

Normal-geschlossene Mikropumpe mit fluidischem Einwegchip und wiederverwendbarer Aktoreinheit

Dipl.-Ing. Fabian Trenkle¹, Dr.-Ing. Stefan Haerberle², Prof. Dr. Roland Zengerle^{1,2}

¹Lehrstuhl für Anwendungsentwicklung, Institut für Mikrosystemtechnik - IMTEK, Universität Freiburg, Georges-Köhler-Allee 106, 79110 Freiburg, Germany

²Institut für Mikro- und Informationstechnik der Hahn-Schickard-Gesellschaft (HSG-IMIT), Wilhelm-Schickard-Straße 10. 10, 78052 Villingen-Schwenningen

Kurzfassung

Wir präsentieren eine normal-geschlossene Mikropumpe, basierend auf Piezostack-Aktoren. Das integrierte normal-geschlossene Verhalten der peristaltischen Pumpe verhindert eine Flüssigkeitsabgabe im energielosen Zustand, bis zu einem Überdruck von 100 kPa. Der modulare Aufbau beinhaltet eine wiederverwendbare Aktoreinheit sowie einen kostengünstigen, fluidischen Einwegchip. Dieser kann nach Gebrauch oder Kontamination leicht gewechselt werden. Bei einer Pumpfrequenz von 28,6 Hz wurden Förderraten bis 40 µl/min für Wasser erreicht. Die Flussraten sind gegen druckunabhängig bis 7 kPa und eine Flüssigkeitsförderung ist bis zu einem maximalen Gegendruck von 45 kPa möglich. Auch hochviskose Medien mit 46 mPas konnten erfolgreiche gepumpt werden.

Abstract

We present a normally-closed micropump, based on piezostack actuators. The integrated normally-closed mechanism of the peristaltic micropump prevents an uncontrolled fluid delivery, when the electric power is off, up to an overpressure of 100 kPa. The modular setup comprises a re-usable actuator unit and a low-cost disposable fluidic chip that can easily be exchanged after contamination or use. Pump rates up to 40 µl/min at 28.6 Hz are demonstrated with water. The flow rates are backpressure independent up to 7 kPa, with a maximum backpressure of 45 kPa. Also liquids with high viscosities of 46 mPas are pumped successfully.

1 Einleitung

Der steigende Kostendruck in einer zunehmend alternden Gesellschaft stellt die zentrale Herausforderung in der Gesundheitsbranche dar. Ein aktueller Trend zur Kosteneinsparung liegt darin, die Aufenthaltszeit der Patienten im Krankenhaus zu reduzieren, indem stationäre durch ambulante Behandlungsmethoden ersetzt werden. So könnte zukünftig zum Beispiel die medikamentöse Therapie durch portable Medikamentenabgabe-Systeme direkt bei den Patienten zu Hause stattfinden.

Deshalb wird das Interesse an miniaturisierten Pumpsystemen für die Medikamentendosierung in den kommenden Jahren weiter zunehmen. Für ein hohes Maß an Sicherheit und Flexibilität sollten diese Systeme die folgenden Anforderungen erfüllen:

i) *Tragbarkeit* (kleine Baugröße, geringer Energieverbrauch), ii) *Fehldosierungen im energielosen Zustand verhindern* (normal-geschlossen), iii) *modularer Aufbau* (z.B. wiederverwendbare Pumpeinheit mit Einwegchip),

iv) *hohe Präzision*, v) *stabile Flüssigkeitsabgabe* (z.B. Gegendruckunabhängig), vi) *hohe Flexibilität* (z.B. Programmierbarkeit von Flussratenprofilen).

Obwohl in den vergangenen Jahren viele Mikropumpen [1-3] und auch einige normal-geschlossene Mikropumpen [4-6] präsentiert wurden, erfüllt keine alle genannten Ansprüche. Die hier vorgestellte, peristaltische Mikropumpe ist hingegen darauf ausgelegt, genau diese Rahmenbedingungen einzuhalten und somit zukünftig die ambulante Medikamentendosierung mit einem hohen Grad an Sicherheit, Präzision und Flexibilität zu ermöglichen.

2 Design und Funktionsweise

Abbildung 1 zeigt die Funktionsweise der Mikropumpe. Die Hauptkomponenten bilden der fluidische Einwegchip und die wiederverwendbare Aktoreinheit. Letztere kann unterteilt werden in eine aktive Komponente, welche die Piezostacks enthält, sowie eine passive Einheit mit Federelementen.

