

Y字型バルブレスマイクロポンプに関する研究

平成 21 年 3 月

木 寺 真

目 次

ページ

第1章 序 論	1
1.1 本研究の背景	1
1.2 既往の研究	3
1.3 本研究の目的と意義	12
1.4 本論文の概要	14
第2章 バルブレスマイクロポンプの特性	16
2.1 はじめに	16
2.2 Y字型バルブレスマイクロポンプの基本構造	16
2.2.1 流路形状	16
2.2.2 アクチュエータ	17
2.2.3 ポンプ構造	17
2.2.4 製作方法	18
2.2.5 駆動方法	20
2.3 実験	21
2.3.1 実験内容	21
2.3.2 実験方法	21
2.4 周波数応答実験	22
2.4.1 流量一周波数特性	22
2.4.2 考察	25
2.5 ポンプ性能	26
2.5.1 流量全揚程特性	26
2.5.2 考察	28
2.6 流量測定法に関する考察	28
2.7 ポンプ特性の次元解析	29
2.7.1 流量係数-効率 ($\phi - \eta$) 線図による実験結果分析	31
2.7.2 流量係数-効率 ($\phi - \eta$) 線図による実験結果分析結果	31
2.8 流路形状の影響	32
2.8.1 流路形状の影響に関する実験結果および考察	34
2.9 流路アスペクト比	35
2.9.1 流路アスペクト比を変えた場合の結果の考察	37
2.10 まとめ	38

第 3 章	バルブレスマイクロポンプの内部流れ	39
3.1	はじめに	39
3.2	実験装置	40
3.3	実験方法	41
3.3.1	マイクロ PIV システム	42
	相互相関法の概要	42
3.3.2	流れの可視化実験	43
(a)	可視化実験装置	43
(b)	トレーサ粒子の追従性	44
(c)	可視化実験方法	47
(d)	PIV 解析方法	49
(e)	渦度の算出法	49
3.4	流れの可視化実験結果	51
3.4.1	送液メカニズムの考察 (分岐角度 $\theta = 15^\circ$, $f = 30$ Hz)	51
3.5	流れ解析	55
3.5.1	汎用コードとその役割	55
3.5.2	本研究で使用したコード	57
3.5.3	離散化	58
3.5.4	数値計算方法	59
3.5.5	計算結果および考察	61
3.6	可視化実験結果と数値計算結果の比較	63
3.7	Navier-Stokes 方程式による内部流れ解析	64
3.8	駆動周波数による内部流れの比較 ($\theta = 15^\circ$)	71
3.9	まとめ	77
第 4 章	バルブレスマイクロポンプの寸法効果	78
4.1	はじめに	78
4.2	ポンプ構造 (PDMS マイクロポンプ)	78
4.2.1	製作方法 (PDMS マイクロポンプ)	78
4.3	ポンプ特性試験	81
4.4	無次元化	86
4.5	まとめ	95

第5章 結論	96
5.1 本研究で得られた結果	96
5.2 問題点と将来への展望	98
参考文献.....	100
謝 辞	104
付 録	105

記 号 表

c	: 体積濃度	
d	: 粒子の平均直径	50 [μm]
f	: 作動周波数 [Hz]	
g	: 重力加速度	9.8 [m/s^2]
H	: 全揚程 [Pa]	
Q	: 流量 [m^3/min]	
Re	: Reynolds 数 [-]	
T	: 周期 [s]	
t	: 時間 [s]	
u_f	: 流体速度 [mm/s]	
u_p	: 粒子の流体速度 [m/s]	
u_s	: 粒子の沈降速度 [m/s]	
u_{sg}	: 粒子群の沈降速度 [m/s]	
v_d	: ダイヤフラム出口での速度 [mm/s]	
v_{da}	: ダイヤフラムからの平均吐出し速度 [mm/s]	
v_f	: 水の動粘度	1.0×10^{-6} [$\text{Pa} \cdot \text{s}$]
v_p	: 遠心力による曲率半径方向速度 [m/s]	
θ	: 分岐角度 [$^\circ$]	
β	: 位相遅れ	
ρ_f	: 水の密度	1.0×10^3 [kg/m^3]
ρ_p	: 粒子の密度	1.01×10^3 [kg/m^3]
η	: 流体速度との振幅比	
μ	: 粒子の粘度	3.28×10^{-3} [$\text{Pa} \cdot \text{s}$]
μ_f	: 水の粘度	1.0×10^{-4} [$\text{Pa} \cdot \text{s}$]
ϕ	: 粒子移動方向と流れ方向との傾き	
ω	: 角周波数 [rad/s]	

第1章 序 論

1.1 本研究の背景

近年、工業製品の小型軽量化と高機能・多機能化は医療や情報通信をはじめとする多様な産業分野で進められており、同時に地球環境問題においては省エネルギーの視点から機器の高効率化が求められている。マイクロマシン技術とは寸法が 1 mm に満たないようなマイクロ部品を含むデバイスや、それを集積したシステムを製作し、動作させる諸技術の総称である[1]。マイクロマシン技術は、小型軽量化、低消費動力化、高密度（高集積）化などを実現するためのキーテクノロジーとして大きな期待がかけられている。

1990 年代初めに、マイクロマシン技術と MEMS(Micro Electro Mechanical Systems) は次世代重要技術と捉えられ、各国でその育成が積極的に行われている。日本でも 1991 年度から研究開発プロジェクトを開始しており、産・官・学で研究が進められている。その結果、様々なマイクロ加工法やマイクロデバイスが開発され、技術としての全体像とその効果が明確になってきた。極めて狭い流路内の流体を操作するマイクロ流体デバイスは、化学、医療、バイオ、環境や生体の計測・診断、各種分析、また電子機器の冷却等の広い分野に飛躍的な高精度化、高速化、高機能化をもたらすことができ、各分野で重要な役割を担いつつある。マイクロ流体デバイスには、マイクロポンプをはじめ、マイクロ流路、マイクロバルブなどが挙げられる。この中でも、基板上において高精度で微小な流路に液送するマイクロポンプは重要な位置づけにあり、研究が盛んに行われている。マイクロポンプは、マイクロ加工法を駆使して、小型で高精度の流体制御が実現できる。しかし、マイクロポンプを製作する上で小型化を進めた場合、ポンプの寸法と流速の減少からレイノルズ数が小さくなり、流体の粘性が流れに大きく影響を与える状況となる。そのため、

マイクロポンプの開発においては、製作面を考慮した構造の簡素化に加え、マイクロな流動現象に適したポンプ機構の採用も必要となる。そこで、現在まで、様々な構造・原理のマイクロポンプが開発された。しかしながら、これはマイクロ化に合った新しいポンプ機構の提案が優先されてきた傾向があり、流体力学的な考察に乏しく、マクロポンプの最適設計の指針となるものは未だ存在しない状況である。

1.2 既往の研究

この 10 年余りの間に、様々な方式のマイクロポンプが研究開発されてきた。マイクロポンプは、流体を駆動するための圧力発生を目的とするデバイスである。このマイクロポンプの目的は、

- ・小型且つ高い汎用性の実現
- ・集積型流体システムにおける流体の駆動

に大別できる。

汎用小型化ポンプの用途としては、携帯型医療機器における薬用の注入用ポンプ、携帯型電子機器における水冷用ポンプなどが想定される。これらの用途では、流量、圧力といったポンプとしての基本性能がまず重視される。

一方、集積型流体システムの一要素としての用途では、マイクロ化学チップにおける溶液の駆動が代表的な例である。こうした用途の場合、流体は水平に置かれたチップ上を移動するのみであることが多く、大きな流量や背圧は必要としない。

このように、マイクロポンプ開発における要求性能は、目的に応じて一律ではないが、一般的には以下のような項目について目標仕様が設定される。

- ・デバイスサイズの小型化
- ・基本性能（流量、圧力）
- ・信頼性（精度、耐久性、ロバスト性）
- ・流体の適合性（生体、薬品）
- ・流体への影響（振動、脈動、発熱、発泡）
- ・利便性（実装方法、制御、付加機能）
- ・低消費電力、低電圧
- ・製造プロセスの容易さ
- ・低コスト

上記のような目標仕様が設定され様々なマイクロポンプが開発されているが、実

用化にいたった例は一部に限られている。このことは、マイクロポンプに特有かつ困難な課題の存在と関連していると考えられる。具体的には、以下のような課題が挙げられる。

・微小化に伴う寸法効果

機械を小型にしていくと、その大きさに応じてマクロスケールな機械と違う特性を示すようになる。量子効果が生じるナノメートル領域まで小さくなっていない寸法では、機械の運動や動作を支配する方程式は変わらない。しかし、マクロスケール世界とミクロスケール世界では、方程式の中に現れるいくつかの項のうち、どれが支配的であるかは、大きく異なっている[2] [3]。

・マイクロ系の特徴（粘性力項 ≧ 慣性力項）

マイクロ流体では、その微小さゆえに代表長さ l が小さく、慣性力の影響は小さい。すなわち、流体の体積に関係する力である慣性力さらに質量力はともに小さく、一方向流体要素表面に働く力である圧力および粘性が支配的であることになる。これは、圧力及び粘性力がサイズの 2 乗で小さくなるのに対して、慣性力、質量力は 3 乗で小さくなることにも対応している。

・マイクロ系の特徴（表面張力）

液体では分子間力によって引き合っており、液体内部ではこの力は打ち消し合っているが、自由表面では表面積を減らすように働く。そのため、気体や他の液体との界面は膜を張ったように縮まろうとする傾向をもち、この膜を切ったと仮想したときに切口に働く単位長さ当たりの張力を表面張力 σ と呼ぶ（表 1.1）。常温で水が空気または蒸気に接する場合は約 73 [mN/m] である。また、表面生成後は時間とともに減少する[4] [5]。

固体面上で液体が他の流体と接するとき、固体壁近くの自由表面は湾曲する（図 1.1）。自由表面と固体壁の接触角は、水・塩類水溶液・有機溶液と空気がよく磨かれたガラス面で接するとき $\theta \doteq 0$ ，水銀とガラスと空気するとき $\theta = 150^\circ \sim 130^\circ$ （界面は上に凹となる）などである。 θ の値は壁面の汚れなど接触面の状態によってかなり変化する。

液体の自由表面に細管を立てると表面張力によって自由表面は細管内を上昇（または下降）する。液体とその表面を覆う流体の密度を ρ ， ρ' ，管半径 r とすると、液柱の高さは

$$h = 2\sigma \cos \theta / g(\rho - \rho')r \quad (1.1)$$

となる。また、液面が完全に壁を濡らす ($\theta = 0^\circ$) ときの $hr = 2\sigma \cos \theta / g(\rho - \rho')$ は比例縮力と呼ばれ、2 つの流体の種類と状態によってきまる。常温の空気と水で $hr = 14.88 \text{ mm}^2$ となる。

流体の運動に対する表面張力の作用はウェーバー（Weber）数

$$We = \frac{U}{\sqrt{\sigma / (\rho L)}} \quad (1.2)$$

で無次元化される。自由表面の変形（いわゆる波）に関しては一般には重力の影響も大きく、無次元量としてフルード（Froude）数

$$Fr = \frac{U}{\sqrt{Lg}} \quad (1.3)$$

をもつが、両者の比 We / Fr は長さ L に比例するためスケールが小さくなると表面張力が卓越する。例えば、水面波において波長数 mm 以下では表面張力が支配的となる。

表 1.1 液体の表面張力 σ [mN/m](20 °Cで空気に接するとき)

液体	表面張力 σ [mN/m]
水	72.75
水 (40°C)	69.55
水銀	513.0
水銀 (-水)	392.0
エチルアルコール	22.3

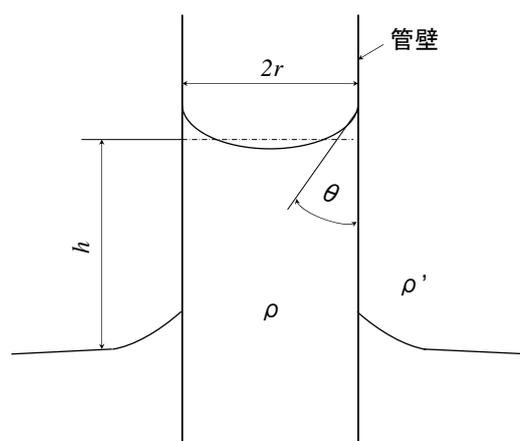


図 1.1 毛細管現象

・マイクロポンプの特徴

従来、栄養剤の連続的輸送装置、インシュリンや鎮痛剤の間欠的な投与用デバイス、また、血液等の生体検査を目的とした臨床検査機器などに使われているポンプは、そのほとんどがローラー型やピストン型といったぜん動型ポンプ[6]あるいは、シリンジポンプである。ぜん動型ポンプでは液送量としては微量であるものの駆動部やコントローラ部が大きく可搬性が悪い、シリンジポンプでは液の詰め替えが必要で連続的な輸送ができない、といった問題がよく指摘される。また、臨床検査機器や分析機器などシステムを構築する場合、機器が大型であること、サンプル液や検査液も必要以上に求められること、検査や分析速度が遅いという問題がある。マイクロマシン技術を活用することによりポンプやバルブを小型化し、一体化すれば、

デッドスペースも減り、少ないサンプル液で検査や分析が可能となる。さらに、微小空間自身のもつ特徴として以下の点が考えられている。

- ①空間が狭い。液層の空間が非常に小さいため分子の拡散移動距離が短くなり、混合などの物質移動が律速となるような化学プロセスに要する時間を大幅に短縮できる。
- ②比界面積が大きい。試料体積に対して接触する固体の表面積あるいは液体と液体が接触している界面積の割合が大きいため、抽出などの界面を利用した化学プロセスを攪拌や振動などの機械的操作なしに迅速に行える。
- ③熱容量が小さい。熱容量が小さいために、急速な温度切り替えが実現できる。
- ④分析に要する試料量、試薬量、消費エネルギー、発生する廃棄物などを低減でき、システムの小型化も期待できる。

図 1.2 には典型的なマイクロポンプを示す[7]。このポンプは、ダイアフラム下にポンプ室を設け、その両側に一方向弁を設けて圧電振動板（以下、圧電素子という）などでダイアフラムを変位させポンプとする。マイクロ加工技術を活用して開発されたマイクロポンプのほとんどがこの構成を基本としている。当初、駆動源としては、圧電素子や熱膨張、空気圧駆動など様々な方式が提案され試作されたが、高い吐出し圧が確保できるとして最近ではディスク型の圧電素子が主に使われている。また、圧電素子をダイアフラムに張り合わせる代わりに、素子を薄膜化してダイアフラムと一体的に製作する技術も進められている。マイクロバルブについても同様に様々な方式が研究されている[8][9]。

流体デバイスのマイクロ化の研究が進むにつれ、課題も明らかになりつつある。マイクロ化すると粘性の影響が大きくなることはスケール効果から容易に想定できる。例えば、デバイスへの液の注入の難しさや気泡の混入、液体の蒸発などマイクロスケールのデバイスではあまり問題とならないことが無視できなくなる。

マイクロ流体デバイスを使うメリットの一つは、微量のサンプルで分析や診断が可能になることである。しかし、微量サンプルのチップへの注入、チップからの取り出しとなると、そう簡単ではない。現状では、極細のマイクロシリンジやマイクロインジェクタを使って、手動でサンプル液を注入しており、その取り扱いには高い技能が必要である。サンプル液の粘度やチップ基板からのサンプル液の漏れ、温度・湿度といった周囲環境の影響など考慮して扱わなければならない。

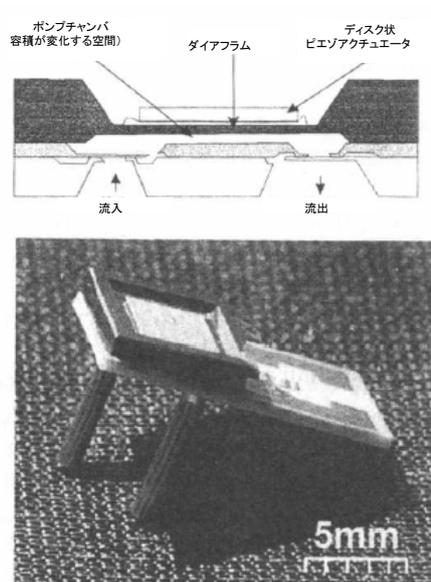


図 1.2 典型的なマイクロポンプ [7]

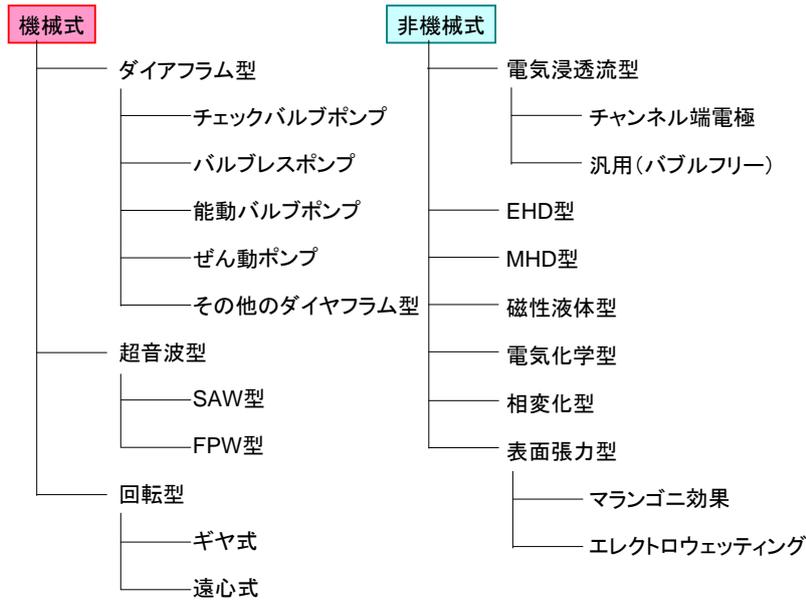


図 1.3 動作原理に基づくマイクロポンプの分類

・マイクロポンプの種類と既往の研究

マイクロポンプを大別すると、機械式と非機械式の2つがある(図 1.3)。機械式マイクロポンプは、圧力発生や液送に機械的な可動機構を用いる方式である。この方式の多くは、通常サイズのポンプの小型化という発想によるものと言える。一般に流体の物性への依存度合いが小さく、携帯医療機器用として向いている。実際、単体で動作する自立型やモジュール型のデバイスでは、機械式の動作原理が中心となっている。したがって、目標仕様としては、流量や発生圧力といった性能が重視される傾向がある。その機械式マイクロポンプの種類にダイアフラム型、超音波型や回転型ポンプなどがある。ダイアフラム型ポンプは、空間の容積を変化させて流体を空間に出入りさせ、その際に逆止弁を用いて流体の流れに方向性を持たせてポンピングを行うものである。1988年に van Lintel らによって報告されたダイアフラム型ポンプは、MEMS 技術によって開発された最も初期のチェックバルブを用いたマイクロポンプ(図 1.4)である[8]。van Lintel らのポンプは、圧電素子によって駆動されるダイアフラムと二つのチェックバルブで構成される。チェックバルブ式

マイクロポンプの問題点は主に次の2点である。第1に、各チェックバルブのサイズが大きく駆動用ダイアフラムと同程度の面積を占めていた。これは、剛性の高い弁で十分な変形を得るために必要であった。第2に、デッドボリュームが大きく、流体中に空気が混入すると、駆動用ダイアフラムが変形しても十分な圧力上昇が望めない。したがって、ポンプを動作させるためには、事前にポンプ内部全体を液体で満たしておく必要があった。この操作をプライミング（priming=呼び水）と呼ぶ。その後の研究開発では、これらの問題点を解決することに主観が置かれることとなった。第一の問題であるチェックバルブの小型化と動作圧力に関しては、弁を支持するばね部分の剛性を小さくすることで改善が図られた。その一つの方法は、弁体の構造を工夫して剛体を小さくすることである。図1.5に示すような各種の構

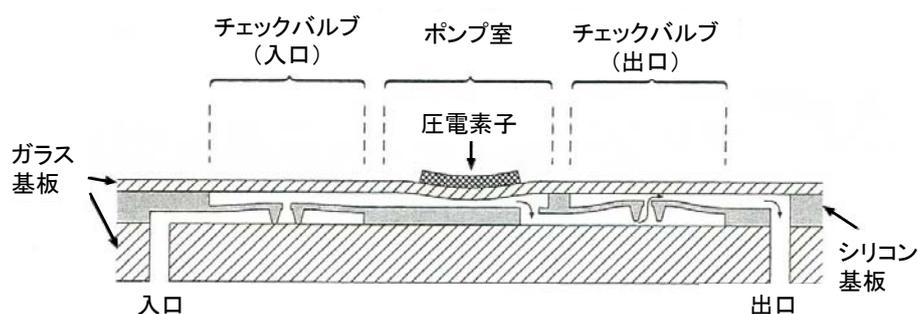


図 1.4 初期のチェックバルブ型マイクロポンプ [8]

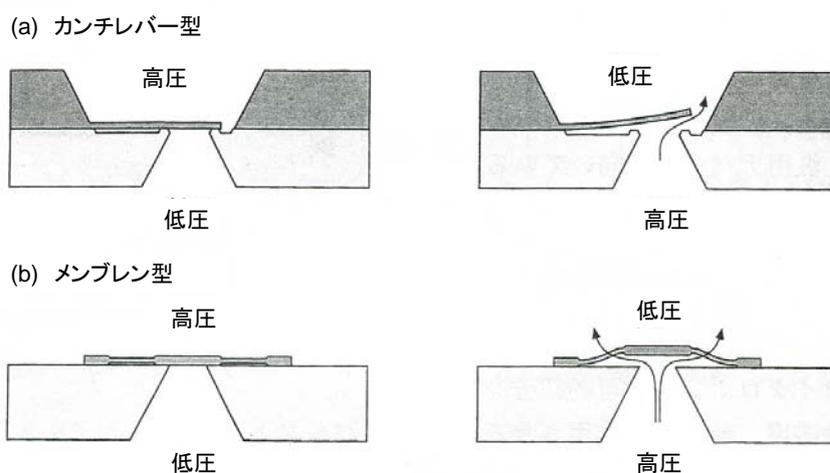


図 1.5 各種チェックバルブの動作

造が、この目的で導入された。もう一つの方法は、ヤング率の小さいポリマーなどの材料を使用することである。2点目のプライミングの問題に関しては、空気の圧縮性が存在してもチェックバルブの動作圧力が達成できるように圧縮率を高めること、つまりデッドボリュームを削減することが解決の鍵となる。Richter らは自己吸引（セルフプライミング）可能なダイアフラムの設計指針を示し、試作機によってその操作を実証した[10]。デッドボリューム削減のためにはポンプ室の高さを小さくする必要がある。

回転型ポンプは、回転翼を高速に回転させて遠心力や翼力をもって流体を昇圧するもので、通常サイズでは効率がよく、広く使われている。しかし、このタイプのポンプをマイクロ化することは、モータのような高速回転運動のアクチュエータと長寿命を保証する軸受機構や軸シール機構を必要とすることから、構造面において困難であり MEMS デバイスとしては依然として難易度が高い。またマイクロサイズ領域では粘性の影響が大きく現れるため、回転型は原理的に不向きである。

一方、非機械式マイクロポンプは可動部分を持たず、流体に電場や磁場、熱などの物性を利用して直接駆動させる方式である。可動部分がないことは構造と製造プロセスの簡素化につながるため、一般的にマイクロ化学チップなどの集積システムの構成要素として適している。しかし、流体の電氣的あるいは熱的等の物性を利用して流体を直接駆動するため一般的に言えば、効率は低い。駆動可能な流体への制限があることから、ポンプとして実用化につながっているものは少数である。

1.3 本研究の目的と意義

これらの技術的課題を克服するポンプとして、ダイアフラム型ポンプの一種であるバルブレスマイクロポンプは有利な特徴を備えている[11]. バルブレスマイクロポンプは、チェックバルブを使わない特殊な流路によって液送を行うことを特徴とする(図 1.6). チェックバルブ型マイクロポンプは機械式マイクロポンプの主流となっているが、可動部品を含むことに起因する構造と製造プロセスの複雑さ、信頼性低下などの問題もある. こうした中で、Stemme ら[12]や田中ら[13]が発表したディフューザ型バルブレスマイクロポンプは可動部のないシンプルな構造で、マイクロポンプを構成する方法として注目を集めた. その後は、逆位相の並列ポンプによる低脈動化[14]、プラスチックの射出成形による低コスト量産化、デッドボリューム削減によるセルフプライミング化などの発展を見せた. 特殊な流路によって液送のために機械的な可動部を持たず、印加電圧を変えるだけで、流体の流量、速度を容易に制御できるなどの特徴を有する. このような特徴を活かしたバルブレスマイクロポンプが注目され、 μ -TAS (化学分析)、マイクロリアクタ (化学合成)、ドラッグデリバリー、小型電子機器の冷却、小型燃料電池の補機類などへの応用が期待されている[15]- [36].

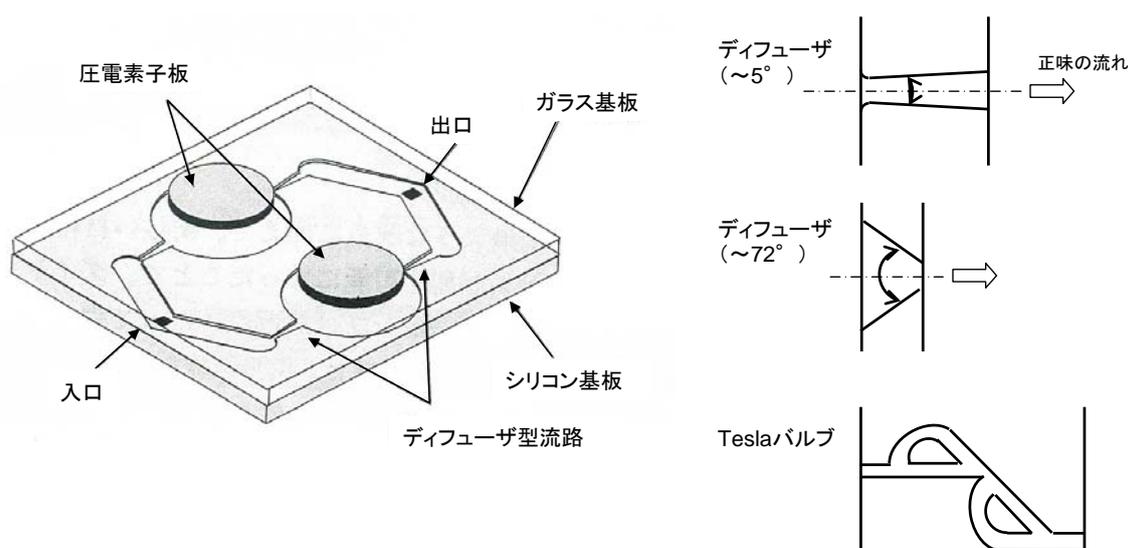


図 1.6 バルブレスマイクロポンプ [10]

本研究の最終的な目標は数 μm サイズのバルブレスマイクロポンプの実現である。これまで、試作が容易なことから、数 μm サイズの流路と数 mm サイズの圧電素子から成るバルブレスマイクロポンプを用いて、ポンプ性能実験を行ってきた。現段階では、バルブレスマイクロポンプの駆動源である圧電素子の駆動に高電圧が必須であり、医療、バイオテクノロジーへの応用は安全面で難しい。

以上のような点を踏まえたマイクロポンプの開発においては、製作面を考慮した構造の簡略化に加え、微小な流動現象に適したポンプ機構が必要であると捉え、従来とは異なるメカニズムによる機構を構築する必要性がある。そこで、本研究では、可動のチェックバルブを使わず、流路の非対称性を用いた Y 字型流路を用い、さらに Y 字型流路に振動流を与えて液送を行う新しいバルブレスマイクロポンプの開発をする。さらに、長寿命かつ信頼性の高いマイクロポンプの製作を目的とし、周波数特性実験、ポンプ性能実験、内部流れの可視化、そして、数値解析によりポンプの送液メカニズムの解明を行った。

本研究の Y 字型バルブレスマイクロポンプは、組立、生産性の高い単純な構造を提案しており、送液メカニズムを解明することにより、マイクロ流体デバイスの実現に大きく貢献できるものと考えている。

1.4 本論文の概要

以下に、本論文の構成と概要を述べる。

第1章は序論であり、本研究の背景と目的、およびバルブレスマイクロポンプの応用について述べる。

第2章では、マイクロポンプの性能試験することにより、微細化に向けての情報を得ることまた、マイクロポンプの流量の測定方法として、高速度ビデオカメラを使用した場合と重量法によるものを比較検討し、最適な流量測定法についても検討した。

第3章では、PIVシステムを用い、マイクロポンプ内部の流れ場を可視化し解析することで、ポンプ内部の現象解明を明らかとした。PIVにて内部流れ解析を行った結果、ダイアフラム吐出し行程において、Y字チャンネルを用いることで分岐部分に発生する渦が影響し、吐出し行程序盤では流出口への流れが妨げられ、吐出し行程終盤では流出口側への流れが抑制される結果が得られた。ダイアフラム吸込行程において、吐出し行程から吸込行程へと移行するときに発生した渦が影響し、流出口側からダイアフラムへの液体の流入が抑制される結論が得られた。また、数値計算にて、吐出し時に主チャンネルを塞ぐ渦がダイナミックバルブの役割を果たしている結果が得られた。そこで、可視化実験及び数値計算を比較した結果、ほぼ同様のタイミングと発生位置で渦が観測され、吐出し時に主チャンネルを塞ぐ渦がダイナミックバルブの役割を果たしており、送液メカニズムの解明において重要である結果が得られた。

第4章では、ポンプ駆動可能な限界サイズを検討するため、微細加工を用いてポンプを製作し、寸法効果によるポンプ性能の影響を調べた。その結果、流路幅 250 μm のポンプでのポンプ駆動を確認した。ポンプを小型化すると、流量と揚程ともに低くなり、流路を形成している材質がポンプ性能に大きく影響していることを明らかにした。

第5章は結論であり，本研究で得られた結果をまとめている．Y字型バルブレスマイクロポンプの応用として，化学分析装置への応用について述べている．その中で，本研究で提案するY字型バルブレスマイクロポンプを適用するメリット，実用化していく上で乗り越えなければならない課題について述べている．

