

Roland Zengerle und
Axel Richter

Mikropumpen als Komponenten für Mikrosysteme

Die Mikrosystemtechnik eröffnet die Möglichkeit der Miniaturisierung von aktiven und sensitiven Bauelementen. Eine Klasse der bisher am weitesten entwickelten Mikroaktoren sind Pumpen.

Die immer weiter fortschreitende Miniaturisierung und Integration von Grundelementen der Informationstechnik (Mikrochips, Mikroprozessoren usw.) prägen und bereichern heute nahezu alle Bereiche von Wissenschaft und Technik. Die Informationstechnik gilt als Schlüsselindustrie und zeigt immer stärkere Auswirkungen auf viele Wirtschaftsbereiche.

Eine ähnliche Schlüsselstellung wird in Zukunft auch der Mikrosystemtechnik zukommen. Hierunter versteht man die Miniaturisierung von Sensoren und Aktoren und deren gemeinsame Integration mit intelligenten elektronischen Schaltkreisen auf kleinstem Raum. Die Mikrosystemtechnik wird die Leistungsfähigkeit konventioneller Systeme deutlich steigern und viele neue Anwendungen überhaupt erst ermöglichen. Der Einsatz als gewichtssparende Elemente zu Forschungszwecken im Weltraum scheint dabei ebenso möglich wie ein miniaturisiertes, tragbares Chemielabor im Aktentaschenformat zur mobilen Umweltüberwachung.

Ein Beispiel für ein zukünftiges, intelligentes Mikrosystem ist ein im Menschen implantierbares Mikrodosiersystem, bei dem etwa kleinste Biosensoren in bestimmten Zeitschritten die Konzentrationen von medizinisch relevanten Stoffen bestimmen, eine intelligente Elektronik die gemessenen Daten interpretiert und eine oder mehrere Mikropumpen dem Körper die momentan benötigten Medikamente zuführen. Neben der reinen Miniaturisierung und dem geringeren Leistungsbedarf dieser neuen Bauelemente spielt vor allem eine integrierte Auswertelogik und Steuerung der einzelnen Systemkomponenten eine wichtige Rolle.

Silizium-Mikromechanik

Unter Silizium-Mikromechanik versteht man die Technik zur Herstellung dreidimensional strukturierter Bauelemente aus Silizium [1]. Der Rohstoff hierfür sind Scheiben aus dem

Halbleitermaterial Silizium, das durch die Halbleitertechnologie bestens charakterisiert ist und darüber hinaus hervorragende mechanische Eigenschaften besitzt. Es dient ebenso als Substrat für integrierte elektronische Schaltungen.

Typische Außenabmessungen von Bauelementen der Mikromechanik liegen im Bereich einiger mm. Die einzelnen Strukturen auf den Bauelementen können dabei mit typischen lateralen Abmessungen von wenigen μm bis zu einigen mm und typischen vertikalen Abmessungen von Bruchteilen eines μm bis etwa 1 mm realisiert werden.

Ein wesentlicher Punkt ist die Möglichkeit, kostengünstige Massenfertigungstechniken zu nutzen, wie sie auch in der Halbleiterindustrie zum Einsatz kommen. Das heißt auf einer einzelnen Scheibe des Grundmaterials Silizium mit einem typischen Durchmesser von 10 cm bis 15 cm lassen sich, je nach Größe der einzelnen Bauelemente, gleichzeitig einige hundert Elemente strukturieren und bearbeiten.

Mikromechanisch gefertigte Sensoren, die prinzipiell in Mikrosysteme integrierbar sind, werden seit längerem entwickelt und sind inzwischen auch schon auf dem Markt erhältlich, zum Beispiel Drucksensoren. Bei der Entwicklung miniaturisierter Aktoren ist noch ein großes Innovationspotential vorhanden.

Das spezielle Problem bei Mikroaktoren liegt darin, Antriebsprinzipien zu finden, mit denen man, trotz der im Vergleich zu konventionellen Bauelementen drastisch reduzierten Außenabmessungen, immer noch makroskopische Kräfte erzeugen kann. Die Spanne der in den letzten Jahren realisierten Antriebsarten ist dabei sehr groß geworden. Beginnend mit der Miniaturisierung konventioneller Aktoren wurden beispielsweise elektrostatisch angetriebene Mikromotoren realisiert,

ebenso wie die makroskopischen Motoren, ebenfalls einen Rotor – allerdings mit Außenabmessungen im Sub-mm-Bereich – besitzen [2]. Die Kräfte, die man mit einem solchen Mikromotor erzeugen und dann nach außen übertragen kann, sind dabei allerdings in der Regel für makroskopische Anwendungen zu klein. Es gilt also, speziell auf die Mikrowelt zugeschnittene Wirkprinzipien zu untersuchen.