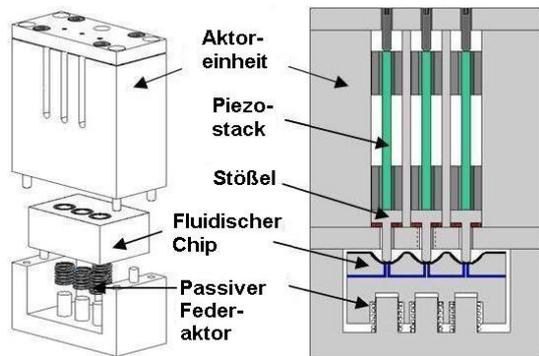


Abbildung 1: Explosions- und Querschnittszeichnung der Mikropumpe

Im energielosen Zustand (normal-geschlossen) wird der fluidische Chip durch die Federelemente gegen die Stößel gedrückt. Hierdurch wird die Membran in die Pumpkammer ausgelenkt und verschließt die Ein- und Auslassöffnung am Boden der jeweiligen Kammer.

Abbildung 2 (links) verdeutlicht einen Pumpvorgang. Im energielosen Zustand ist der Chip normal-geschlossen (1). Zu Beginn des Pumpzyklus werden alle Stößel gleichzeitig, um den maximalen Hub der Piezostacks (40 µm), nach unten ausgelenkt (2), der normal-geschlossene Zustand bleibt erhalten.

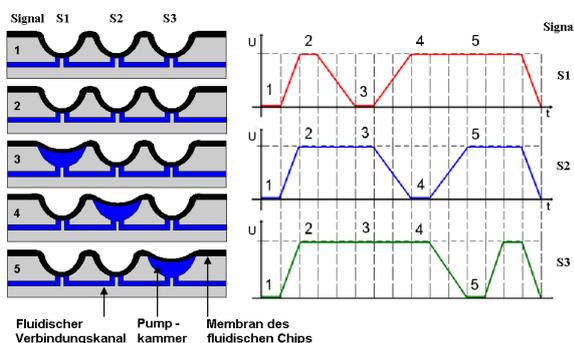


Abbildung 2: Prinzipdarstellung eines Pumpzyklus: elektrisches Ansteuersignal (rechts) und Flüssigkeitstransport im fluidischen Chip (links).

Danach beginnt der Flüssigkeitstransport mit dem Zurückziehen des ersten Stößels, welcher somit die vorgespannte Membran freigibt. Diese folgt der Stößelbewegung aufwärts, so dass Flüssigkeit in die erste Pumpkammer gezogen wird (3). Im Folgenden wird die Flüssigkeit in die zweite und dritte Pumpkammer transportiert (4 und 5), um am Ende wieder aus dem fluidischen Chip heraus gepresst zu werden. Die zu den Phasen gehörenden, elektrischen Ansteuersignale der drei Piezostacks (S1-S3) sind in Abbildung 2 (rechts) zu sehen.

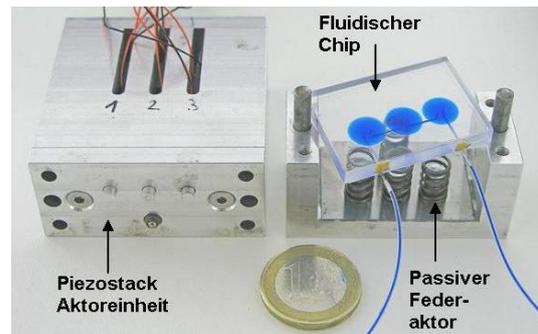


Abbildung 3: Foto der Mikropumpe

Abbildung 3 zeigt die Mikropumpe mit den Hauptkomponenten Piezostack Aktoreinheit, fluidischer Einwegchip und „passiver“ Federaktor

3 Aufbau des fluidischen Chips

Für einen möglichst stabilen normal-geschlossenen Zustand, sollte die Kammer die Form der vorgespannten Membran nachbilden. Somit kann eine bessere Kontaktfläche und eine größere Dichtwirkung erzielt werden. Hierfür werden die Pumpkammern in einem Epoxidharz (Struers / Specific 20) abgeformt. Dies geschieht mit Hilfe eines Abformwerkzeugs, welches in Abbildung 4 dargestellt ist. Der mit Aceton und Isopropanol gereinigte Aluminium Rohling des fluidischen Chips wird zuerst in die Halterung eingelegt. Danach wird eine mit Autopolitur vorbehandelte Edelstahlmembran auf den Rohling geklemmt, indem die beiden Teile des Abformwerkzeugs miteinander verschraubt werden. Die Vorbehandlung verhindert ein Verkleben der Membran mit der abgeformten Pumpkammer.