第2章 バルブレスマイクロポンプの特性

2.1 はじめに

将来、医療やバイオテクノロジーに用いるマイクロ化学分析装置において、微量のサンプルや試薬を液送するポンプに、Y字型バルブレスマイクロポンプを適用したいと考えている。第1章で述べたように、これまで製作されている機械式マイクロポンプにはダイヤフラム型ポンプと回転型ポンプがあるが、このような機械式マイクロポンプを様々な分野へ応用していくためには、マイクロポンプの基礎的特性を把握する必要がある。実験と理論の両面から基礎的な検討がなされている。

本章では、マイクロポンプの性能試験をすることにより、微細化に向けての情報を得ること。また、マイクロポンプの流量の測定方法として、高速度ビデオカメラを使用した場合と重量法によるものを比較検討し、最適な流量測定法についても検討する。

2.2 Y字型バルブレスマイクロポンプの基本構造

本節では、本研究で扱うY字型バルブレスマイクロポンプの、Y字型流路の形状、アクチュエータとマイクロポンプの基本的な構造について説明する。

2.2.1 流路形状

本研究のY字型バルブレスマイクロポンプで使用した流路形状は、図2.1で示した形状である。既往のバルブレスマイクロポンプの流路形状には、ディフューザ形状の非対称流路が多く用いられている。しかし本研究では、バルブレスマイクロポンプの流路形状にはなかった、水平な主管に、支管が任意の角度 θ で接続されているY字型の流路形状を採用した。

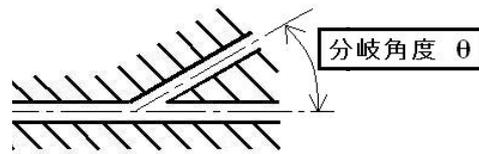


図 2.1 Y字型流路

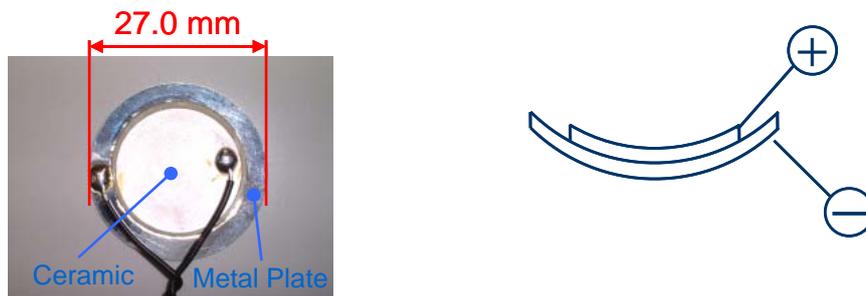


図 2.2 圧電素子

2.2.2 アクチュエータ

Y字型バルブレスマイクロポンプのアクチュエータには、圧電素子を採用した(図 2.2)。既往のバルブレスマイクロポンプは、非対称流路と振動流により液送するため、振動流を発生するアクチュエータには小型で高速な運動が可能なものが求められる。これまでのアクチュエータの方式には、サーモニューマチック(流体熱膨張)方式、圧電膜方式、電磁方式などが挙げられる。中でも、圧電膜方式で用いる圧電素子は、機械エネルギーと電気エネルギーを直接変換する素子であり、高出力で容易に制御可能である。

2.2.3 ポンプ構造

本実験で使用したマイクロポンプの構造を図 2.3 に示す。流路は2枚の亚克力板で構成されている。流路、ゴムパッキン、圧電素子、カバーの順で重ね合わせ、ボルトで固定する構造とした。これまで容易ではなかった圧電素子の交換及び、ポ

ンプ内部の洗浄が容易に行えるようになった。

2.2.4 製作方法

今回、可視化実験を考慮して、材料には厚さ2 mmの透明アクリル板を使用した。まず、アクリル板にエンドミル加工によって幅1 mm、深さ500 μm の溝を切削する。加工後のアクリル板に、同じサイズのアクリル板を重ね合わせ、80 $^{\circ}\text{C}$ に加熱した電気炉で3時間加熱することで溶着させ、流路を製作した。次に、完成した流路にドリル加工でボルト穴を加工し、流路、ゴムパッキン、圧電素子、アクリルカバーの順に重ね合わせボルトで固定し、マイクロポンプが完成する。完成したマイクロポンプを図2.4に示す。今回、製作した流路形状を図2.5に示す。

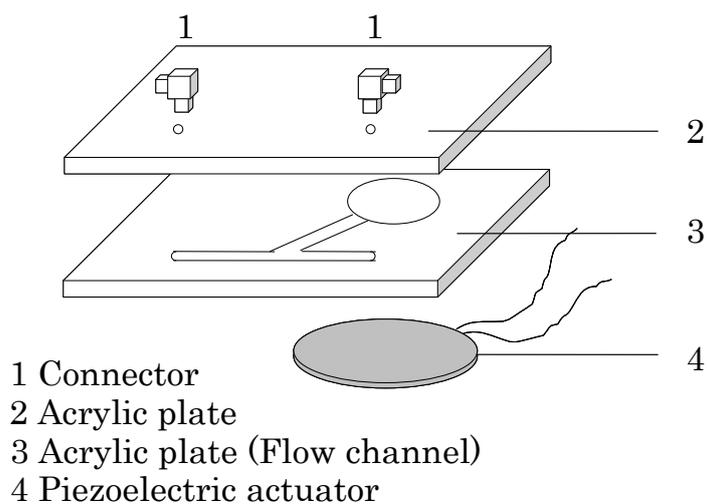


図2.3 マイクロポンプ構造図

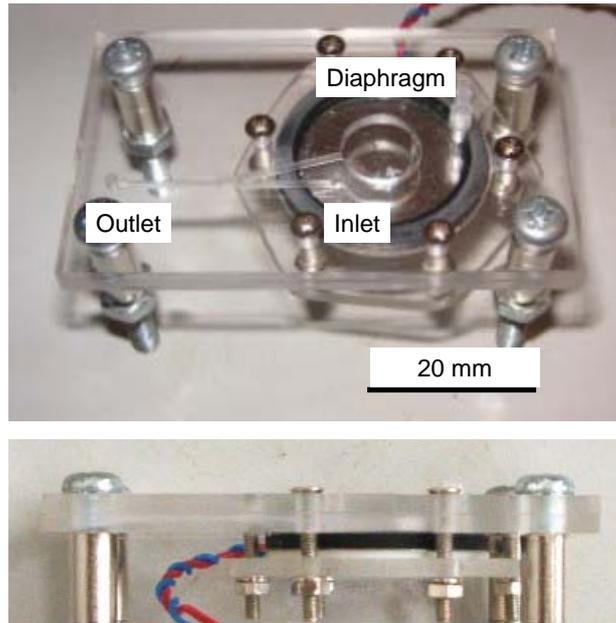
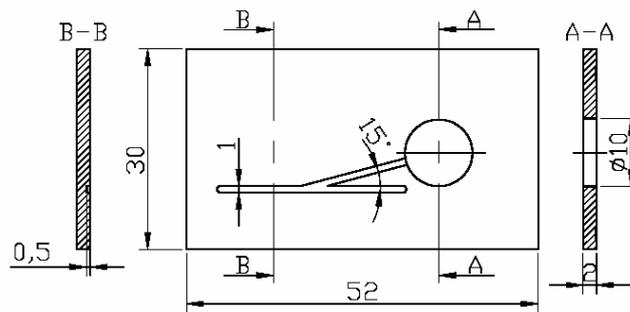
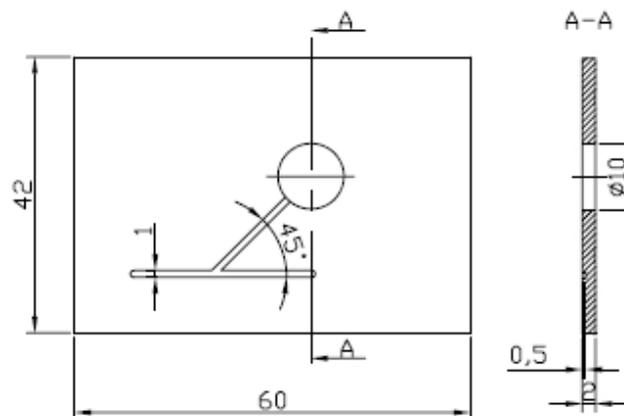


図 2.4 製作したマイクロポンプ



(a) 分岐角度 $\theta = 15^\circ$



(b) 分岐角度 $\theta = 45^\circ$

図 2.5 流路形状

2.2.5 駆動方法

本マイクロポンプは駆動源として圧電素子（圧電発音体素子 Panasonic EFBS46C42）を用いた。圧電素子は電気的エネルギーと機械的エネルギーを可逆的に変換できる。図 2.6 に本マイクロポンプの駆動原理を示す。流路の分岐部の先端にダイアフラムにより容積が変化する空間（以下、ダイアフラム部という）が設けられている。圧電素子によりダイアフラム部の容積を変化させることによって、Y字分岐部に振動流が発生する。ダイアフラムから流体が吐出される行程（Discharge mode）では、流体の慣性力により、入口側よりも出口側へ多くの流体が輸送される。ダイアフラムへ吸込まれる行程（Suction mode）では、入口側、出口側から同量の流体が吸込まれる。Discharge mode と Suction mode を繰り返すことで入口側から出口側へと流体が液送される。

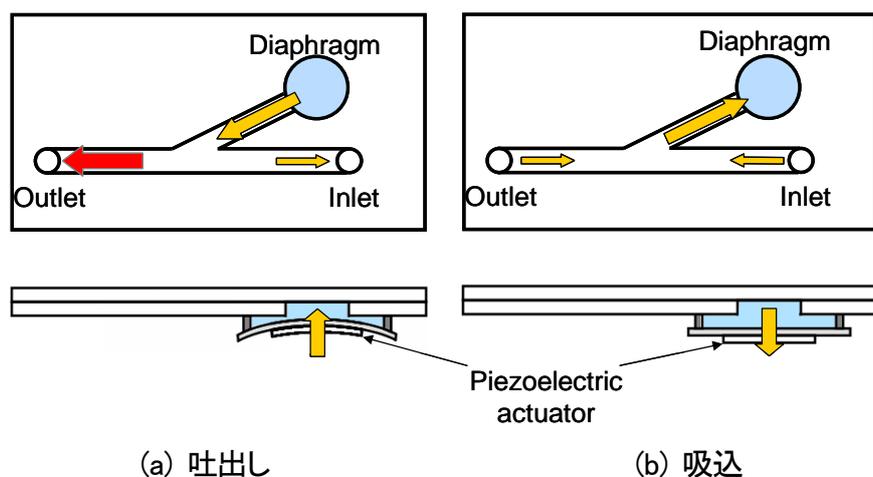


図 2.6 駆動原理

2.3 実験

2.3.1 実験内容

(1) 流量 - 周波数試験

電圧を一定に保ち，マイクロポンプの圧電素子に 5～60 Hz の振動周波数を与え，最大の流量が得られる周波数を検討する．

(2) 流量 - 揚程試験

ガラス管を固定している台を $0\sim 90^\circ$ の間で変化させ，水面が止まる台の角度での高さを流量がゼロになる揚程と見なし，流量 - 揚程曲線を求めた．

2.3.2 実験方法

(1) 高速度ビデオカメラによる流量測定

吐出し側のガラス管の先の方にガラス管に対して垂直な間隔 1 cm の 3 本の線を設け，水面がその線を通過する時間 T_1, T_2, T_3 [s] を高速度ビデオカメラで計測し，それらの平均時間と線間の容積から流量を算出する．カメラは 1 sec 間に 250 枚分の画像を撮影する．

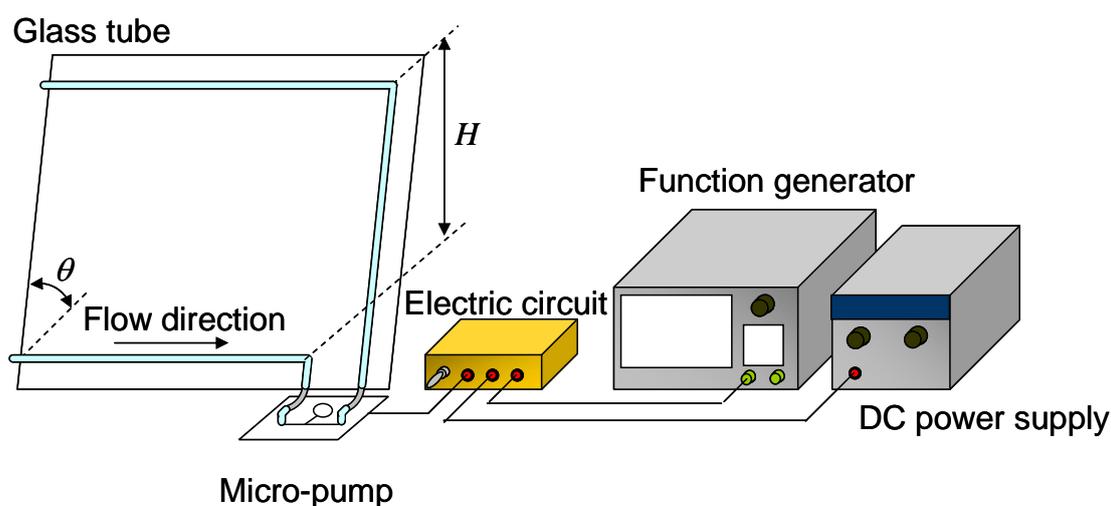
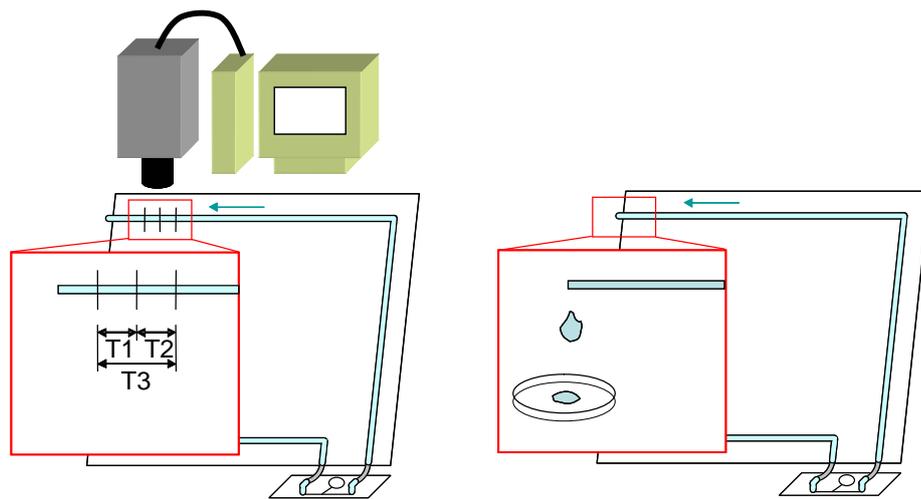


図 2.7 実験装置



高速度ビデオカメラによる流量測定

重量法による流量測定

図 2.8 流量測定法

(2) 重量法による流量測定

ストップウォッチを用いて、一定時間内に吐出し側のガラス管から垂れ落ちた水の重量で流量を算出する。

2.4 周波数応答実験

2.4.1 流量－周波数特性（作動流体：蒸留水）

試験により得られたデータを元にグラフを作成した。図 2.9～図 2.12 にそのグラフを載せる。グラフ脇にある凡例について「High speed camera」は高速度ビデオカメラ、「Weight」は重量法による流量測定結果である。

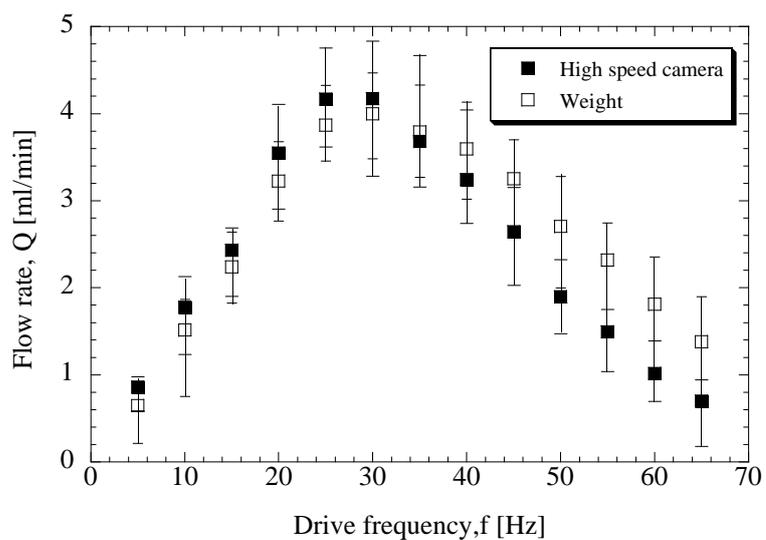


図 2.9 分岐角度 15° の流量一周波数曲線, 揚程 $h=0$ [mmAq]

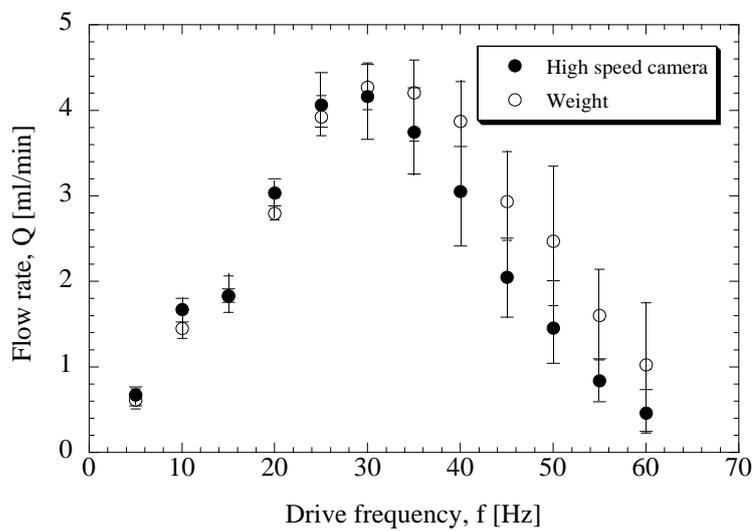


図 2.10 分岐角度 30° の流量一周波数曲線, 揚程 $h=0$ [mmAq]

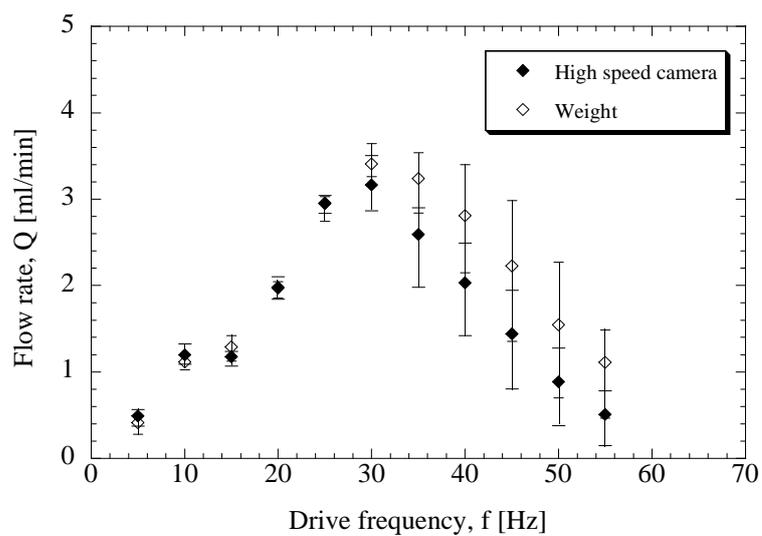


図 2.11 分岐角度 45° の流量一周波数曲線, 揚程 $h=0$ [mmAq]

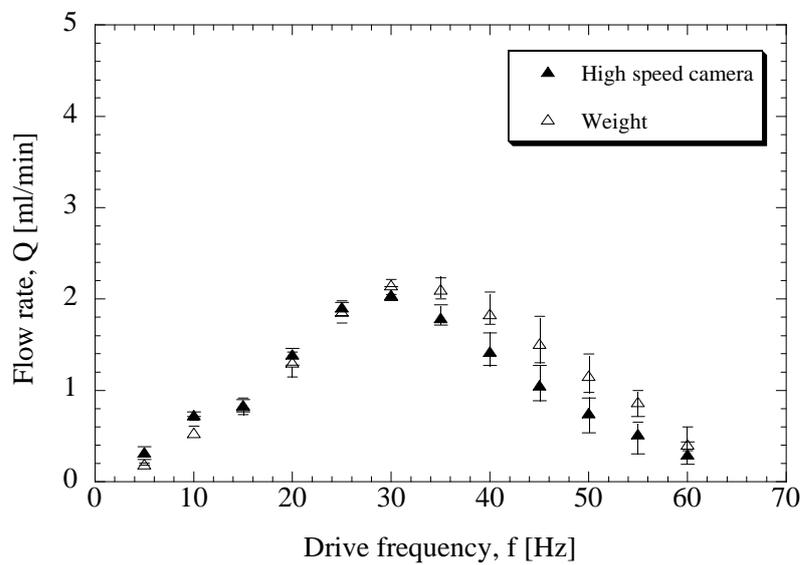


図 2.12 分岐角度 60° の流量一周波数曲線, 揚程 $h=0$ [mmAq]

2.4.2 考察

- ・高速度ビデオカメラと重量法による測定結果の両方で、どの分岐角度においても 30 Hz 付近において最大流量を得た。
- ・30 Hz 付近までは、高速度ビデオカメラによる測定値と重量法による測定値は一致している。高速度ビデオカメラによる測定値はどの周波数においても比較的ばらつきは小さい。重量法による測定値については 30 Hz を境に一つ一つの測定値に大きなばらつきがある。それは、重量法は一定時間内に吐出し側のガラス管から垂れ落ちた水の重量で流量を算出する方法であり、表面張力の影響がでたためと考えられる。マイクロ流路内に液体の界面が存在するとき、液体の凝縮力による表面張力と固体表面の濡れ性によって毛細管現象が起こる。毛細管現象は、ガラス管などを液面に垂直に浸したときに、管内の界面が上昇もしくは下降する現象のことである。このときの界面の上昇（下降）高さ h は

$$h = \frac{2\sigma \cos \theta}{\rho g r}$$

で表せる。ここで、 σ は液体の表面張力、 ρ は液体の密度、 r は管の半径である。本マイクロポンプは振動流によって駆動するため水面が脈動しながら前進するが、周波数が大きくなるにつれてその振幅は小さくなるが、1 sec あたりに界面が脈動する回数は多くなる。そのために、出口管にこのような界面が存在した場合、ポンプは上記の毛細管現象により液体を引張る/押出すバランスが不安定と成りばらつきが大きくなったと考えられる。

2.5 ポンプ性能

2.5.1 流量－全揚程特性（作動流体：蒸留水）

流量－周波数試験において最大流量を得た 30 Hz を作動周波数として，周波数は一定のまま揚程を変化させながら流量－全揚程特性試験を行った．

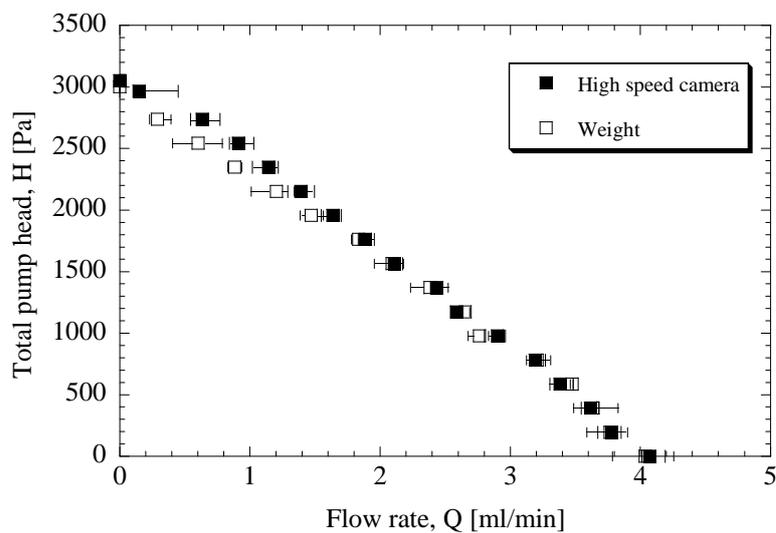


図 2.13 流量－揚程曲線(分岐角度:15°)

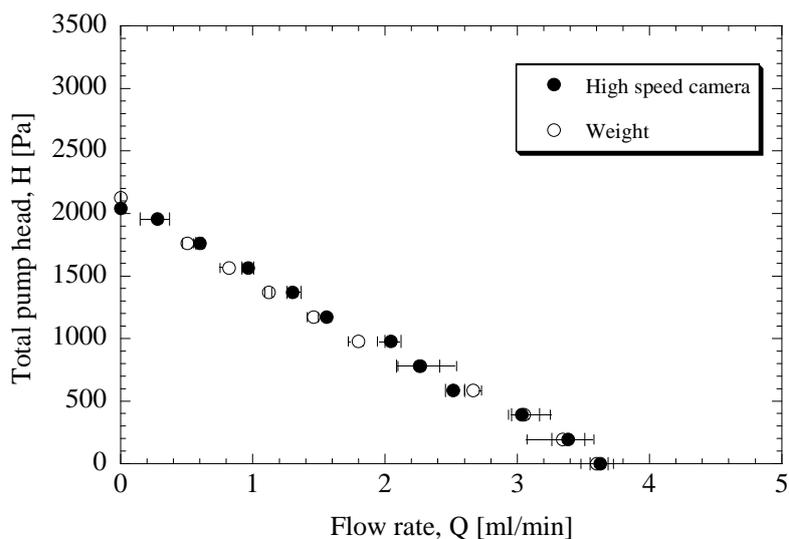


図 2.14 流量－揚程曲線(分岐角度:30°)

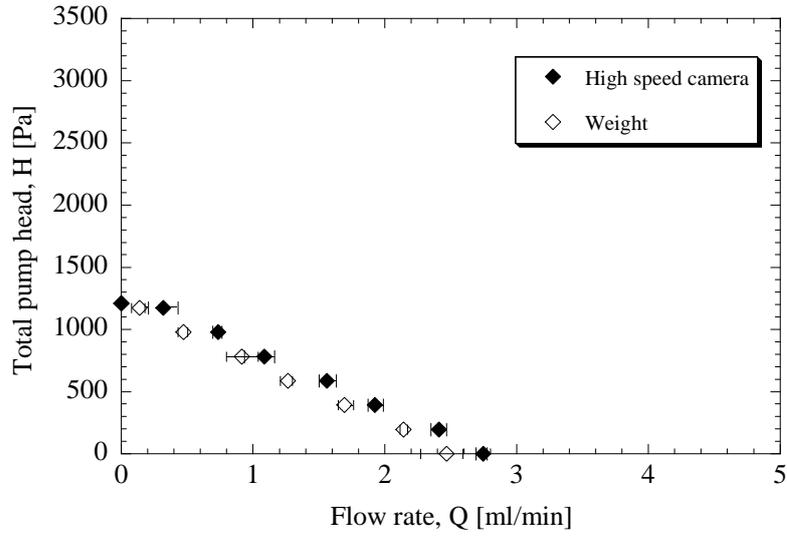


图 2.15 流量—揚程曲線(分岐角度:45°)

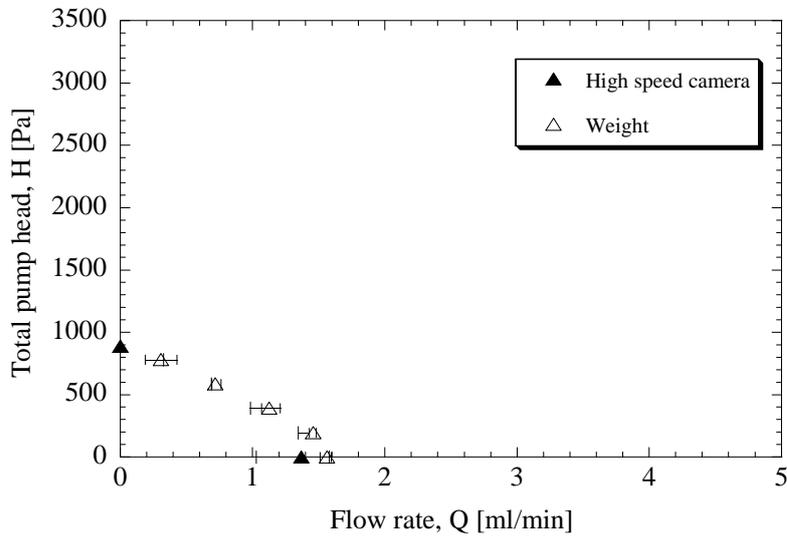


图 2.16 流量—揚程曲線(分岐角度:60°)

2.5.2 考察

- ・どの分岐角度においても高速度ビデオカメラによる測定値と重量法による測定値に大きな差は見られなかった。
- ・流量一揚程試験においては高速度カメラによる測定値と重量法による測定値のそれぞれそれほど大きなばらつきは見られなかった。

2.6 流量測定法に関する考察

- ・低周波数域（30 Hz 以下）においては高速度ビデオカメラによる流量測定も重量法による流量測定も有効であると言える。
- ・高周波数域（30 Hz 以上）における重量法による流量測定は測定結果のばらつき方を見ると、信用することができないと考えられる。
- ・高速度ビデオカメラによる測定において、水面が線を通過する時間を計測する点に人的誤差が考えられる。重量法による測定にはストップウォッチを用いていることによる人的誤差と先に挙げた水滴のなだれ込みによる流量の測定誤差が考えられる。高速度ビデオカメラは1 sec 間に250 枚(一枚につき0.004 sec)もの画像を撮影しているため、こちらの誤差の方が小さいと考えられる。
- ・結論として、今後の流量測定は高速度カメラを使用したもののみで行う。

2.7 ポンプ特性の次元解析

代表パラメータの決定は、実験から下記のような8個に決定した。そして、これらの代表パラメータに対し、バッキンガムの Π 定理を用いて次元解析を行った。圧電素子の変位から圧電素子の速度と体積変化量を求めた。圧電素子の変位にはレーザー変位計を用いて測定した。

a [m]	: 非対称流路幅
f [Hz]	: 駆動周波数
P [Pa]	: ポンプの全揚程
Q [m ³ /s]	: ポンプの流量
U [m/s]	: 流速振幅
V [m ³]	: 圧電素子の体積変動量 (振幅)
ρ [kg/m ³]	: 作動流体密度
μ [Pa·s]	: 作動流体粘度

基本単位は、M, L, Tの3つであるので、繰り返し変数を3つ選ぶ必要がある。本研究では、その繰り返し変数として、 a , U , μ の3つを選び次元解析を行った。以下の5つの無次元化量を得ることができる。

$$\Pi_1 = \frac{Q}{a^2 U} \quad (2.1)$$

$$\Pi_2 = \frac{aP}{\mu U} \quad (2.2)$$

$$\Pi_4 = \frac{V}{a^3} = \varepsilon \quad (2.3)$$

$$\Pi_5 = \frac{aU\rho}{\mu} = \text{Re} \quad (2.4)$$

ここで,

$$\frac{\Pi_1}{\Pi_4} = \frac{aQ}{UV} = \phi (\text{流量係数}) \quad (2.5)$$

$$\frac{\Pi_2}{\Pi_4 \Pi_5} = \frac{Pa^3}{\rho U^2 V} = \psi (\text{揚程係数}) \quad (2.6)$$

$$\frac{\rho g PQ}{W} = \eta (\text{ポンプ効率}) \quad (2.7)$$

である. また式(2.7)における W は本研究で用いた圧電素子の動力を表す.

