding,"
Micro Mechanics Europe '94, Pisa, (1994).
- [Fli89] P.A. Flinn,
"Principles and Applications of Wafer Curvature Techniques for Stress
Measurements in Thin Films,"
Mat. Res. Symp. Proc.130, (1989), p. 41-51.
- [Flo92] FLOTRAN User's Manual,
Swanson Analysis Systems Inc., Houston, PA, USA (1989).
- [Ger89] C. Gerthsen, H.O. Kneser, H. Vogel,
"Physik - Lehrbuch zum Gebrauch neben Vorlesungen,"
Springer Verlag Berlin, (1989).

- [Gra93] P. Gravesen, J. Branebjerg, O.S. Jensen,
"Microfluidics - A Review,"
Micro Mechanics Europe '93, Neuchâtel (1993), p. 143-164.
- [Ha90] M. Harmening,
"Untersuchung zur Abformung von galvanisierbaren Mikrostrukturen mit großer
Strukturhöhe aus elektrisch isolierenden und leitfähigen Kunststoffen,"
Dissertation Universität Karlsruhe (1990),
KfK-Bericht Nr. 4711.
- [Ha92] M. Harmening, W. Bacher, P. Bley, A. El-Kholi, H. Kalb, B. Kowanz, W. Menz,
A. Michel, J. Mohr,
"Molding of Threedimensional Microstructures by The LIGA Process,"
Proc. MEMS '92, Travemünde (1992), p. 202-207.
- [Har89] J. Harley, H. Bau,
"Fluid Flow in Micron and Submicron Size Channels,"
University of Pennsylvania, Philadelphia (1989).
- [Heu91] A. Heuberger,
"Mikromechanik,"
Springer Verlag Berlin, (1991).
- [Hüt89] H. Czichos (Hrsg.),
"HÜTTE, Die Grundlagen der Ingenieurwissenschaften,"
29. Auflage, Springer Verlag Berlin, (1989).
- [Hu90] M.A. Huff, M.S. Mettner, T.A. Lober, M.A. Schmidt,
"A Pressure-Balanced Electrostatically-Actuated Microvalve," Tech. Dig.,
IEEE Solid-State Sensor and Actuator Workshop, Hilton Head, SC, (1990).
- [Hum94] J. Van Humbeeck, D. Reynaerts, R. Stalmans,
"Shape Memory Alloys: Functional and Smart,"
Proc. Actuator '94, Bremen, (1994), p. 312-316.
- [ICS93] Euro Sensors, Datenblatt,
Gas Microvalve Normally Closed, Modell, 4425,
London, UK, (1993).
- [Imi93] Esprit IMICS, Technical Annex,
EG project, No. 8736, (1993).
- [Jer90] J.H. Jerman,
"Electrically-Activated Micromachined Diaphragm Valves," Techn. Dig.,
IEEE Solid-State Sensor and Actuator Workshop, Hilton Head, SC, (1990).
- [Kad93] K. Kadel,
Private Mitteilungen.
- [Kas60] F. Kaspar,
"Thermobimetalle in der Elektrotechnik,"
VEB Berlin (1960).