Mikropumpen zur exakten Dosierung kleiner Flüssigkeitsmengen gehören zu den am weitesten entwickelten Mikroaktoren, wobei bislang eine relativ große Spanne von Antriebsprinzipien untersucht wurde. Generell läßt sich dabei zwischen Pumpen unterscheiden, bei denen die Flüssigkeit mechanisch verdrängt wird (z. B. Membranpumpen, peristaltische Pumpen) und Pumpen, bei denen die treibenden Kräfte direkt auf die Flüssigkeit wirken (z. B. elektrohydrodynamische Pumpen).

Die Entwicklung von Mikromembranpumpen

Mikromembranpumpen bestehen im wesentlichen aus einer Folge unterschiedlich strukturierter Silizium-Chips, die miteinander einen Hohlraum (Pumpkammer) bilden (Abbildung 1). Ein Teil der vollständig mit Flüssigkeit gefüllten Pumpkammer wird von einer beweglichen Membran begrenzt. Aufgrund der Inkompressibilität der Flüssigkeit führt eine Membranbewegung, bei der sich die Pumpkammer vergrößert, zu einem Ansaugen von Flüssigkeit in die Pumpkammer. Entsprechend führt eine Verkleinerung der Pumpkammer dazu, daß Flüssigkeit aus der Kammer verdrängt wird.

Um der Flüssigkeitsströmung beim Ansaugen und Verdrängen eine definierte Richtung aufzuzwingen, werden zwei passive Rückschlagventile eingesetzt. Bei einem Rückschlagventil handelt es sich im einfachsten

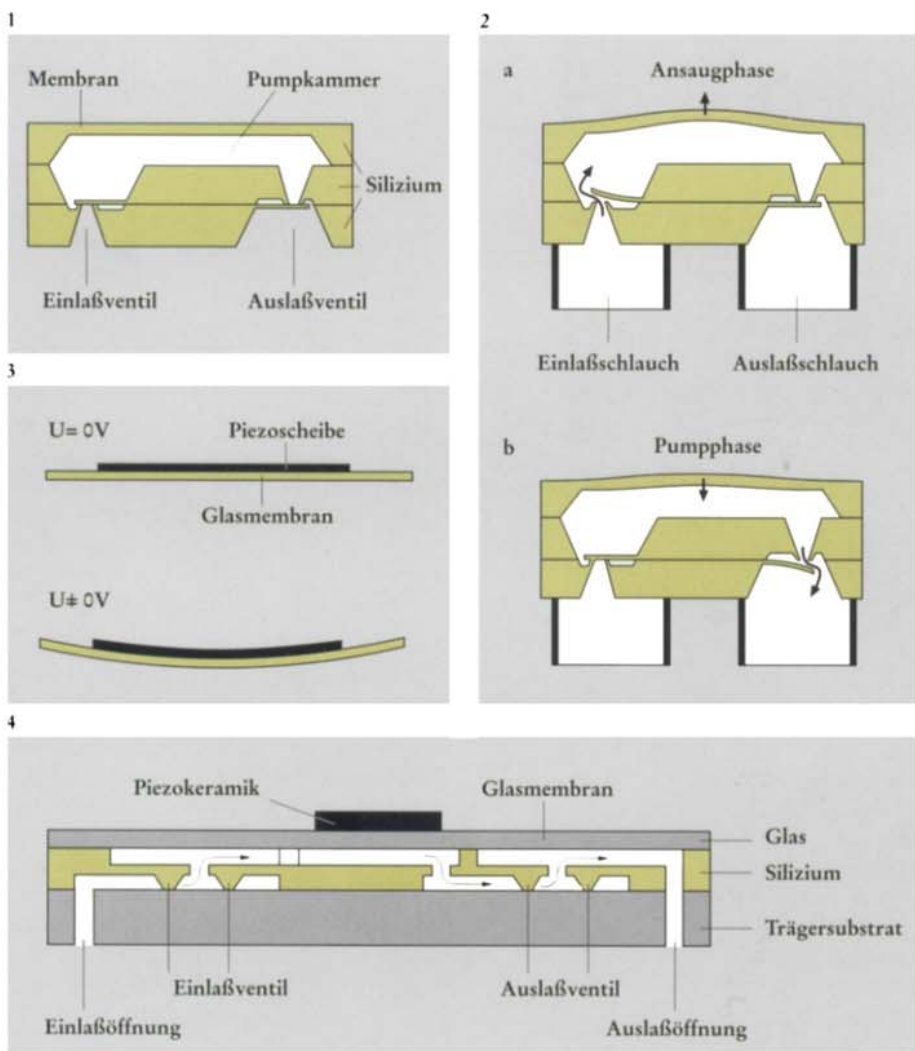


Abb. 1. Schematischer Aufbau einer Membranpumpe.