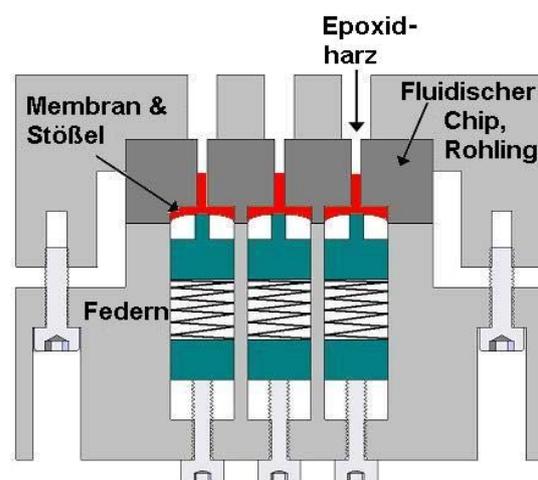


Abbildung 4: Abformwerkzeug zum Abguss der Pumpkammern in den fluidischen Chips.

Die Federn entwickeln eine definierte Kraft auf die Stößel, so dass die Membranen sich, ähnlich zur späteren Auslenkung im normal-geschlossenen Zustand, verformen. Das Epoxidharz wird nun von unten in den Aluminium-Rohling gefüllt, um die Pumpkammern abzuformen.

Bei den ersten Prototypen (Prototyp-I) wurden die Pumpkammern für jeden Chip in einem Grundkörper aus Aluminium abgeformt (Abbildung 5, links). Zur vereinfachten Herstellung einer größeren Anzahl gleicher Chips wurden die Pumpkammern eines Masterchips (Herstellung wie erste Prototypen) profilometrisch vermessen, und anschließend mittels CNC-Mikrofräsen direkt in Polycarbonat (PC) gefertigt (Prototyp-II: Abbildung 5, rechts).

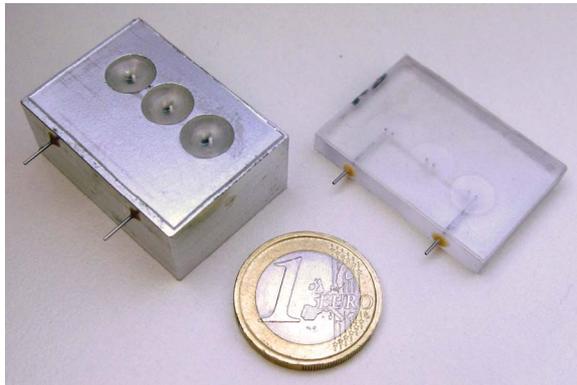


Abbildung 5: Fluidische Pumpchips: erste Prototypen (links) sowie direkt gefräste Kunststoff-Variante in PC (rechts).

Anschließend werden die fluidischen Verbindungskanäle zwischen den Pumpkammern auf der Rückseite der Chips gefräst, und die Löcher für die Ein- und Auslässe gebohrt. Als fluidische Schnittstelle werden Edelstahlröhrchen in die Ein- und Auslässe geklebt, auf die ein Schlauch aufgeflanscht werden kann. Als letztes wird eine Polycarbonat- oder Edelstahlmembran der Dicke 500 μm bzw. 100 μm auf die Oberseite des Chips geklebt (Heisslaminationsprozess, Kleber: Bühnen D 1544), sowie die Kanäle auf der Chipunterseite durch eine selbstklebende Kunststofffolie gedeckelt.

4 Ergebnisse

Die Mikropumpe ist für präzise Flussraten im Bereich 0 – 100 $\mu\text{l}/\text{min}$ konzipiert. Das normal-geschlossene Verhalten der Pumpe ist in Abbildung 6 dargestellt (gemessen mit Prototyp-I). Bis zu einem Druck von 100 kPa lässt die Pumpe im energielosen Zustand keinen Fluss zu. Danach entwickelt sich ein Fluss, welcher bei Druckerhöhung kontinuierlich ansteigt.

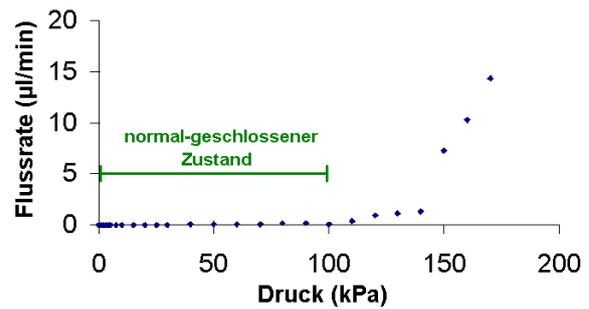


Abbildung 6: Test des normal-geschlossenen Zustands. Bis zu einem Druck von 100 kPa wird eine Fehldosierung verhindert.