- [Kel93] W. Keller, D. Maas, D. Seidel,
"Positioniertes Verkleben von LIGA-Mikrostrukturen am Beispiel einer Mikro-
pumpe," Drittes Symposium Mikrosystemtechnik, Regensburg, (1993), p. 327-330.
- [Kow91] B. Kowanz, W. Ehrfeld,
"Systemtechnische Analyse und Entwicklung eines Mikroventils in LIGA
Technik," Dissertation Universität Karlsruhe (1991),
KfK-Bericht Nr. 4886.
- [Lic90] P.R. Lichtlen (Hrsg.),
"Koronarangiographie,"
perimed Verlag, Erlangen (1990).
- [Lb82] Landolt-Börnstein,
"Numerical Data and Functional Relationships in Science and Technology,"
Bd.III 15a, Springer Verlag, (1982).
- [Ma93] D. Maas,
Private Mitteilungen.
- [Ma94] D. Maas, B. Büstgens, J. Fahrenberg, W. Keller, D. Seidel,
"Application of Adhesive Bonding for the Integration of Microfluidic
Components," Proc. Actuator '94, Bremen, (1994), p. 75-78.
- [Man88] A. Maner, A. Pfund,
Interner Bericht, Kernforschungszentrum Karlsruhe.
- [May77] N. Mayer, C. Rohrbach,
"Handbuch für fluidische Meßtechnik,"
VDI-Verlag, Düsseldorf (1977).
- [Men90] W. Menz,
"Das Anwendungspotential der Mikrosystemtechnik in der Medizin,"
Micro System Technologies '90, Berlin, VDE-Verlag (1990), p. 10-23.
- [Men93] W. Menz, P. Bley,
"Mikrosystemtechnik für Ingenieure,"
VCH-Verlag, Weinheim (1993).
- [Mer87] H.E. Merrit,
"Hydraulic Control Systems,"
John Wiley & Sons, Inc. New York, (1987).
- [Met90] M.S. Mettner, M.A. Huff, T.A. Lober, M.A. Schmidt,
"How to Design a Microvalve for High Pressure Applications,"
Technical Digest, Micro Mechanics Europe '90, (1990), p. 108-113.
- [Mi92] A. Michel, M Harmening, R. Ruprecht, W. Bacher,
"Abformung von Mikrostrukturen auf prozessierten Wafern,"
Dissertation Universität Karlsruhe (1993),
KfK-Bericht Nr. 5171.

- [Miz92] H.Mizoguchi, M. Ando, T. Mizuno, T. Takagi, N.Nakajima,
"Design and Fabrication of a Light Driven Micropump,"
Micro Electro Mechanical Systems '92 Travemünde, Proc. (1992), p. 31-36.
- [Moh92] J. Mohr, M. Strohrmann,
Interner Bericht, Kernforschungszentrum Karlsruhe.
- [Mo94] H. Moritz,
Private Mitteilungen.
- [Ohn90] T. Ohnstein, T. Fukiura, J. Ridley, U. Bonn,
"Micromachined Silicon Microvalve,"
Proc. Micro Electro Mechanical Systems '90, (1990), p. 95-98.
- [Pan90] J.Y. Pan, P. Lin, F. Masceh, S.D. Senturia,
"Verification of FEM Analysis of Load Deflection Methods for Measuring
Mechanical Properties of Thin Films," Proc. Hilton Head Island, (1990), p. 70-73.
- [Pfa90] J. Pfahler, J. Harley, H. Bau,
"Liquid Transport in Micron and Submicron Channels,"
Sensors and Actuators, A21-A23, (1990), p. 431-434.
- [Pop94] D.S. Popescu, T.S.J. Lammerink, M. Elwenspoek,
"Buckled Membranes for Microstructures,"
Proc. Micro Electro Mechanical Systems '94, Oiso, Japan, (1994), p. 188-192.
- [Pra69] L. Prandtl,
"Führer durch die Strömungslehre,"
Viehweg Braunschweig (1969).
- [Rap93] R. Rapp, P. Bley, W. Menz, W.K. Schomburg,
"Konzeption, Entwicklung und Realisierung einer Mikromembranpumpe
in LIGA-Technik," Dissertation Universität Karlsruhe (1993),
KfK-Bericht Nr. 5251.
- [Red93] Redwood Microsystems,
Datenblatt "The Fluistor Microvalve,"
Menlo Park (CA), USA (1993).
- [Rei88] H. Reichl,
"Aufbau und Verbindungstechniken für die Sensorik," Technologietrends in der
Sensorik, VDI/VDE Technologiezentrum Berlin, (1988), p. 397-433.
- [Rup91] R. Ruprecht, W. Bacher, P. Bley, M. Harmening, W.K. Schomburg,
"Herstellung von Infrarotfiltern für das Weltraumobservatorium ISO mit Hilfe des
LIGA-Verfahrens," KfK-Nachrichten, 23 (1991), p. 118-123.
- [Rup93] R. Ruprecht, A. Both, W. Bacher,
"Plastic Molding and Electroforming of LIGA Microstructures on Microelectronic
Circuits," Micro Mechanics Europe '93, Neuchâtel, (1993), p. 93-96.