Abb. 2. Ansaugphase und Pumpphase.

Abb. 3. Piezoelektrisches Antriebsprinzip.

Abb. 4. Piezoelektrisch angetriebene Mikromembranpumpe.

Antriebsprinzip, durch das die Bewegung der Membran verursacht wird und andererseits in der konkreten Ventilausgestaltung.

Bei einer an der Universität Twente in den Niederlanden entwickelten Membranpumpe wird die Membran durch eine separat aufgeklebte, dünne Piezokeramik bewegt [3] (Abbildung 3). Legt man eine elektrostatische Spannung im Bereich von 100 V bis 200 V an die etwa 200 μm dicke Piezokeramik, so bewirkt das dadurch induzierte elektrostatische Feld, je nach Polungsrichtung, eine laterale Kontraktion oder eine laterale Dehnung des Piezofilms, was bei dem Sandwich von Piezokeramik und Membran zu einer vertikalen Auslenkung der Membran führt. Die damit realisierte Pumpe (Abbildung 4) wird hinsichtlich ihrer Leistungsfähigkeit weiterentwickelt und besitzt gegenwärtig bei Betriebsfrequenzen von einigen hundert Hertz maximale Pumpraten von einigen hundert $\mu\text{l}/\text{min}$ und maximale Enddrücke, entsprechend einer 200 cm hohen Wassersäule (200 mbar). Mit geometrischen Außenabmessungen im Bereich von $22 \times 22 \times 2 \text{ mm}^3$ ist sie auch schon relativ weit verkleinert. Aufgrund der hohen Scherspannungen zwischen Membran und Piezokeramik werden jedoch sehr hohe Anforderungen an die Verbindungstechnik gestellt. Darüber hinaus scheint eine weitere Miniaturisierung der Pumpe schwierig, da sich mit abnehmender Größe der Piezokeramik auch die erreichbaren Enddrücke verringern.

Als Alternative für die piezoelektrische Bewegung der Pumpmembran wurde ein thermopneumatischer Antrieb entwickelt [4]. Ein sehr kleines, abgeschlossenes Luftvolumen über der Pumpmembran wird dabei über einen Heizwiderstand erwärmt, was zunächst zu einem Druckanstieg des Gases über der Membran führt, die sich dadurch bewegt. Der thermopneumatische Antrieb kommt mit Betriebsspannungen im Bereich von wenigen Volt aus, erreicht allerdings wegen der ther-

mal um eine Kombination einer dünngeätzten, elastischen Siliziumklappe (typische Dicke im Bereich von 20 μm) und einer Ventilöffnung. Entsprechend der Druckdifferenz über das Klappenventil wird die Klappe entweder ausgelenkt und läßt damit eine Flüssigkeitsströmung zu (Durchflußrichtung), oder die Klappe wird auf den Ventilsitz gepreßt, und es ist keine Flüssigkeitsströmung möglich (Sperrichtung). Allein die augenblickliche Größe des hydrostatischen Druckes in der Pumpkammer relativ zu dem Druck auf der jeweils anderen Ventilseite steuert dabei den aktuellen Zustand der beiden Ventile (passive Ventile).

Abbildung 2 verdeutlicht die Wirkung der Ventile in den beiden Phasen eines Pumpzykluses. Wird die Membran so ausgelenkt, daß sich die Pumpkammer vergrößert, so führt dies zu einem Unterdruck in der Pumpkammer sowohl gegenüber dem Druck im Einlaßschlauch als auch gegenüber dem

Druck im Auslaßschlauch (Abbildung 2a).

Das Einlaßventil öffnet, und ein Flüssigkeitsstrom vom Einlaßschlauch in die Pumpkammer versucht, die Druckdifferenz auszugleichen. Das Auslaßventil dagegen wird wegen seiner anderen Orientierung durch diese Druckdifferenz geschlossen. Die Pumpe befindet sich so lange in der Ansaugphase, bis die Flüssigkeitsströmung über das Einlaßventil zum Druckausgleich zwischen Pumpkammer und Einlaßschlauch geführt hat. Entsprechend führt eine Verkleinerung der Pumpkammer hierin zu einem Überdruck, wodurch das Auslaßventil öffnet und die Flüssigkeit in den Auslaßschlauch befördert wird. Die Pumpe befindet sich in der Pumpphase, bis der Druckausgleich zwischen Pumpkammer und Auslaßschlauch hergestellt ist (Abbildung 2b).