ここで, 次元解析によって得られた無次元数の意味を以下に示す.

$$\begin{aligned} \phi (\text{流量係数}) &= \frac{aQ}{UV} && \begin{array}{l} \text{圧電素子の入力に対する} \\ \text{ポンプサイズを考慮した出力の比} \end{array} \\ \psi (\text{揚程係数}) &= \frac{Pa^3}{\rho U^2 V} && \begin{array}{l} \text{流量係数と同様, 圧電素子の入力に} \\ \text{対するポンプサイズを考慮した出力の比} \end{array} \\ St (\text{ストローハル数}) &= \frac{af}{U} && \text{無次元周波数} \\ \varepsilon &= \frac{V}{a^3} && \text{無次元振幅} \\ Re (\text{レイノルズ数}) &= \frac{aU\rho}{\mu} && \text{慣性力と粘性力の比} \\ \phi / St &= \frac{Q}{fV} && \begin{array}{l} \text{圧電素子の入力に対する} \\ \text{ポンプサイズを考慮しない出力の比} \end{array} \end{aligned}$$

ここで,

$$\Phi(\psi, \phi, Re, \varepsilon, St) = 0 \quad (2.8)$$

と書ける.

従って従属変数を ϕ とすると次式の関係が得られる.

$$\phi = f_1(\psi, Re, \varepsilon, St) = 0 \quad (2.9)$$

周波数特性試験の場合は $\psi = 0$ となるので式(4.9)は次式で表せる.

$$\phi = f_2(Re, \varepsilon, St) = 0 \quad (2.10)$$

2.7.1 流量係数－効率（ $\phi - \eta$ ）線図による実験結果分析

実験結果から各分岐角度における流量係数 ϕ 、効率 η を算出することにより、 $\phi - \eta$ 線図を求めた。加えて、これまでのY字型マイクロポンプの最高効率を示す。ちなみに流量係数 ϕ は圧電素子の振動によってポンプ内部に流入した流体が、どれだけポンプの吐出し流量に変換されているかを示す無次元数である。

2.7.2 流流量係数－効率（ $\phi - \eta$ ）線図による実験結果分析結果

- ・分岐角度が 15° の流路による効率が最も大きくなった。

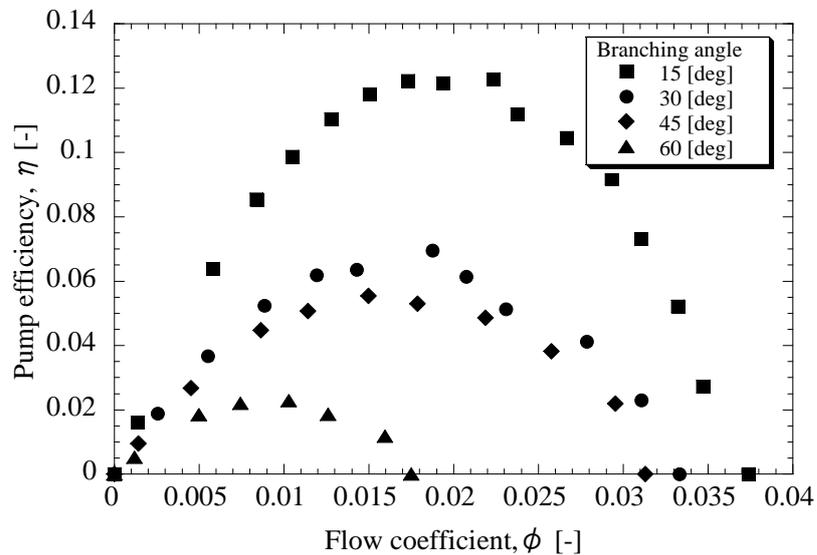


図 2.17 $\phi - \eta$ 線図

2.8 流路形状の影響

マイクロポンプの流路形状の違いによる挙動の変化を調べるために、形状が異なる流路を製作し、流量測定試験を行った。本試験では、Y字分岐部の角度、Y字分岐部の長さ、流路アスペクト比に注目し、それぞれの形状の異なるポンプに対し、流量、周波数試験を行った。

前項の性能試験に用いたマイクロポンプの形状を基本とし、流路の分岐点から圧電素子の中心までの距離を短くした流路を製作した。構造の関係上、分岐角度が 45° と 60° のもののみが製作可能であった。流量一周波数試験結果を図 2.19 及び図 2.20 に示す。

また、例として分岐角度が 45° の流路の設計図を図 2.18 に示す。

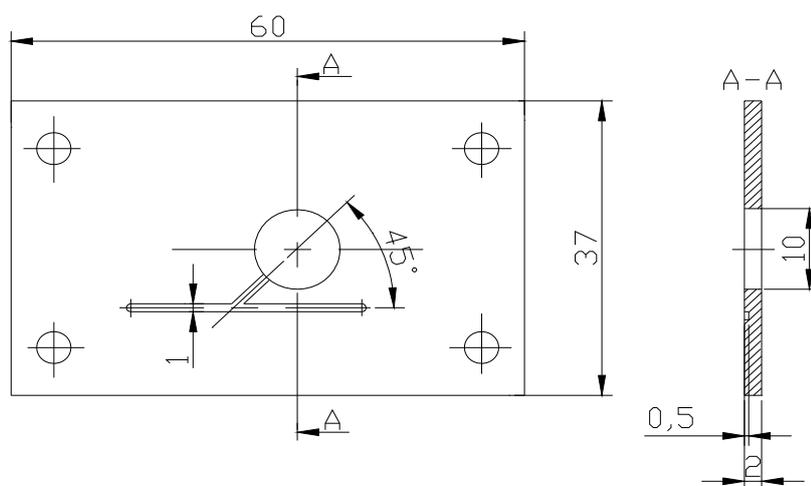


図 2.18 流路形状の異なる流路

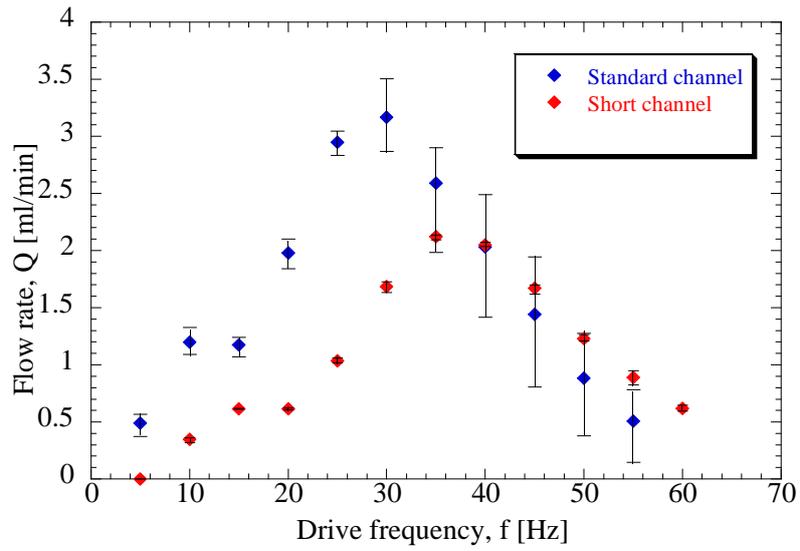


図 2.19 分岐角度 45° の流路による流量測定結果, 揚程 $h=0$ [mmAq]

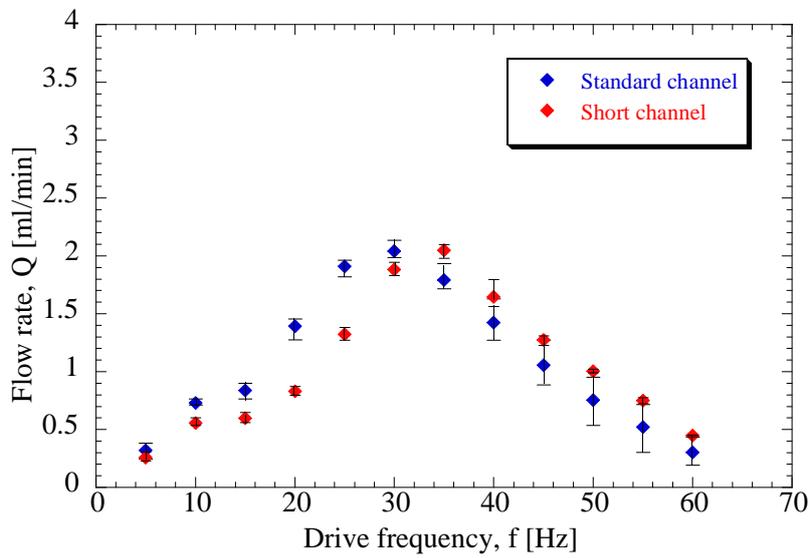


図 2.20 分岐角度 60° の流路による流量測定結果, 揚程 $h=0$ [mmAq]

2.8.1 流路形状の影響に関する実験結果および考察

流路の分岐角度が 45° における通常の流路と分岐部を短くした流路による流量を比較すると、分岐部を短くした流路の流量が落ちている。また最大流量となる周波数が異なる。それに対し、流路の分岐角度が 60° の流路では、従来の流路と形状の異なる流路では最大流量を得ている周波数は同様に異なるが、このときの流量にはほとんど差がない。このことから、分岐角度が低い流路の方が、流路の分岐点から圧電素子の中心までの距離の違いが流量に大きく影響すると考えられる。よって、Y字分岐部の角度によって最適な分岐部長さが存在すると考えられ、その長さは、Y字分岐部の角度が小さい程、短くなることが確認された。

2.9 流路アスペクト比

マイクロポンプの更なる微細化を目指すべく、流路の幅が通常の半分の流路、また流路の幅が2倍の流路を製作し、流量一周波数試験を行った。例として、流路の分岐角度が 15° のそれぞれの流路の設計図を図2.21, 図2.22に示す。以下にその測定結果を示す。測定値は3回分の測定結果にほとんどばらつきが見られなかったため、3回分の測定値を平均した。

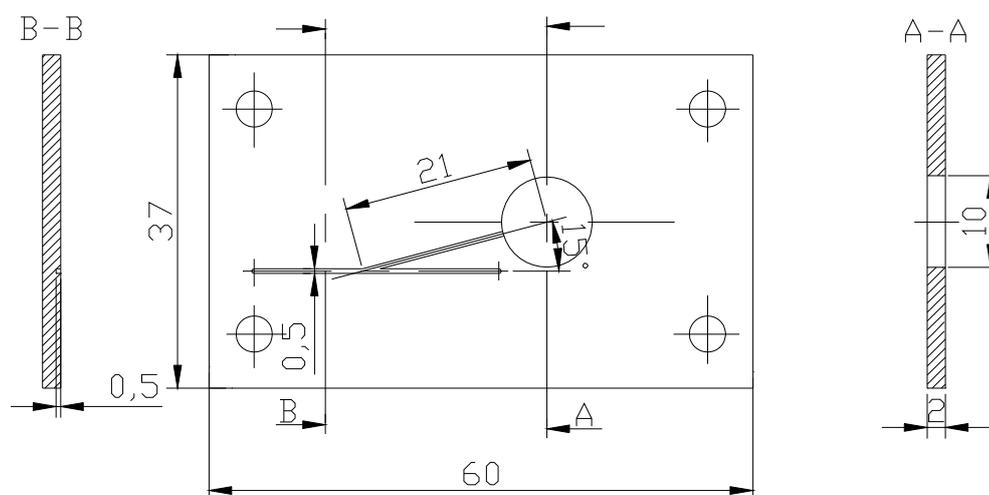
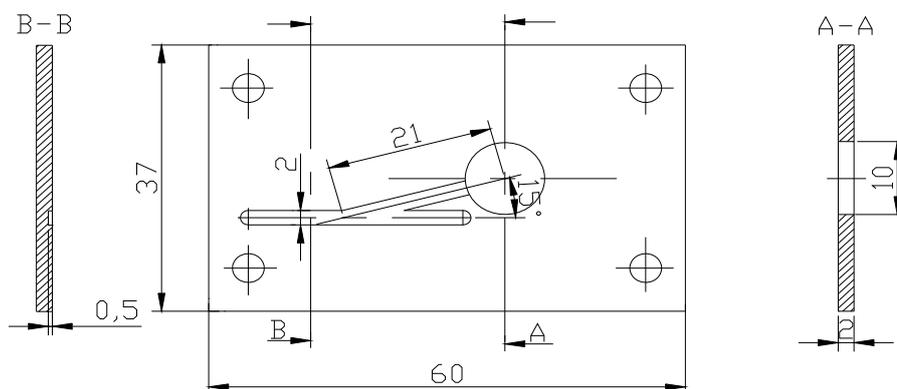


図 2.21 流路幅が半分の流路



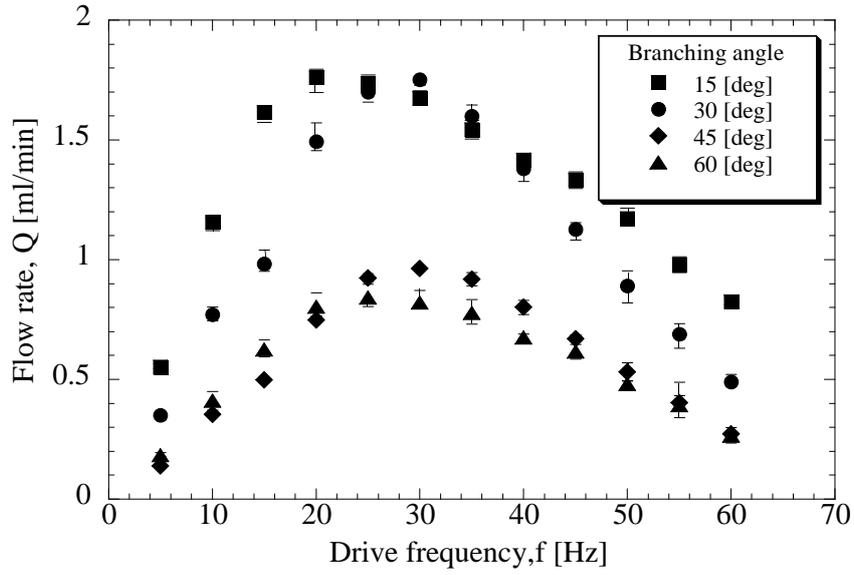


図 2.23 流路幅が半分の流路の流量一周波数線図, 揚程 $h=0$ [mmAq]

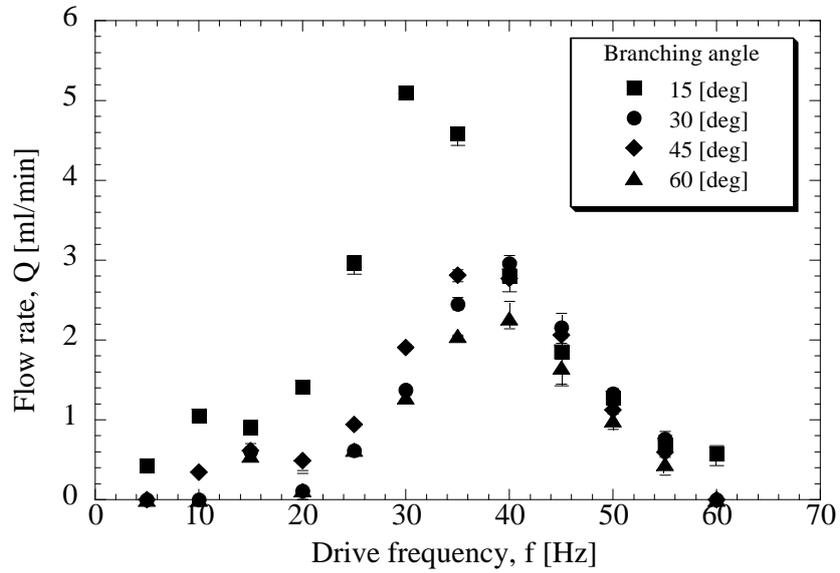


図 2.24 流路幅が 2 倍の流路による流量一周波数試験結果, 揚程 $h=0$ [mmAq]

2.9.1 流路アスペクト比を変えた場合の結果の考察

図 2.23 より，これまでの実験結果と異なり，4 種類の分岐角度の流路の最大流量を得る周波数に統一性がなく， 15° の流路では 20 Hz で， 60° の流路ではわずかな差ではあるが 25 Hz で最大流量を得た．

15° と 30° ， 45° と 60° の組み合わせで最大流量がほぼ等しくなった．流路幅が狭い場合は 30° と 45° の中間を境に流量に大きな差が出ると考えられる．

図 2.24 においても，4 種類の角度の測定結果に統一性がなく，分岐角度が 15° の流路では 30 Hz で， 30° では 45 Hz で， 45° ではわずかな差ではあるが 35 Hz で， 60° では 40 Hz で最大流量を得た．

分岐角度が 30° ， 45° ， 60° の流路での最大流量に大きな差がなかった．流路幅が広い程，流路の分岐角度の差は流量に影響しないと考えられる．

2.10 まとめ

- (1) 液送のために可動のチェックバルブを使わず、流路の非対称性を用いた、これまでにない Y 字型バルブレスマイクロポンプを製作した。性能試験を行い、ポンプとして流体輸送ができることを確認した。
- (2) 流路の分岐点から圧電素子の中心までの距離を従来のものより短くした流路、流路幅が従来の半分の 0.5 mm の流路、流路幅が従来の 2 倍の 2 mm の流路を製作し、流量試験を行った結果、効率が良く更なる微細化を進めたマイクロポンプは、流路幅を狭くすることはもちろん、流路の分岐点から圧電素子までの距離ができるだけ長いものにする必要があるという結論が得られた。

第3章 バルブレスマイクロポンプの内部流れ

3.1 はじめに

マイクロ流れは、低レイノルズ数の層流条件であっても、流れ場を解析的・数値的に求めることが困難なことが多い。それは、1)作動流体が高分子を含み、せん断に対して粘性のほかに弾性を併せもつ粘弾性流体などの非ニュートン流体であったり、粒子・結晶・気泡・液滴・生物細胞など互いに融け合わない層が存在する混相流であることが多く、2)微細加工技術の種類によって、流路製作上の問題から通常平滑な流路といえるものでも、微視的な状況下では、平滑な流路とは様相が異なり、流れに悪影響を与える。そこで、マイクロポンプを様々な分野へ応用していくためには、マイクロポンプの流れ場を正確に把握することが必要不可欠である。

流れを可視化し、流れの解析を行う一連のシステムの総称が可視化情報システムであり、このシステムを用いた解析方法の一つに、PIVシステムによる可視化計測法がある。この可視化計測法の応用範囲は広く、基礎・応用研究などに幅広く用いられる可能性があるが、PIV法には経験的パラメータが多く、容易に解析結果を得ることは困難であるのが現状である。したがって、この計測システムを用いるにあたっては、迅速に解析処理できること、マイクロな流れ場に適用できることが重要課題に挙げられる。

ポンプの性能改善及び信頼性向上のためには、ポンプ内部の流れ場を正確に把握することが必要不可欠である。本章では、PIVシステムを用い、マイクロポンプ内部の流れ場を可視化、解析することで、ポンプ内部の現象解明を目的とする。

3.2 実験装置

PIVによる可視化に先立ち、本マイクロポンプの流量計測を行った。流量計測に用いた各装置の詳細を以下に示す。

<画像記録装置>

本実験では、ガラス管内を流れる蒸留水の液面から流量を算出した。その画像の撮影にフォトロンの高速度ビデオカメラ、FASTCAM-PCIを使用した。本高速度ビデオカメラは最高で秒間 10,000 フレームでの撮影が可能である。

<ファンクションジェネレータ>

駆動源である圧電素子の振動周波数を決定する為に、ファンクションジェネレータ、YOKOGAWA FC200を使用した。ファンクションジェネレータは、正弦波、三角波、パルス波、方形波などの波形を自由に選ぶことが出来る。

<直流電源>

駆動源の圧電素子を駆動させるピエゾドライバに必要な電源として直流電源、KIKUSUI PAN160-1Aを使用した。

<駆動用アンプ>

圧電素子を駆動させるアンプとして松定プレジジョンのピエゾドライバモジュール、HPZT-0.3PBを使用した。

3.3 実験方法

図 3.1 に流量計測実験の装置構成図を示す。ファンクションジェネレータ、直流電源はピエゾドライバと接続され、ピエゾドライバから出力される電圧波形により圧電素子が振動する。マイクロポンプの流入口、流出口にはガラス管が接続されている(図 3.2)。流出口側のガラス管内を流れる液体の液面を高速度カメラで撮影し、液面が一定距離を進む時間をカメラ撮影速度から算出することで流量を測定した。この計測方法を適用するに当たり、液面の鮮明な画像を取る必要があり、その為に高速度ビデオカメラを使用した。撮影条件として、撮影速度は秒間 250 フレーム、シャッタースピードは 1 ms とした。実験条件として、圧電素子の駆動周波数を 5 ~60 Hz まで 5 Hz 刻みで流量計測を行った。

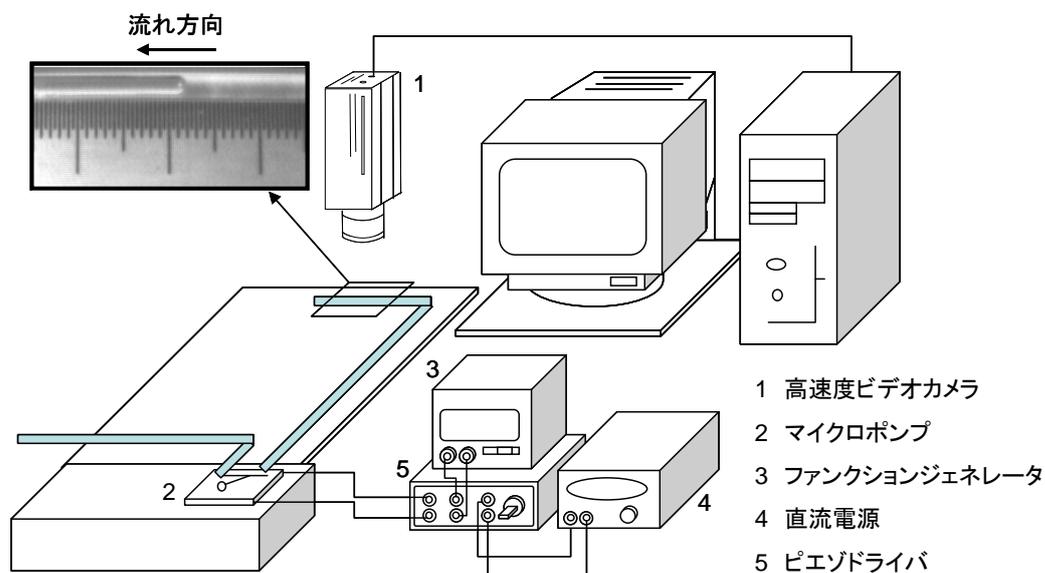


図 3.1 流量計測装置構成図

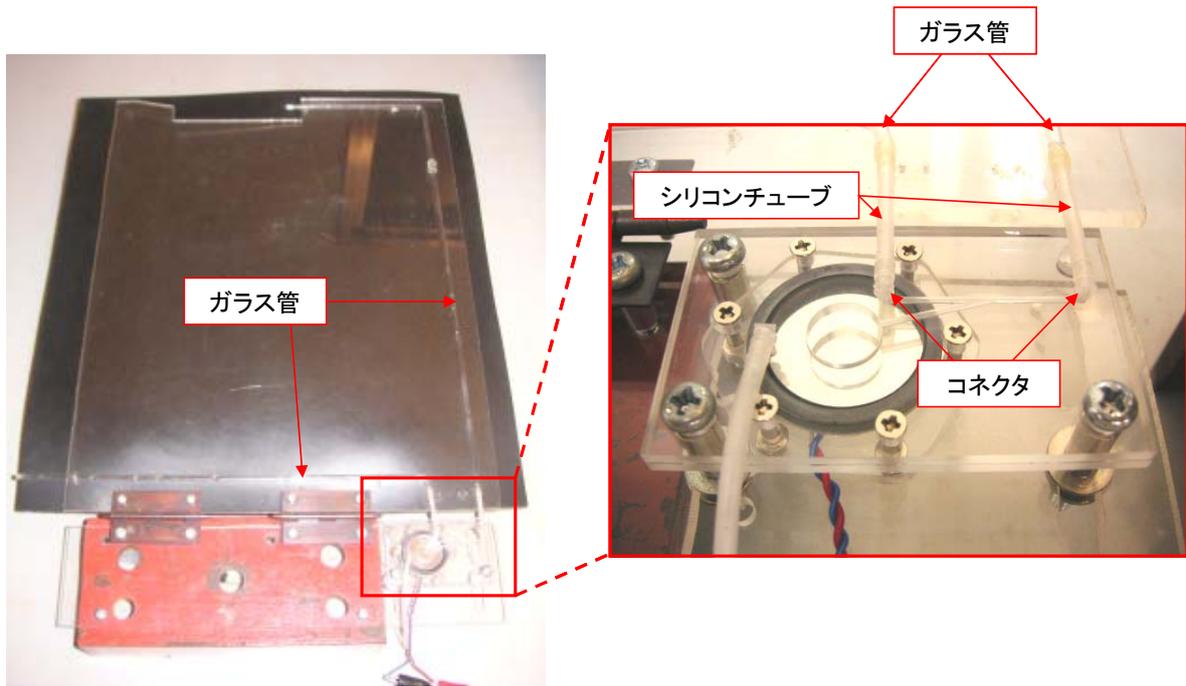


図 3.2 ガラス管との接続

3.3.1 マイクロ PIV システム

相互相関法の概要

本研究で使用した解析処理ツール、Dipp-Flow は相互相関法により速度ベクトルを算出する。以下に相互相関法の概要を示す。

相互相関法は、微小時間 Δt だけずれた二枚の画像を用いて画像上の流速ベクトルを算出する画像計測法の一つである。相互相関法の概念図を図 3.3 に示す。まず第 1 画像上で流速ベクトルの始点 P となる画素を中心として $M \times N$ 画素の微小な領域（以下参照フレームと呼ぶ）をとる。次に第 2 画像の探査領域内で参照フレームの位置を Q_1, Q_2, Q_3, \dots と変化させ、初期画像の参照フレームとの間で相互相関係数 R_{ab} を計算する。相互相関係数は、各参照フレームの濃淡分布をそれぞれ $a_{ij}, b_{ij} (i=1 \sim M, j=1 \sim N)$ とすると、次式で定義される。

$$R_{ab} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \{(a_{ij} - \bar{a}_{ij})(b_{ij} - \bar{b}_{ij})\}}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (a_{ij} - \bar{a}_{ij})^2 \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (b_{ij} - \bar{b}_{ij})^2}} \quad (3.1)$$

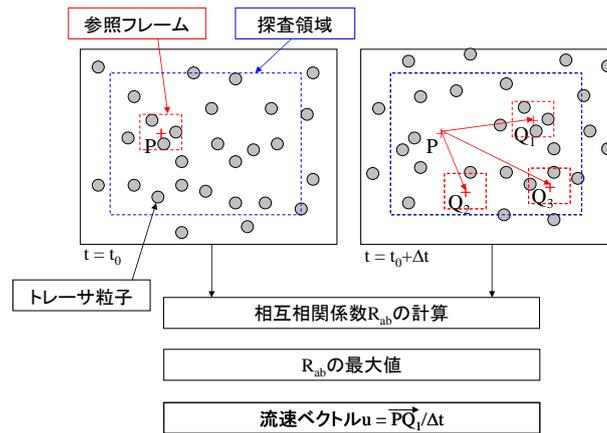


図 3.3 相互相関法の概念図

R_{ab} が最大となる参照フレームの位置 (例えば Q_1) は, 点 P 付近のトレーサ粒子の分布パターンが平均的に移動した位置を示しており, その移動距離と Δt より流速ベクトルを求めることができる.

3.3.2 流れの可視化実験

(a) 可視化実験装置

可視化実験をするにあたり, 撮影に使用する高速度ビデオカメラ, ファンクションジェネレータ, 直流電源などは流量計測に用いた装置を使用した. 以下に本実験で追加された機器等の詳細を述べる.

<光源>

光源には, フォトロン社のメタルハライドライト、HVC-SL を用いた. PIV では多くの場合, 単色光で直進性のよいレーザを光シートにして 2 次元的に計測が行われるが, 高速度ビデオカメラを利用する場合には, 照明光は一般に連続光源を使用する.

<トレーサ粒子>

本研究では, トレーサ粒子としてガンツ化成 (株) のガンツパール GP を用いた. 色は白色で, 粒子平均直径は $50 \mu\text{m}$, 比重 1.01 である. 作動流体である蒸留水中に, 質量濃度 10 % で注入後, 完全に混合できない粒子を取り除くために目の粗いスポンジでろ過して使用した. トレーサ粒子の追従性に関しては,

3.3.2 (b)に記述する.

