研究論文

超音波振動を利用したマルチパーパス微小流体駆動デバイス*

(第1報, 概念の提案とマイクロミキサとしての評価)

五味 淳**, 竹村 研治郎***

A Multi-purpose Micro Fluid Power Component using Ultrasonic Vibration

(1st Report: Concept and characterization as micro mixer)

Jun GOMI, Kenjiro TAKEMURA

This paper describes the design, fabrication, and evaluation of a multi-purpose component for micro total analysis system (μ TAS). The component achieves two functions for μ TAS application. One is a micropump which transports the liquid and the other is a micromixer which stirs the liquid. With this component, it is possible to downsize a total system because there is no need to integrate pump and mixer separately. This paper proposes the pumping/mixing functions be achieved using ultrasonic vibrations. When operating as a pump, it uses a traveling vibration on ultrasonic vibrator, and when as a mixer, it uses a standing vibration. The ultrasonic vibrator is composed of a PZT disk ($\phi 20\text{mm} \times 0.5\text{mm}$), a brass disk ($\phi 20\text{mm} \times 2\text{mm}$) and a phosphor bronze disk ($\phi 30\text{mm} \times 0.1\text{mm}$). The liquid chamber is $\phi 28\text{mm} \times 1\text{mm}$. The mixing experiment confirms the effectiveness of the proposed mixing principle.

Key words : μ TAS, Ultrasonic vibration, Micromixer, Active mixing, Finite element method

1. 緒 言

近年, 化学分析システムのマイクロ化に関する研究が盛んに行われている¹⁾. こうしたマイクロ化学分析システムはMicro Total Analysis System (μ TAS) あるいはLab on a chip (LOC) と呼ばれ, 小型化に伴い分析システム内でのデッドボリュームが低減され, 以下のような特長を有する. すなわち, 極微量しか得られない生体サンプルなどを測定できること, 試薬などの消費量を低減できること, 高速な応答が望めることなどの特長を有している²⁾. これらの特長から, μ TAS技術は従来の化学分析システムに比べて高速, 高性能で微量分析が可能な化学分析システムを実現する可能性を秘めており, 化学, 医療およびバイオ分野における実用化が期待されている³⁾⁴⁾⁵⁾. μ TASの概念図をFig.1に示す. Fig. 1に示したように, μ TASはチップ上に配置されたマイクロポンプ, マイクロバルブ, マイクロミキサ, マイクロチャンネル, マイクロセパレータなどの要素から構成される. MEMS技術の利用により, マイクロチャンネルやマイクロバルブ (パッシブ型) の製作は比較的容易であるものの, 動力源を必要とするマイクロポンプおよびマイク

ロミキサの小型集積化は困難であり, 近年盛んに研究されている⁶⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾. ただし, マイクロポンプはチップ上で液体を輸送し, マイクロミキサは微小流路内での低レイノルズ数の層流を攪拌する流体駆動デバイスである. ポンプ, ミキサともに機械式¹⁰⁾¹¹⁾, 非機械式¹²⁾¹³⁾のものが研究されているが, 性能にはほぼ比例して大型化するため, μ TASに適したポンプ/ミキサの具現化が期待されている. こうした課題の解決策として, ①小型高性能なポンプ/ミキサの開発 (高性能化), ②ポンプおよびミキサの両機能を有する単一流体駆動デバイスの開発 (高集積化) が挙げられる.

以上の背景から, 本研究では高集積化を目指して, 金属弾性体の超音波領域の固有振動を利用した新たな微小流体駆動デバイスを提案, 開発することを目的とする.

Fig. 1 Schematic of μ TAS

*平成21年5月8日 原稿受付

**慶應義塾大学大学院理工学研究科

(所在地: 神奈川県横浜市港北区日吉3-14-1)

***慶應義塾大学理工学部機械工学科

(所在地: 神奈川県横浜市港北区日吉3-14-1)

(E-mail: takemura@mech.keio.ac.jp)

Fig. 2 Vibration modes of circular disk

Fig. 3 Principle of traveling wave generation

2. 原 理

一般に、弾性体は形状に依存した固有振動モードを有する。例えば、円板にはFig. 2に示すように半径方向に節を持つ節直径モードと、円周方向に節を持つ節円モードを持つ（節の数により、それぞれ無限個の固有振動モードがあ

る）。通常、各モードでの節の位置は一定であるため固有振動モードは定在波となるが、例えば円板では、モード形状が同じでも、節直径の方向が空間的に $\lambda/4$ （ λ は波長）位相がずれた2つの相似モードを時間的位相差 $\pi/2$ で合成すると円周上に進行波を生成することも可能である（Fig. 3）。以下に、円板の固有振動を利用した進行波および定在波を用いて、液体を輸送、攪拌する基本原理を示す。

