

Mikroförderpumpe

Keywords: Mikrohydraulik, Pumpe, Peristaltik, Viskosität, Mikroförderpumpe

Der Grund das Versagens dynamischer Pumpprinzipien ("bubble jet", Piezoerregte Schwingungsmembran- oder feinwerktechnische Kolben-Zylinder-Aufbauten) liegt im hohen Strömungswiderstand oder der Verstopfungsanfälligkeit der Kapillaren und mikrodimensionierten Hubräume. Dabei dürfen die empfindlichen Substanzen auch nicht chemisch und thermisch verändert oder durch Sedimentation entmisch werden. Eine Pumpe für solche Fördergüter muss also ausreichend große Förderkräfte entwickeln, eine weitgehend stetige Bewegung ausführen, geringst mögliche Reibungsflächen bieten, möglichst keine Toträume aufweisen und eine hohe Druckdichtheit gewährleisten. Im Inneren liegende mechanisch bewegte Teile wie Ventile sind anfällig und ein thermischer Antrieb ist auszuschließen. Zudem soll sie nicht nur druckseitig arbeiten, wie übliche Verdränger-Prinzipien, sondern sich aus eigener Ansaugkraft neu befüllen.

Das Problem

Ein wesentlicher Nachteil der üblichen, dynamisch arbeitenden Mikropumpen-Varianten ist das eingeschränkte Eigenschaftsspektrum der zu fördernden Substanzen. So ist es nicht möglich, Fluide zu fördern, die entweder über eine hohe Viskosität verfügen, d.h. zäh wie viele Öle sind, oder als Suspensionen oder Emulsionen aufgeschlämmte feine Partikel oder Tröpfchen enthalten. Gerade solche disperse Gemische stellen jedoch viele Pharma-Komponenten, Schmiermittel oder Pigment-Farbstoffe dar (Salben, Pasten, Polymer-Schmelzen, Teige, Breie). Die Fließeigenschaften zäher Stoffe wird durch die spezifische Viskosität von ca. 10^{-2} (Kondensmilch) bis 10^{+3} Pa*s (etwa Teer) bestimmt.

Der technische Anspruch

Der Grund das Versagens dynamischer Pumpprinzipien ("bubble jet", Piezoerregte Schwingungsmembran- oder feinwerktechnische Kolben-Zylinder-Aufbauten) liegt im hohen Strömungswiderstand oder der Verstopfungsanfälligkeit der Kapillaren und mikrodimensionierten Hubräume. Dabei dürfen die empfindlichen Substanzen auch nicht chemisch und thermisch verändert oder durch Sedimentation entmisch werden. Eine Pumpe für solche Fördergüter muss also ausreichend große Förderkräfte entwickeln, eine weitgehend stetige Bewegung ausführen, geringst mögliche Reibungsflächen bieten, möglichst keine Toträume aufweisen und eine hohe Druckdichtheit gewährleisten. Im Inneren liegende mechanisch bewegte Teile wie Ventile sind anfällig und ein thermischer Antrieb ist auszuschließen. Zudem soll sie nicht nur druckseitig arbeiten, wie übliche Verdränger-Prinzipien, sondern sich aus eigener Ansaugkraft neu befüllen.

Das natürliche Vorbild und seine Funktionsweise

Die lebende Natur hat das Problem mit dem gerichteten Verdrängen eines Mediums vielfach gelöst - in der Peristaltik des Verdauungstraktes. Sie ist die Abfolge einer Verformungswelle, bei der sich zuerst der Rohrquerschnitt durch eine Einschnürung verringert und danach, phasenverschoben dazu, der in Förderrichtung liegende Rohrabschnitt verkürzt wird. Obwohl sich ein Druck in alle Richtungen aufbaut, wird jeweils an der Einschnürungsstelle eine Differenz der Fließwiderstände erreicht, die das Zurückfließen behindert. In der nachgiebigen Darmwand bewirken das die kontraktile Muskelfasern, die entweder in Längsrichtung orientiert sind oder den Umfang des Rohres umfassen.

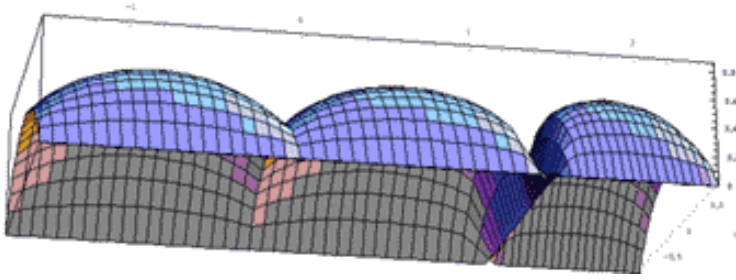


Abb. 1: [v. Dipl.-Ing. A. Takacs , TU Budapest]: Simulationsmodell Bewegung der Darmwand

Umsetzung in die realisierbare Struktur

Die 4 Silizium-Wafer werden mittels anisotropem Ätzprozess mit Vertiefungen prismatischer Geometrie für die Kammern, v-förmigen Kanälen und Durchführungen einerseits für das Förderfluid, andererseits für das Antriebsfluid versehen. Die Pumpenkonfiguration besteht aus mindestens 3 hintereinander geschalteten Verdränger-Kammern, die durch eine durchgehende elastische PTFE-Membran in 2 Etagen unterteilt werden und so das Fördergut vom druckbeaufschlagten Antriebsmedium trennt. Jede der Verdrängerzellen ist einzeln ansteuerbar. Unter Druck wird die Membran der ersten Zelle nach unten bewegt und das Fördermedium in den benachbarten Hubraum gedrückt. Danach wird die 2. Zelle durch die entstehende Membrankuppel verengt. Nach Kompression der 3. Kammer wird der Hubraum der 1. durch die elastische Rückstellung der Membran (oder durch Unterdruck) wieder geöffnet und neues Fördergut-Volumen eingezogen, wonach sich in einer Taktfolge die peristaltische Welle ergibt.