<解析処理ツール>

解析処理ツールである可視化画像処理ソフトには, 株式会社ディテクトの Dipp-Flow を用いて, 相互相関法により速度ベクトルを算出した.

(b) トレーサ粒子の追従性

本研究で用いる注入トレーサ法は, 流れ場に流体と同じ動きをする種々の目的となる物質, いわゆるトレーサを加えてその描く線および模様により流れの状況を可視化する手法である. 注入トレーサ法で流れを可視化するとき, 使用するトレーサ物質の流れへの追従性は, 可視化の精度を左右する重要な因子の一つである. そのため, 対象とする流れの速度, 流れ場の形状, 流体の種類などを考慮して, トレーサの流れへの追従性にあらかじめ検討しておく必要がある. 追従性に影響する主な因子としては, 浮力, 重力, 遠心力, ブラウン運動, 熱泳動, および加速などがあげられる. 以下にこれらが本研究に与える影響について検討を行う.

まず, 浮力に関してだが, 通常, 浮力の影響を受ける場合, トレーサとして流体よりも軽い物質を使用した場合である. 最も顕著なものは気泡トレーサであり, 本研究に関して影響は無いものと判断される.

次に重力の影響について検討する. 固体粒子, 液滴およびミストは重力の作用を受け, 液体中を比重差により沈降する. 直径 d の球形固体粒子が液体中を沈降するとき, 粒子単体の沈降速度 u_s は次式で与えられる.

$$u_s = \frac{1}{18} \left(\frac{\rho_p}{\rho_f} - 1 \right) g \frac{d^2}{\nu_f} \quad (3.2)$$

本実験条件に当てはめ計算すると, 沈降速度はおよそ $14 \mu\text{m/s}$ となり撮影時間を考慮した結果, 影響を及ぼさないと判断される. また, 粒子濃度が高くなると, 粒子は相互に干渉しながら沈降する. そのため粒子濃度を高くした場合, 沈降速度は

表 3.1 体積濃度 c と速度比 u_{sg} / u_s との関係

体積濃度 c [%]	0.01	0.05	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.35
u_{sg} / u_s	0.93	0.71	0.52	0.38	0.28	0.20	0.15	0.11

遅くなるのだが流れそのものが変化する恐れがある。そのため、粒子濃度はなるべく小さくしたほうがよい。本実験では可視化に支障のない範囲で、できるだけ粒子濃度を小さくし、粒子濃度 0.1 とした。表 3.1 に体積濃度 c と速度比 u_{sg} / u_s との関係を示す。ここで、 u_{sg} は粒子群の沈降速度である。このグラフから粒子群の沈降速度は、先の粒子単体での沈降速度 0.014 mm/s の約半分である約 7 $\mu\text{m/s}$ と考えられる。

次に遠心力について検討する。曲がり管、回転体などの曲率のある流れ場では、トレーサ粒子に遠心力が作用して、流れに対して偏向するようになる。直径 d の球形粒子が、曲率半径 r の流れ場を接線方向に流体と同一の速度 u で運動するとき、粒子は遠心力の作用で曲率半径方向に速度 v_p で移動する。粒子の移動方向と流れ方向との傾き角 ϕ は、流体抵抗を次のストークスの抵抗法則

$$c_D = \frac{24\nu_f}{v_p d} \quad (3.3)$$

で表すと、

$$\tan\phi = \frac{v_p}{u} = \frac{d^2}{18} \frac{\left(1 - \frac{\rho_p}{\rho_f}\right) u}{\nu_f r} \quad (3.4)$$

となる。上式において、粒子密度が流体の密度よりも小さい ($\rho_p < \rho_f$) ときには、粒子は曲率中心方向に移動し、逆に粒子の密度が流体の密度よりも大きい ($\rho > \rho_f$) ときには曲率中心から遠ざかる方向に移動する。また、粒子の密度が流体の密度とほぼ等しい場合 ($\rho_p \doteq \rho_f$) には遠心力の作用は無視することができ、粒子が半径方向に偏向することはない。本実験では、流体密度とほぼ同等密度の粒子を使用していること、さらに曲率半径方向速度も小さいため、遠心力の影響はないとする。

ブラウン運動に関しては、トレーサ粒子直径、撮影条件等を考慮し、解析に影響は及ぼさないと判断される。

粒子の加速に関連して、脈動流、変動流など流体が振動する流れ場を可視化する場合の追従性について検討する。流体の速度 u_f が角速度 ω ($=2\pi f$, f : 周波数) に対して

$$u_f = \int_0^\infty (\zeta \cos \omega t + \lambda \sin \omega t) d\omega \quad (3.5)$$

と変動するとき、球形粒子の速度 u_p を次のように与えている。

$$u_p = \int_0^\infty \left[\eta \{ \zeta \cos(\omega t + \beta) + \lambda \sin(\omega t + \beta) \} \right] d\omega \quad (3.6)$$

ここで、 η は流体速度との振幅比、 β は位相遅れであり、それぞれ次のように表せる。

$$\eta = \sqrt{(1 + f_1)^2 + f_2^2} \quad (3.7)$$

$$\beta = \tan^{-1} \left\{ \frac{f_2}{1 + f_1} \right\} \quad (3.8)$$

$$f_1 = \frac{\left[1 + \frac{9}{\sqrt{2}(s+1/2)} N_s \right] \left[\frac{1-s}{s+1/2} \right]}{\frac{81}{(s+1/2)^2} \left[2N_s^2 + \frac{N_s}{\sqrt{2}} \right]^2 + \left[1 + \frac{9}{\sqrt{2}(s+1/2)} N_s \right]^2} \quad (3.9)$$

$$f_2 = \frac{\frac{9(1-s)}{(s+1/2)^2} \left[2N_s^2 + \frac{N_s}{\sqrt{2}} \right]}{\frac{81}{(s+1/2)^2} \left[2N_s^2 + \frac{N_s}{\sqrt{2}} \right]^2 + \left[1 + \frac{9}{\sqrt{2}(s+1/2)} N_s \right]^2} \quad (3.10)$$

$$s = \rho_p / \rho_f \quad (3.11)$$

$$N_s = \sqrt{\frac{v}{\omega d^2}} \quad (3.12)$$

表 3.2 流体振動と粒子の追従性（単位：Hz）

粒子直径 d [mm]	密度比 ρ_p / ρ_f			
	1.05	1.1	1.5	2.0
0.05	1200.00	460.00	95.00	53.00
0.10	300.00	110.00	24.00	13.00
0.40	19.00	7.00	1.50	0.83
0.80	4.60	1.80	0.37	0.21

表 3.2 は η が 0.99 となる周波数 f Hz を 20 °C の水について求めたものである。密度比 ρ_p / ρ_f および粒子径 d が小さいほど高い周波数の流体振動に追従できることがわかる。

本節により、本実験においてトレーサ粒子は流れ場に十分追従し、内部流れ場を再現できる。

(c) 可視化実験方法

図 3.4 に可視化装置構成図を示す。マイクロポンプ内部の流れ場を撮影する際、マイクロポンプの垂直上方から、高速度ビデオカメラを接近させる。レンズと被写体の間隔は、およそ 30 mm である。PIV 解析には精度の高い画像が必要であるが、輝度の情報を読み出すのにある程度の時間がかかることから、取得できる情報量の

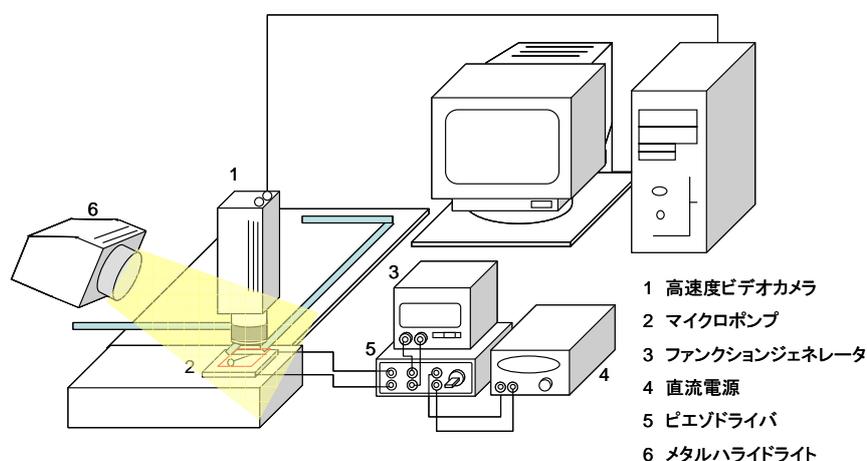


図 3.4 可視化実験装置構成図

総量には限界があり、高速に画像データを取得する為には解像度を下げることが必要となる。そこで、解析に影響を及ぼさない程度の画質が得られ、十分相関を取れる時間間隔での撮影速度として、秒間 5,000 フレーム、フレームサイズは 128×80 pixel として撮影を行った。撮影領域サイズは 3.0 mm×4.8 mm である為、画素分解能は 37.5 μm (図 3.5)。また、精度の高い画像を得る上でシャッタースピードも重要なパラメータとなる。同様の理由からシャッタースピードを上げると、それに伴って強力な光源が必要となる。そこで、今回使用した光源で可能な最高速度を適用することにし、シャッタースピードは 0.25 μs に設定した。なお、周波数 30 Hz でポンプを動作させた場合、パルス波 1 周期は時間にして約 0.0333 sec となり、撮影

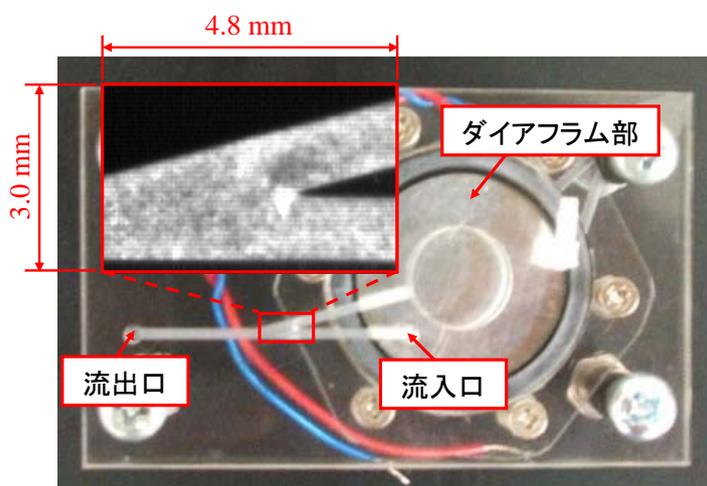
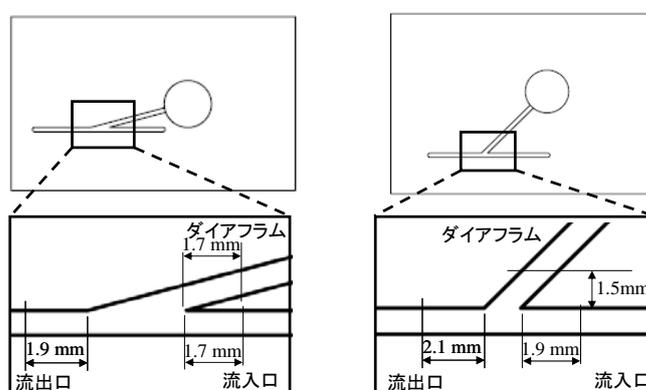


図 3.5 撮影領域



(a) $\theta = 15^\circ$

(b) $\theta = 45^\circ$

図 3.6 撮影領域サイズ

フレーム数はおよそ 167 フレームになる。

光源であるメタルハライドライトからの光は、撮影箇所を全体的に照らし、かつ粒子のコントラストを的確に認識できるよう調節した。

マイクロポンプ内部流れ場の可視化に関しては、非対称部の分岐角度による流れ場の相違点、さらに、周波数による流れ場の相違点、これらの比較実験を行った。実験条件として角度 $\theta = 15^\circ, 45^\circ$ の二種類のポンプに対して、周波数 10 Hz, 30 Hz, 50 Hz における内部流れを計測した。さらに詳細に送液メカニズムを探るために流入口、流出口における流速を PIV により計測した (図 3.6)。

(d) PIV 解析方法

解析したい微小時間間隔の画像を読み込み、その画像を元に補正係数 α を算出する。補正係数は可視化空間の実長さと、画像上の画素との関係を示す値であり、実流速を計算するために必要である。なお、本実験で撮影した画像は、およそ 1 mm / 56 pixel である。続いて、参照フレームサイズ、メッシュ間隔、探査領域、相関係数閾値、処理範囲などのパラメータを設定する。なお、取り込んだ 2 枚の画像の時間間隔は 0.2 ms である。可視化空間の任意の位置に存在するトレーサ追跡結果のうち、明らかな誤ベクトルと判断されるものを手動で消去し、格子点上の流速に補間演算を行う。

以上の手順で、マイクロポンプ非対称部及び流入口、吐出し口において可視化解析を行った。

(e) 渦度の算出法

PIV により得られた速度ベクトルから渦度を算出し、評価を行った。本実験では x-y 平面の速度ベクトルを計測しているため、x 方向及び y 方向の速度の微分量を得ることが出来る。渦度の z 方向成分は次式で表される。

$$\omega_z = \frac{dv}{dx} - \frac{du}{dy} \quad (3.13)$$

PIV で得られた速度算出位置は格子状であるため、着目点における速度の微分量は隣接点の速度を用いて中間差分により算出する。着目点 i,j において計測面内の格子点距離を Δx , Δy とし、各成分の速度微分を次式で算出した。

$$\frac{dv}{dx} = \frac{(v_{i+1,j} - v_{i-1,j})}{2\Delta x} \quad (3.14)$$

$$\frac{du}{dy} = \frac{(u_{i,j+1} - u_{i,j-1})}{2\Delta y} \quad (3.15)$$

また、今回 PIV 解析においてメッシュ間隔 x 方向, y 方向ともに 8 ピクセルとした為、 Δx , Δy は次式で算出される。

$$\Delta x = 8\alpha \quad (3.16)$$

$$\Delta y = 8\alpha \quad (3.17)$$

3.4 流れの可視化実験結果

3.4.1 送液メカニズムの考察 (分岐角度 $\theta = 15^\circ$, $f = 30$ Hz)

図 3.7 に非対称部角度 $\theta = 15^\circ$ のポンプを駆動周波数 30 Hz で動作させたときの入口、出口、ダイヤフラム部における質量平均流速の時間変化を示す。図中 t/T はダイヤフラムの変動周期 T で正規化された経過時間であり、 $t/T = 0$ はダイヤフラム部からの吐出し開始時刻に相当する。各流速は、ダイヤフラム吐出し行程での流体の進行方向を正としている。吐出し行程前半 ($0 \leq t/T < 0.2$) では入口側の流速が出口側の流速を上回っている。これはダイヤフラムから吐出された流体が入口側へ多く流れていることを示している。また、吸込行程前半 ($0.5 \leq t/T < 0.75$) においても入口側の速度が出口側の速度を大きく上回っており、入口からの吸込が大きい。

この原因について PIV 解析結果から考察する。図 3.8 に PIV による分岐部内部流れの計測結果及び流速から算出した渦度を示す。図中の色は渦度の値を示しており、赤色は反時計回り、青色は時計回りの渦を表す。吸込行程から吐出し行程へと移行するとき、吐出し行程前半で、出口側と入口側に逆向きの渦が発生し、この渦の作用によって出口側への流れが阻止されている (図 3.8(e))。これが吐出し行程前半で出口側の流速が低い原因であると考えられる。吐出し行程中盤には、入口側の渦が発達することで入口側への流れが妨げられる。一方で、ダイヤフラム吐出し口の流速の上昇に伴い、出口への流れを妨げていた渦が左方へと移行することで、出口側の流速が上昇している。吐出し行程から吸込行程へと移行するときには、分岐部右側にある渦 (図 3.8(a)) が徐々に分岐部中央へと移行し (図 3.8(b)~(c)) 流出口からのダイヤフラムへの流れを妨げる働きをしている (図 3.8(d))。この渦は吸込行程中盤においても存在し、流体が出口側からダイヤフラムへ流れ込むのを妨げていると考えられる (図 3.8(e))。

以上のことから分岐部で発生する渦が流体の送液において重要な働きをしていることが明らかになった。特に吸込行程で発生する渦がダイナミックバルブとして

出口側からダイアフラムへ流れ込む流れを妨げることで逆流を抑制する重要な働きをしていると考えられる。

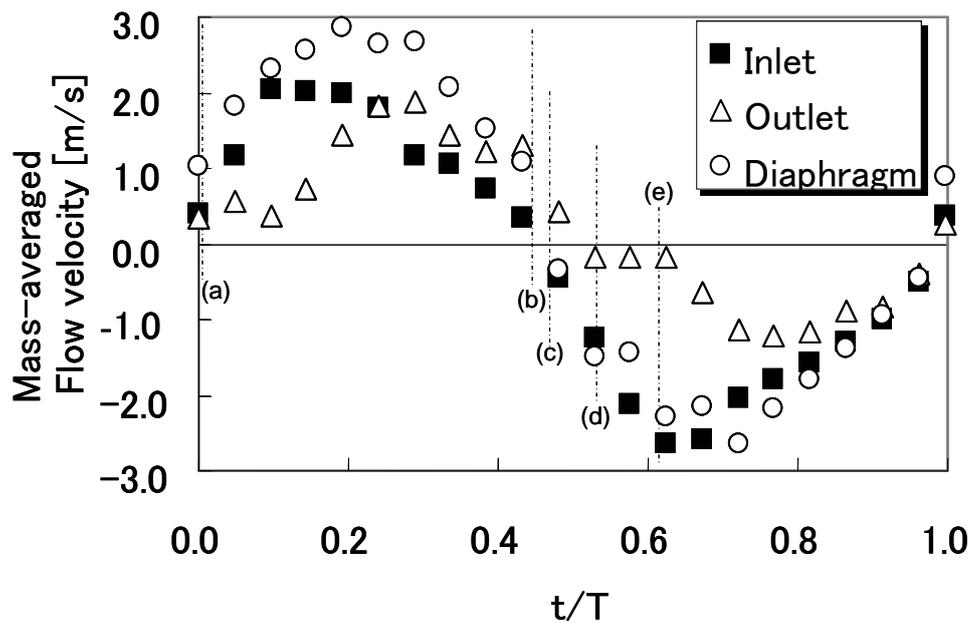
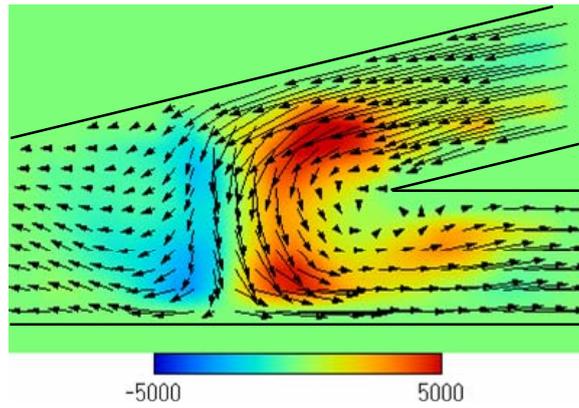
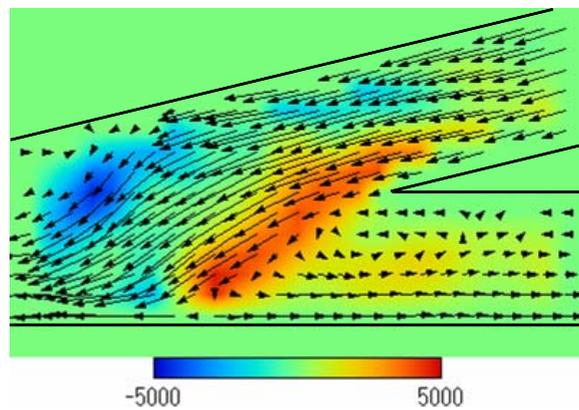


図 3.7 流速変化 ($\theta = 15^\circ$, $f = 30$ Hz)



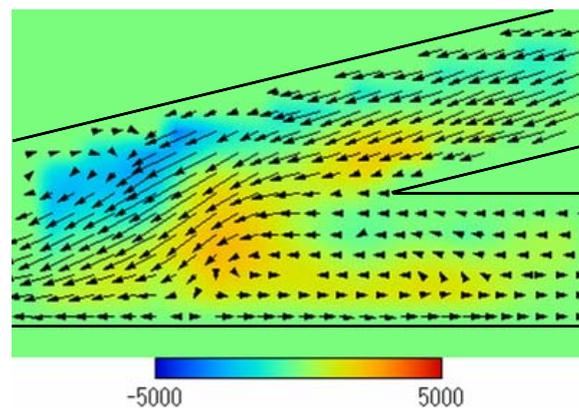
[s⁻¹]

(a) $t/T = 0.0016$



[s⁻¹]

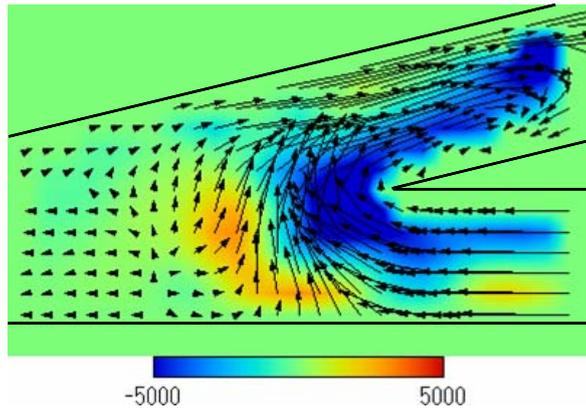
(b) $t/T = 0.4325$



[s⁻¹]

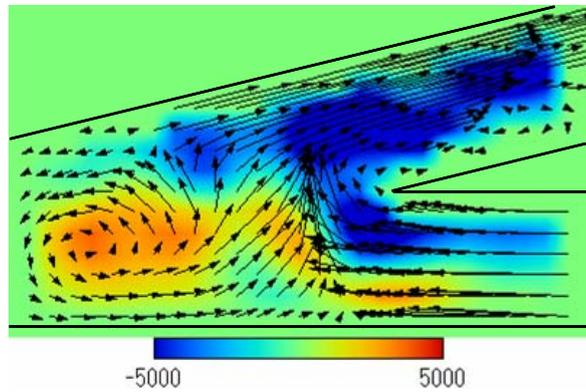
(c) $t/T = 0.4565$

图 3.8 PIV 解析結果(吸込行程～吐出し行程, 分岐角度 15°, $f = 30$ Hz)



[s⁻¹]

(d) $t/T = 0.5766$



[s⁻¹]

(e) $t/T = 0.6245$

图 3.8 PIV 解析結果(吸込行程~吐出し行程, 分岐角度 15°, $f = 30$ Hz)

3.5 流れ解析

3.5.1 汎用コードとその役割

数値流体解析は、理論解析や実験的解析に加え、あらゆる流れ現象を明らかにするための主たる手段の一つとして重要な役割を果たすに至っている。既存の数値流体解析手法では未だに解決できない問題も多く存在するため、更なる技術の発展を目指して多くの研究が進められている。これらの技術の確立の下、工学分野では実際に様々な製品開発、問題の把握に数値流体解析が行われている。元来、数値流体解析手法による研究によって生み出されるコードは、汎用的でないものが多く特定の問題に秀でたものであった。現在では、製品化された数値流体解析コード出現と共にその汎用性も革新的に進み、最新の手法も多く盛り込まれたものとなっている。汎用コードは、其々の検証に十分な時間を費やすに至り、既存の数値流体解析手法が適用可能な各問題に対して新たにコードの開発コストと信頼性を考慮すると、その優位性が十分に認められるようになった。このため、製品開発に携わる企業のみならず、各研究機関においても、流れ現象を研究対象とする数値流体解析には汎用コードが広く用いられているのが現状である。

数値流体解析を実際に行う場合、幾つかのプロセスに分ける事ができる。流路形状の作成部、格子生成部、解析条件設定を行う前処理部、数値流体解析部、および解析結果を行う後処理部などである。汎用化されているコードにおいて、これらを一貫して取り扱うものや、各プロセスのみを取り扱うものなど、その構成は様々であるが、数値流体解析部に前後する各技術の向上も数値解析における重要な要素である。各プロセスを個別に取り扱うコードにおいては、特化した技術を提供することで、より広い汎用性と多くの解析に対するアプローチを可能としている。

流れ現象を研究対象とする汎用数値流体解析コードは幾つか存在するが、多く知られているものとして、CFX-11(ANSYS, Inc.), CFX-TACSflow(ANSYS, Inc.), Fluent(Fluent, Inc.), STAR-CD(CD adapco Group)などがある。STAR-CDは、日本に

において他のコードよりも早く導入された。CFX-11 に関しては、近年開発されたコードであり、その解析例は他のコードの比べると依然少ない。この他にも、FINE TURBO(NUMECA International 社)、SCRYU(Software Cradle Co., Ltd.)なども挙げられる。これら汎用コードは、主に有限体積法や有限要素法を用いたものが主流となっている。取り扱う格子に関しては構造格子から非構造格子へと変わりつつある。これは市場がより複雑な流れ場が解ける可能性を要求しているためで、広い分野へ普及していることを示している。CFX-TASCflow などでは、元来ターボ機械の解析に対応していなかった同開発系の汎用コードである CFX-11 に取り込まれ、構造解析ソリューションを提供していた ANSYS, Inc.に吸収された現在において、将来的に構造系の汎用コードとの連携も考えている。このように、汎用流体解析コードにおいては、流体のみの解析に留まらない統合化された現象解析コードが開発される傾向にある事が分かる。他の数値流体解析方法を用いた汎用コードとして、近年では格子を作成する必要のない渦法を用いた汎用コード (College Master Hands 社) なども開発されている。

前述のように、数値流解析前後のプロセスにおいても汎用コードが広く適用されている。解析前に必要となる格子生成プロセスにおいて適用されている汎用格子生成コードとしては、Gridgen(Pointwise, Inc.), ICEM CFD(ICEM CFD Engineering), GridPr(Program Development Corporation), Fluent に対応する GAMBIT(Fluent, Inc.), CFX シリーズに対応する CFX-Build(ANSYS, Inc.)などが知られている。

これら格子生成プロセスの前段階となる形状生成に関しては、各格子生成コード内での直接作成に加え、多種の CAD データの流用も可能としており、この機能を利用することで工業製品への適用を更に容易にしている現状がある。

解析結果の評価プロセスにおける汎用可視化コードとしては、各数値流体解析コードに付属の可視化ツールの他に、FIELDVIEW(Intelligent Lifht 社), AVS(Advance Visual Systems, Inc), Tecplot(Tecplot, Inc.)といった汎用可視化コードなどがある。こ

これらの汎用可視化コードは、特化されたアプリケーションを持つ事で優位性を得ている。

数値流体解析前後に使用できる汎用コードは、上記のように多種にわたって存在するが、開発元が異なる場合などにおいては、処理コストがかかるなど優位性が生かない場合もあるため、それらの導入にあたっては十分な解析対象の把握、コードの機能、およびその必要性を考慮しなければならない。

3.5.2 本研究で使用したコード

本研究において、汎用数値流体解析コードである ANSYS, Inc.が提供する CFX-11 及び ANSYS CFX-10 を用いた。CFX-11 の前身である CFX-TASCflow は、ターボ機械を含めた複雑な一般流路形状に対して、圧縮/非圧縮性、定常/非定常、層流/乱流の单相流問題を予測するツールである。従来、ターボ機械の内部流れを解析するために開発されたコードであり、他の汎用コードに比べてターボ機械に特化したアプリケーションを多く備えている。CFX-11 は汎用的な数値流体解析コードとしての位置づけが強かったが、CFX-TASCflow に備わっていたターボ機械を含めた多種の複雑な流れの解析に容易に対応できるコードとして認識されるようになった。Navier-Stokes 方程式を高速・確実に解くことは CFD 解析の重要な課題であるが、この CFX-11 は、全グリッド・ノードについて全流体力学方程式を同時に解く計算手法を備えている。これは、支配方程式の各式を順次解いていくことによる収束性の遅れを克服している。またこの手法は、式間の連成の強い流れに有効であり、特にコリオリ項の強い流れや圧力勾配を伴う高速流れなどに優れた性能を発揮すると考えられる。さらに格子作成からポストプロセッサまでに対応していることである。またその格子は非構造格子（ヘキサ、プリズム、ピラミッド、テトラ等）に対応し、複雑な形状でも自由に格子を作成できる機能を持ち、構造格子並みの精度、収束性を実現している。CFX-11 は多様な検証を経ており十分信頼できるものであ

ると言える。

3.5.3 離散化

Navier-Stokes 方程式などの微分方程式を離散化する手法として、差分法、有限体積法、有限要素法の3種類が主なものとして挙げられる。コンピュータは微分方程式を解析的に解くことは出来ないため、解くべき領域に配置された有限個の格子点上において、未知数に関する代数方程式や関係式を作ることが要求される。これを離散化という。これらの式をもとに連立方程式を解いたり、あるいは単純な四則演算により未知数を求めることになる。そして CFX-11 が基づくものは有限体積法である。

有限体積法 (Finite Volume Method) は運動量や質量の保存則を満たしやすいように、積分で基礎方程式を離散化する方法である。有限体積法では積分してから離散化を行うため、常にその微小領域内の運動量などの出入りを考えており、保存則を確実に満たす離散式を得ることができる。

量保存則、および運動方程式を積分し次のように変形したものが、有限体積法である。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j) = 0 \quad (3.18)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho u_j) + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j \cdot u_i) = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + S_{ui} \quad (3.19)$$

ここで、 u_i は各座標軸方向の瞬時速度ベクトル成分を表している。 P は静圧、 ρ は流体の密度、 τ_{ij} は粘性応力テンソル、 S_{ui} は体積力である。 τ_{ij} は以下のように示される。

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \mu \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} \quad (3.20)$$

