

アクリル系ポリマーで作製されたマイクロ流体デバイスに 搭載可能な空圧式 PDMS バルブの開発

Development of PDMS pneumatic valves implemented in acrylic microfluidic device



東大院工¹, 東大 CNBI²,

○寺根 将太郎¹, 小林 雅¹, 赤木 貴則^{1,2}, 一木 隆範^{1,2}

School of Engineering¹, Center for NanoBio Integration², University of Tokyo

°Shoutarou Terane¹, Masashi Kobayashi¹, Takanori Akagi^{1,2}, Takanori Ichiki^{1,2}

E-mail: terane@bionano.t.u-tokyo.ac.jp

【緒言】 外来患者の負担を低減するため、迅速・簡便な検査を行う血液分析チップに関する研究が進められている。血液分析チップの流路に多数のバルブを配置することで、化学分析の手順に従った試料の送液が可能になる。代表的なマイクロバルブとして poly(dimethyl-siloxane) (PDMS) のモノリス(monolith)デバイスに搭載した空圧式 PDMS バルブが知られている。使い捨てが基本となる医療用途に適応させるためプラスチック材料を用いて作製されたデバイスへの搭載が検討されているが、PDMS はアクリル系ポリマー材料との接着性が低く、バルブの耐久性が問題となっている[1]。本研究では PDMS とアクリル系ポリマー材料の接触面積を増大させることで、バルブの耐久性の向上について検討した。今回、空圧式 PDMS バルブを methacrylate-styrene (MS)製の流体デバイスに搭載し(Fig.1, 2)、耐久性と性能について評価した。

【実験・結果】 レギュレーターを介して圧縮 N₂ ボンベと連結したバルブに対してバルブ層のみの状態で駆動圧力を印加し、PDMS 膜の変形量を測定した(Fig.3)。駆動圧力が 0.1 MPa 以上のときに PDMS 膜の頂点高さが 0.5 mm に達し、0.2 MPa 以上の圧力を加えると PDMS 膜が破裂した。また、流路内を水で満たした後にバルブを駆動させて流路を閉じ、流路の一端に加えた陽圧を増加させ、液面が進行したときの送液圧力を測定した(Fig.4)。バルブが機能するためには 0.2 MPa 以上の駆動圧力が必要であった。また、0.4 MPa 以上の送液圧力に耐えた。

【参考文献】 1. Zhang et al., Lab Chip, 9 (2009), 3088-3094

【謝辞】 本研究は、日本学術振興会を通じて最先端研究開発支援プログラムにより助成を受けたものである。

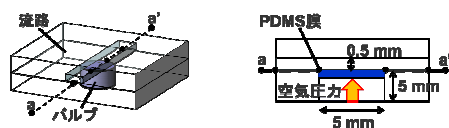


Fig.1 バルブ構造の概略図

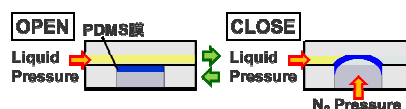


Fig.2 バルブ開閉の概略図

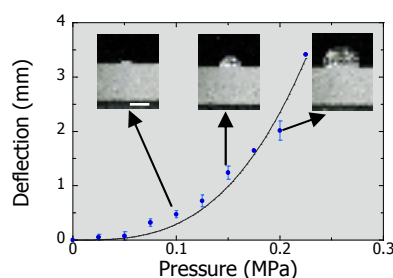


Fig.3 印加圧力に対する PDMS 膜の変形量

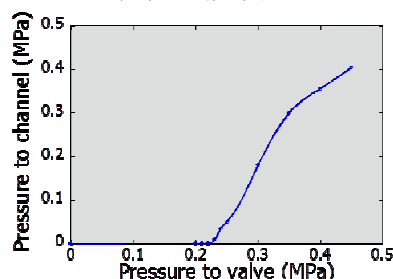


Fig.4 バルブ駆動圧力と送液圧力の関係