

NICHT-INVASIVE OPTISCHE DRUCKMESSUNG IN LAB-ON-A-CHIP SYSTEMEN

M. Nötzel¹, M. Busek¹, F. Sonntag¹

¹Fraunhofer-Institut für Werkstoff- und Strahltechnik IWS, Dresden, Deutschland

EINFÜHRUNG

Hier wird ein nichtinvasives, optisches Druckmessverfahren für mikrofluidische Systeme vorgestellt. Zur Anwendung kommt dabei ein konfokal-chromatisches Sensorsystem, mit dem die Verwölbung einer Membran gemessen wird. Über ein Robotersystem und optische Positionserkennung kann automatisiert an verschiedenen Druckmesspunkten detektiert werden, um damit Druckdifferenzen an Kanälen zu erfassen.

LAB-ON-A-CHIP SYSTEM

Die mikrofluidische Struktur bildet eine aus Polydimethylsiloxan (PDMS) abgeformte Flusszelle [1]. Diese wird oben an eine Polycarbonatplatte angegossen und von der Unterseite in einem Plasmabondprozess mit einem Glasobjektträger abgedichtet. Den Chip zeigt schematisch Abb. 1.

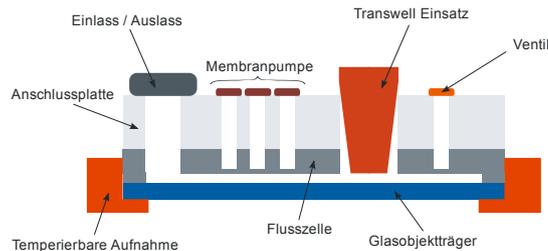


ABB. 1: Schematischer Schnitt durch den Multi-Organ-Chip (MOC)

MESSAUFBAU

Strömt ein Fluid mit konstantem Volumenstrom durch die Kanalstruktur fällt über diese eine Druckdifferenz ab. Da der Druck innerhalb der Kanäle größer als der Luftdruck ist, werden integrierte Membranen wie in Abb. 2 links dargestellt nach oben ausgelenkt [2]. Zur Messung der Verwölbung aus der Ruhelage eignet sich ein optischer konfokal-chromatischer Abstandssensor.

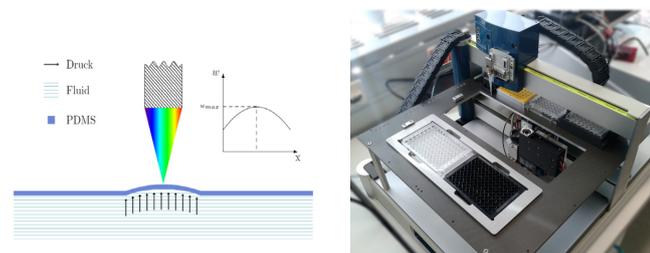


ABB. 2: links: Prinzip der optischen Druckmessung an PDMS-Membranen rechts: Bild des Positioniersystems

Aufgrund fertigungsbedingter Toleranzen der Membran ist eine Kalibrierkurve aufzunehmen, welche den Zusammenhang zwischen Druck und Verwölbung wiedergibt. Um eine möglichst genaue Positionierung des Sensors über dem Biochip und eine Automatisierung der Messung zu ermöglichen wird ein elektronisch gesteuertes Mehrachs-Positioniersystem mit hoher Präzision und Wiederholgenauigkeit (Abb. 2 rechts) eingesetzt. Das Gerät beinhaltet eine Doppelbrücke zwischen der die Biochips auf einer temperierbaren Aufnahmeplatte angeordnet sind [3]. Die obere Brücke ermöglicht ein aseptisches Fluidhandling während an der unteren Achse verschiedene Inspektionsmodule angebracht werden können. Für die Druckmessung sind dies neben dem eigentlichen Sensor IFS 2404-1,5 der Firma μ -EPSILON noch eine CCD-Kamera mit Mikroskopobjektiv. Dadurch können spezielle in der Fluidik eingebrachte Positionsmarken erkannt und automatisch angefahren werden. Zur Kalibrierung werden mittels elektronischem Druckregler definierte Sollwerte eingestellt und die resultierende Auslenkung durch Messung des Abstands zwischen Glasobjektträger und Membranoberseite gemessen.

ERGEBNISSE

Zur Verifizierung des Druckmessprinzips, wird die in Abb. 3 dargestellte fluidische Struktur verwendet.

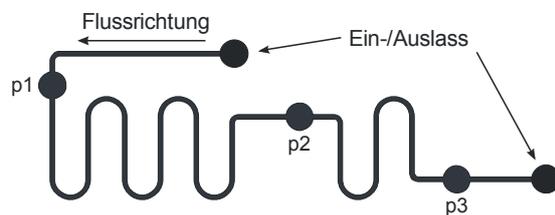


ABB. 3: Testfluidik mit Mäander im Teilungsverhältnis 2:1

Die Mäanderstruktur teilt den Druck analog zu einem Spannungsteiler im Verhältnis 1:2. Eine Spritzenpumpe *Fresenius Injectomat* ermöglicht eine kontinuierliche Durchströmung. Nach der Kalibrierung wird die Auslenkung der drei markierten Membranen (p1, p2, p3) gemessen. Auf diese Weise werden die absoluten Drücke fünf Mal bestimmt und gemittelt. Es ergeben sich die Druckdifferenzen $\Delta p_{12} = 69 \pm 5$ mbar und $\Delta p_{23} = 33 \pm 5$ mbar. Abb. 4 zeigt den Zusammenhang zwischen Membranverwölbung und angelegtem Druck beispielhaft für Messpunkt p2.

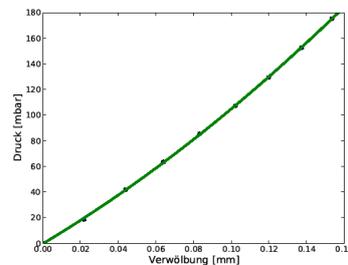


ABB. 4: Kalibriergerade für den Druckwert an p2

Diese wurde durch folgende quadratische Ausgleichsgerade angenähert:

$$p(z) = 863 z^2 + 966 z + 0,4$$

Dabei steht p für den Druck in mbar und z für die Verwölbung in mm.

ZUSAMMENFASSUNG

Es konnte ein Messverfahren etabliert werden, das für die optische nichtinvasive Druckmessung in dem beschriebenen Lab-on-a-Chip System geeignet ist. Durch die Integration von zwei Messmembranen lässt sich der Druckabfall über beliebige mikrofluidische Strukturen bestimmen. In weiterführenden Arbeiten wird anstelle der Spritzenpumpe die integrierte Peristaltikpumpe zur Förderung des Fluids verwendet werden. Dadurch kommt es zu einer pulsartigen Strömung und die Auslenkung kann nunmehr in positiver und negativer Richtung erfolgen. Außerdem wird eine Triggerung der Messwertaufnahme benötigt werden. Weiterhin ist eine gleichzeitige Messung von Druckdifferenz und Volumenstrom geplant. Dazu wird die bereits etablierte PIV-Messung [4] und die hier beschriebene Druckmessung am selben Biochip durchgeführt werden.

LITERATUR

- [1] Marx, U. et. al.: ATLA 40 (2012), 235-257
- [2] Wang, L. et. al.: Biomicrofluidics 3.3 (2009), 034105
- [3] Sonntag, F. et. al.: Dresdner Beiträge Medizintechnik (2012), 189-192
- [4] Schimek, K. and Busek, M.: Lab-on-a-Chip 13 (2013), 3588-3598