ここで、 μ は流体の粘性係数である．連続の式 (3.18) において、非圧縮性流れに対しては左辺第 1 項が 0 となり、

$$\frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j) = 0 \quad (3.21)$$

となる．よって有限体積法により離散化された式 (3.18)、式 (3.19) は以下のようにになる．

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\int_V \rho dv \right) + \int_S \rho u_j u_i dn_j = 0 \quad (3.22)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\int_V \rho dv \right) + \int_S \rho u_j u_i dn_j = - \int_S P dn_i + \int_S \mu_{eff} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) dn_i + \int_V S_{ui} dv \quad (3.23)$$

3.5.4 数値計算方法

これまで開発してきたバルブレスマイクロポンプを CFD 解析対象とした(図 3.9)．図 3.9 の水平なマイクロチャンネルの吸込側から吐出し側へ正味の流体が流れる仕組みとなっており、吸込と吐出しを繰り返すダイヤフラムにつながるチャンネルが、主チャンネルに任意の角度 θ で接続されている．今回は、代表的な例として 15° でチャンネルが接続されているものに対して数値計算した．

マイクロポンプ内部流れを汎用 CFD 解析コード CFX-11 を用いて数値計算した．計算のモデル化にあたり、ポンプの吸込口、吐出し口の形状を簡略化し外部のガラ

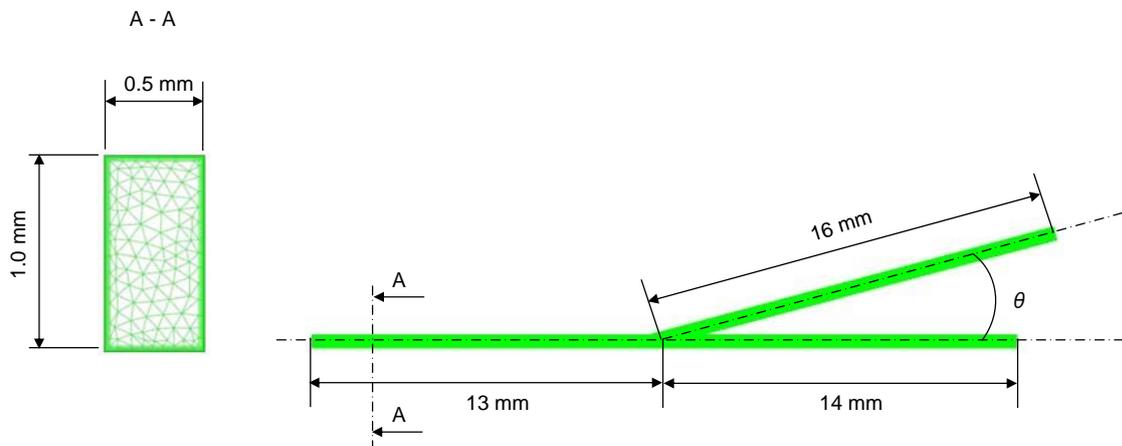
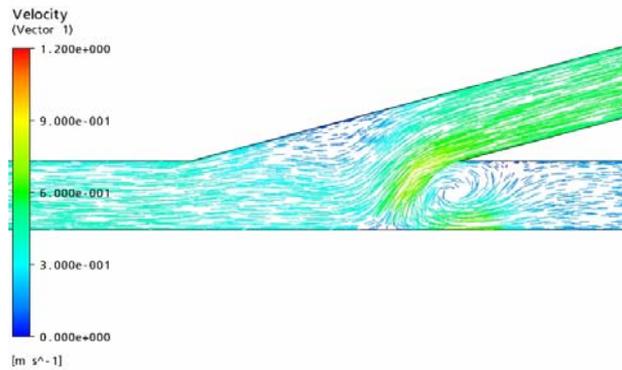
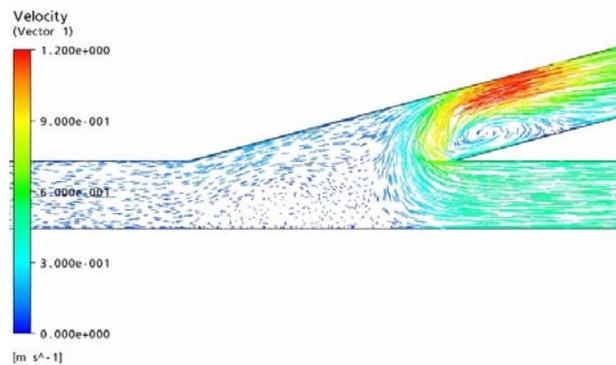


図 3.9 計算格子($\theta = 15^\circ$)

ス管は計算に含めなかった。計算格子を図 3.9 に示す。本研究で用いた計算格子は非構造であり、要素数は 1,200,000 である。時間刻みは 0.002 sec とし、ポンプの作動周期よりも十分短くした。作動流体は水で、密度を 998 kg/m^3 , 粘度を $1.002 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ とした。境界条件として壁面では流速 0 m/s とし、吐出し口と吸込口の速度に対する境界条件には、チャンネル断面に対して速度成分が垂直になる条件を与えた。ダイヤフラムの接続部の境界条件には、圧力差で流体は吐出されないので、ダイヤフラム接続部と吐出し口（吸込口）との差圧を 0 Pa として設定した。速度の境界条件には、ダイヤフラムの体積変化から計算できる一定速度分布を与えた。ダイヤフラム部の体積変化については、時間に対して $5 \mu\text{m}$ の振幅をもつ正弦波で運動していることが分かっている。

(a) $t/T = 0.002$ (b) $t/T = 0.600$ 図 3.10 数値計算結果 ($\theta = 15^\circ$)

3.5.5 計算結果および考察

ダイアフラムの駆動周波数が 30 Hz の場合の計算結果を図 3.10 に示す。ダイアフラム付近において、吸込・吐出し時に複雑な流れが生じている。装置全体の数値計算を行うことでダイアフラム付近の複雑な流れが確認できた。非対称部においては、流路を塞ぐ程度の大きさをもつ渦が明瞭に現れていることがわかる。特に吐出し時において、主チャンネルの右側すなわち吸込側に大きな渦が発生し、チャンネル全体を塞いでいることがわかる。そのため、吐出し時に吐出し側へ水が多く流れ

る結果になったものと考えられる。一方，吸込時においては，ダイアフラムへ繋がるチャンネル内に渦が発生し，チャンネルを塞ぐ結果となっているものの，主チャンネル内には渦が発生していないことが確認できる。この渦は流体が動いているときのみ働くダイナミックバルブの働きをしている。本バルブレスマイクロポンプでは，慣性力の効果だけではなく，振動流によって引き起こされた渦がダイナミックバルブの役目を果たし，流体を吐出す結果となっていることが数値計算によって定性的に求められた。

3.6 可視化実験結果と数値計算結果の比較

バルブレスマイクロポンプの可視化実験結果を図 3.8, 非対称部流れ解析結果を図 3.10 に示す. 両者を比較した結果, 作動流体吐出し時には主チャンネルの右側すなわち Inlet 側に渦が発生していることが確認できた. 渦の大きさは, ほぼチャンネル幅と同じ程度であることが確認でき, ダイナミックバルブとして十分な働きをしていると考えられる. また, 吸込時にはダイアフラム側に渦が発生していることが確認できた. 数値計算結果, 可視化実験結果ともにほぼ同じタイミングで渦が発生しており, バルブレスマイクロポンプ内部流れが確認できた.

3.7 Navier-Stokes 方程式による内部流れ解析

本マイクロポンプの内部流れは慣性力と粘性力のどちらが支配的であるのか明らかになっていない。そこで PIV による分岐部内部流れの可視化結果から Navier-Stokes 方程式を用いて内部流れの解析を行い、どの要素が内部流れに影響を与えているかを考察する。また解析には Tecplot10 を用いた。以下の Navier-Stokes 方程式を用いて非定常項、対流項、圧力項の 3 つをそれぞれ算出した。結果を図 3.12～図 3.17 に示す。

$$\text{X 成分} : \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) \quad (3.24)$$

$$\text{y 成分} : \rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right) \quad (3.25)$$

図中 t/T はダイアフラムの変動周期 T で正規化された経過時間であり、 $t/T=0$ はダイアフラム部からの吐出し開始時刻を示し、 $t/T=0.5$ を境に吸込行程へと移行する。X 成分と y 成分の 2 つに分けて示す。図中のラベルの色は各項の値を表しており、x 成分において赤色は流入口方向、青色は流出口方向の流れを示し、y 成分においては赤色が上方向、青色が下方向の流れを示す（図 3.11）。これらの結果から吐出し行程、吸込行程ともに各項を同じ指標で見た場合、粘性項の影響が非常に小さく非定常項と対流項が大きく影響している。このことから本マイクロポンプの内部流れは非定常項などの慣性力が大きく影響しており粘性力の影響は小さいと考察する。

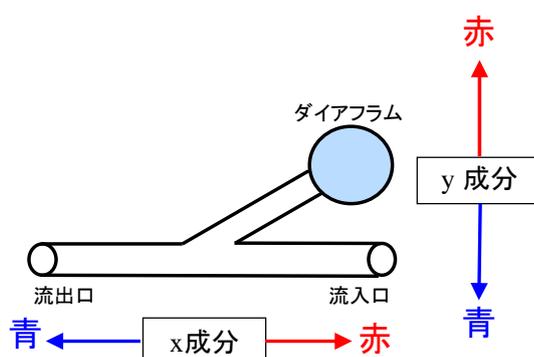


図3.11 各成分

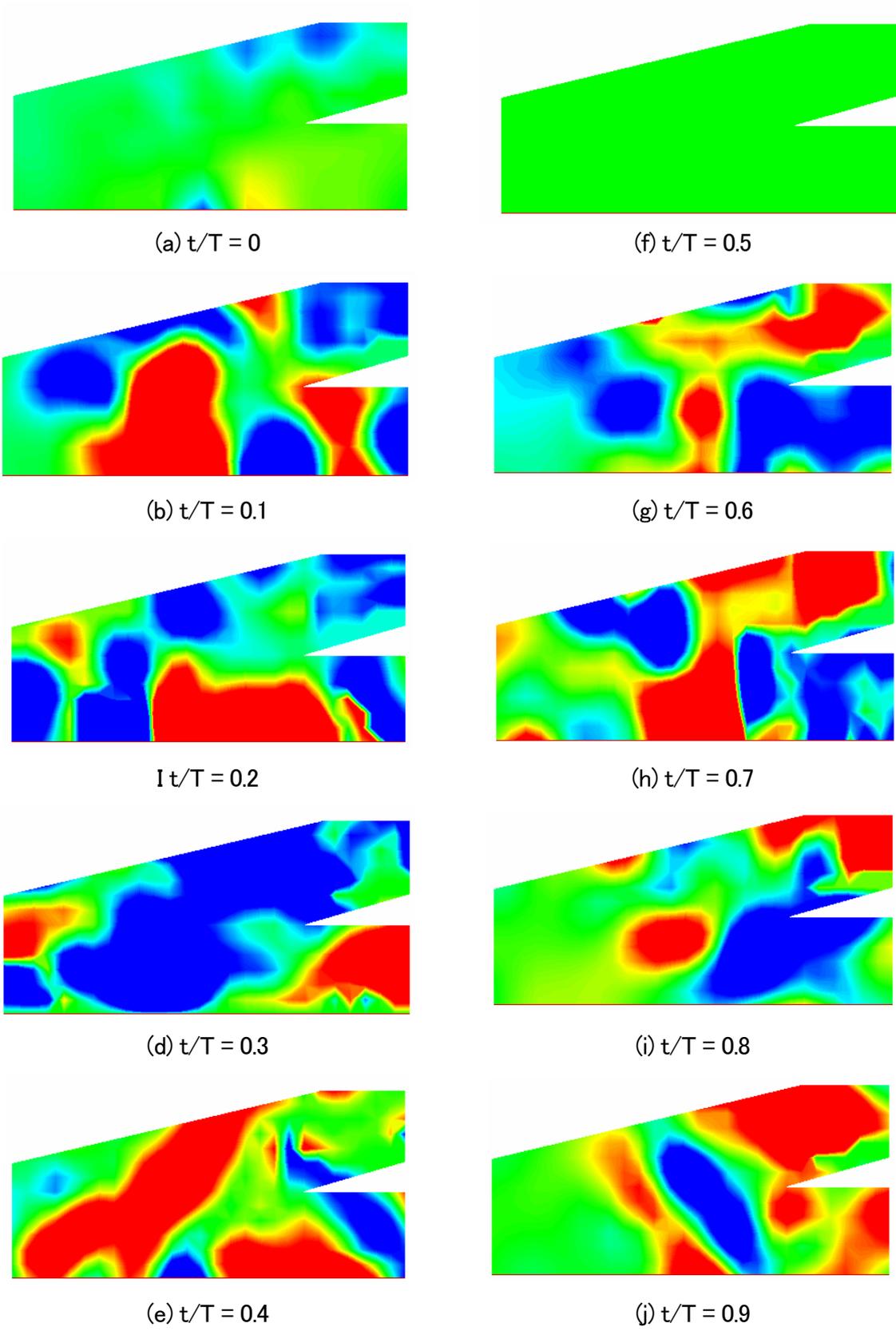
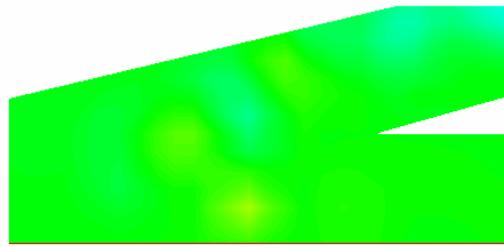
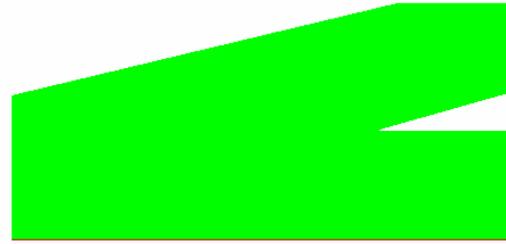


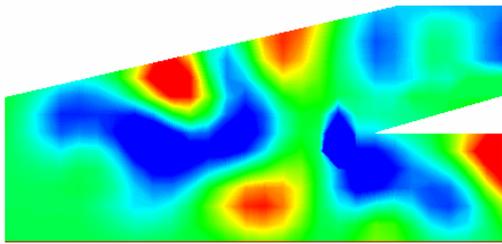
图3.12 慣性項(x 成分)



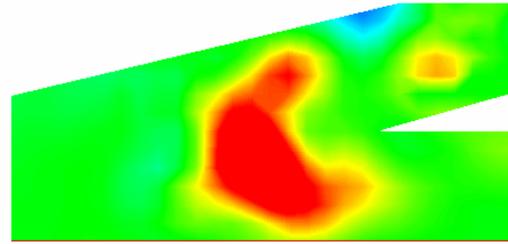
(a) $t/T = 0$



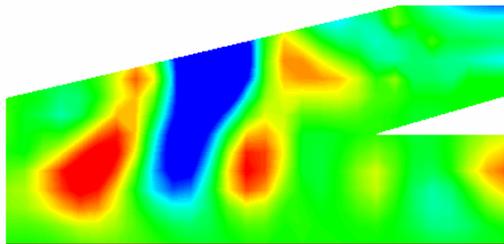
(f) $t/T = 0.5$



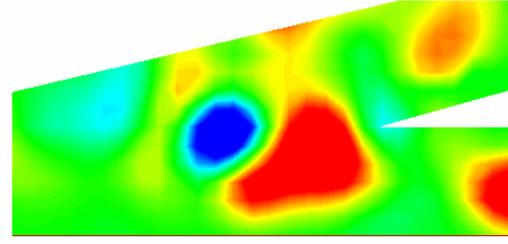
(b) $t/T = 0.1$



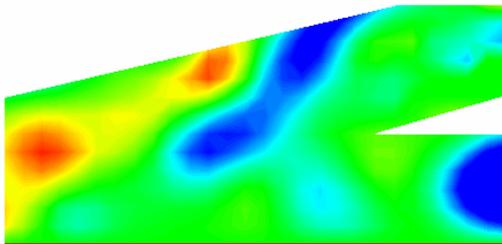
(g) $t/T = 0.6$



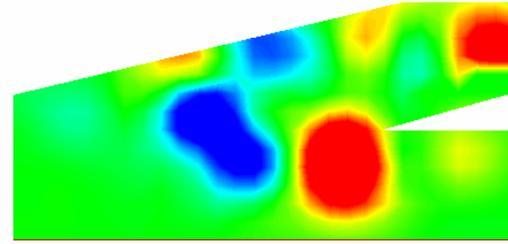
(c) $t/T = 0.2$



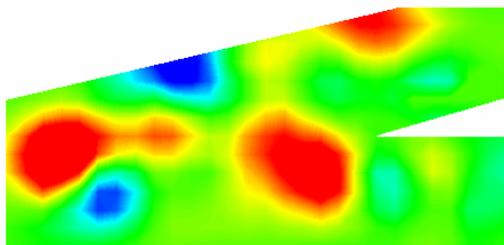
(h) $t/T = 0.7$



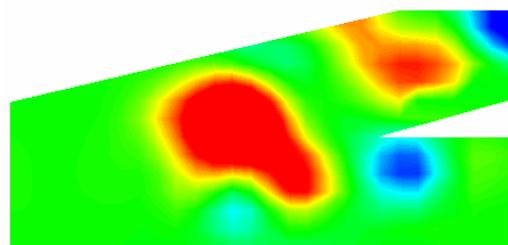
(d) $t/T = 0.3$



(i) $t/T = 0.8$

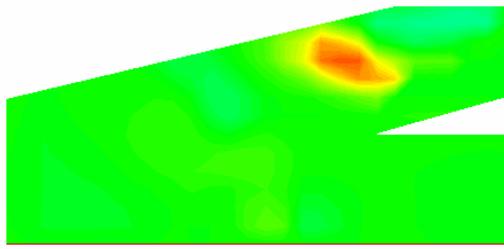


(e) $t/T = 0.4$

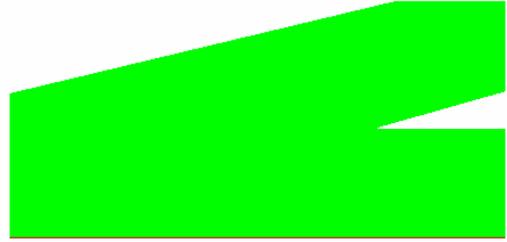


(j) $t/T = 0.9$

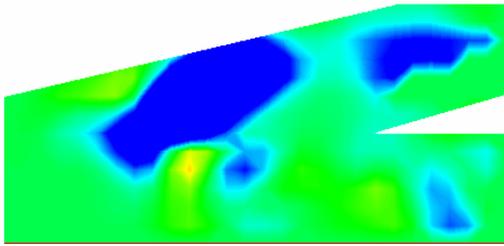
图3.13 慣性項(y 成分)



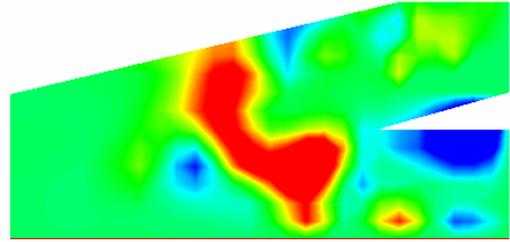
(a) $t/T = 0$



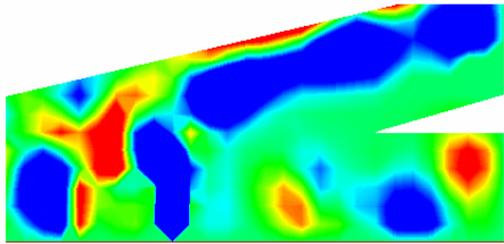
(f) $t/T = 0.5$



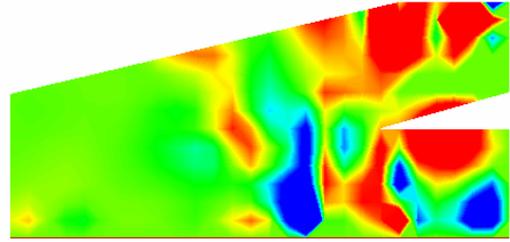
(b) $t/T = 0.1$



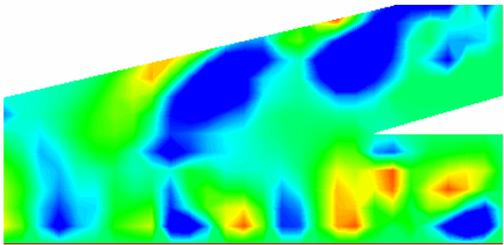
(g) $t/T = 0.6$



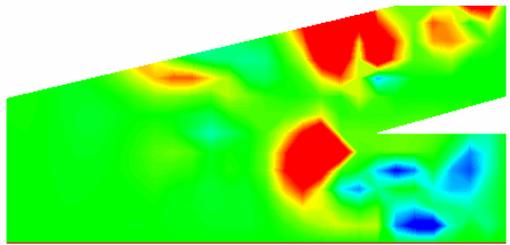
(c) $t/T = 0.2$



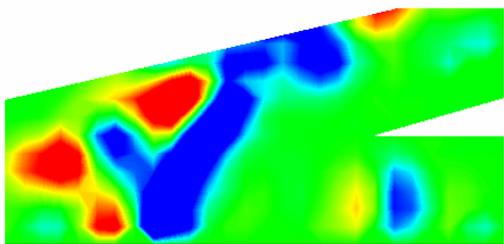
(h) $t/T = 0.7$



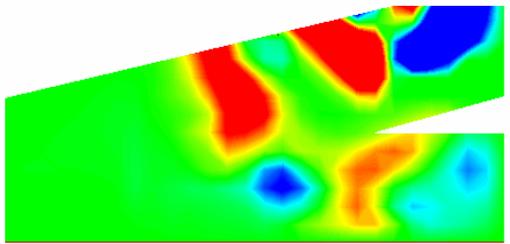
(d) $t/T = 0.3$



(i) $t/T = 0.8$

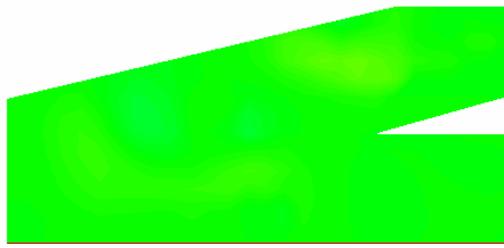


(e) $t/T = 0.4$

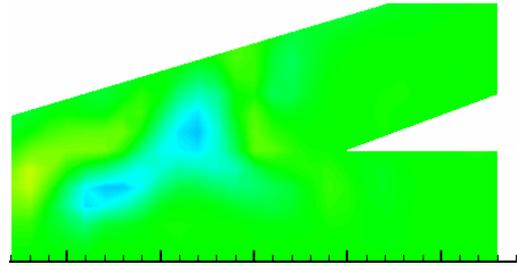


(j) $t/T = 0.9$

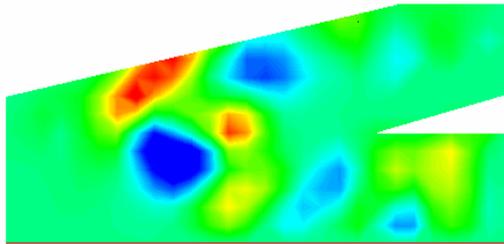
图3.14 对流项(x 成分)



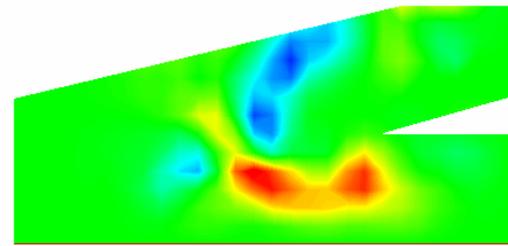
(a) $t/T = 0$



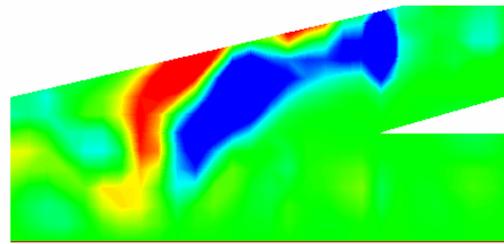
(f) $t/T = 0.5$



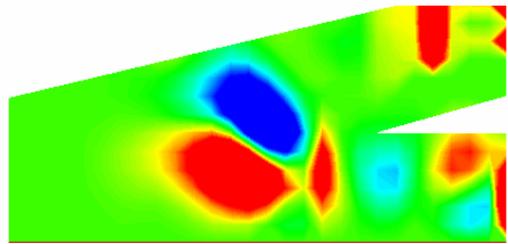
(b) $t/T = 0.1$



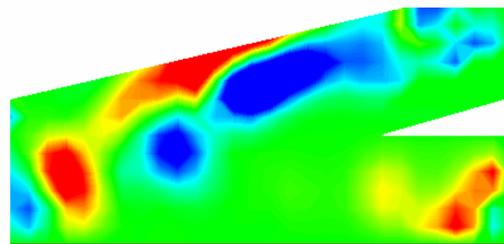
(g) $t/T = 0.6$



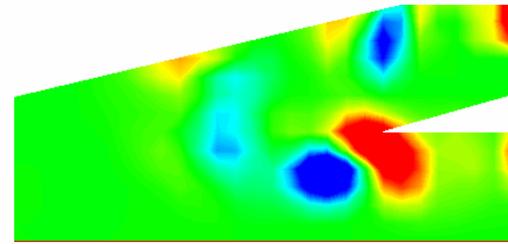
(c) $t/T = 0.2$



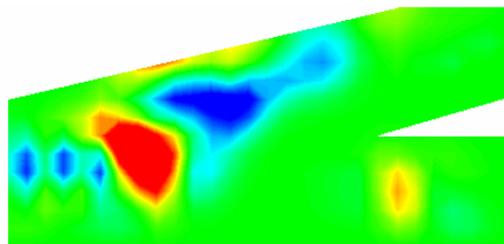
(h) $t/T = 0.7$



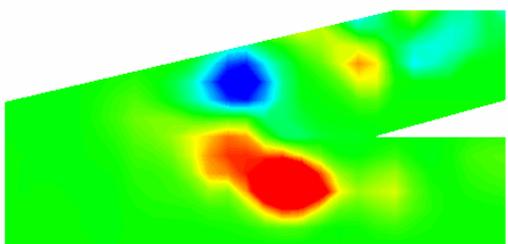
(d) $t/T = 0.3$



(i) $t/T = 0.8$

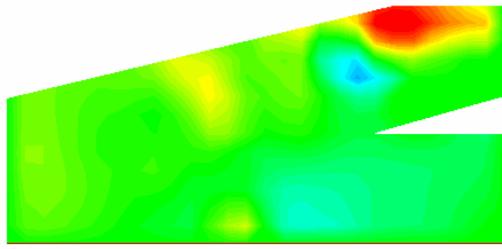


(e) $t/T = 0.4$

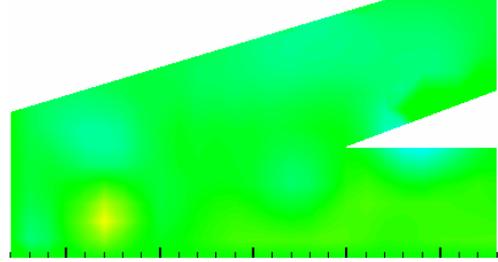


(j) $t/T = 0.9$

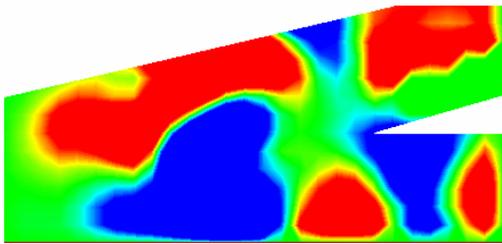
图3.15 对流项(y 成分)



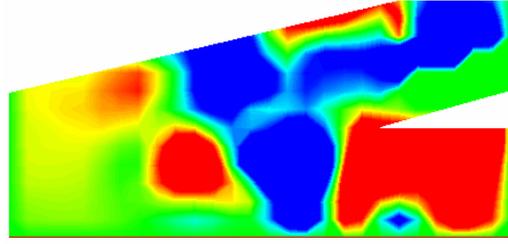
(a) $t/T = 0$



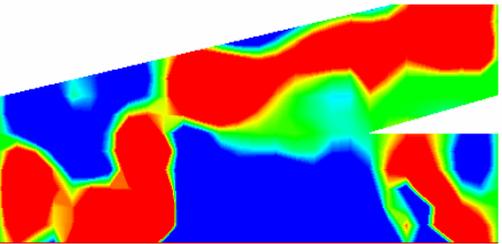
(f) $t/T = 0.5$



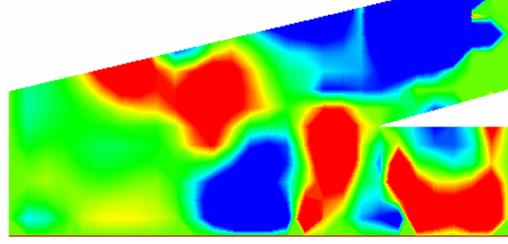
(b) $t/T = 0.1$



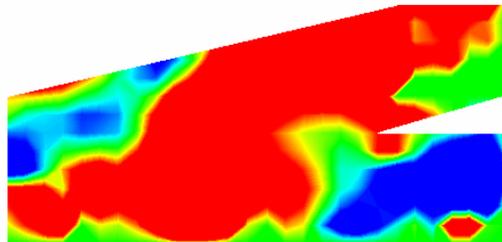
(g) $t/T = 0.6$



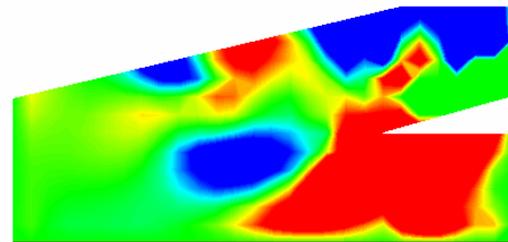
(c) $t/T = 0.2$



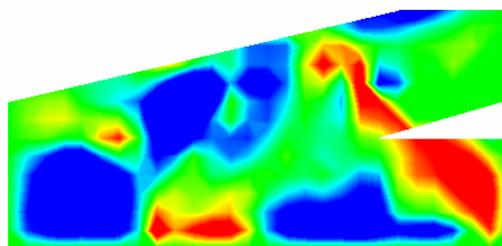
(h) $t/T = 0.7$



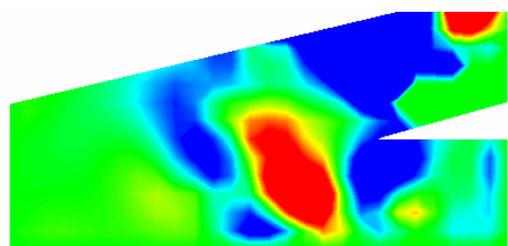
(d) $t/T = 0.3$



(i) $t/T = 0.8$

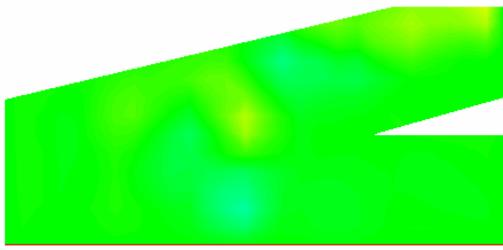


(e) $t/T = 0.4$

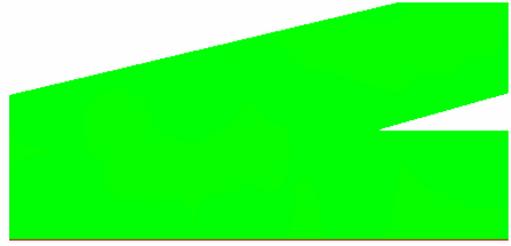


(j) $t/T = 0.9$

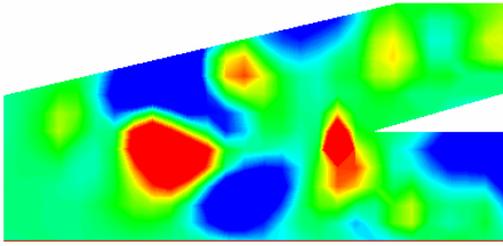
图3.16 压力项(x 成分)