- [Scha94] T. Schaller, W. Bier, K. Schubert,
"Mechanische Mikrostrukturierung metallischer Oberflächen,"
Mikrotechnik, Carl Hanser Verlag, München (1994), p. 274-278.
- [Sche92] B. Scherrer, W.K. Schomburg, G. Stern,
Interner Bericht, Kernforschungszentrum Karlsruhe.
- [Schl54] H. Schlichting,
"Grenzschichttheorie,"
Braun Karlsruhe (1954).
- [Schm80] A. Schmitt,
"Der Hydraulik Trainer,"
Mannesmann Rexroth GmbH, Lohr am Main, (1980).
- [Schm91] T. Schmitz-Rode, R. Günther, C. Müller-Leisse,
"US-assisted Aspiration Thrombectomy : In vitro Investigations,"
Radiology vol. 178, (1991), p. 677-679.
- [Scho90a] W.K. Schomburg, W. Schelb, G. Stern,
"Verfahren zur Herstellung dünner Folien,"
Deutsches Patent DE 39 20 788 C1, (1990).
- [Scho90b] W.K. Schomburg, P. Bley, H. Hein, J. Mohr,
"Masken für die Röntgentiefenlithographie,"
VDI Bericht 870 (1990), p. 133-154.
- [Scho93] W.K. Schomburg, J. Fahrenberg, D. Maas, R. Rapp,
"Active Valves and Pumps for Microfluidics,"
Micro Mechanics Europe '93, Neuchatel, (1993), p. 181-184.
- [Scho94a] W.K. Schomburg, J. Vollmer, B. Büstgens, J. Fahrenberg, H. Hein, W. Menz,
"Microfluidic Components in LIGA technique,"
Journal of Micromechanics and Microengineering vol.4/3 (1994).
- [Scho94b] W.K. Schomburg,
Private Mitteilungen.
- [Sens91] Sensor Technics,
"Pressure Sensor Handbook 1991/1992,"
Puchheim, (1991).
- [Shi93] M. Shikida, K. Sato, S. Tanaka,
"Electrostatically-Actuated Gas valve with large Conductance,"
Technical Digest, IEEE, Transducers'93, (1993), p. 94-97.
- [Sho88] S. Shoji, M. Esashi, T. Matsuo,
"Prototype Miniature Blood Gas Analyzer Fabricated on a Silicon Wafer,"
Sensors and Actuators (1988), p. 101-107.

