双方向バルブレスマイクロポンプ

双方向バルブレスマイクロポンプによる二液混合

The Development of a Bi-directional Valveless Micro Pump

石　田　暢　久＊　　山　東　康　博＊　　東　野　　楠＊＊

Ishida, Nobuhisa　　Sando, Yasuhiro　　Higasino, Kusunoki

要旨

コニカミノルタで開発されたマイクロポンプについて紹介を行なう。

本マイクロポンプはその簡易な構造（バルブレス）から小型（薄型）化が容易、駆動波形を変えることで双方向送液が可能なこと、脈動の少ない送液、応答性等多くの特性を持っている。

今回、このマイクロポンプを使用し、従来困難であった微少流路中での混合を容易に行なう手法を見出した。その方法はAlternative Mixing Mode（AMM）と呼び、2つのマイクロポンプを用い、交互に送液し、混合する。

この手法について解説する。

Abstract

At the Konica Minolta Technology Center, Inc. Japan, we have developed a micro pump device whose simple and valveless structure provides such attractive characteristics such as rapid response, ease of miniature design, bi-directional liquid flow via waveform manipulation, and low-ripple liquid flow capability. Using two such micro pump devices driven alternately to mix the liquid, we developed AMM (alternative mixing mode), a method of easily mixing liquids in a micro flow channel. Such a process has long proven elusive, and presented here is the technology which led to this accomplishment.

1　はじめに

MEMS（Micro Electro Mechanical Systems）の中でも特に微少流体を扱う領域をFluidic MEMSと呼び、医療、化学分析・合成等の分野への応用が期待され、現在、多くの関連する研究が行なわれている。

今回、紹介するマイクロポンプはFluidic MEMSの分野で微少流体のドライブを行なうためにインクジェットヘッド技術を元に開発されたもので、Siダイヤフラム上のPZTをアクチュエーターとする簡便な構造をとっている。その構成により低価格、バルブレス、電圧印加波形による双方向駆動等の特徴を有している。

以下にそれらの特徴について、マイクロポンプの構造、駆動原理、実験結果を交えて、紹介を行なう。

＊コニカミノルタテクノロジーセンター㈱　デバイス技術研究所
イメージング機器開発室

＊＊コニカミノルタテクノロジーセンター㈱　システム技術研究所
シミュレーション技術室

2　マイクロポンプの駆動原理

Fig. 1 (A)(B)にマイクロポンプの断面図、Si 流路のSEM写真を示す。

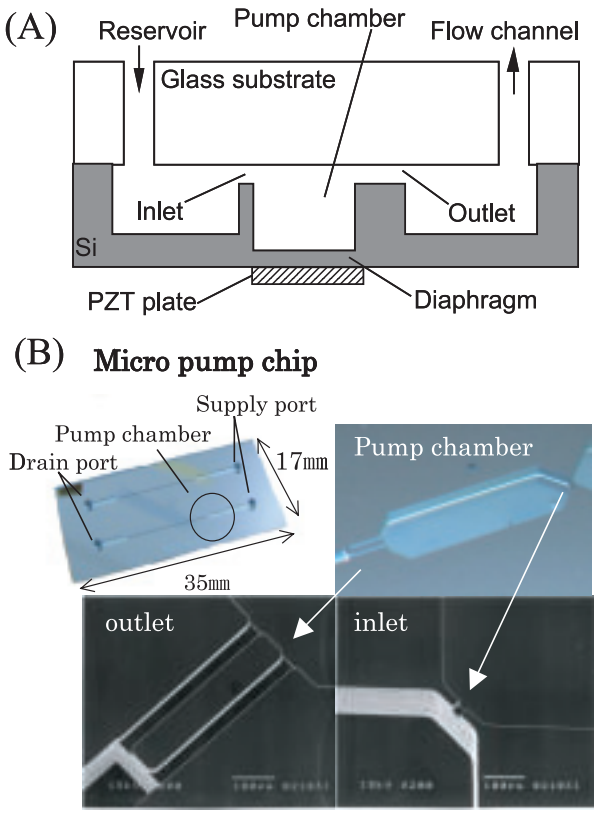

Fig.1 (A)Cross-sectional view of micro pump
(B)Photograph of the completed micro pump and SEM images of pump chamber, inlet and outlet channel.[1)]