Die bisher gebauten Mikromembranpumpen unterscheiden sich nun einerseits in ihrem

mischen Relaxationszeiten des Gases nur geringe Betriebsfrequenzen im Bereich von einigen Hertz. Maximale Enddrücke von 50 mbar und maximale Pumpraten von ca. 40 $\mu\text{l}/\text{min}$ wurden bei einer Betriebsspannung von 6 V erreicht.

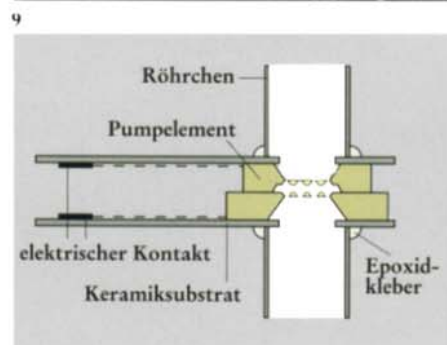
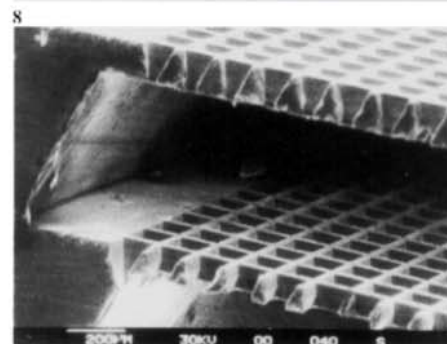
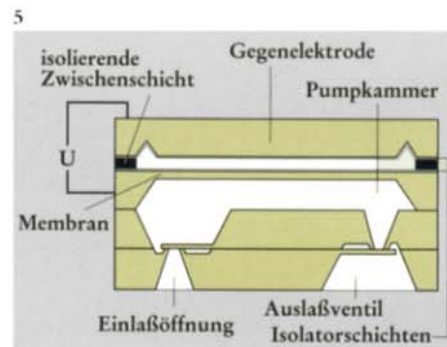
Am Fraunhofer-Institut für Festkörpertechnologie (IFT) in München wurde eine elektrostatisch betriebene Mikromembranpumpe entwickelt (Abbildung 5). Sie besitzt äußere Abmessungen von $7 \times 7 \times 2 \text{ mm}^3$, ist damit deutlich kleiner als ein Pfennigstück und die bisher kleinste vorgestellte Membranpumpe [5].

Elektrostatische Kräfte sind makroskopisch nur über eine Reichweite von einigen Mikrometern bedeutsam. Dieser Bereich ist gerade die Stärke der Silizium-Mikromechanik gegenüber der konventionellen Feinmechanik. Eine elektrisch isolierte Membran befindet sich in einem typischen Abstand von $5 \mu\text{m}$ gegenüber einer wiederum elektrisch isolierten Gegenelektrode. Beide Chips sind durch eine mittels Sputtertechnik aufgebraute, isolierende Zwischenschicht aus Pyrexglas getrennt. Durch Anlegen einer elektrostatischen Spannung zwischen Membran und Gegenelektrode ziehen sich beide Elektroden gegenseitig an. Über die dabei auftretende Kraft dF_{el} , bezogen auf ein Membran-Flächenelement dA_{Mem} , läßt sich ein „elektrostatisch erzeugbarer Druck“ P_{el} definieren, der sich im Falle einer relaxierten, ebenen Membran wie folgt errechnet:

$$P_{el} = \frac{dF_{el}}{dA_{Mem}} = \frac{\epsilon_0}{2} \left(\frac{\epsilon_2 d_1}{\epsilon_1 d_2 + \epsilon_2 d_1} \right)^2 \frac{U^2}{d_1^2},$$