2.1 ポンピング原理

Fig. 4のように、微小流路の底面の一部が円形であると仮定する。ただし、円形部分には円板の固有振動モードが励振できるものとし、ここを振動子と呼ぶ。Fig. 3のように、振動子の節直径モードを利用して円周方向の進行波を生成すると、振動子表面の各点は振動1周期ごとに楕円軌跡上を運動する。このとき、流路内を液体で満たすと、振動子表面近傍の液体粒子も表面の軌跡に応じて楕円運動するが、流体粒子が描く軌跡は流体粘性の影響により閉じた楕円とはならないことが知られている¹⁴⁾。この楕円軌跡の不完全性により、Fig. 5のように流路内の液体は一方方向に輸送されることになる。過去の研究¹⁴⁾によると、このときの時間平均流速は進行波の振幅の二乗に比例する。すなわち、Fig. 4のように、流路の一部に振動子を形成し、固有振動モードを用いて進行波を生成することによって、振幅が拡大され体積に対して高いポンピング性能を呈すると考えられる。

2.2 ミキシング原理

Fig. 4に示した微小流路において、振動子に定在波を生成すると、流路の深さ方向に音場が形成される。このとき、流路内の液体には音圧が作用する。微小流路内での流れは一般的にレイノルズ数が低く層流化するため、複数の液体が同一流路内で輸送されても混合されないが、上記の定在波により流路の一部に音場を形成すれば、強制的に流体が攪拌され、複数の液体が混合されることが考えられる。このとき、2.1節と同様、流路の一部を形成する振動子の固有振動

Fig. 4 Schematics of channel with vibrator

Fig. 5 Acoustic induced by a mechanical traveling wave⁶⁾

モードを励振することによって振幅が拡大され、効率的なミキシングが期待できる。

3. 設計および製作

3.1 振動子概形および振動モードの決定

2章に示したポンピングおよびミキシングを単一デバイスで実現するためには、進行波および定在波を選択的に生成可能な振動子の設計が必要である。前述のように、弾性体は形状に依存した固有振動モードを有しており、定在波の生成は容易である。一方、進行波を生成する際には進行方向での端面の有無などを考慮する必要がある。例えば、矩形板の場合、長手軸方向に進行波を生成しても端面での反射により、結果として定在波に帰着してしまう。

以上のような検討から、進行波の生成の容易さを考慮して、振動子は円板形状と決定した。すなわち、ポンピングに必要な進行波の生成にはFig. 3に示したように空間および時間的に適当な位相差で組み合わせた2つの相似な節直径2の振動モードを、ミキシングに必要な定在波の生成にはFig. 2に示した節円1の振動モードを使用することとした。

3.2 有限要素法による振動子の設計

有限要素コードANSYSを用いて振動子の寸法を決定した。ただし、設計上の制約条件として、

- (1) 振動子直径は20mm
- (2) 各振動モードは圧電素子により励振
- (3) 各振動モードの固有振動数は可聴域(20kHz)以上の3点を設定した。

有限要素モデルをFig. 6に示す。振動子は弾性体である黄銅、振動を励振するための圧電素子(チタン酸ジルコン酸鉛, PZT)、支持部材であるリン青銅から成る。また、これら構造材に加え、各部材の接着に用いるエポキシ接着剤もモデル化した。ただし、接着層の厚さは0.02mmとし、解析の境界条件としてリン青銅板の外周から1mm以内にある節点の全自由度を拘束した。上記の制約条件を考慮して、固有値解析により振動子形状を設計した結果、黄銅、PZT、およびリン青銅の直径と厚さがそれぞれ $\phi 20\text{mm} \times 2\text{mm}$ 、 $\phi 20\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 、 $\phi 30\text{mm} \times 0.1\text{mm}$ の際に、適当な振動モードを有することが明らかとなった。節直径2および節円1の各振動モードのモード形状をFig. 7に示す。ただし、各振動モードの固有振動数はそれぞれ21.9kHzおよび36.9kHzであった。

Fig. 6 Finite element model

3.3 圧電素子の分極および電極パターン設計

前節で設計した振動子に適切な振動モードを励振するには、圧電素子の分極および電極パターンを適当に設計する必要がある。すなわち、ポンピング時には空間的に $\lambda/4$ 位相がずれた2つの相似な節直径2の振動モードを、ミキシング時には節円1の振動モードを励振できる分極および電極パターンを決定した。

Fig. 8に圧電素子の分極および電極パターンを示す。ただし、図中の+/-は厚さ方向の分極方向が反転していることを示す。入力相Aに、節直径2の振動モードの固有振動数とほぼ等しい周波数の交流信号を入力すると、節直径2の振動モードが励振できる。同様に、入力相Bに交流信号を入力しても、節直径2の振動モードが励振できる。ただし、両者の振動モードは節/腹の位置が空間的に $\lambda/4$ ずれている。これらを時間的位相差 $\pi/2$ で励振すれば、円周方向に進行波が生成されることになる。