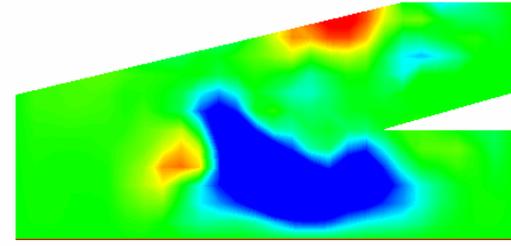
(a) $t/T = 0$



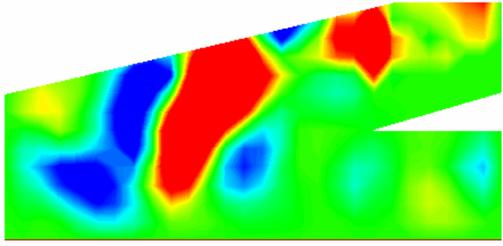
(f) $t/T = 0.5$



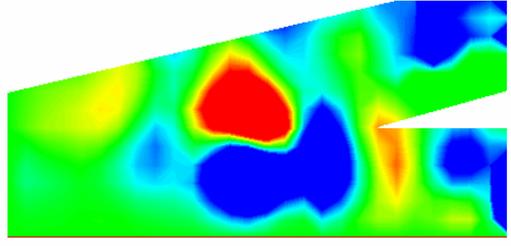
(b) $t/T = 0.1$



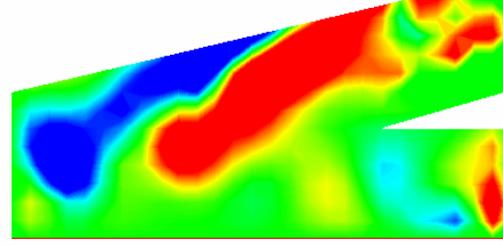
(g) $t/T = 0.6$



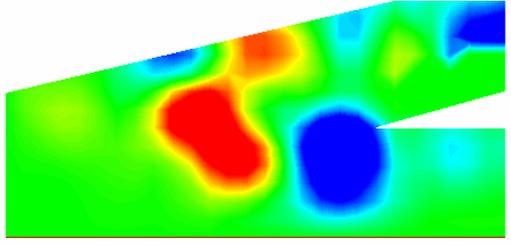
(c) $t/T = 0.2$



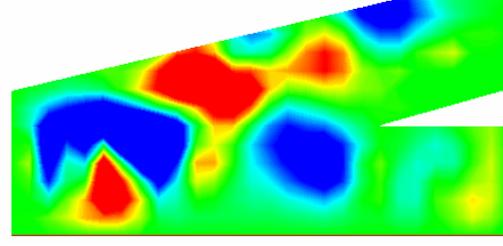
(h) $t/T = 0.7$



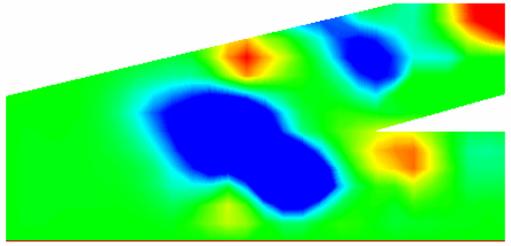
(d) $t/T = 0.3$



(i) $t/T = 0.8$



(e) $t/T = 0.4$



(j) $t/T = 0.9$

图3.17 压力项(y 成分)

3.8 駆動周波数による内部流れの比較 ($\theta = 15^\circ$)

図 3.18 に分岐角度 15° の周波数応答特性を示す。この図より、流量は駆動周波数が 30 Hz でピークを描いて徐々に減っていることが分かる。この原因について、内部流れを解析する。

図 3.19 に駆動周波数 10 Hz, 50 Hz における入口側, 出口側, ダイアフラム吐出し口の質量平均流速の時間変化を示す。駆動周波数が 10 Hz の場合、ダイアフラムが変形した後、次の変形までに停滞時間がある為、次の変形が始まるまでの間、慣性力による振動が確認される。

図 3.20 に各駆動周波数におけるダイアフラム吐出し口での流速変化を示す。図中横軸は実時間[s], 縦軸は流速[m/s]を表す。また、横軸の実時間長さは駆動周波数 30 Hz における一周分である。図 3.20 において、駆動周波数 10 Hz と 30 Hz を比較した場合、 $t = 0.0167$ sec までは、ほぼ同じ流速変化を示している。

10 Hz の場合はこの時間から吸込行程が始まるまで減衰振動をすることになる。30 Hz の場合、半周期が $t = 0.0167$ sec であり、ダイアフラム吐出し口からの流速が 0 m/s に差し掛かる部分から吸込行程が始まることとなる。一方、駆動周波数が 50 Hz の場合は、 $t = 0.005$ sec までは 10 Hz, 30 Hz の場合と同じ挙動を示すが、ピークに達する前に吸込行程へと移行している。この原因について PIV 結果から考察する。

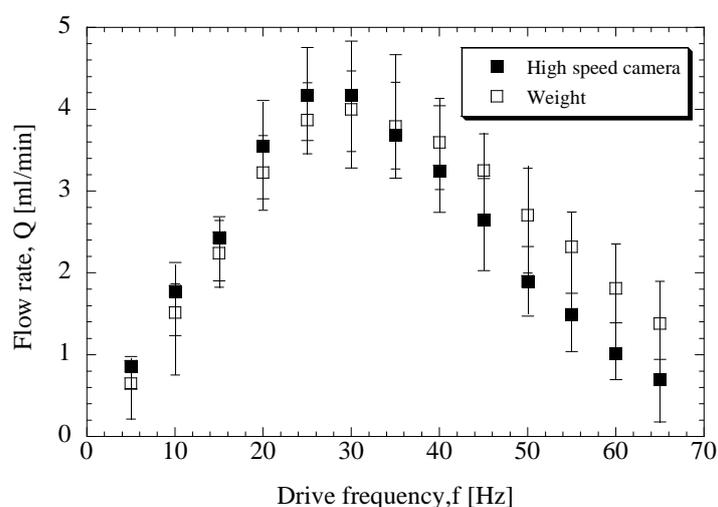
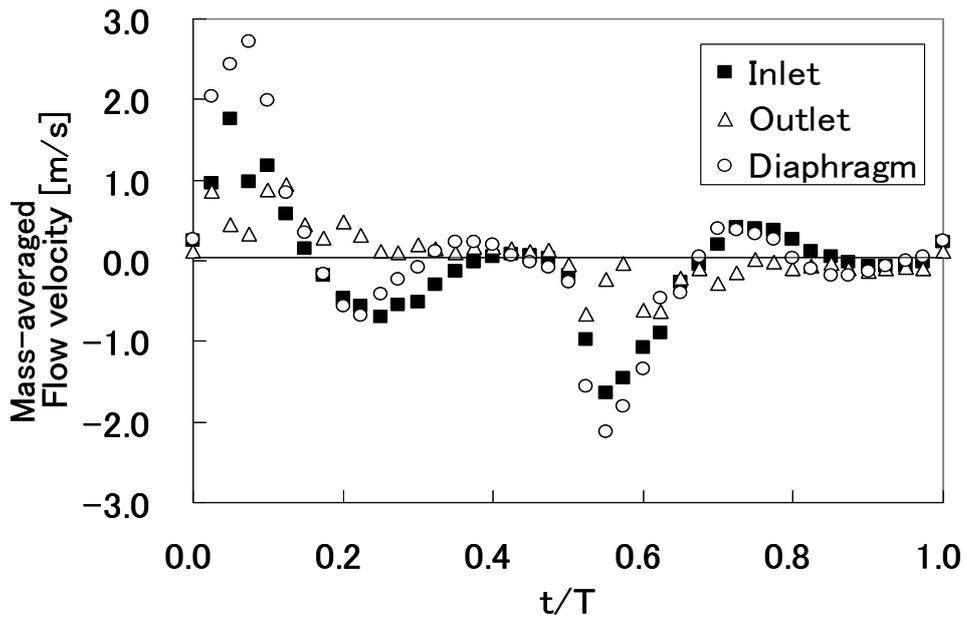
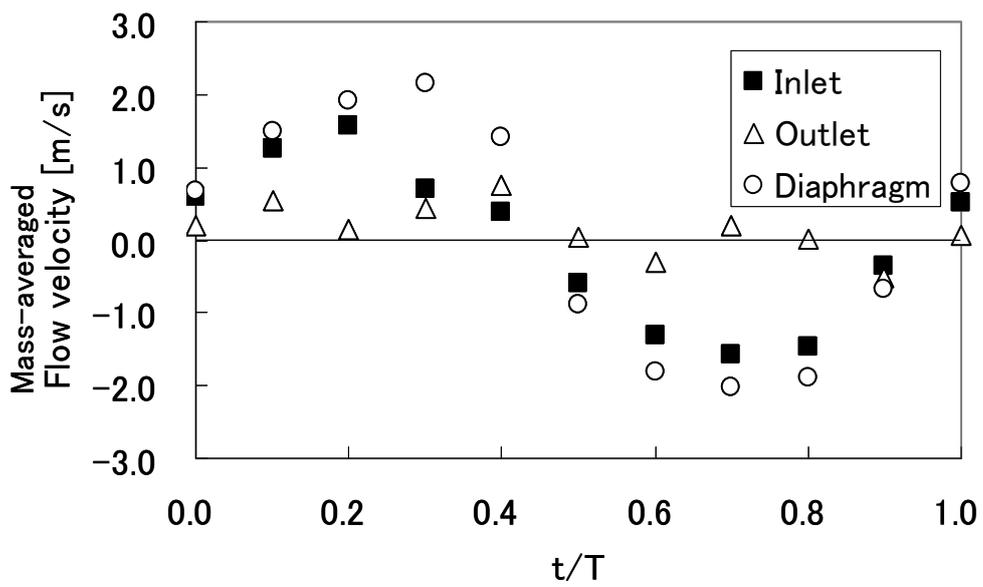


図 3.18 周波数応答特性

図 3.21 に駆動周波数 30 Hz と 50 Hz の PIV による分岐部内部流れの速度ベクトル及び流速から算出した渦度を示す。吐出し行程, $t = 0.009 \text{ sec}$ までは同じような流れをしているが $0.0144 < t < 0.0150 \text{ sec}$ において 30 Hz では出口側へ流れているが, 50 Hz では出口側に渦があることで流れが阻止され出口側へ吐出す流量が減少していることが分かる。以上のことから, 本マイクロポンプの最適駆動周波数は 30 Hz であると考えられ, 駆動周波数と流量の関係からもこのことが確認出来る。



(a) $f = 10 \text{ Hz}$



(b) $f = 50 \text{ Hz}$

図 3.19 流速変化(分岐角度 $\theta = 15^\circ$)

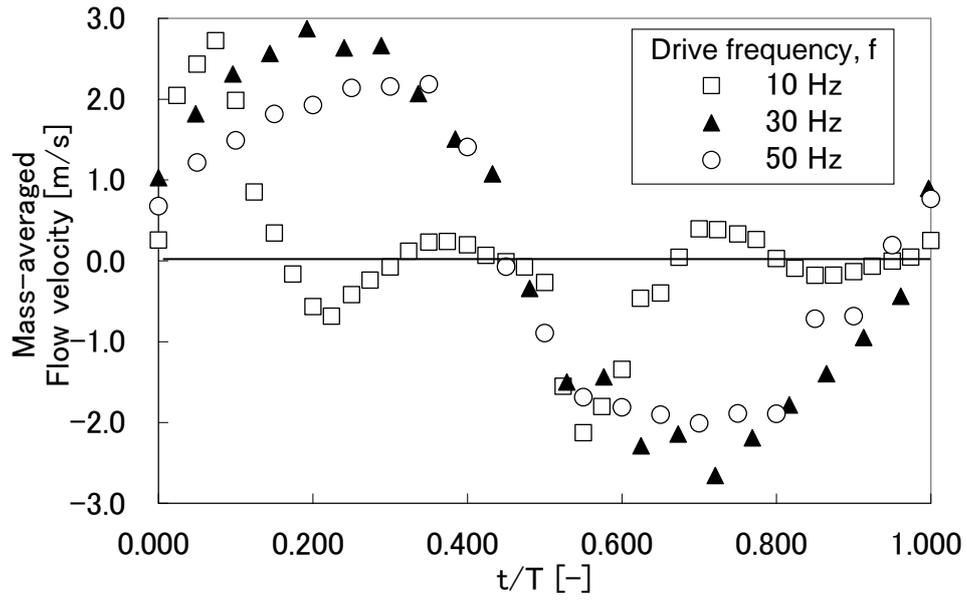


图 3.20 流速变化 ($\theta = 15^\circ$, $f = 10$ Hz, $f = 30$ Hz, $f = 50$ Hz)

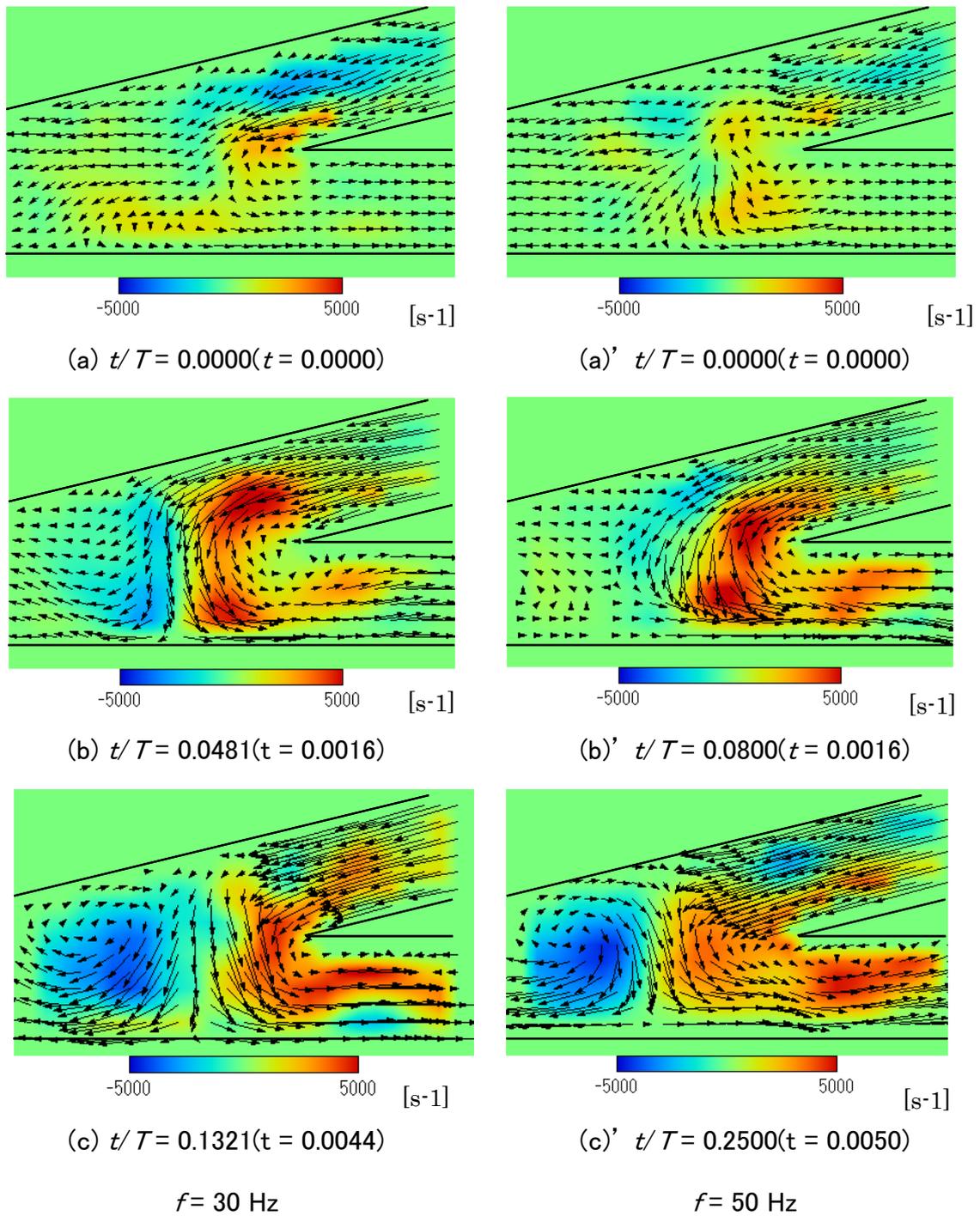


图 3.21 PIV 解析結果(吸込行程~吐出し行程, 分岐角度 15° , $f = 30 \text{ Hz}$, $f = 50 \text{ Hz}$)

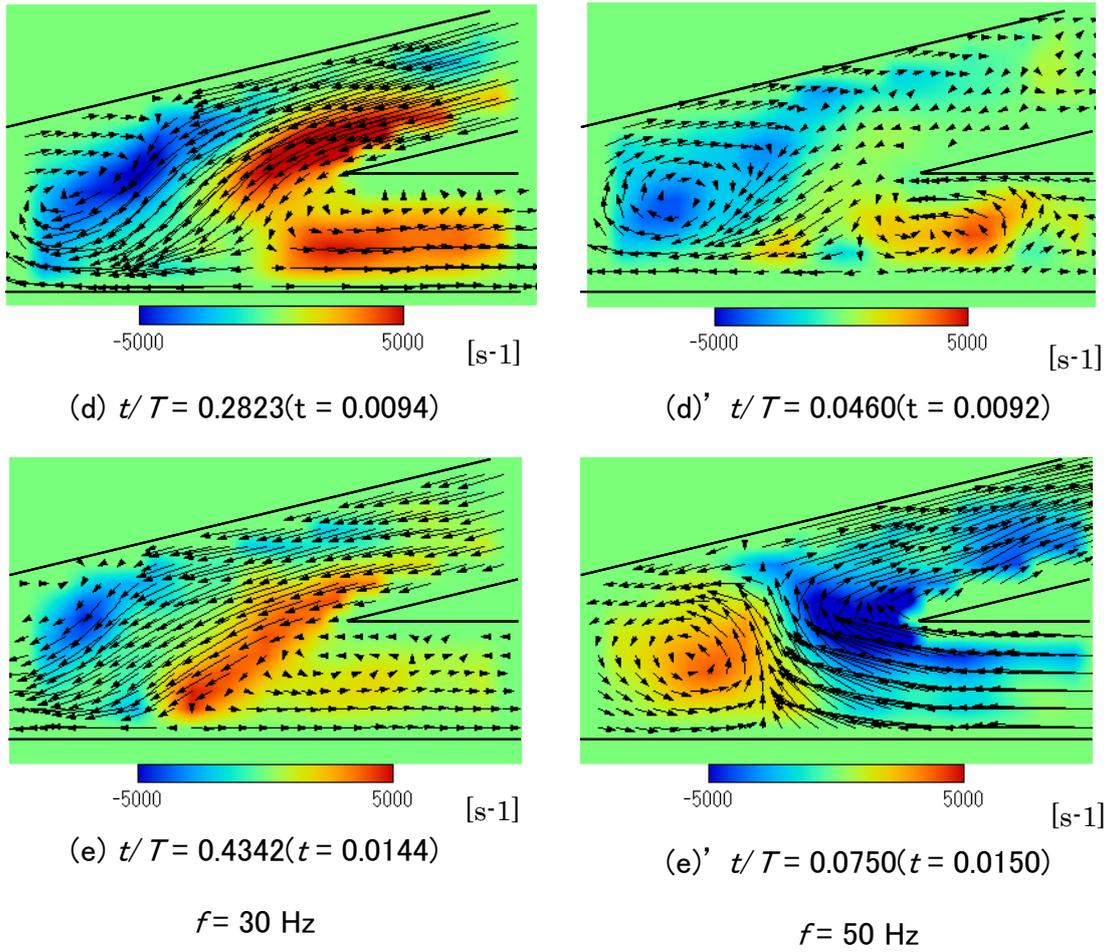


图 3.21 PIV 解析結果(吐出行程～吸込行程, 分岐角度 15° , $f = 30 \text{ Hz}$, $f = 50 \text{ Hz}$)

3.9 まとめ

① 送液メカニズム

ダイヤフラム吐出し行程

- ・ Y 字チャンネルを用いることで発生する分岐部分での渦が影響し，吐出し行程序盤では流出口への流れが妨げられ，吐出し行程終盤では流出口側への流れが抑制される．

ダイヤフラム吸込行程

- ・ 吐出し行程から吸込行程へと移行するときに発生した渦が影響し，流出口側からダイヤフラムへの液体の流入が抑制される．

② 周波数特性

- ・ 本マイクロポンプの最適周波数は 30 Hz．その時の流量は，分岐角度 15° のもので 4.3 ml/min，分岐角度 45° で 3.2 ml/min であった．
- ・ ダイヤフラム吐出し口での流速変化が最適周波数に影響を及ぼす．

③ 数値計算

- ・ 吐出し時に主チャンネルを塞ぐ渦がダイナミックバルブの役割を果たしており，送液メカニズムの解明において重要と考えられる．

④ 可視化実験及び数値計算

- ・ 可視化実験及び数値計算において、ほぼ同様のタイミングと発生位置で渦が観測され，吐出し時に主チャンネルを塞ぐ渦がダイナミックバルブの役割を果たしており，送液メカニズムの解明において重要と考えられる．

⑤ Navier-Stokes 方程式による内部流れ解析

- ・ 本マイクロポンプの内部流れは非定常項などの慣性力が大きく影響しており，粘性力の影響は小さいと考察する．

第4章 バルブレスマイクロポンプの寸法効果

4.1 はじめに

前章で機械的可動部の摩擦や疲労の問題を解決する為に機械的な弁を用いないマイクロポンプの開発を行い、最適作動パラメータ、ポンプ特性を得た。しかし、現在どこまでポンプを小型化できるかは明確ではない。そこで、本研究では、ポンプ駆動可能な限界サイズを検討するため、微細加工を用いてポンプを製作し、寸法効果によるポンプ性能の影響を調べた。

4.2 ポンプ構造 (PDMS マイクロポンプ)

本実験で使用した PDMS を用いたマイクロポンプの構造を図 4.1 に示す。PDMS チップは微細加工技術を用いて製作を行った。流路分岐角度は 15° 。ガラス板を PDMS の自己吸着性を利用して接着し、その下にアクリル板、駆動源の圧電素子板、カバーを取り付け、ボルトとナットで固定した。

4.2.1 製作方法 (PDMS マイクロポンプ)

一般に、マイクロマシンの材料としてはシリコン (Si)， μ -TAS の材料としてはガラスが広く用いられているが、生体高分子との相性や製作プロセスの簡便性などの理由から、近年シリコンゴムの一種である PDMS (polydimethylsiloxane) がよく用いられている。シリコンゴムを材料としてマイクロチップを製作する際には、ソフトリソグラフィと呼ばれる方法を用いると比較的簡便に構造を造ることができる。例えば、ガラスを材料に用いてマイクロ構造を形成する場合、フッ酸などを用いたウェットエッチングを行ったうえで、流路構造などをシールするために熔融接合などの接合プロセスが必要となる。これに対してソフトリソグラフィでは、あら

はじめ通常のフォトリソグラフィプロセスでパターンニングした微細構造を鋳型にしたモールドィングによってマイクロチップを製作するため、エッチングなどの操作を行わずにマイクロ構造が得られる。また、接合についても、シールする構造に対して特に大きい内圧を加えない場合には、フラットな基板の上に貼り付けるだけで使用することができる。本研究では、このソフトリソグラフィ技術を用いて流路チップの製作を行う。また、モールドィングのための鋳型としては超厚膜フォトレジスト (SU-8) をシリコンウェハ上にパターンニングして作ったマイクロ構造を利用することにした。

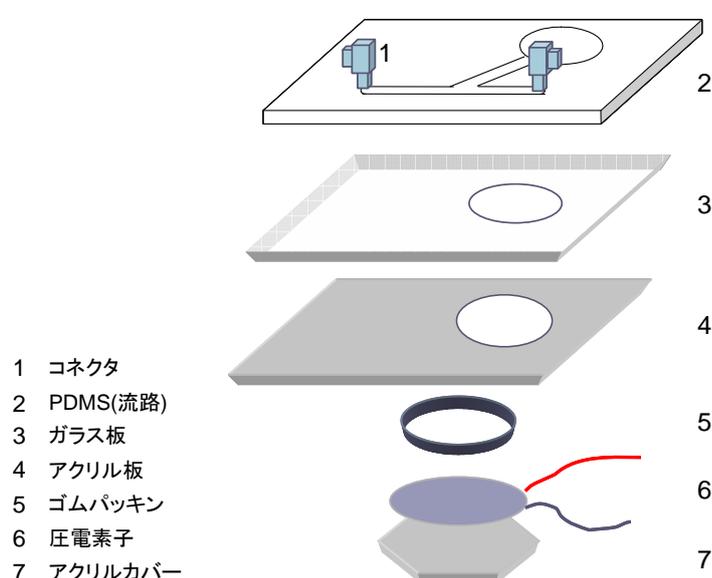


図 4.1 マイクロポンプ構造図(PDMS)

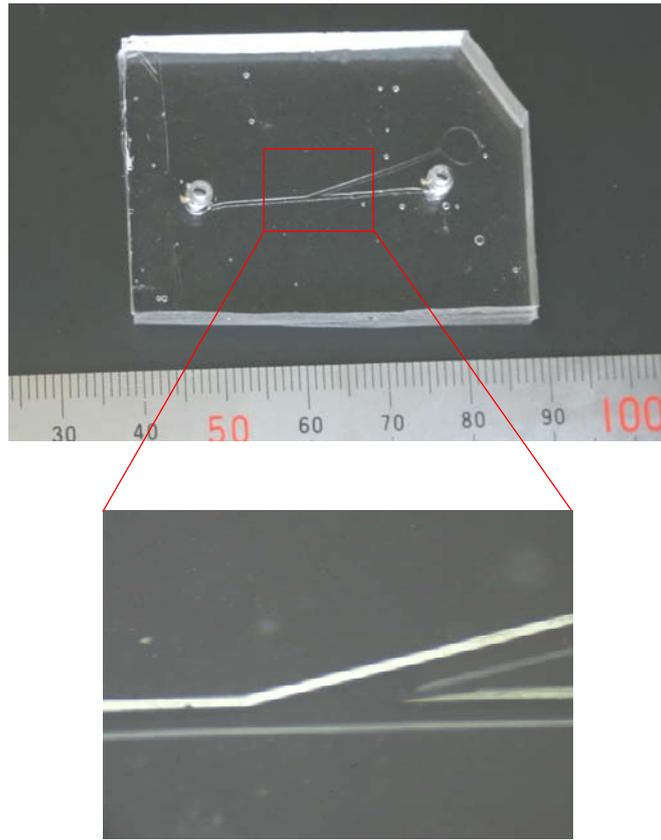


図4.2 流路チップ(PDMS)

4.3 ポンプ特性試験

図 4.3 にポンプ a の周波数応答試験結果を、図 4.4 にポンプ b, c, d の周波数応答試験結果を示す。横軸に周波数 f Hz, 縦軸に流量 Q ml/min を示す。ポンプ a の最大流量は周波数 28 Hz で 4 ml/min であるのに対し、ポンプ b の最大流量は周波数 14 Hz で 0.09 ml/min, ポンプ c の最大流量は周波数 12 Hz で 0.03 ml/min, ポンプ d の最大流量は 12 Hz で 0.01 ml/min であり、最大流量を得る最適周波数に違いがある。この要因として各ポンプが流路分岐部内部での速度振幅が最大付近で最大流量を得ることから、速度振幅が最適周波数に大きく関係していると考えられる。

図 4.5 にポンプ a の性能試験結果を、図 4.6 にポンプ b, c, d の性能試験結果を示す。横軸に流量 Q ml/min, 縦軸に全揚程 H mm を示す。周波数応答試験で最大流量を得たそれぞれの最適周波数(ポンプ a : 28 Hz, ポンプ b : 14 Hz, ポンプ c : 12 Hz, ポンプ d : 12 Hz)で行った。ポンプ a は右下がりの直線が得られ流量 0 ml/min の時、全揚程が最大 259 mm であり、全揚程 0 mm の時、流量が最大 4 ml/min であった。ポンプ b, c, d は流量 0 ml/min の時、全揚程がそれぞれ、最大で 31 mm, 13 mm, 7 mm であり、全揚程が 0 mm の時、流量がそれぞれ最大で 0.093 ml/min, 0.03 ml/min, 0.012 ml/min であった。ポンプサイズを変えてもポンプ a と同様にすべてのサイズでほぼ右下がりの直線関係を得た。ポンプを小型化するにつれて流量, 揚程ともに低くなる結果が得られた。