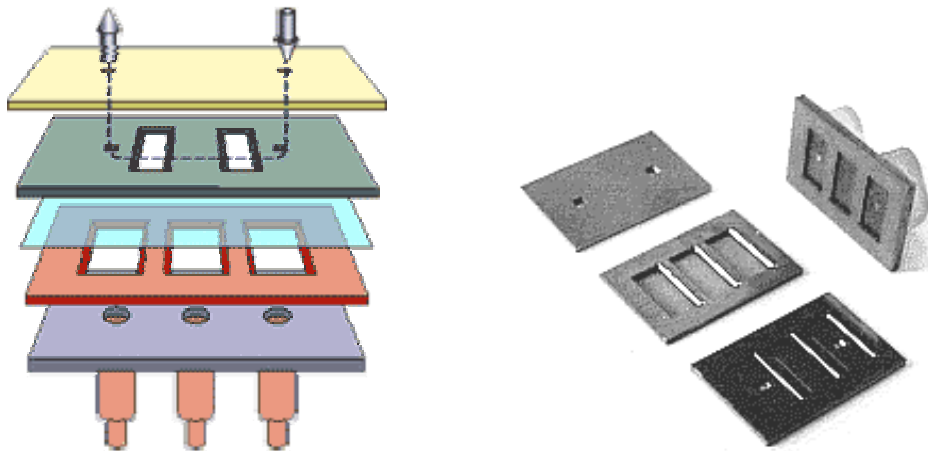


Abb. 2: [Pat.-Nr. P 197 24 240,5; Fa. Höfer & Bechtel, Hanau]: 4 gekammerte Silizium-Schichten als Komponenten der Mikropumpe

Modellentwicklung - Simulation und Konstruktion

Die bionische Modellmethode erfordert neben dem Verständnis dieser komplexen Verformung als Ablauf von Einzelbewegungen die Simulation in einem Computermodell, um den Wirkungsgrad des Volumentransports bei variablem Kontraktionsweg unter gegebenen Viskositäten abzuschätzen.

Für die Mikrotechnologie mit ihren bekannten Möglichkeiten und Grenzen muss das dreidimensional wirksame natürliche Pendant auf einen planaren Aufbau transformiert werden und der Antrieb kann nicht durch Kontraktionen in den 2 Achsen ("längs und quer") erfolgen, sondern muss durch eine einzige Verformungswelle einer flachen Membran realisiert werden. Das Werkstoffspektrum gestattet nur eine Verbindung von bestimmten hochelastischen Polymerfolien mit den gebondeten Silizium-Schichten des Grundkörpers und der Montageaufwand muss gering gehalten werden.

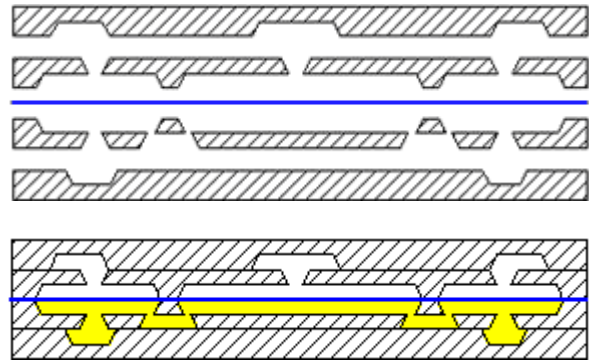


Abb. 3: [v. Dipl.-Ing. M. Kallenbach]: Querschnitt-Aufbau Mikropumpe; unten: Fluidraum gelb

Weiterentwicklung und Ausblick

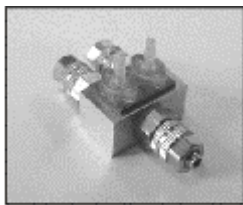


Abb. 4: [Pat.-Nr. P 197 24 240,5; Fa. Höfer & Bechtel, Hanau]: Marktreife Mikroförderpumpe

Das Antriebsmedium ist im üblichen Falle extern erzeugte Pressluft, deren Druckwert von der Viskosität des Fördergutes und der erforderlichen Förderleistung abhängt. Die Taktfolge-Frequenz wird durch IC-geschaltete elektromagnetische 3/2-Wegeventile und dem Präzisions-Regelventil mit Elektordüse (für den optionalen Unterdruck) vorgegeben. Diese Pneumatik-Komponenten und die Konnektoren (Anschlüsse für das Fördergut) sind noch nicht mikrotechnisch integrierbar; somit besteht das System in einer hybriden Bauweise, welche jedoch für den stationären Labor-Betrieb genug Einsatzmöglichkeiten eröffnet. Eine Zielstellung der Biomechatronik ist die Entwicklung eines peristaltischen Systems mit integrierten Kontraktionsantrieben in einer räumlichen, evt. schlauchartigen Ausführung als ein implantierbares, biokompatibles Medikamenten-Dosiersystem.