一方、各入力相に時間的位相差 π の2相交流信号を入力すると、PZTが全面同位相で歪み、節円1の定在波が生成されることになる。

3.4 振動子の製作

製作した振動子の部品をFig. 9に示す。これらの部品をテフロン製の治具を用いて中心軸をそろえて接着した。なお、接着剤の厚さを均一にするために加圧治具を用いて約3N/mm²の圧力で加圧接着した。製作した振動子をFig. 10に示す。Fig. 10(b)において、上部からPZT、黄銅、リン青銅

Fig. 7 Calculated vibration modes

Fig. 8 Polar direction and electrode pattern of PZT disk

Fig. 9 Parts of vibrator

Fig. 10 Overview of vibrator

の順に構成されており、ポンプ／ミキサとして使用する際にはリン青銅側が流路底面の一部を構成する。

4. 実験

4.1 振動特性の測定

振動子をフェルト上に配置した場合（自由境界条件）の振動特性を評価した。なお、測定する項目は、振動子に印加する交流信号の周波数と振動振幅の関係である。節円1の振動モードにおける測定では、電圧10Vp-p、時間的位相差 π の2相交流信号をA相およびB相の各入力相に印加し、振動子の中心付近の振動速度をレーザドップラ振動計（CLV3000, Polytech PI）を用いて測定した。また、節直径2の振動モードにおける測定では、電圧10Vp-pの交流信号をA相にのみ印加し、振動子のA相電極部の円周部中心付近の振動速度を測定した。測定結果をFig. 11に示す。

Fig. 11(a)に示す節円1の振動モードにおける周波数特性から、交流信号の周波数が34.1kHz付近において振動子が共振していることがわかる。この結果は、3.2節で示した有限要素モデルを自由境界条件で固有値解析した結果である34.7kHzとほぼ同等である。また、Fig. 11(b)に示す節直径2の振動モードにおける周波数特性から、交流信号の周波数が21.1kHz付近において振動子が共振しており、自由境界条件の固有値解析結果である20.8kHzとほぼ同等であることがわかる。以上のことから、設計した圧電素子の分極および電極パターンによって振動子上に意図した固有振動モードを励振できたことが確認された。

4.2 混合実験

本研究で提案したポンプ／ミキサの機能を有する微小流体駆動デバイスは、超音波振動を利用して流体に力を直接作用させるデバイスである。このため、超音波振動により流体に運動が生じるかを確かめ、提案手法の有効性を確認するためにミキサとしての性能を評価した。

(a) Vibration mode with one nodal circle

(b) Vibration mode with two nodal diameters

Fig. 11 Frequency characteristics of ultrasonic vibrator without constraint condition

Fig. 12に、3章で設計した振動子を用いたミキサの構成および組立図を示す。振動子は、厚さ1mmの2枚の黄銅板および厚さ0.1mmのリン青銅により固定される。上部の黄銅板にはφ28mmの穴が開けられており、有限要素解析での境界条件と同様に振動子の一部を構成するリン青銅の外周から1mmの部分固定する。また、リン青銅板には振動子のリン青銅部分と等しいφ30mmの穴が開けられており、振動子と各板の中心をそろえる役割を持つ。振動子は中心の穴の周囲にある8つのねじにより固定され、組み立てた際には黄銅板のφ28mmの穴が流体チャンバとなる。

φ28mm × 1mmのチャンバに水道水を満たし、その中心に100倍に薄めたマープリング水溶液を滴下してミキシングの様子を撮影した。ただし、チャンバ上面は空気と接した自由表面である。ミキシングの際は、振動子のA相およびB相に時間的位相差 π 、周波数21.4kHz、電圧200Vp-pの2相交流信号を印加した。なお、周波数は予備的な観察から流体が最もよく攪拌された周波数を選択した。

電圧を印加した瞬間を時刻ゼロとした際の実験結果をFig. 13に示す。また、比較のため、振動子を振動させない場合の結果も同時に示した。実験結果から確認できるように、PZTに電圧を印加するとマープリング水溶液と水が混合され始め、電圧の印加開始から15s経過した後は、混合がほぼ完了している。以上のことから、本研究で提案した超音波振動を用いた液体の駆動が確認されたと同時に、本手法を用いてミキサを構成できることが示された。なお、本研究と同程度の寸法を持ち、μTASをターゲットとした