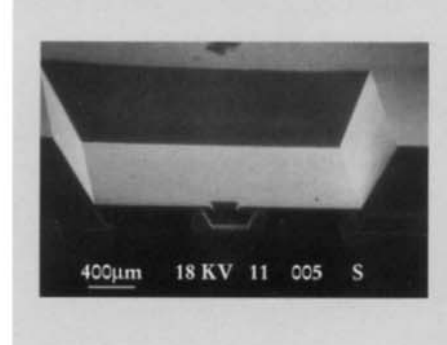
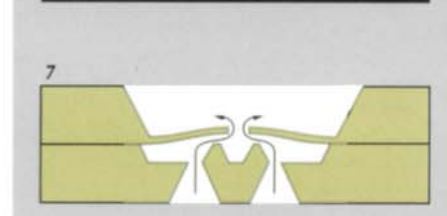
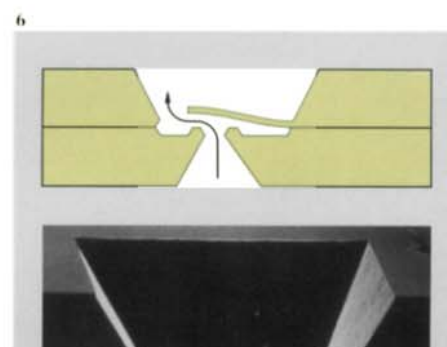
wobei der Abstand von Membran und Gegenelektrode durch d_1 und die gesamte Dicke der Isolatorschichten auf Membran und Gegenelektrode durch d_2 gegeben ist. ϵ_1 und ϵ_2 sind die relativen Dielektrizitätskonstanten des Mediums zwischen Membran und Gegenelektrode (für Luft gilt $\epsilon_1 = 1$) bzw. der Isolatorschicht ($\epsilon_2 = 3,9$ für Siliziumoxid). Man erkennt insbesondere die quadratische Abhängigkeit eines so definierten, lokalen elektrostatischen Drucks P_{el} von der Betriebsspannung U .

Obige Beziehung gilt für eine Kondensatoranordnung von zwei planparallelen Platten. Durch die elektrostatischen Kräfte auf die Membran wird diese jedoch von der Gegenelektrode angezogen, und die etwa $40 \mu\text{m}$



dicke Membran wölbt sich zur Gegenelektrode hin. Dadurch verringert sich im Zentrum der Membran der effektive Abstand d_1 zwischen Membran und Gegenelektrode, was dort zu größeren elektrischen Feldern führt und damit die auslenkende Wirkung zusätzlich unterstützt. Die obige Beziehung stellt also in dieser Form nur eine untere Grenze für die tatsächlich erreichbaren Kräfte dar, die die Membran in dem angezogenen Zustand verformen. Beim Abschalten der Spannung strebt die Membran wieder ihrer ursprünglichen Gleichgewichtslage zu, wobei sie durch ihre intrinsischen Rückstellkräfte die Flüssigkeit aus der Pumpkammer in den Auslaßschlauch verdrängt.

Detailliertere Analysen zeigen, daß sich bei Betriebsspannungen von 200 V bei derartig angetriebenen Mikropumpen Enddrücke im Bereich einiger hundert mbar erzeugen lassen. Das innerhalb eines Pumpzyklusses transportierte Flüssigkeitsvolumen (Schlag-



volumen) liegt bei der in Abbildung 5 dargestellten Pumpe bei ca. 30 nl bis 50 nl.

Interessanterweise handelt es sich hierbei um ein skalierbares Antriebsprinzip, d. h. diese Drücke sind unabhängig von der Membranfläche zu erreichen, so daß sich diese Art von Pumpen, wenn auch auf Kosten des Schlagvolumens, weiter miniaturisieren lassen. Ferner wirken die Kräfte primär in dieselbe Richtung wie die gewünschte Membranbewegung, so daß eine übermäßige Belastung der Chipverbindung und eine damit verbundene Degradation ausgeschlossen ist.

Mit der elektrostatisch betriebenen Pumpe wurden maximale Enddrücke von 85 mbar und Pumpraten von 20 $\mu\text{l}/\text{min}$ bei einer Betriebsfrequenz von 10 Hz und einer Betriebsspannung von 200 V erreicht. Durch Optimierung und Abstimmung der einzelnen Funktionskomponenten der Pumpe ist eine weitere deutliche Leistungssteigerung möglich.

Abb. 5. Elektrostatisch betriebene Membranpumpe.

Abb. 6. a) Querschnitt durch ein Klappenventil; b) REM-Aufnahme.

Abb. 7. a) Querschnitt durch ein Membranventil; b) REM-Aufnahme.

Abb. 8. Schnitt durch die elektrohydrodynamische Pumpe (REM-Aufnahme).

Abb. 9. Gehäuse für die elektrohydrodynamische Pumpe.