マイクロポンプの基本構成はSiダイアフラム上にPZT板を貼り付けたポンプ室（圧力発生室）とその前後に配置された流路抵抗の異なるインレットとアウトレットと呼ばれる2つのディフューザーからなる。

インレット断面は幅25μm×深さ25μm、長さが25μm。一方、アウトレット断面は幅80μm×深さ25μm、長さが

400μmで2本流路となっている。

Fig. 2 はポンプ室に圧力がかけられた時にインレット、アウトレットの前後に生じる圧力差とその時の流路抵抗を表している。

アウトレットではその断面に対してチャンネル長が長く、そこでの流れは層流支配となるため、圧力差による流路抵抗変化が小さい。

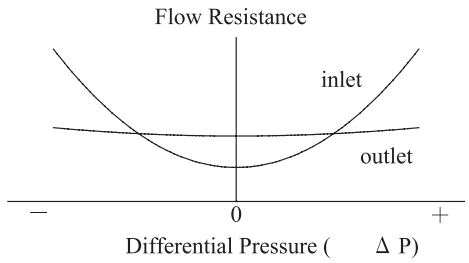

Fig.2 Flow Resistance as a function of Differential Pressure

一方、インレットでは断面が小さく、チャンネル長も短いため、圧力差が大きくなると容易に乱流を起こし、大きな流路抵抗変化を生じる。

Fig. 3 にマイクロポンプを駆動させるための標準波形と駆動の概念図を示す。

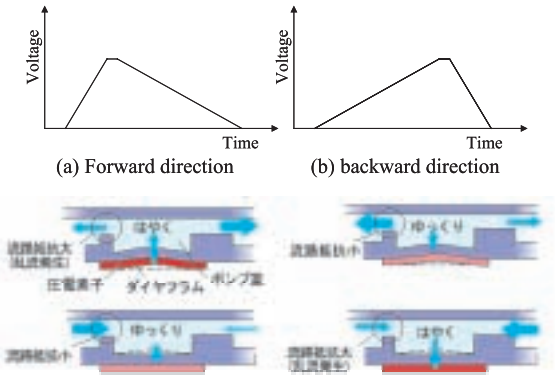

Fig.3 Driving waveform and generated flow

(a)の波形が前方に送液するための波形で急峻な立ち上がりと緩やかな立下りを持っている。波形の急峻な立ち上がりは圧力室とインレット／アウトレットを介した外側の流路との間に大きな圧力差を生じ、インレット側の流路抵抗が乱流により増加し、相対的にアウトレット側のそれよりも大きくなるため、概念図左上の様に圧力室から前方（アウトレット側）へ多く送液される。次に波形の緩やかな立下りでは発生する圧力差が小さく、インレット側も層流となるため、アウトレット側に比べてインレット側の流路抵抗が相対的に小さくなり、概念図左下の様に圧力室へのインレット側からの送液が多くなる。これらの結果、この波形を繰り返すことにより前方への連続的な送液が可能になる。

一方、(b)の波形では緩やかな立ち上がりと急激な立下りを持っている。

緩やかな立ち上がりにおいてはインレット側の流路抵抗がアウトレット側へのそれよりも小さく、概念図右上の様に圧力室から後方（インレット側）に多く送液され、急激な立下りでは乱流の発生により、インレットの流路抵抗が相対的にアウトレット側よりも大きくなるため、概念図右下の様に圧力室へはアウトレット側から多く送液される。