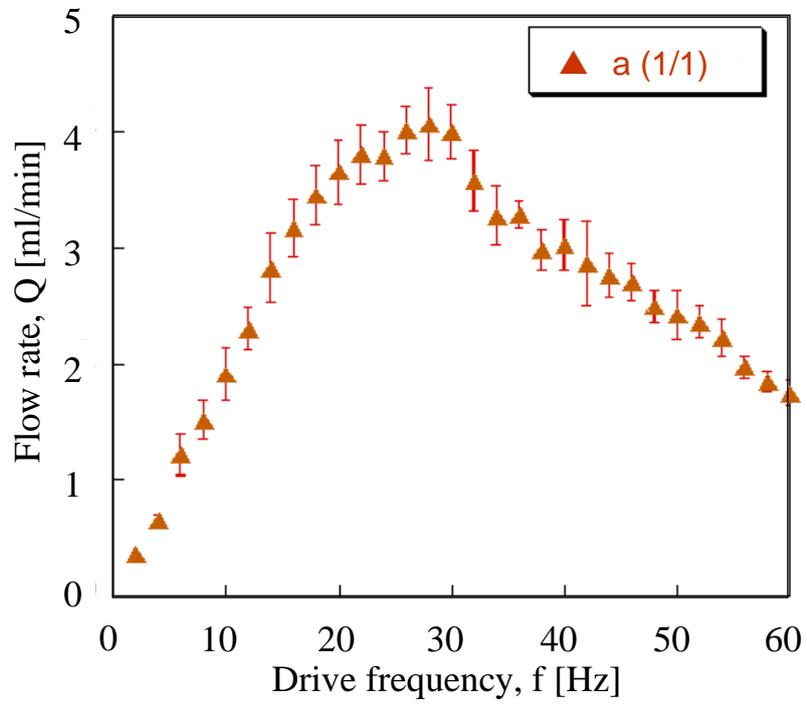


図4.3 周波数応答試験結果(アクリル)

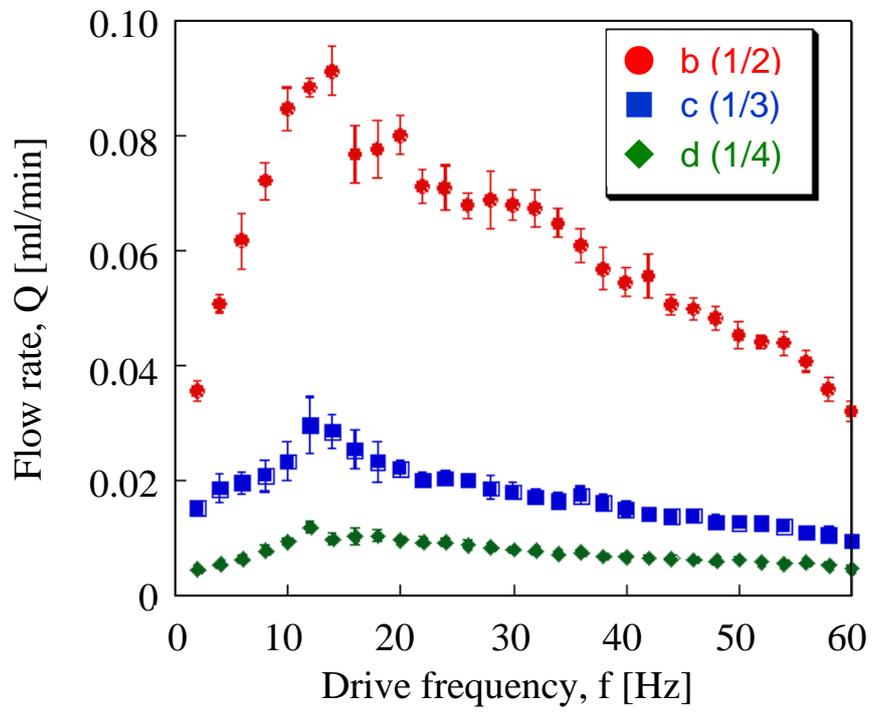


図4.4 周波数応答試験結果 (PDMS)

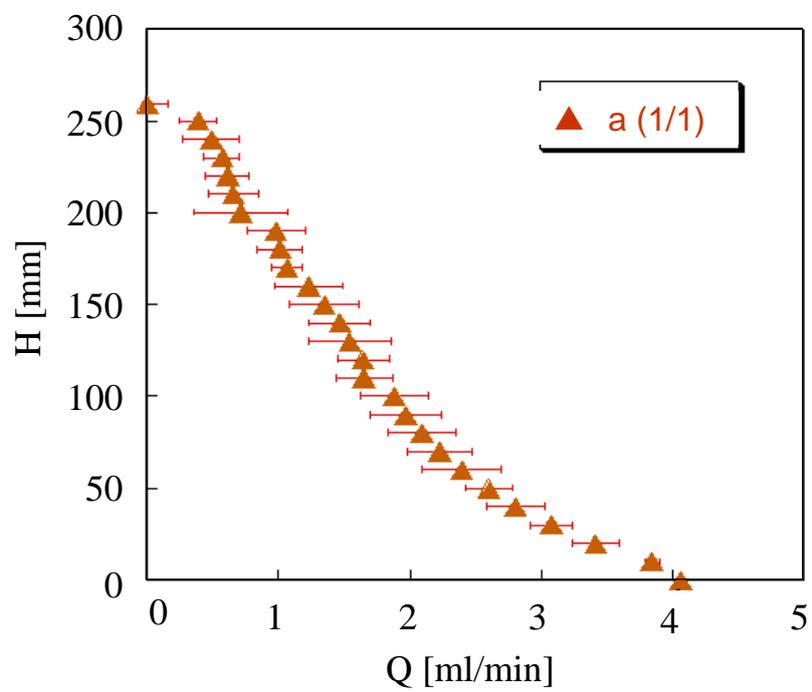


図4.5 性能試験結果(アクリル)

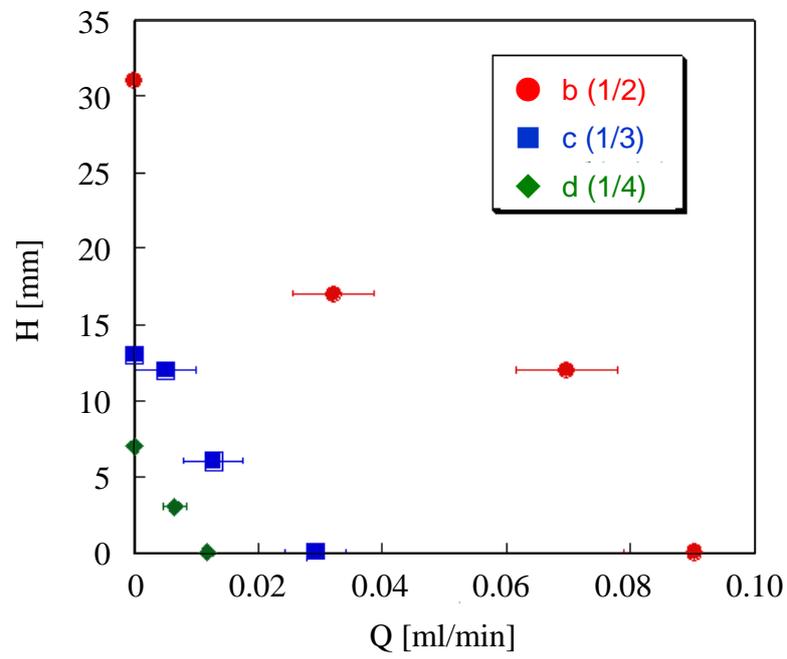


図4.6 性能試験結果(PDMS)

4.4 無次元化

図 4.7 に $\phi-St$ 曲線を示す。横軸はストローハル数 St ，縦軸は流量係数 ϕ である。ストローハル数 St が増加するにつれて流量係数 ϕ が増加している傾向が得られた。また流路の寸法，圧電素子板の駆動条件(周波数，速度，体積変動)を与えると，ストローハル数が求まり， $\phi-St$ 曲線より流量係数が決定される。これにより流量が得られ，ポンプの寸法よりポンプ性能が予測できる。またポンプサイズを小さくするに従って流量が減少し，流量係数が小さくなる結果が得られた。

図 4.8 に $\phi-\varepsilon$ 特性曲線を示す。横軸は無次元振幅数 ε ，縦軸は流量係数 ϕ である。 $\phi-St$ 曲線と同様に圧電素子板の駆動条件(速度，体積変動)を与えると，無次元振幅数 ε が求まり， $\phi-\varepsilon$ 特性曲線により流量係数が決定される。またポンプサイズが小さい程流量係数 ϕ が小さくなり，無次元周波数 ε が大きくなる傾向が得られた。

図 4.9 に $\phi-\psi$ 曲線(アクリル)を，図 4.10 に $\phi-\psi$ 曲線(PDMS)を示す。横軸は流量係数 ϕ ，縦軸は揚程係数 ψ である。実験結果を分かりやすくするためポンプ a とポンプ b, c, d の二つに分けて示す。すべてのポンプにおいて右下がりの直線関係が得られ，すべてのポンプサイズにおいてほぼ同じ傾きの直線が得られた。このことから揚程係数 ψ は流量係数 ϕ を決定すれば求めることができると考える。またポンプサイズを小さくする程，流量係数，揚程係数ともに小さくなる結果が得られた。

図 4.11 に $Re-\phi$ 曲線を示す。横軸はレイノルズ数 Re ，縦軸は流量係数 ϕ である。ポンプサイズが小さくなるに従って Re 数が減少し，流量係数 ϕ が下がっている。

図 4.12 に $Re-\phi/St$ 特性曲線を示す。 $Re-\phi$ 曲線と同様にポンプサイズが小さくなるに従って Re 数が小さくなっており，ポンプ性能も下がっている。このことから，ポンプ性能は Re 数に依存していることが明らかになった。また Re 数が決定すると ϕ/St 数も決まるのでポンプの設計指針が立てられたと考える。

図 4.13 に $\phi-\eta$ 特性曲線(アクリル)を，図 4.14 に $\phi-\eta$ 特性曲線(PDMS)を示す。ポンプ a の最大効率 は約 0.0012 であり，ポンプ b, c, d の最大効率 は約 4×10^{-8}

$\sim 5 \times 10^{-6}$ であった。ポンプサイズが小型になるにつれて効率は低くなる結果が得られた。すべての特性曲線においてポンプ a はポンプ b, c, d に比べて独立する傾向が見られた。

これはアクリルを用いているポンプ a より PDMS チップを用いているポンプ b, c, d の方がやわらかい素材のため、PDMS の流路がエネルギーを吸収してしまい、以上のような結果になったと考察する。

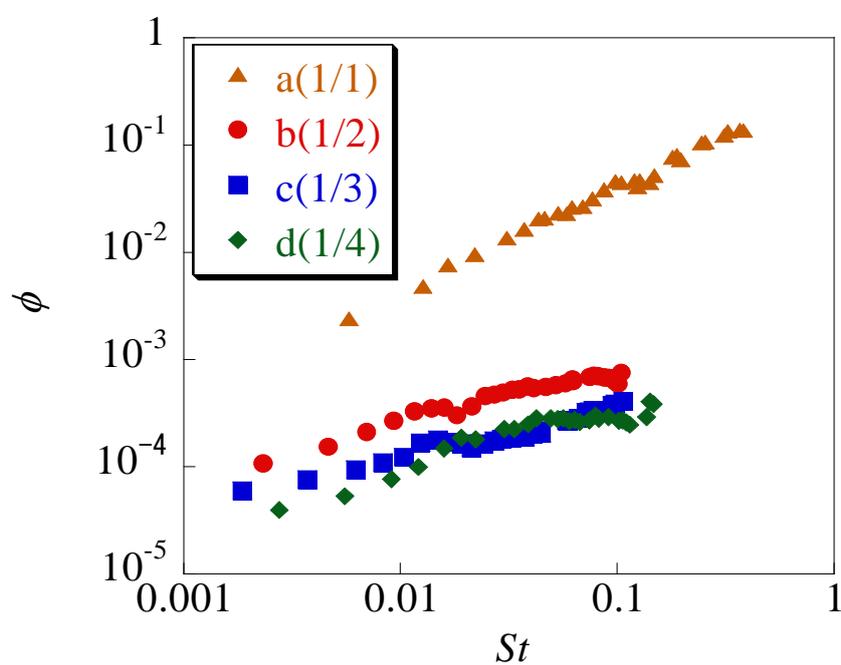


図4.7 $\phi-St$ 線図

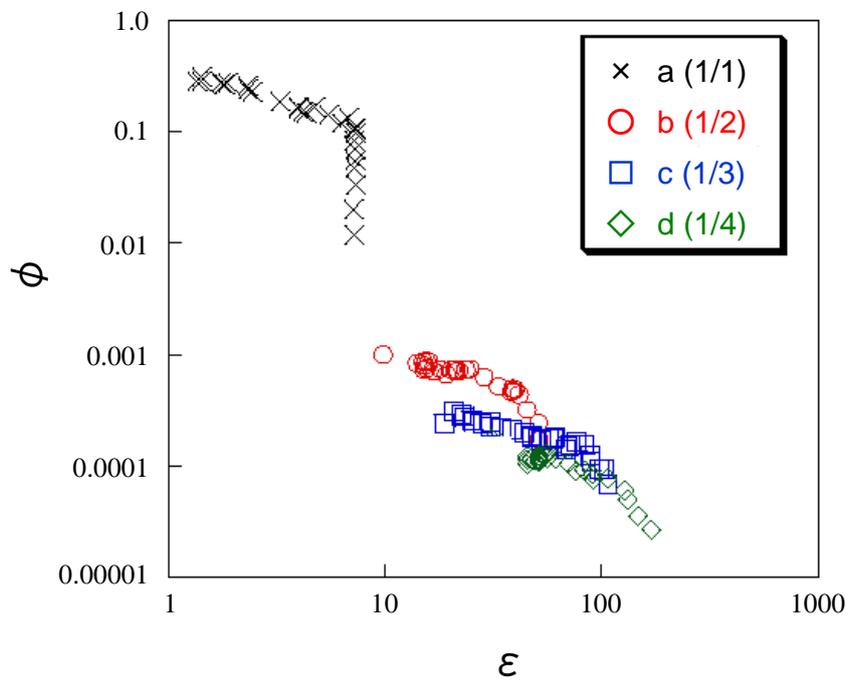


图4.8 $\phi - \varepsilon$ 特性曲线

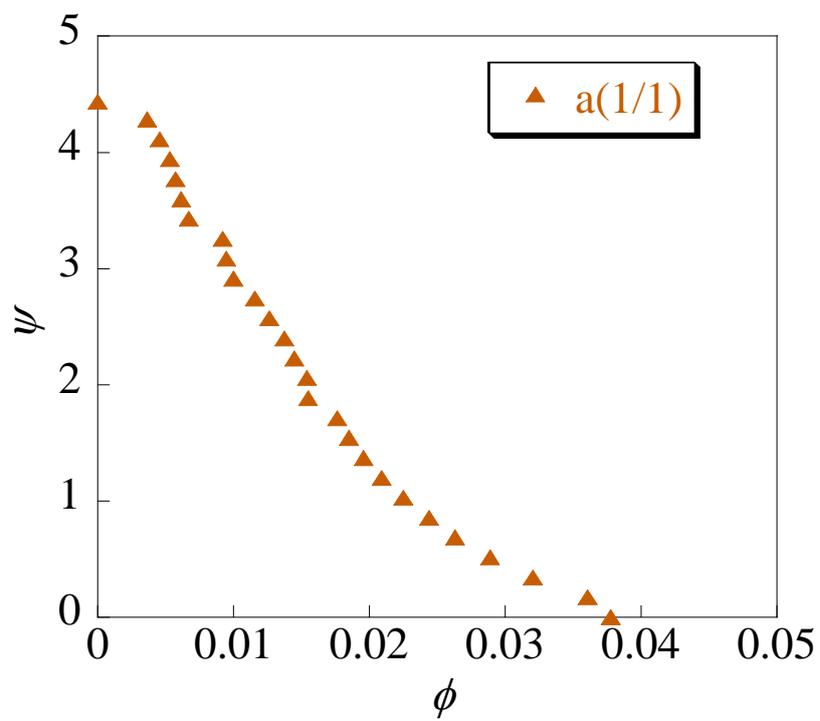


図4.9 ϕ - ψ 線図(アクリル)

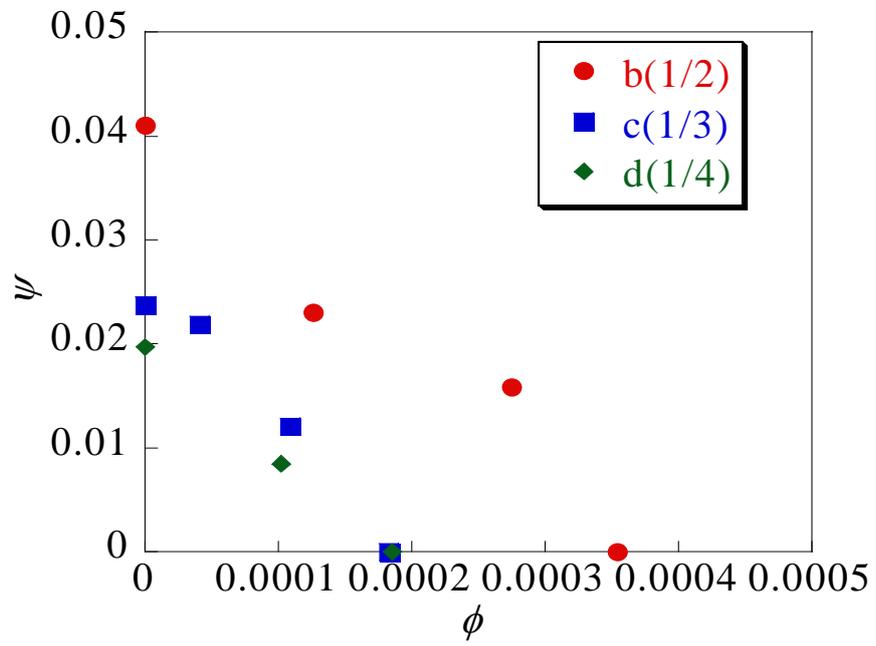


図4.10 $\phi - \psi$ 線図(PDMS)

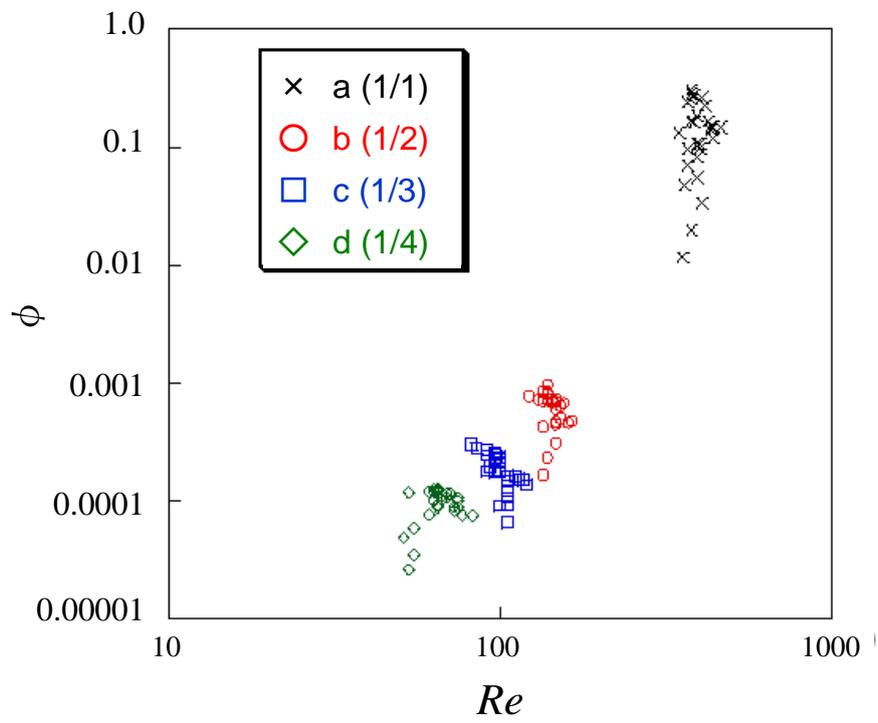


図4.11 $Re-\phi$ 線図

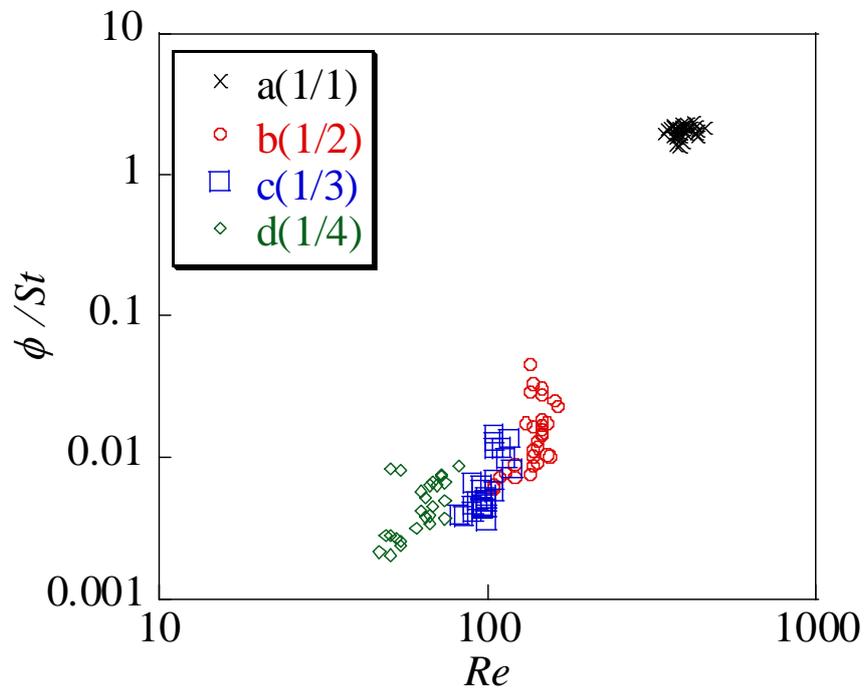


図4.12 $Re-\phi/St$ 特性曲線

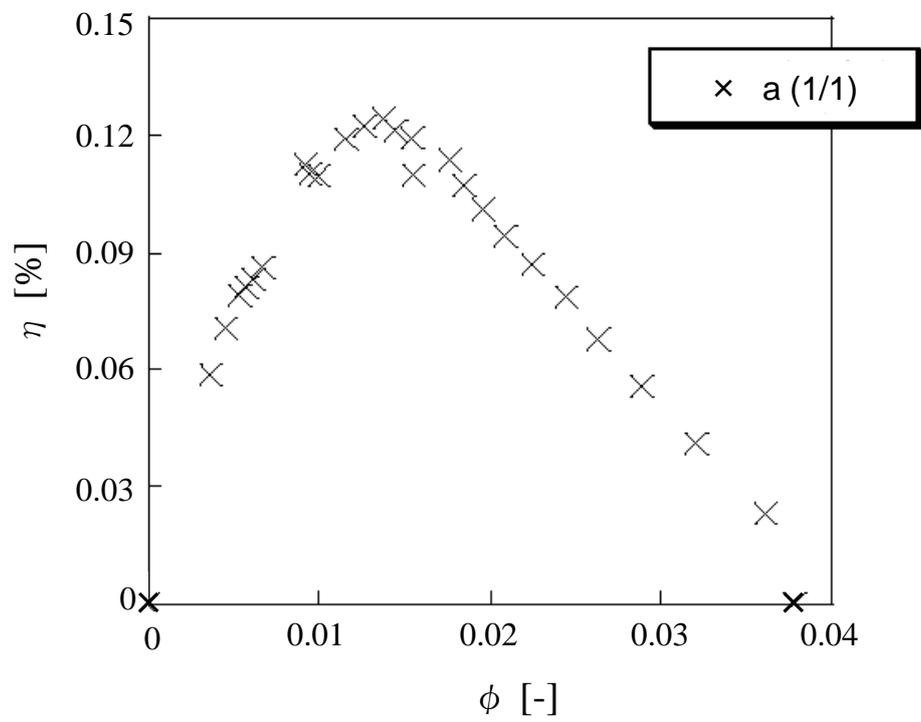


図4.13 ϕ - η 特性曲線(アクリル)

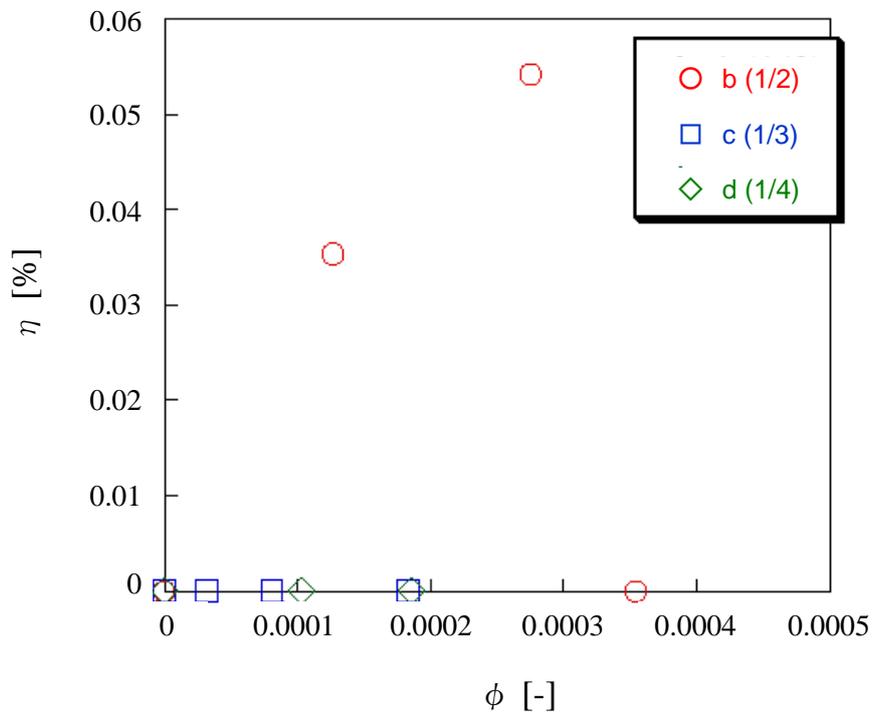


図4.14 $\phi - \eta$ 特性曲線 (PDMS)

4.5 まとめ

ポンプ駆動可能な限界サイズを検討するため、微細加工を用いてポンプを製作し、寸法効果によるポンプ性能の影響を調べた結果、以下の結論を得た。

- ・ 流路幅 250 μm のポンプでのポンプ駆動を確認した。
- ・ ポンプを小型化すると、流量と揚程ともに低くなる結果が得られた。
- ・ 性能曲線において、すべてのポンプサイズでほぼ右下がりの直線関係が得られた。
- ・ 流路を形成している材質がポンプ性能に大きく影響している。
- ・ $St-\phi$ 特性曲線を描いたことで、PDMS チップを用いたポンプの設計指針が立てられた。
- ・ $Re-\phi/St$ 特性曲線を描いたことでポンプ性能は Re 数に依存する結果が得られた。

第5章 結 論

5.1 本研究で得られた結果

本研究では、液送のために可動のチェックバルブを使わず、流路の非対称性を用いた Y 字型バルブレスマイクロポンプを製作し、性能試験を行った。さらに、Y 字型バルブレスマイクロポンプの送液メカニズムを明らかにするために、内部流れの解析を行った。本研究で得られた主な研究成果を以下に要約する。

- (1) 液送のために可動のチェックバルブを使わず、流路の非対称性を用いた、これまでにない Y 字型バルブレスマイクロポンプを製作した。性能試験を行い、ポンプとして流体輸送ができることを確認した。
- (2) 流路の分岐点から圧電素子の中心までの距離を従来のものより短くした流路、流路幅が従来の半分の 0.5 mm の流路、流路幅が従来の 2 倍の 2 mm の流路を製作し、流量試験を行った結果、効率の良い更なる微細化を進めたマイクロポンプは、流路幅を狭くすることはもちろん、流路の分岐点から圧電素子までの距離ができるだけ長いものにする必要があるという結論が得られた。
- (3) PIV にて内部流れ解析を行った結果、ダイヤフラム吐出し工程において、Y 字チャンネルを用いることで発生する分岐部分での渦が影響し、吐出し工程序盤では流出口への流れが妨げられ、吐出し工程終盤では流出口側への流れが抑制される結果が得られた。ダイヤフラム吸込工程において、吐出し工程から吸込工程へと移行するときに発生した渦が影響し、流出口側からダイヤフラムへの液体の流入が抑制される結論が得られた。
- (4) PIV による分岐部内部流れの可視化結果から Navier-Stokes 方程式を用いて内部流れの解析を行い、本マイクロポンプの内部流れは非定常項などの慣性力が大きく影響しており、粘性力の影響は小さいと考察できた。

- (5) ポンプ駆動可能な限界サイズを検討するため、微細加工を用いてポンプを製作し、寸法効果によるポンプ性能の影響を調べた結果、 $St-\phi$ 特性曲線を描いたことで、PDMS チップを用いたポンプの設計指針が立てられた。さらに、 $Re-\phi St$ 特性曲線を描いたことでポンプ性能は Re 数に依存する結果が得られた。

5.2 問題点と将来への展望

医療、バイオテクノロジーの分野において、細部加工技術いわゆるマイクロマシン技術への要望が非常に高まっている。特に、最近では、マイクロ化された化学分析システム μ -TAS が注目され、盛んに研究が行われている。 μ -TAS とは、Micro Total Analysis System の略称で、センサ、分析装置などを小型化した化学分析システムである。特に化学分析や医療の分野で、その利点を最大限に活かせると考えられている。