- [Sho91] S. Shoji, B. van der Schoot, N. de Rooij, M. Esashi,
"Smallest Dead Volume Microvalves for Integrated Chemical Analyzing Systems,"
Technical Digest, IEEE, Transducers '91, (1991), p. 1052-1055.
- [Sho92] S. Shoji, M. Esashi, B. van der Schoot, N. de Rooij,
"A study of a high-pressure micropump for integrated chemical analysing systems,"
Sensors and Actuators A 32, (1992), p. 335-339.
- [Smi90] R.L. Smith, R.W. Bower, S.D. Collins,
"The Design and Fabrication of a Magnetically Actuated Micromachined Flow
Valve," Sensors and Actuators A, 24 (1990), p. 47-53.
- [Sto90] J. Stober, W.K. Schomburg, G. Stern,
Interner Bericht, Kernforschungszentrum Karlsruhe.
- [Suh86] E. Suhir,
"Stresses in Bimetal Thermostats,"
Journal of Applied Mechanics, vol.53, (1986), p. 657-660.
- [Tho88] M.E. Thomas, M.P. Hartnett, J.G. McKay,
"The Use of Surface Profilometers for Measurement of Wafer Curvature,"
Journal of Vacuum Science and Technology AG (1988), p. 2570-2571.
- [Tim25] S. Timoshenko,
"Analysis of Bimetal Thermostat,"
Journal of the Optical Society of America and Review of the Scientific Instruments
vol.11, Nr.3, (1925), p. 233-255.
- [Ti89] J. Tiren, L. Tenerz, B. Hök,
"A Batch-Fabricated Non-Reverse Valve With Cantilever Beam Manufactured by
Micromachining of Silicon,"
Sensors and Actuators 18, (1989), p. 389-396.
- [Var75] N.B. Vargaftig,
"Tables on the Thermophysical Properties of Liquids and Gases,"
John Wiley & Sons, Inc. (1975), New York.
- [Ve94] J.B. Veuthey,
Private Mitteilungen.
- [vLi88] H.T.G. van Lintel, F.C.M. van de Pol, S. Bouwstra,
"A piezoelectric Micropump Based on Micromachining of Silicon,"
Sensors and Actuators, 15 (1988), p. 153-167.
- [vdP89] F.C.M. van de Pol,
"A Pump based on Micro Engineering Techniques,"
PhD thesis, University of Twente, (1988).
- [Voll94] J. Vollmer, H. Hein,
"Miniaturisierte fluidische Strahlelemente in LIGA-Technik mit integrierter
elektrischer Steuerung," Dissertation Universität Karlsruhe (1994),
KfK-Bericht Nr. 5375.

- [Wall92] U. Wallrabe
"Entwicklung, Optimierung und Test von elektrostatischen Mikromotoren nach dem LIGA Verfahren," Dissertation Universität Karlsruhe (1992),
KfK-Bericht Nr. 5088.
- [Yana93] K. Yanagisawa, H. Kuwano, A. Tago,
"An Electromagnetically Driven Microvalve,"
Technical Digest, IEEE, Transducers '93, (1993), p.103-105.
- [Zde87] M.J. Zdeblik, J.B. Angell,
"A Microminiature Electric-to-Fluidic Valve,"
Proc. 4th Int. Conf. on Solid-State Transducers and Actuators, (1987), p. 827.
- [Zde89] M.J. Zdeblik,
"Integrated, Microminiature Electric To Fluidic Valve,"
US-Patent 4.824.073, (1989).
- [Zen92] R. Zengerle, A. Richter, H. Sandmeier,
"A Micro Membrane Pump with Electrostatic Actuation,"
Proc. Micro Electro Mechanical Systems '92, (1992), p.19-24.
- [Zie82] J. Zierp,
"Grundzüge der Strömungslehre,"
Verlag G. Braun, Karlsruhe, (1982).

Anhang

A. Liste der verwendeten Symbole

α	: Ausdehnungskoeffizient
α_b	: Benetzungswinkel einer Flüssigkeit
α_T	: Temperaturkoeffizient
A	: Kanalquerschnittsfläche
b	: Breite
χ	: Einschränkungsfaktor
c	: Wärmekapazität
C	: Reibungsfaktor einer Flüssigkeit in einem Strömungskanal
d	: Durchmesser einer kreisförmigen Öffnung
d_s	: Kapillarspaltbreite
D	: Durchmesser einer Membran
D_h	: hydraulischer Durchmesser eines Strömungskanals
ε	: Poissonzahl (Querkontraktion)
E_A	: Energie
E	: Elastizitätsmodul
E_0	: Ersatzelastizitätsmodul
f_{vol}	: Volumenfaktor
F	: Kraft
g	: Erdbeschleunigung
h	: Höhe einer aufgesputterten Schicht
H	: Höhe einer Mikrostruktur
H_v	: molare Verdampfungswärme
φ	: Geschwindigkeitsziffer
κ	: Kontraktionsziffer
k	: Materialfaktor eines Bimetallstreifens
k_B	: Boltzmannkonstante
k_1	: Materialfaktor einer Bimetallscheibe
k_1'	: Materialfaktor einer Bimetallscheibe
l	: Länge
L_w	: Wölbungslänge einer Membran
L	: Länge eines Strömungskanals
μ	: dynamische Viskosität
m	: Verhältnis zweier Schichtdicken
M	: Masse
ν	: kinematische Viskosität
n	: Verhältnis zweier Elastizitätsmodule
n_{Fl}	: Flüssigkeitsmenge in Mol
p	: Druck (Differenzdruck zum Atmosphärendruck)
ρ	: Dichte
ρ_{el}	: spezifischer elektrischer Widerstand
p_u	: Umschaltdruck einer Membran unter Druckspannung
P	: elektrische Leistung
r	: Radius
R	: elektrischer Widerstand
Re	: Reynoldszahl
R_G	: Gaskonstante

