

ディフューザ型バルブレスマイクロポンプの開発

Development of diffuser-shaped valve-less micro-pumps

○田中誠一, 九工大院, 北九州市若松区ひびきの 2-4, E-mail:tanaka-seiichi@edu.life.kyutech.ac.jp
 大島裕史, 九工大院, 北九州市若松区ひびきの 2-4, E-mail:oshima-hiroshi@edu.life.kyutech.ac.jp
 塚本寛, 九工大, 北九州市若松区ひびきの 2-4, E-mail:tsukamoto@life.kyutech.ac.jp
 宮崎康次, 九工大, 北九州市若松区ひびきの 2-4, E-mail:miyazaki@life.kyutech.ac.jp

Seiichi TANAKA, Kyushu Institute of Technology, 2-4 hibikino, wakamatsu, kitakyushu
 Hiroshi OSHIMA, Kyushu Institute of Technology, 2-4 hibikino, wakamatsu, kitakyushu
 Hiroshi TSUKAMOTO, Kyushu Institute of Technology, 2-4 hibikino, wakamatsu, kitakyushu
 Koji MIYAZAKI, Kyushu Institute of Technology, 2-4 hibikino, wakamatsu, kitakyushu

A simple shaped valve-less micro-pump was developed. The micro-pump was consisted of diffuser shape channel and a diaphragm. One way flow was realized in an asymmetric channel diffuser by oscillating flow. The measured maximum total pump head and volumetric flow rate were 1460 Pa at zero flow rate and, 6.2 ml/min at zero total pump head, respectively for diffuser angle 50 deg. and frequency 56 Hz. The pump characteristic tests showed the developed pump can be used in pump parts of micro total analysis system (μ -TAS).

1. 緒言

医療や生化学の分野において μ -TAS と呼ばれる小型の分析装置の開発が行われている。これは 1 枚のチップの上に全ての分析システムを小型化し搭載することでこれまでより劇的に短い分析時間を可能にするものである。中でも液送をおこなうマイクロポンプは微小スケールにおけるマイクロ流量制御を求められるために開発が困難となっている。既に開発されたマイクロポンプには、複雑な機構や構造を持っているものが多いが、スケール効果により低寿命化、加工・組み立て性に問題が生じ、またそれ自身の微細化の限界を決めてしまう。マイクロポンプ開発における問題点は支配力変化によってこれまでの液送方法や機構が通用しないことである。

そこで生物の呼吸、中でも高頻度換気法と呼ばれる極低容量を高周波数で行う呼吸法に着目し、ディフューザのような流れ方向によって非対称な性質を示す流路に振動流を与えると一方向流れが発生するとし、これをマイクロポンプに利用することを考えた。ディフューザのみの単純な流路とすることで微細化に有利であり、振動流のもつ物質輸送促進効果を組み合わせれば高効率のマイクロポンプの実現の可能性は高い。

本研究では、ディフューザ型バルブレスマイクロポンプを設計・製作し評価を行い、振動流による流体輸送のメカニズムを明らかにする。

2. ポンプ性能試験および考察

2.1 マイクロポンプ

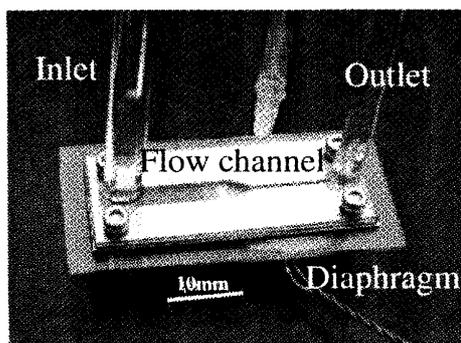


Fig. 1 Photograph of the prototype of diffuser-shaped valve-less micro-pump

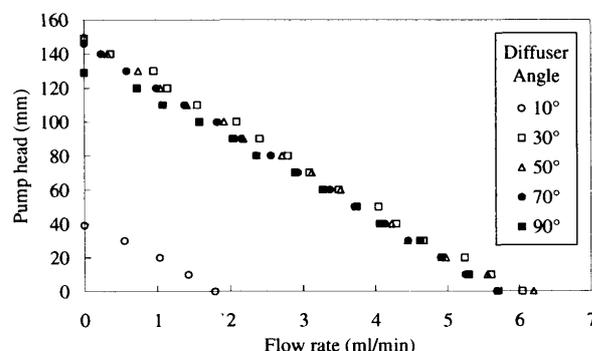


Fig. 2 Head-volume characteristics of developed micro-pump

流路は厚さ 1 [mm] のステンレス板を加工し、上下にアクリル板で積層状に挟み込んだ。上側に流入口と流出口を取り付け、下側に体積変動部となる圧電振動板 (松下電器 EFBS46C42) を接着した (図 1)。駆動時にはファンクションジェネレータ (YOKOGAWA FG200) から一定の周波数をもつ矩形波を入力信号とし、ピエゾドライバモジュール (松定プレジジョン HPZT-0.3PB) によって増幅し、その信号を圧電振動板に与えた。

2.2 ポンプ性能実験

試作したマイクロポンプについて流路形状などの幾何的条件、周波数などの駆動条件を変えて実験を行い、この結果を用いて性能実験を行った。流量-揚程曲線を図 2 に示す。ディフューザ開き角度 50 [°] の場合、流量 0 [ml/min] のときの全揚程 150 [mm] (1460 [Pa])、全揚程 0 [mm] のときの流量 6.2 [ml/min] となった。さらに詳細をみるために次元解析を行い実験結果の整理を行った。

3. 結言

単純なディフューザ形状から成るバルブレスマイクロポンプを設計・製作し、そのポンプ性能試験を行い、以下の結果を得た。

- (1) ディフューザ形状流路に振動流を与えると液体輸送することが確認され、最大吐出し圧力 1460 [Pa]、最大流量 6.2 [ml/min] を得た。
- (2) マイクロポンプの性能は周波数や入力電圧で制御することが可能である。
- (3) 高効率な液送を実現する幾何的条件、駆動条件を示した。