化学分析システムの各要素をマイクロマシン技術により小型化し、基板上に集積化することは、システムの小型化、低価格化、無効体積の減少を可能にする。また、計測に必要なサンプルや試薬の量、分析で生じる廃液の量も大幅に低減できる。さらに、計測時間の短縮やシステム全体の消費電力低減などの利点もある[36]。

図 5.1 は μ -TAS の概念図である。これは 1 枚の基板上に集積化されたシステムの概念図で、試料導入機構やキャリア溶液、サンプルの流れを制御する及びポンプ試薬との混合/反応器、成分分離部、センサ部からなっている。しかし、総合的なシステムとしての実用例はまだ少なく、マイクロバルブやマイクロポンプなどのマイクロ流体制御素子の開発が実用上重要な研究課題となっている。

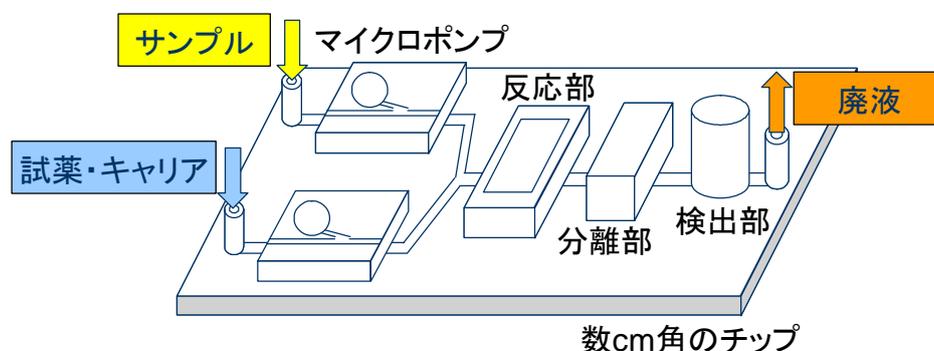


図 5.1 μ -TAS 概念図

そこで、本研究では、 μ -TAS 上で、キャリア液やサンプルを混合/反応器へ送液するマイクロポンプに、Y字型バルブレスマイクロポンプを適用したいと考えている。現状の Y字型バルブレスマイクロポンプは数 mm サイズと大きいですが、今後さらに小型化して将来的には数 μ m サイズの Y字型バルブレスマイクロポンプを実現したいと考えている。これが実現できれば、従来の機械的な可動部を持つポンプでは難しい微量液体の流量送液ができる。また、駆動源に圧電素子を用いポンピングができると、イオンドラッグポンプのような電荷注入は不要であり、試薬の劣化や変質も格段に防ぐことができる。

まとめ

本章では、医療技術やバイオテクノロジーの分野で、益々需要が高まると予想されるマイクロ化学分析システム上で、キャリア液やサンプルを混合/反応器へ液送するマイクロポンプとして、可動のチェックバルブを使わず、流路の非対称性を用いた Y字型バルブレスマイクロポンプが実現の可能性を示した。

参考文献

- [1] 樋口 俊郎, 「マイクロマシン技術総覧」、産業技術サービスセンター, 2003.
- [2] Nguyen, N., Huang, X., Chuan, T.K., “MEMS micropump: a review”, *Journal of Fluids Engineering*, 124 (2002), pp.348-392.
- [3] 山本 雄二, 兼田 楨宏, 「トライボロジー」, 理工学社, 1999.
- [4] ランダウ, リフシッツ, 「流体力学 I」, 東京図書, 1972.
- [5] イスラエルアチヴィリ, 「分子間力と表面力」, 第 2 版, 朝倉書店, 1996.
- [6] 近藤豊, 丁向, 横田眞一, バイモルフ形 PZT 素子アレイを用いた薄形ぜん動管路形マイクロポンプ, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol.68, No.666, pp.643-649, 2002.
- [7] P. Woias, R. Linnemann, M. Richter, A. Leistner, B. Hillerich, “A Silicon Micropump with a High Bubble Tolerance and Self-Priming Capability”, *Proceedings of Micro Total Analysis Systems '98*, (1998), pp. 383-386.
- [8] S. Shoji and M. Esashi, “Microflow devices and systems”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol.4, (1994), pp. 157-171.
- [9] N. T. Nguyen and S. T. Wereley, “Fundamentals and Applications of Microfluidics”, Artech House, (2002), p.247.
- [10] M. Richter et al., “Robust design of gas and liquid micropumps”, *Sensors and actuators. A*, Vol.68, (1998), pp. 480-486.
- [11] G. Stemme et al., “An improved valve-less pump fabricated using deep reactive ion etching”, *Proc. IEEE MEMS'96*, (1993), pp. 159-167.
- [12] E. Stemme et al., “A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump”, *Sensors and actuators. A*, Vol.39, (1993), pp. 479-484.
- [13] 田中誠一・塚本寛・宮崎康次, ディフューザ型バルブレスマイクロポンプの開発

- 発, 日本機械学会論文集 B 編, Vol.74, No.738, pp.69-74, 2008.
- [14] H.T.G. van Lintel, F.C.M. van de Pol, S. Bouwstra, “A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon”, *Sensors and Actuators* 15 (1988), pp. 153–167.
- [15] E. Stemme, G. Stemme, “A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump”, *Sensors and Actuators A*, Vol.39, (1993), pp. 159–167.
- [16] A. Olsson, G. Stemme, E. Stemme, “A valve-less planar fluid pump with two pump chambers”, *Sensors and Actuators A*, Vol.46–47, (1995), pp.549–556.
- [17] H. Andersson, W. van der Wijngaart, P. Nilsson, P. Enoksson, G. Stemme, “A valve-less diffuser micropump for microfluidic analytical systems”, *Sensors and Actuators B*, Vol.72, (2001), pp. 259–265.
- [18] S. Li, S. Chen, “Analytical analysis of a circular PZT actuator for valveless micropumps”, *Sensors and Actuators A*, Vol.104, (2003), pp. 151–161.
- [19] L.S. Pan, T.Y. Ng, X.H. Wu, H.P. Lee, “Analysis of valveless micropumps with inertial effects”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol.13 (2003), pp. 390–399.
- [20] V. Singhal, S.V. Garimella, J.Y. Murthy, “Low Reynolds number flow through nozzle-diffuser elements in valveless micropumps”, *Sensors and Actuators A* Vol.113, (2004), pp. 226–235.
- [21] W. van der Wijngaart, H. Andersson, P. Enoksson, G. Stemme, “The first self-priming and bi-directional valve-less diffuser micropump for both liquid and gas”, in: *Proceedings of the Thirteenth Annual International Conference on Microelectromechanical Systems*, Miyazaki, Japan, January 23–27, (2000), pp. 674–679.
- [22] J.G. Smits, “Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically”, *Sensors and Actuators A* 21–A23 (1990), pp. 203–206.

- [23] D.S. Lee, J.S. Ko, Y.T. Kim, “Bidirectional pumping properties of a peristaltic piezoelectric micropump with simple design and chemical resistance”, *Thin Solid Films*, Vol.468, (2004), pp. 285–290.
- [24] R. Zengerle, J. Ulrich, S. Kluge, M. Richter, A. Richter, “A bidirectional silicon micropump”, *Sensors and Actuators A*, Vol.50, (1995), pp. 81–86.
- [25] J. Mulling, T. Usher, B. Dessent, J. Palmer, P. Franzon, E. Grant, A. Kingon, “Load characterization of high displacement piezoelectric actuators with various end conditions”, *Sensors and Actuators A*, Vol.94, (2001), pp. 19–24.
- [26] M. Richter, R. Linnemann, P. Woias, “Robust design of gas and liquid micropumps”, *Sensors and Actuators A*, Vol.68, (1998), pp. 480–486.
- [27] A. Manz, N. Graber, H.M. Widmer, “Miniaturized total chemical analysis systems: a novel concept for chemical sensing”, *Sensors and Actuator B*, Vol.1, (1990), pp. 244-248.
- [28] T. Vikner, D. Janasek, A. Manz, “Micro total analysis systems. Recent developments”, *Analytical Chemistry*, Vol.76, (2004), pp. 3373-3386.
- [29] N. T. Nguyen, X. Huang and T. K. Chuan, “MEMS Micropumps - A Review”, *Journal of Fluids Engineering*, Vol.124, (2002), pp. 384-392.
- [30] D.J. Laser, J.G. Santiago, “A review of micropumps”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol.14, (2004), R35-R64.
- [31] R. Linnemann, P. Woias, C.D. Senfft and J.A. Ditterich, “A Self- Priming and Bubble-Tolerant Piezoelectric Silicon Micropump for Liquids and Gases”, *Proceedings of the Eleventh International IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, (1998), pp.532-537.
- [32] J. G. Smits, “Piezoelectric Micropump with Three Valves Working Peristaltically”, *Sensors and Actuators A*, Vol.21, (1990), pp.203-206.

- [33] R.M. Moroney, R.M. White and R.T. Howe, “Ultrasonically Induced Microtransport”, Proceedings of the Fourth International IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems, (1991), pp.277-282.
- [34] M. Kurosawa, T. Watanabe and T. Higuchi, “Surface Acoustic Wave Atomizer with Pumping Effect”, Proceedings of the Eighth International IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems, (1995), pp.25-30.
- [35] I. Kanno , S. Kawano , S. Yakushiji and H. Kotera, “Characterization of Piezoelectric Micropump Driven by Traveling Waves”, Proceeding of Micro Total Analysis Systems 2003, (2003), pp.997-1000.
- [36] 北森武彦, 庄子習一, 馬場嘉信, 藤田博之, 「マイクロ化学チップの技術と応用」, 丸善, 2004

謝 辞

本研究の遂行ならびに本論分を作製するにあたり、九州工業大学 大学院生命体工学研究科 生体機能専攻 塚本 寛 教授には、主指導教員として終始懇切なるご指導とご鞭撻を賜った。ここに深甚の謝意を表させていただきます。

本論文をまとめるにあたり、本論分の構成や内容の記述について細部にわたるご指導、ご助言を賜った九州工業大学 大学院工学府 宮崎 康次 准教授に対して深く感謝いたします。

また、本論文をまとめるにあたり、様々なご意見を賜った九州工業大学 大学院生命体工学研究科 生体機能専攻 西尾 一政 教授、九州工業大学 大学院工学府 梅景 俊彦 教授、九州工業大学 大学院生命体工学研究科 生体機能専攻 玉川 雅章 准教授に対して厚く御礼申し上げます。

さらに、数々のご支援、ご激励を頂いた九州工業大学 大学院生命体工学研究科 生体機能専攻の諸先生、諸職員に感謝します。

これまでの本研究の実験にご協力を頂いた、現 (株) 三菱重工 藤 健太氏、現 住友重機械 足立 俊太郎氏、九州工業大学大学院 工学府 機械知能工学専攻 大喜多 亮氏には敬意とともに感謝を述べたいと思います。ありがとうございました。

博士後期課程に在籍することを承諾していただきました、独立行政法水資源機構 青山 俊樹 理事長をはじめ、諸職員に感謝いたします。

最後に、いつも私を支えてくれる父 吉男、母 洋子、姉 かおり、弟 実、祖父 茂重と祖母 龍子に感謝します。さらに、どんな時も私の心の支えとなる妻 恭子と息子 渉に深く感謝するとともに、友人達に感謝いたします。

付 録

A.1 PDMS マイクロポンプ製作方法

ソフトリソグラフィについて

一般に、マイクロマシンの材料としてはシリコン (Si) , μ -TAS の材料としてはガラスが広く用いられているが、生体高分子との相性や製作プロセスの簡便性などの理由から、近年シリコンゴムの一種である PDMS (polydimethylsiloxane) がよく用いられている。シリコンゴムを材料としてマイクロチップを製作する際には、ソフトリソグラフィと呼ばれる方法を用いると比較的簡便に構造を造ることができる。例えば、ガラスを材料に用いてマイクロ構造を形成する場合、フッ酸などを用いたウェットエッチングを行ったうえで、流路構造などをシールするために熔融接合などの接合プロセスが必要となる。これに対してソフトリソグラフィでは、あらかじめ通常のフォトリソグラフィプロセスでパターニングした微細構造を鋳型にしたモールドイングによってマイクロチップを製作するため、エッチングなどの操作を行わずにマイクロ構造が得られる。また、接合についても、シールする構造に対して特に大きい内圧を加えない場合には、フラットな基板の上に貼り付けるだけで使用することができる。本研究では、このソフトリソグラフィ技術を用いて流路チップの製作を行う。また、モールドイングのための鋳型としては超厚膜フォトレジスト (SU-8) をシリコンウェハ上にパターニングして作ったマイクロ構造を利用することにした。

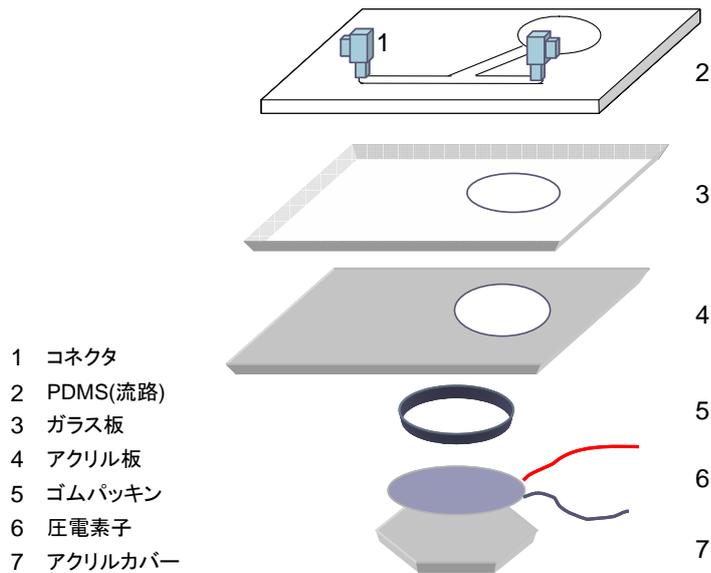


図 A.1 マイクロポンプ構造図(PDMS)

PDMS について

PDMS (polydimethylsiloxane) とはシリコンゴムの一種で，一般的にはモールドイングによって微小構造を形成する際に利用される．以下に，PDMS の有用性について記す．

- ・サブミクロンの精度で型の形状転写が可能
- ・表面が自己吸着性を持っており，流路をシールするための接合過程が不要
- ・無色透明であり，流路内の観察や化学物質の検出に有利
- ・生体物質とほとんど相互作用しない

本研究では，PDMS として Sylgard (アイテック株式会社；SYLG184) を用いた．表 A.1 にその基本的な特性について示す．

表 4.1 PDMS の基本特性

Appearance	Transparent
Specific Gravity	1.03
Viscosity	3900 <i>cps</i> (25 °C)
Tensile Strength	6.20 <i>MPa</i>
Tear Strength	2.6 <i>kN/m</i>

SU-8 について

SU-8 とは、MEMS 市場で広く使用されている高コントラストのエポキシ樹脂ベースのフォトレジストである。超厚膜で、化学および熱的に安定な特性が求められるマイクロマシンやマイクロエレクトロニクス用途のために設計されている。本研究では、この SU-8 (社) をシリコンウェハ基板上にパターンニングし、鋳型とすることで使用した。

フォトマスクとは、フォトリソグラフィ技術を用いるときに使われるもので、透明なガラス基板の上に光を通さない材料で設計パターンがレイアウトされており、そのパターンを焼き付けるときの原版となるものである。フォトマスクには、Cr 膜が塗布された Cr マスクと乳剤が塗布されたエマルジョンマスクの二種類がある。どちらのマスクを使用するかは、製作する設計パターンとプロセスで使用するフォトレジストの種類（ポジ/ネガ型）によってうまく使い分ける必要がある。流路チップ製作においては、流路パターンをシリコンウェハ上に転写させるために用いる。フォトマスクは 2 インチ用 Cr マスクを用いた。

- (a) 図 A.2 に Cr マスク製作手順について示す。本研究では、マスクパターンのレイアウトを、レイアウト設計用ツール L-Edit (Tanner Research 社: L-Edit11.0) で行う。

- (b) 完成したパターンレイアウトは、TBD 形式のファイルであるが、これをマスク用ファイル形式である GDS II とよばれるマスクデータ (Stream Format) に変換する.
- (c) このデータをレーザービーム描画装置 (ハイデルベルグ; DWL-66) に送信する.
- (d) マスク基板にパターンを描画する.
- (e) 次に、現像液 (MF-319) に 60 s 浸して現像を行うことで、パターン部のレジストを除去する.
- (f) エッチング液 (MPM-E30) に 60 s 浸しパターン部の Cr 膜を溶解・除去することで、パターン部が光の通過する部分となる.
- (g) 最後にマスク表面の不要なレジストを AZ-リムーバー100 に 3 分浸すことで剥離させる.

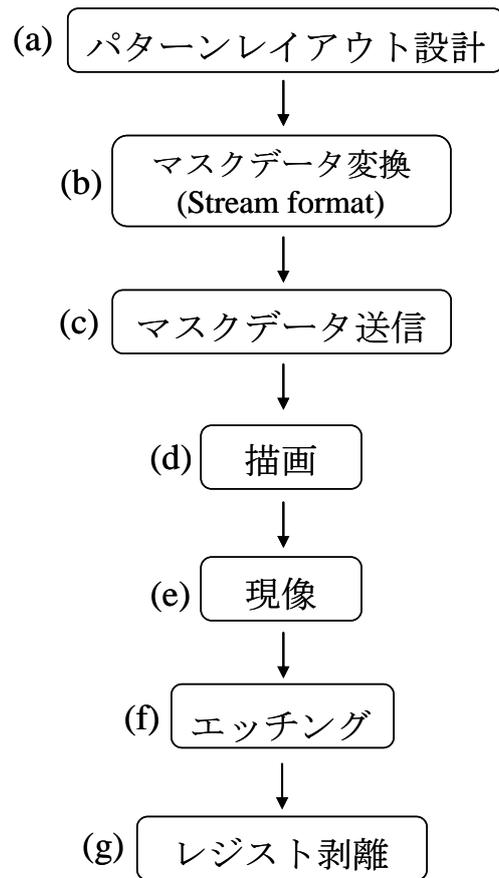


図 A.2 Cr マスク作業手順

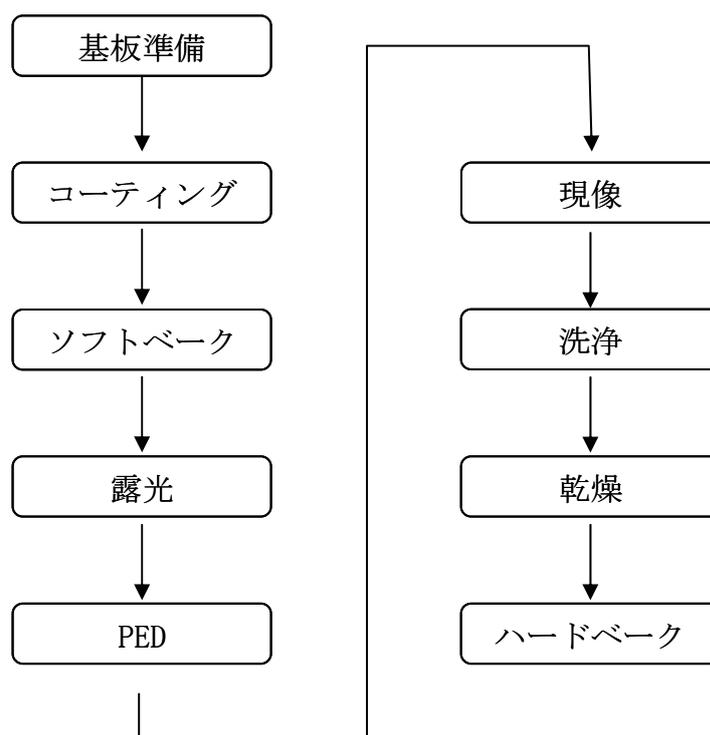


図 A.3 鋳型製作方法

① 基板基準

プロセスの信頼性を得るために、SU-8 100 を使用する前に基板を洗浄，乾燥する必要がある．溶剤または希薄な酸で洗浄後，蒸留水でリンスを行う．場合によっては基板のピラニア・エッチング/クリーン（ H_2SO_4 & H_2O_2 ）処理を行う．表面の脱水のため，接触型のホットプレート上で $200\text{ }^\circ\text{C}$ ，5 分間程度，または対流式のオーブン中で 30 分間程度ベークを行う．

今回の製作では，エタノールで超音波洗浄を 2 分，そして自然酸化膜除去のために希 HF に 1 分浸し，窒素ガンで完全に乾燥させることで基板準備とした．

② コーティング

コーティングには，スピンのコータ（ミカサ；1H-DX2）を使用した．塗布量は基板の直径インチあたり約 1 ml の SU-8 を目安とする．今回の製作では，4 インチシリコンウェハを使用したため，それぞれの製作時に 4 ml の SU-8 を使用した．

プレスピン:レジストが全表面に行きわたるように, 100 rpm から段階 100 rpm/sec で加速し, 500 rpm に到達させる. 到達後 15 sec 間回転を保持.

スピンサイクル:その後, 目標の回転数まで, 段階的に 300 rpm/sec 加速. この作業を 30 sec 間.

③ ソフトベーク

基板にレジストを塗布後, 溶媒を蒸発させ, 膜を高密度化するためソフトベークが必要である. SU-8 は通常ホットプレートでベークする. 対流型のオーブンも使用できる. また, 溶媒の蒸発速度は熱伝達と換気の数値によって影響を受けるのでベーク時間の最適化をする必要である.

初期にベーク温度が低ければ, 溶媒がより制御された速度で膜から蒸発するので膜の信頼性が増すこととなり, エッジビードを減らし, レジストと基板間のより良好な接着性が得られる.

今回の製作では, ホットプレート (アズワン株式会社;MH-180CS) を使用し, 90 °C, 130 °Cの二段階のソフトベークを行った.

④ 露光

SU-8 は近紫外光 (350-400 nm) の露光に対して最適化してあるため, i 線 (365 nm) 露光器の使用が最も適している. SU-8 は 400 nm 以上では吸収は無く, 350 nm 以下の短波では高い紫外線吸収がある. 最適露光量は膜厚 (最適露光量は膜厚により可変) とプロセスに依存する.

接着不良, 逆テーパー, 並びにクラックの発生は, 露光条件が低すぎるときに起こる可能性がある. この場合, 露光量を上げる. または, 露光後ベーク (PEB) 時間を増すなどの対応が必要となる.

今回の製作では, i 線露光器ではないが, 水銀ランプの波長が 405 nm を中心に設計されているマスクアライナ (ミカサ;MA-10) を使用した. 水銀ランプの波長

は 365 nm, 405 nm, 436 nm に強い波長スペクトル分布を持っている。また、使用照射強度は 13 mW に設定されている。

⑤ PEB (Post Exposure Bake)

PEB ではレジスト膜の露光された部分の架橋を行う。PEB はホットプレート上でも対流型オープン内でも行うことができる。

SU-8 の架橋により、ストレス発生の可能性がある。この場合のウエハーの反り、レジスト膜のクラック発生などのストレスから起こる現象を抑えるため、二段階の接触型ホットプレートプロセスがよいとされている。

今回の製作では、ソフトベーク時と同様、ホットプレート（アズワン株式会社；MH-180CS）を使用し、90 °C, 130 °Cの二段階の PEB を行った。

⑥ 現象

SU-8 レジストは、SU-8 現像液 (MicroChem 社 : SU-8 Developer) の使用が勧められる。浸漬、スプレーまたはスプレー/パドル等のプロセスで現像を行う。他の溶剤ベースの現像液を使う場合、エチルラクテート、ジアセトンアルコール及び 2-アセトキシ-1-メトキシプロパンなどでも現像は可能である。高いアスペクト比または、厚膜の場合には強力な攪拌が必要である。実際の溶解速度は、攪拌速度、温度並びにレジストのプロセスに依存する。

今回の製作では、SU-8 現像液 (MicroChem 社 : SU-8 Developer) を使用した。

⑦ 洗浄 & 乾燥

現像後、基板は短時間イソプロピルアルコール (IPA) 又は、2-プロパノールで洗浄し、その後、空気または窒素ガンで乾燥させる。

レジスト表層が白化した場合、基板の現像不十分の可能性はある。再び、SU-8 現像液に浸漬またはスプレーすることにより表層の残薄膜の除去を行いその後、リ

ンスを行う。

今回の製作では、IPA、流水の順に洗浄を行い、窒素ガンで乾燥させた。

⑧ ハードベーク

SU-8 100 は良好な機械的特性を有しているので、ハードベークは通常は不要である。最終デバイスの一部として感光したレジストが残るような場合は、レジストをさらに架橋するために、ホットプレート上または対流型オーブン中で $150\text{-}200^\circ$ の間でのハードベークが勧められる

今回の製作では、SU-8 を鋳型として用いるため、 180° で 10 分間、ホットプレート（アズワン株式会社；MH-180CS）にてハードベークを行った。

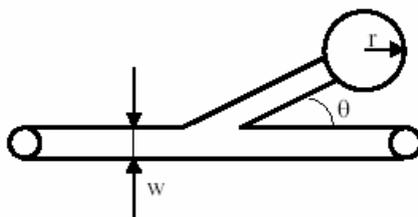
膜厚測定

SU-8 の鋳型が目標の膜厚であるかを確認する必要がある。この膜厚測定には、段差測定器（ULVAC : DEKTAK 6M）を使用した。コーティング工程におけるスピンサイクル時の目標回転数は、この膜厚測定を行うことで推定した。

本研究では、表 4.2 に示す流路 b, c, d の 3 つのパターンの流路鋳型を製作した。流路 a はアクリルを用いてマイクロポンプを製作しており、流路 b, c, d は PDMS

表 A.1 流路形状

流路	分岐角度: deg(θ)	流路幅: w (μm)	流路高さ: h (μm)	ダイヤフラム半径: r (μm)
a(1/1)	15	1000	500	5000
b(1/2)	15	500	250	2500
c(1/3)	15	333	167	1667
c(1/4)	15	250	125	1250

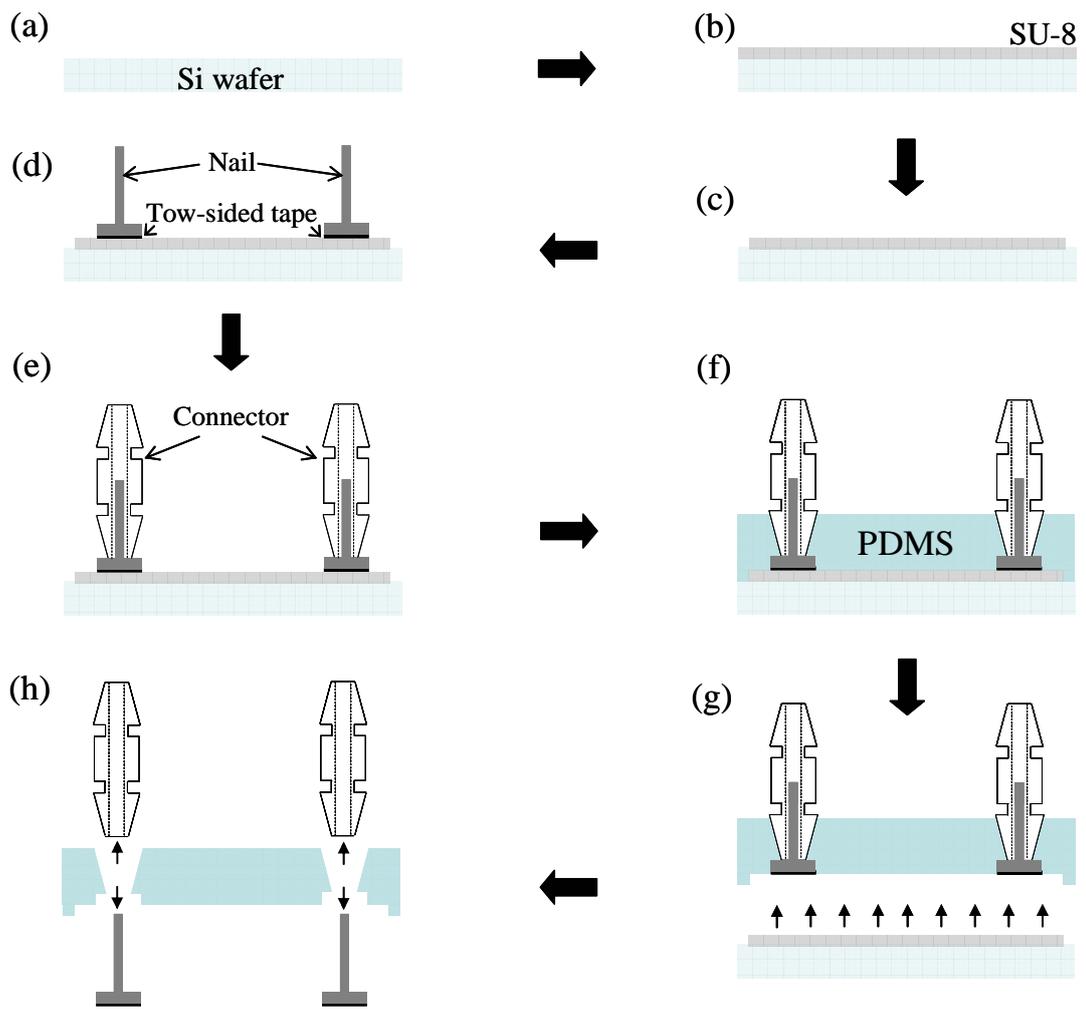


を用いて製作している.

ソフトリソグラフィ

ソフトリソグラフィとは, 微細構造を鋳型にしたモールドイングによって, マイクロチップを製作する方法である. 図 A.4 に本研究で行ったソフトリソグラフィの手順を示す.

(a)~(c)の工程は, SU-8 を用いた鋳型の製作の手順である. 次に, SU-8 の上にコネクタを立てるための土台である釘を両面テープを使って接着させ(d), 釘にコネクタを差し込む(e). これに, 原料と硬化剤を 10:1 で混ぜ合わせ, 脱気させた PDMS を流し込み, 100 °C に設定した電気炉で 3 時間焼き固める(f). PDMS が完全に固まったところで, 基板から剥がし取り(g), コネクタと釘も抜き取り(h)流路チップを完成させた製作した流路チップを図 A.4 に示す.



図A.4 ソフトリソグラフィの手順