その結果、この波形を繰り返すことにより、後方への連続的な送液が可能となる。

3　等価回路モデルによるシミュレーション

マイクロポンプの寸法（ポンプ室、インレット/アウトレット、流路）の最適値とその特性は有限要素法（FEM）と等価回路モデルを用いた解析とにより求めた。

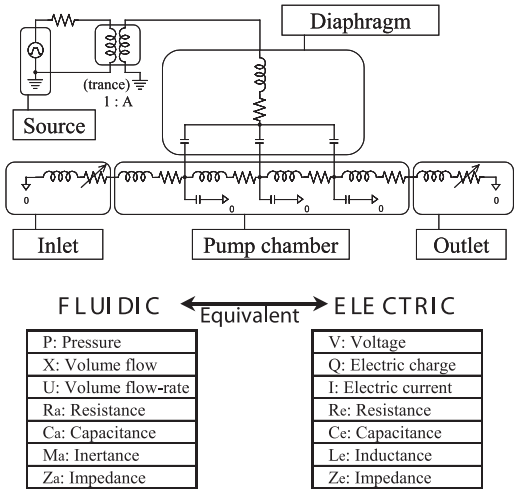

Fig.4 Equivalent Circuit of micro pump

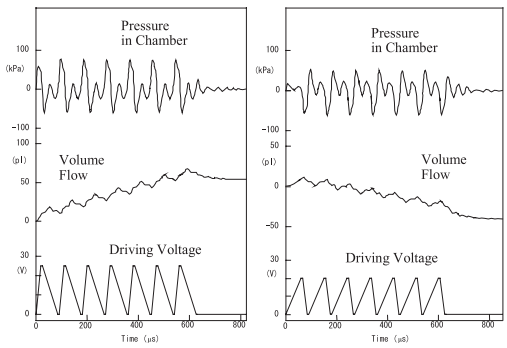

Fig.5 Characteristics of micro pump simulated by equivalent circuit analysis [1)]

第１のSTEPでポンプ室のダイアフラムの変位、発生圧力をFEMにより求め、第２のSTEPでFEMにより導かれた結果を等価回路モデルに当てはめて流量、発生圧力を求めた。

Fig. 4 に等価回路モデルを**Fig. 5** にその時の解析結果を示す。

4　組立

Fig. 6 にマイクロポンプの試作フローを示す。

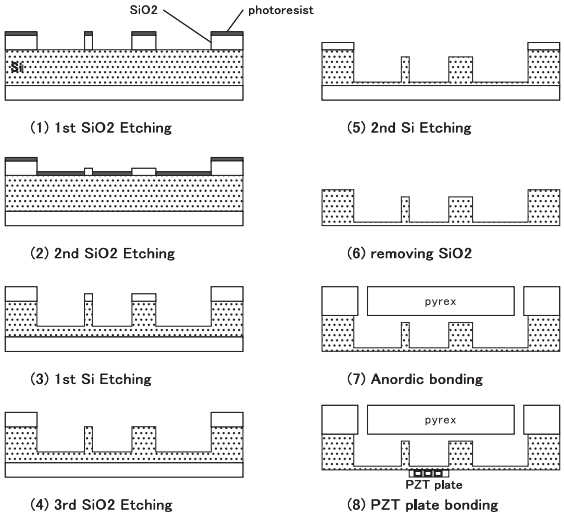

Fig.6 Fabrication Process for the micro pump

両面に熱酸化膜を形成したSi基板を用い、熱酸化膜をRIE（Reactive Ion Etching）で２段エッチングし、Siエッチング用のマスクを形成する（**Fig. 6 (1), (2)**）。

次にDeep RIEによりSiの２段エッチングを行い、所望のパターンを形成する（**Fig. 6 (3)-(5)**）。

続いて熱酸化膜の除去し、流路内の親水化を行った後、ガラスとSi基板を陽極接合する。Si面にはITOの透明電極を形成し、PZT板をポンプ室のダイアフラム部に接着剤により接合する（**Fig. 6 (6)-(8)**）。

5　実験用ポンプ

実験で用いたマイクロポンプを**Fig. 7** に示す。システムは２台のポンプとPDMSの流路により構成されている。写真では赤インクをポンプと流路に導入し、流路を可視化している。