Mikroventile

Die Leistungsfähigkeit der Membranpumpen wird auch maßgeblich von den Eigenschaften der Mikroventile bestimmt, die vielfältigen Anforderungen genügen müssen. Neben hohen Durchflußraten in Durchlaßrichtung für das Erreichen hoher Betriebsfrequenzen sind auch geringe Leckraten in Sperrichtung wesentlich, damit ein Gegendruck im Auslaßschlauch auch nach Abschalten der Pumpe aufrechterhalten werden kann. Eine Maßzahl für die Erfüllung beider Kriterien ist das sogenannte Vorwärts- zu-Rückwärts-Verhältnis der Ventile. Man versteht darunter das Verhältnis des Ventildurchflusses in Durchlaßrichtung und der Leckrate in Sperrichtung bei einer bestimmten, betragsmäßig gleichen Druckdifferenz in den jeweiligen Polungen. Vorwärts/Rückwärts-Verhältnisse von 5000

und mehr bei einer Druckdifferenz von 100 mbar lassen sich schon durch relativ einfache, bewegliche Klappen aus dünngeätztem Silizium erreichen (Abbildung 6). Der hydrostatische Druckunterschied zwischen der Ober- und Unterseite der ca. 20 µm dicken Siliziumklappe lenkt die Klappe bei Durchlaßpolung aus, wobei Flüssigkeit durch das Ventil strömen kann. Bei einem hydrostatischen Druckunterschied in Sperrichtung wird die Klappe auf einen schmalen Ventilsitz gepreßt, so daß die Strömung unterbrochen ist. Ähnlich ist die Situation bei einer weiteren Ventilvariante, dem in Abbildung 7 dargestellten Membranventil. Die hydrostatische Druckdifferenz der Flüssigkeit steuert wiederum die Membranauslenkung, wobei allerdings bei der Membran, gegenüber der Klappe, die Angriffsfläche für die auslenkenden Kräfte wesentlich größer ist und somit die Struktur

Informationskasten I

Strukturierung von Siliziumwafern

Die dreidimensionale Strukturierung der einkristallinen Siliziumscheiben (Wafer) erfolgt jeweils durch lithographische Methoden und darauffolgende Ätzverfahren (Abbildung I.1). Dazu wird zunächst der gesamte Wafer mit einer Schicht überzogen, welche gegenüber den später verwendeten Ätzmedien resistent sein muß. Auf diese resistente Schicht wird ebenso ganzflächig ein Lack aufgebracht, der je nach Bedarf empfindlich gegenüber ultraviolettem Licht, Röntgenstrahlung, Elektronen- oder Ionenstrahlen ist (Abbildung I.1a).

Die typischen Dicken dieser Schichten liegen im Bereich zwischen 100 nm und einigen µm. Bei dem verbreitetsten Lithographieverfahren, der Fotolithographie, werden Strukturen von einer aufliegenden Maske durch Bestrahlung mit ultraviolettem Licht auf die fotoempfindliche Schicht übertragen (Abbildung I.1b). Diese Strukturen sind nach einem Entwicklungsprozess des Fotolacks sichtbar (Abbildung I.1c). Durch die Wahl eines geeigneten Ätzverfahrens, welches selektiv die zu maskierende Schicht unter dem Fotolack, nicht aber den Fotolack selbst, angreift, lassen sich die Strukturen im Fotolack auf die darunterliegende Schicht übertragen (Abbildung I.1d). Nach der Entfernung des Fotolacks ist die Siliziumscheibe für

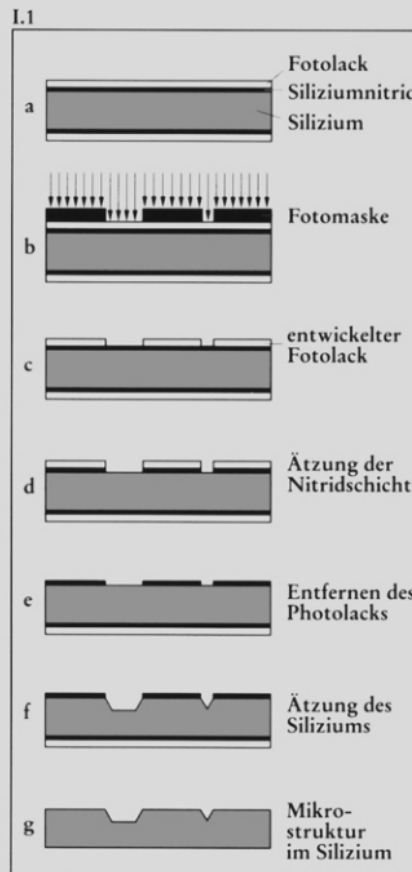


Abb. I.1. Arbeitsgänge der Strukturierung von Silizium-Wafern.

den eigentlichen Ätzprozeß präpariert, bei dem die Strukturen in die etwa 500 µm dicke Siliziumscheibe geätzt werden.