T	: Temperatur
σ	: Oberflächenspannung einer Flüssigkeit
s	: innere Spannung einer Membran
\bar{u}	: mittlere Strömungsgeschwindigkeit in einem Kanal
U_K	: Umfang des Kanalquerschnitts
U	: Elektrische Spannung
v	: Fluidgeschwindigkeit
V	: Volumen
\dot{V}	: Volumenfluß
w	: Breite eines Strömungsspalt
w_u	: Umschaltwinkel einer Membran unter Druckspannung
W	: Verdampfungsenergie bezogen auf ein Mol
ξ	: Reibungsfaktor
X_e	: Einlaufstrecke eines Fluids in einem Kanal
y	: Auslenkung einer Membran
y_k	: Steighöhe einer Flüssigkeit aufgrund der Kapillarkräfte

B. Physikalische und chemische Eigenschaften von Wasser, Pentan Hexan und Heptan

Aktormaterialien/ Materialeigenschaften	Wasser	n-Pentan	n-Hexan	n-Heptan	Einheit
chem. Bezeichnung	H ₂ O	C ₅ H ₁₂	C ₆ H ₁₄	C ₇ H ₁₆	-
Verträglichkeit mit PMMA	ja	ja	ja	ja	-
Schmelzpunkt	0,0	-129,7	-95,3	-90,6	°C
Siedepunkt	100,0	36,1	68,74	98,43	°C
kritische Temperatur	647,15	469,62	507,7	540,01	°C
kritischer Druck	221,4	34,4	30,9	27,9	bar
Molmasse	18,0125	72,15	86,18	100,204	g/mol
Mole/mm ³	55,517	8,679	7,662	6,823	x10 ⁻³ mol/mm ³
Dichte bei 20°C	1	0,6262	0,6603	0,6837	g/ml =g/cm ³
Verdampfungsenthalpie bei Tsiede bei Tsiede bei 25°C	2257,2 40,65 43,98	358 25,83	337 28,85 31,56	318 31,77 36,57	kJ/kg kJ/mol kJ/mol
Verdampfungsenthalpie pro mm ³ bei Tsiede bei 25°C	2256,77 2441,64	224,18	221,05 241,81	216,77 249,52	J/mm ³ J/mm ³
Sättigungsdampfdruck bei 20°C bei 40°C	23,4 73,8	565 1156	161,6 372,5	47,2 123,3	hPa= mbar
spezifische Wärme- kapazität c _p bei 20°C, p=konstant	75,3 4,180	167,2 1,451	195,6 1,499	224,7 1,533	J/mol K J/mm ³ K
Wärmeleitfähigkeit bei 1 bar bei 20°C bei 40°C	0,603 0,630	0,116 0,111	0,126 0,120	0,129 0,123	W/m·K W/m·K
Viskosität bei 25°C bei 50°C	0,890 0,547	0,224 -	0,300 0,240	0,387 0,301	mPa·s mPa·s
Oberflächenspannung bei 20°C	72,75	15,48	18,43	20,0	mN/m
Brechungsindex bei 20°C für 434 nm 589 nm 656 nm	1,342 1,332 1,330	1,3656 1,3577 1,3558	1,3832 1,3749 1,3731	1,3964 1,3878 1,3858	-