

ユニモルフ圧電アクチュエータを用いた無脈動型マイクロポンプの試作

Fluidic Micropump with Unimorph-type Piezo Actuator

○緒方博和¹, 水垣達也², 内木場文男³*Hirokazu Ogata¹, Tatsuya Mizugaki², Fumio Uchikoba³

Abstract: μ TAS was actively has researched for the chemical testing and studying. μ TAS requires the micropump and the performance of this pump affects to the ability of μ TAS. Conventional MEMS pump consists of the diaphragm. Although diaphragm is inexpensive and simple, the miniaturization of the diaphragm is difficult and therefore, the fine flow the fluid control is difficult because of diaphragm 's pulsation. Instead of the diaphragm, this research is producing of the fluidic micropump which uses the piezoelectric element for trial purposes. This micropump was a design that matched the piezoelectric layer to the polyimide layer and the flow pass layer.

1. はじめに

化学分析をワンチップ上で行い、従来の分析器よりも高速に実験及び検査等を行う μ TAS (Micro Total Analysis Systems) に関する研究が盛んに行われている^[1]. μ TAS では、主に試料薬液をマイクロポンプにて搬送・制御することで、流路上に設けられた様々な構成要素が機能する。そのため、マイクロポンプが μ TAS の性能に強く関係していると考えられており、数多くのマイクロポンプが開発されている^[2]. 一般的なマイクロポンプではアクチュエータに圧電素子を用いてダイヤフラムを駆動させているものが多い。ダイヤフラム型のマイクロポンプでは、構造が簡単であるため単価が安い利点があるが、ダイヤフラムが脈動し試料薬液が一時的に停滞するため、液体の搬送・制御関係について難点がある。また、出力を得るためにはダイヤフラムを大きくする必要があるので、高出力のダイヤフラム型マイクロポンプでは μ TAS の小型化が難しくなる。そこで本研究では、安価で小型化しやすい圧電アクチュエータを用い、搬送・制御性能の高い無脈動型のマイクロポンプについて検討及び試作を行った。

2. マイクロポンプについて

本研究のマイクロポンプ構造は Figure 1. の積層構造とした。

Figure 1. の Flow pass layer 及び Layer of PZT Holder の作製手順は、Si ウェハ 500[μ m] をアセトン及び純水にて超音波洗浄後にアルミを蒸着、スピニングにて東京応化製感光性レジスト OFPR800-LB を塗布しマスクパターニング、アルミエッチングを施しアルミパターンを露出させ、ドライエッチングにより完成とした。また、Flow Pass Layer の流路設計寸法は流路幅 500[μ m] \times 流路深さ 50[μ m] とした。

Figure 1. の Polyimide Layer の作製手順は、Si ウェハ 500[μ m] を洗浄後、日立化成デュポンマイクロシステム製 PIX-3400 ポリイミドをスピニングにて第 1 回目 800[rpm]-8[s], 第 2 回目 2500[rpm]-30[s] の設定で塗布し、プリバーク 120[$^{\circ}$ C]-5[min], 第 1 回目ポストバーク 200[$^{\circ}$ C]-5[min], 第 2 回目ポストバーク 350[$^{\circ}$ C]/10[min] により熱硬化後、反対面をアルミ蒸着し Flow pass layer と同様のドライエッチング手順により完成とした。また上記条件にて製膜したポリイミドの膜厚は約 10 [μ m] であった。

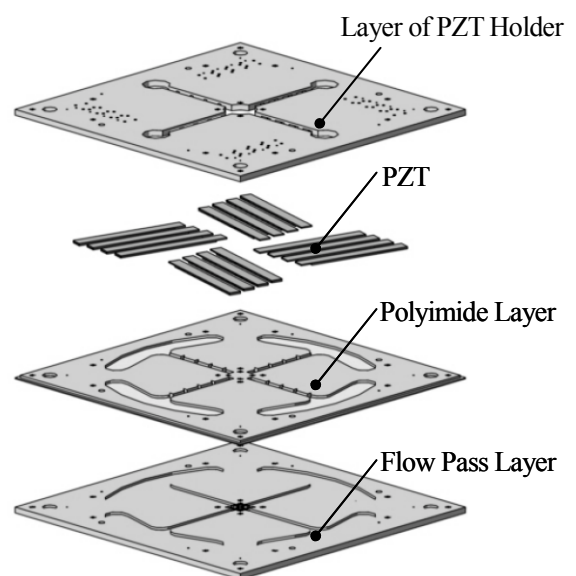


Figure 1. Structure of Micropump

3. マイクロポンプ駆動方法について

マイクロポンプのアクチュエータには、PZT に真鍮が貼り付けられた TDK 製 PS1720 ユニモルフ圧電素子を用い、これをサイズ 2[mm] × 11[mm] × 0.2[mm] にダイシングし、Figure 1 の PZT と同様に配列、Layer of PZT Holder に固定することでカンチレバー状とした。Polyimide Layer 上の Si にカンチレバーが接触し、ポリイミド膜を変動させ進行波を励起させた。