Durch die Verwendung von anisotrop wirkenden Ätzlösungen, wie Kaliumhydroxid, werden im Silizium Ebenen entlang verschiedener Kristallrichtungen mit unterschiedlichen Ätzraten angegriffen. Für die Strukturierung des Siliziums ist dabei die Tatsache von besonderem Nutzen, daß die <111>-Kristallebenen mit einer etwa um einen Faktor 100 geringeren Ätzrate abgetragen werden, als alle übrigen Orientierungen. Durch anisotrope Ätzmedien werden sie also praktisch nicht geätzt, was bei Verwendung von Siliziumscheiben mit einer Standard-Oberflächenorientierung (100) dazu führt, daß sich seitliche Wände mit einem Neigungswinkel von 54,7 Grad ausbilden (Abbildung I.1f). Je nach Notwendigkeit kann nun durch den ganzen Siliziumwafer hindurchgeätzt oder aber der Ätzprozeß, z. B. zum Herstellen von Membranen, in einer definierten Tiefe abgebrochen werden. Im Gegensatz zur Mikroelektronik können die Siliziumscheiben ferner von beiden Seiten her bearbeitet und strukturiert werden, wodurch sich eine Vielzahl dreidimensionaler Strukturen mit Genauigkeiten im Mikrometerbereich herstellen lassen. Durch geeignete Verbindungstechniken (Anodic Bonding, Eutektisches Bonden) lassen sich strukturierte Siliziumscheiben elektrisch isoliert oder elektrisch leitend miteinander hermetisch verbinden und somit eine Sandwichstruktur aus mehreren, übereinanderliegenden Silizium-Chips aufbauen.

dicker und damit stabiler gemacht werden kann.

Die Größe des dynamischen Totvolumens der Ventile ist eine weitere wesentliche Eigenschaft. Als Totvolumen wird diejenige Flüssigkeitsmenge bezeichnet, die zum Zeitpunkt des Umschaltens eines geöffneten Ventils in den geschlossenen Zustand in Form eines kurzzeitigen Leckstroms verlorengeht. Die pro Pumpzyklus transportierte Flüssigkeitsmenge der in Abbildung 5 skizzierten Pumpe beträgt etwa 30 nl bis 50 nl und entspricht somit etwa dem 1000-ten Teil eines Wassertropfens. Es ist dabei verständlich, daß die Verluste, verursacht durch die dynamischen Totvolumina der Ventile, deutlich geringer als diese Schlagvolumina sein müssen. Dieser Aspekt muß sowohl beim Design der Ventile als auch bei der Montage der Ventile berücksichtigt werden, da sich Verunreinigungen zwischen den Silizium-Chips sehr störend auf die Größe des Totvolumens auswirken können.

Eine letzte Anforderung an die Ventile besteht hinsichtlich deren Flächenbedarfs auf den Silizium-Chips. Er steht zum Teil einer weiteren Miniaturisierung der Pumpe entgegen.

Die elektrohydrodynamische Mikropumpe

Eine Mikropumpe gänzlich ohne bewegte Teile ist die ebenfalls am Fraunhofer-Institut entwickelte elektrohydrodynamische (EHD) Injektionspumpe [6]. Hier wird die Flüssigkeit nicht durch eine Membran gefördert, sondern direkt durch die Wirkung eines elektrischen Feldes auf die Flüssigkeit. Nach diesem Prinzip lassen sich allerdings nur elektrische isolierende Flüssigkeiten, wie organische Lösungsmittel oder Isolieröle, pumpen. Bei der EHD-Mikropumpe werden Ionen durch zwei Gitterelektroden in die Pumpflüssigkeit injiziert und durch das elektrische Feld zwischen diesen Elektroden beschleunigt. Durch Impulsübertragung der beschleunigten Ionen auf die neutrale Phase der Flüssigkeit entsteht eine kontinuierliche Flüssigkeitsströmung.