Fig. 12 Mixer

従来のミキサ¹⁵⁾では、攪拌に約120sを要しており、振動子の共振を利用することの有効性が確認できる。

ただし、3.3節で設計した固有振動モードの固有振動数および上記実験での入力信号の周波数は、それぞれ36.9kHzおよび21.4kHzであり一致していない。これは、有限要素モデルにおけるモデル化誤差や加工組み立て時の誤差だけが原因とは考えられない。すなわち、チャンバ内に液体を満たしたことによる負荷質量の変化および粘性の変化が固有振動数の低下をもたらしたと考えられる。質量および粘性と固有振動数の関係は

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (1)$$

$$\frac{\omega}{\omega_n} = \sqrt{1 - 2 \frac{\varepsilon^2}{\varepsilon_c^2}} \quad (2)$$

である¹⁶⁾。ただし、 ω_n および ω は減衰無しおよび有りの場合の固有振動数、 m および k は質量およびばね定数、 $\varepsilon/\varepsilon_c$ は減衰比を表す。式(1)および(2)からわかるように、質量および粘性（減衰）の増加は、ともに固有振動数の低下の原因である。上記の固有値解析の結果と実験での入力周波数の違いは、チャンバに液体を満たしたことにより固有振動数が低下したものと考えられる。

5. 結 言

本研究は、超音波振動を利用してミキサおよびポンプの両方の機能を有する新たな微小流体駆動デバイスを提案、開発し、超音波振動によるミキシングが可能であることを実験的に示した。

なお、Fig. 12の構成において、振動子のA相およびB相に時間的位相差 $\pi/2$ 、周波数21.2kHz、電圧200Vp-pの2相交

(a) Without mixing (b) With mixing

Fig. 13 Results of mixing experiments

流信号を印加し、円周方向の進行波を生成するとチャンバ内で回転流が観測された。これは、2.1節で示した原理に

よってポンピングが可能であることを示している。今後、ポンプとしての定量的な評価を行い、選択的なポンピング／ミキシング機能の切り替えが可能であることを示す。また、基本特性の確認後は小型高性能化を目指す予定である。

参 考 文 献

- 1) 庄子習一：マイクロ化学分析システム，電子情報通信学会論文誌，J81-C-I-7，385/393（1998）
- 2) 中西博昭：MEMS技術を応用した μ TASデバイスシステムの現状，電気関係学会関西支部連合大会講演論文集（CD-ROM），2007，S1-3（2007）
- 3) 庄子習一：グローバル化と精密工学MEMS・ナノテクノロジーのバイオ・医療分野への応用，精密工学会誌（CD-ROM），74-1，28/32（2008）
- 4) 高山喜好：Lab on a chip技術の創薬研究への応用，日本薬理学雑誌，131-1，28/31（2008）
- 5) 加地範匡，馬場嘉信：日本のバイオ系 μ TAS最新技術遺伝子診断チップ，Bio Ind，24-2，20/24（2007）
- 6) N. T. Nguyen, X. Huang, T. K. Chuan: MEMS-Micropumps: A Review, Journal of Fluids Engineering, 124, 384/392（2002）
- 7) D. J. Laser, J. G. Santiago: A review of micropumps, Journal of Micromechanics and Microengineering, 14, R35/R64（2004）
- 8) V. Hessel, H. Löwe, F. Schönfeld: Micromixers —a review on passive and active mixing principles, Chemical Engineering Science, 60, 2479/2501（2005）
- 9) N. T. Nguyen, Z. Wu: Micromixers —a review, Journal of Micromechanics and Microengineering, 15, R1/R16（2005）
- 10) R. Zengerle, S. Kluge, M. Richter, A. Richter: A Bidirectional Silicon Micropump, Proc. IEEE Micro Electro Mechanical Systems, 19/24（1995）
- 11) Vinayak V. Khatavkar, Patrick D. Anderson, Laap M. den Toonder, Han E. H. Meijer: Active Micromixer based on Artificial Cilia, Physics of Fluids, 19, 083605（2007）
- 12) Chia-Ling Chen, Selvapraba Selvarasah, Shin-Hsien Chao, Azadeh Khanicheh, Constantinos Mavroidis, Mehmet R. Dokmeci: An Electrohydrodynamic Micropump for On-Chip Fluid Pumping on Flexible Parylene Substrate, Proc. 2nd IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, 826/829（2007）
- 13) Kevin P. Nichols, Julia R. Ferullo, Antje J. Baeumner: Recirculating, Passive Micromixer with a Noval Sawtooth Structure, Lab Chip, 6, 242/246（2006）
- 14) F.C.P. Yin, Y.C. Fung: Comparison of Theory and Experiment in Peristaltic Transport, Journal of Fluid Mechanics, 47-1, 93/112（1971）
- 15) Robin H. Liu, Jianing Yang, Maciej Z. Pindera, Mahesh Athavale, Piotr Grodzinski: Bubble-induced Acoustic Micromixing, Lab Chip, 2, 151/157（2002）
- 16) 谷口修：改訂振動工学，コロナ社（1995）