PDMS流路はSi基板に流路の反転パターンを形成し、そこにPDMS樹脂を流し込んで硬化させて溝を形成し、ポンプのガラスに貼り付ける（自己吸着）。

微少流路のスタート部はガラスに設けられた貫通穴を介してポンプと接続される。

ポンプ性能としては最大発生圧力13Kpa（50V）、最大流量0.4μl/sec（50V）を発生する。

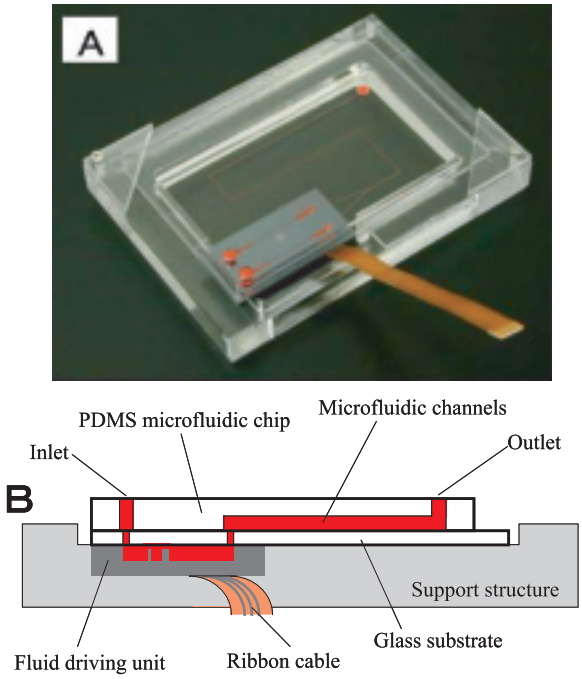

Fig.7 (A)Micro pump device.
(B)Cross sectional view of micro pump device. [2)]

6　混合実験

キャピラリーバルブを用いた層流形成について順を追って述べる。赤と青のインクを２つのポンプを使って送液し、バルブ部で一旦、停止させる(a)。次にポンプ圧を上げてバルブを通過させY字部で２液を合流させる(b)。

この手順により、途中に気泡を混入させることなく、容易に層流を形成することができる(c)。

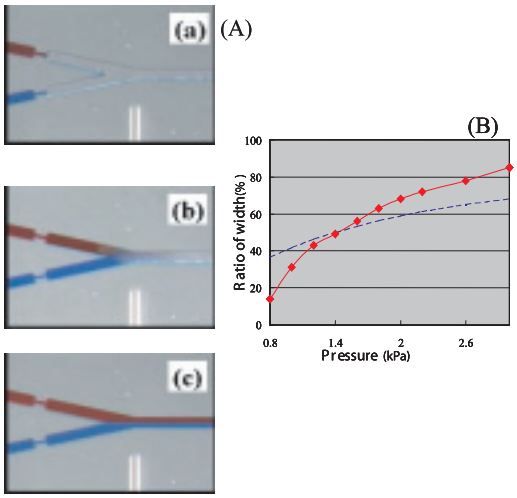

Fig.8 (A)Photos of the sequence of laminar flow formation with the assistance of capillary valves.
(B)Ratio of the flow width controlled by the pumping pressure. [2)]

混合の比率は２つのポンプに印加する電圧により制御できる。**Fig. 8 (B)**のグラフは一方のポンプ圧力を1.4KPaで固定し、もう一方のポンプ圧力を0.8KPaから3KPaまで変化させたときの混合比を示す。混合比はＹ字の合流部から300μm下流で測定した。