Abbildung 8 zeigt eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Querschnittes einer EHD-Pumpe. Die beiden Gitterelektroden sind aus Silizium geätzt und haben einen Abstand von 350 µm. Wird der Gitterabstand verringert, so kann auch die notwendige Betriebsspannung gesenkt werden. Erstaunlich sind die hohen erzielbaren

Durchflüsse von maximal 20 ml/min. Die Gitter haben eine Fläche von 3 x 3 mm², und das Volumen zwischen den Gittern liegt, je nach Abstand, bei wenigen Mikrolitern. Die derzeit kleinste derartige Pumpe hat eine aktive Fläche von 1 x 1 mm² bei Außenabmessungen von 2,5 x 2,5 mm² und 1 mm Dicke. Zusätzlich läßt sich das EHD-Pumpelement auch als Strömungssektor verwenden, indem man die Laufzeit von Ionen zwischen den beiden Gitterelektroden mißt.

Um die EHD-Mikropumpe betreiben zu können, muß sie in ein geeignetes Gehäuse eingebracht werden, das gleichzeitig die Zu- und Ableitung der Flüssigkeit gestattet und die elektrischen Anschlüsse zur Stromversorgung enthält (Abbildung 9). Das eigentliche Pumpelement aus Silizium ist mit zwei Keramiksubstraten aus Aluminiumoxid verbunden, die gleichzeitig die elektrischen Leiterbahnen und Kontakte enthalten. Auf den Außenseiten sind Röhrchen zum Transport der Flüssigkeit befestigt. Das Keramiksubstrat kann darüber hinaus auch gleichzeitig eine hybride Mikroschaltung zur Erzeugung der notwendigen Betriebsspannungen für die Pumpe und zur Verarbeitung von Sensorsignalen für Durchfluß oder Druck aufnehmen. Eine derartige Hybridschaltung mit einem als Sperrwandler aufgebauten DC/DC-Wandler und Außenabmessungen von 2,5 x 1,7 cm² wurde ebenfalls entwickelt. Damit lassen sich bei einer Eingangsspannung von 5 Volt Ausgangsspannungen bis zu 200 Volt erzeugen, wie sie zum Betrieb der EHD-Pumpe notwendig sind. Mit einer ähnlich aufgebauten Schaltung zur Erzeugung von Spannungsimpulsen lassen sich natürlich ebenso piezoelektrisch oder elektrostatisch angetriebene Membranpumpen betreiben. Derzeit wird auch an anderen Gehäusetechniken gearbeitet, durch welche gleichzeitig elektrische und Fluidanschlüsse hergestellt werden können. Die verwendeten Materialien und Verbindungstechniken müssen dabei mit den zu pumpenden Medien verträglich sein.

Ausblick

Die hier vorgestellten Mikropumpen werden zusammen mit weiteren Mikrofluidkomponenten zur Entwicklung von komplexen Mikrodosiersystemen führen. Dabei zeichnet sich keine Patentlösung für alle Einsatzbereiche ab, sondern es wird eine Vielzahl von Mikropumpen mit verschiedenen, den aktuellen Erfordernissen angepaßten Wirkprinzipien eingesetzt werden.

Die Notwendigkeit, kleinste Flüssigkeitsmengen und Gemische exakt zu dosieren, zu mischen, zu analysieren und zu transportieren wird zukünftig weiter zunehmen. Neben Aktoren für den reinen Flüssigkeitstransport werden deswegen vor allem auch integrierte Systeme, bestehend aus Aktoren, Sensoren und einer Auswertelogik auf kleinstem Raum, entwickelt werden. Durch die Mikrosystemtechnik zeichnen sich bereits Möglichkeiten und Lösungen ab, die mit den Methoden herkömmlicher Mechanik nicht zu erzielen sind.

Literatur

- [1] S. Büttgenbach: „Mikromechanik“, Teubner Verlag, Stuttgart 1991.
- [2] L.-S. Fan, Y.-C. Tai, R. S. Muller, *Sensors & Actuators*, 20, 41 (1989).
- [3] H. T. G. Van Lintel, F. C. M. Van de Pol, S. Bouwstra, *Sensors & Actuators*, 15, 153 (1988).
- [4] F. C. M. Van de Pol, H. T. G. Van Lintel, M. Elwenspoek, J. H. J. Fluitman, *Sensors & Actuators*, A21-A23, 198 (1990).
- [5] R. Zengerle, A. Richter, H. Sandmaier, in: W. Bencke, H.-C. Petzold (Hrsg.), *IEEE-Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 19, Travemünde 1992.
- [6] A. Richter, A. Plettner, K. A. Hofmann, H. Sandmaier, *Sensors & Actuators* A29, 159 (1991).



Anschrift:

Dipl.-Phys. R. Zengerle (links), Dr.-Ing. A. Richter (rechts), Fraunhofer-Institut für Festkörpertechnologie, Hansastraße 27d, W-8000 München 21.