Dies beweist eine gute Abdichtung der Ein- und Auslässe durch die Membran unter der Krafteinwirkung der Federn. Aufgrund des symmetrischen Aufbaus der Pumpe, gilt dies sowohl für einen Überdruck am Ein- als auch am Auslass des Chips. Das Gegendruck-Verhalten der Mikropumpe für zwei unterschiedliche Pumpfrequenzen ist in Abbildung 7 dargestellt. Die Flussrate ist bis zu einem kritischen Druck p_c von 7 kPa (28,6 Hz) gegendruckunabhängig (Flussrate über 90% des Maximums). Eine Flüssigkeitsförderung ist bis zu einem maximalen Gegendruck p_{max} von 45 kPa möglich (28,6 Hz).

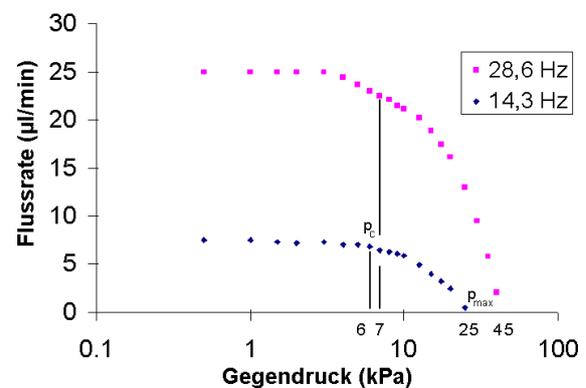


Abbildung 7: Gegendruck-Verhalten: die Flussrate ist bis zu einem kritischen Druck p_c unabhängig und danach bis p_{max} linear abhängig vom Gegendruck.

Das Frequenzverhalten für unterschiedliche Spannungsamplituden ist in Abbildung 8 dargestellt. Bis zu einer Frequenz von ca. 15 Hz besteht ein näherungsweise linearer Zusammenhang zwischen Flussrate und Frequenz. Wird die Frequenz weiter erhöht, erreicht die Flussrate einen maximalen Wert von etwa 40 $\mu\text{l}/\text{min}$ (für eine Pumpfrequenz von 28,8 Hz). Bei höheren Frequenzen fallen die Flussraten wieder langsam ab (nicht in Abbildung 8 dargestellt).

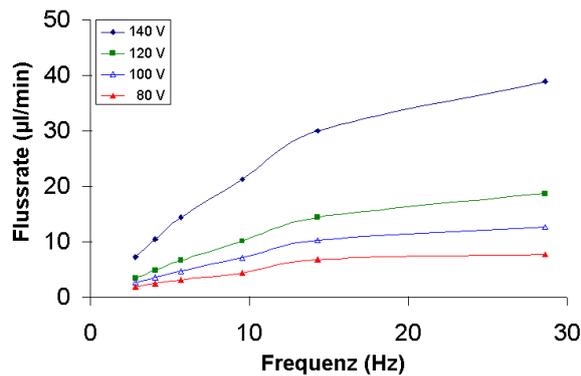


Abbildung 8: Flussrate über Pumpfrequenz für unterschiedliche Spannungsamplituden.

5 Zusammenfassung

Die vorgestellte Mikropumpe erfüllt die Anforderungen für die ambulante Infusionstherapie. Das normal-geschlossene Verhalten im energielosen Zustand, sowie das gegen druckunabhängige, stabile Förderverhalten sind hierbei besonders hervorzuheben. Zusätzlich eignet sich der modulare Aufbau mit einer wiederverwendbaren Aktoreinheit und einem kostengünstigen fluidischen Einwegchip besonders gut für den Einsatz im medizinischen Bereich. Der nächste Schritt wird die Umsetzung eines portablen Demonstrators mit batteriebetriebener Elektronik sein.

6 Danksagung

Die in diesem Paper beschriebene Arbeit entstand innerhalb des integrierten Projekts NeuroProbes des 6. Rahmenprogramms (FP6) der Europäischen Kommission (Projekttr. IST-027017).

7 Literatur

- [1] Nguyen N-T, Huang X, Chuan T K, MEMS-micropumps: a review, *Journal of Fluids Engineering*, 124, 384-392, 2002
- [2] Laser D J, Santiago J G, A review of micropumps, *Journal of Micromech. Microeng.* 14, 35-64, 2004
- [3] Woias P, Micropumps – past, progress and future prospects, *Sensors and Actuators B*, 105, 28-38, 2005
- [4] Esashi M, Shoji S, Nakano A, Normally-closed microvalve and micropump fabricated on a silicon wafer, *Sensors and Actuators*, 20, 163-169, 1989
- [5] Cao L, Mantell S, Polla D, Design and simulation of an implantable medical drug delivery system using microelectromechanical systems technology, *Sensors and Actuators A*, 94, 117-125, 2001
- [6] Stehr M, Messner S, Sandmaier H, Zengerle R, The VAMP – a new device for handling liquids or gases, *Sensors and Actuators A*, 57, 153-157, 1996