青線が理論値で赤のプロットが実験値を表している。

次に我々が開発した混合方法AMM（Alternative Mixing Mode）について述べる。

比較のため、層流支配下での混合状態の実験データを示す。

実験はルシフェラーゼとルシフェリン＋ATPの混合による発光状態を観察することで確認した。

Fig. 9 のグラフは図に示した３つのポイント（A：合流部から２mm、B：合流部から10mm、C：合流部から46mm）における発光の経時変化を示している。

発光は２液の混合状態を表し、ここでのデータは層流支配下におけるそれぞれのポイントでの混合状態を表している。時間は送液停止時をスタートとしている。

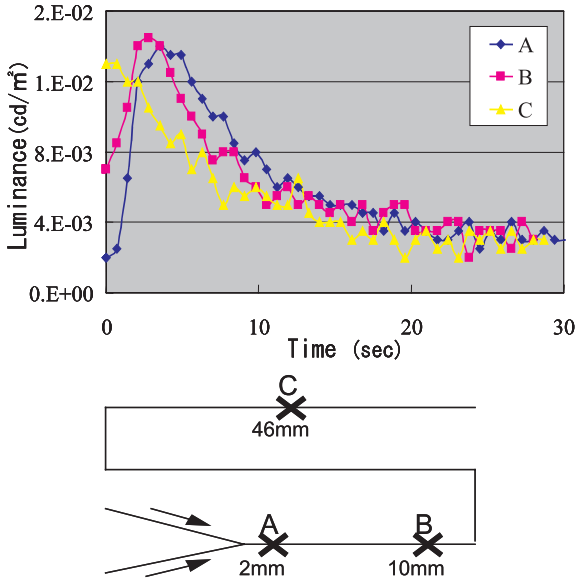

Fig.9 Time courses of bioluminescence at three measurement points. [2]

次にAMMによる混合について述べる。

AMMにおける混合の原理は２つのポンプを交互に駆動させ、合流部で二液の拡散機会を増やすことで均一な混合を行なうことができる。

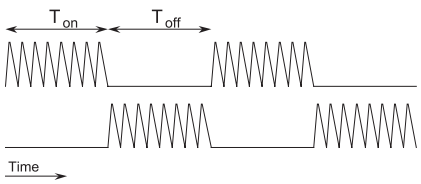

Fig.10 Driving waveform for AMM.

Fig.10はAMMにおける駆動波形を表している。上下２つの波形が２台のポンプにそれぞれ印加される。

Fig.11に、切り替え周波数ｆ=1/（Ton+Toff）を1～1kHzで変化させた時の発光の強度をポイントA，Bで測定した値を示している。（基本周波数：11kHz=、Duty比（Ton/Toff）：１、駆動電圧：20Ｖ）

ポイントＡでの測定を見ると発光のピーク強度（100Ｈｚ）は層流のピークのほぼ２倍に達しており、AMMによる混合で合流の優位性を示している。

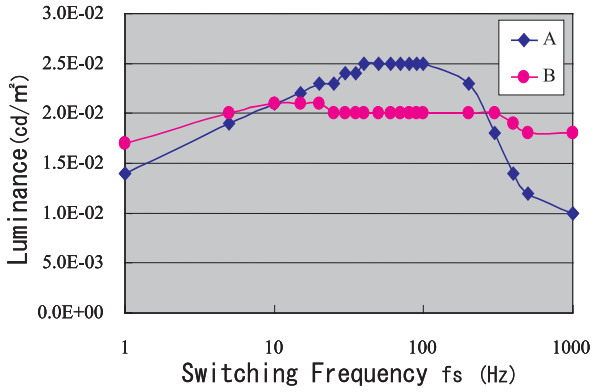

Fig.11 (A)The intensity of the bioluminescence at the frequency range from 1Hz to 1kHz
(B)Photo of the AMM flow generated by switching at 3Hz. [2]

7　まとめ

小型薄型、双方向駆動、バルブレスと多くの特徴をもった当社マイクロポンプはその特徴を活かした使用法により新たな可能性を見出すことができた。

今後はμ－TAS、化学合成、その他のアプリケーションへの商品展開のため、Fluidic MEMSとしての完成を目指す。

最後にこの文章を書くにあたり、図面、説明文の使用を快諾して頂いた東京大学 助教授 藤井輝夫様、KMOTの速水俊一様に深く感謝し、お礼を申し上げます。

●参考文献

１）Shunichi Hayamizu, Kusunoki Higashino, Yasuhisa Fujii, Yasuhiro Sando and Koji Yamamoto, "New bi-directional valveless silicon micro pump controlled by driving wavefoorm", Sensors and Actuators A 103（2003）83-87

２）Teruo Fujii, Yasuhiro Sando, Kusunoki Higashino and Yasuhisa Fujii, " A plug and play microfluidic device", Lab Chip, London, 2003, 3, 193-197