液体の搬送は、ファンクションジェネレータによりユニモルフカンチレバーを駆動し、Figure 2. Generation of progressive wave で示すように進行波を発生せ、液体の蠕動運動を利用した。

引用文献[3]及び[4]によると、マイクロ流路に関しては摂動法を用いた Figure 3. Related figure at flow velocity に示す二次元モデルにおいて次式が成り立つとしている。

$$\eta = H \cos \frac{2\pi}{\lambda} (x - vt) \quad (1)$$

ここで、 η は流路上面のポリイミド膜によって励起される進行波であり、 v は進行波の速度、 H は進行波の振幅、 λ は進行波の波長である。また、流路内における x 方向の平均流路速さ \bar{u} は次式で考えられている。

$$\bar{u} = \frac{1}{2} H^2 g(y) \quad (2)$$

上式によれば、ポリイミド膜が励起する進行波の振幅が二乗で平均流路速さ \bar{u} が決まる。

4. まとめ

駆動方式から、マイクロ流路を流れる液体を多くするには、式(2)よりポリイミド膜の壁面が大きく変位できなければならない。また、ユニモルフ圧電アクチュエータは、圧電体の中でもバイモルフ型や積層型よりも変位及び発生力を稼げないため、より効率的に性能向上を目指すには、膜質の改善やポリイミド膜を薄く製膜する必要があることが分かった。

5. 謝辞

本研究はマイクロ機能デバイス研究センターの支援を一部受け、ここに感謝の意を表す。

6. 引用文献

- [1] 小寺秀俊：「MEMS 分野の研究動向」, NEDO 海外レポート, Vol.1037, No.1037, pp.1-31, 2009.
- [2] 小西義昭：「人工臓器マイクロポンプ」, エレクトロニクス実装学会誌, Vol.5, No.2, pp.131-134, 2002.
- [3] F.C.P. Yin and Y.C. Fung, “Comparison of Theory and Experiment in Peristaltic Transport”, Journal of Fluid Mechanics, Vol.47, pp.93-112, 1971.
- [4] 鈴木孝明：「バルブレスマイクロポンプによる流体制御」, バルブ技報 Vol.60, No.1091, pp21-27, 2008.

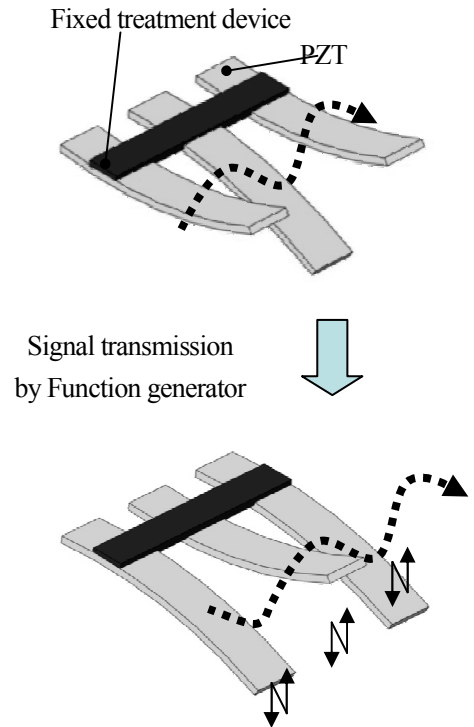


Figure 2. Generation of progressive wave

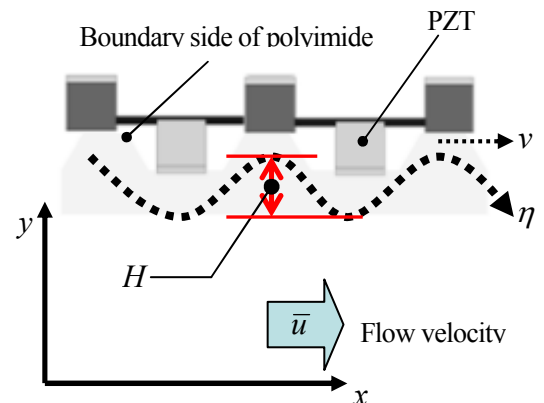


Figure 3. Related figure at flow velocity