

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-82690

(P2012-82690A)

(43) 公開日 平成24年4月26日(2012.4.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
F O 4 B 43/12 (2006.01)	F O 4 B 43/12 C	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/12 (2006.01)	A 6 1 B 1/12	3 H 0 7 7
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1
	F O 4 B 43/12 A	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-226865 (P2010-226865)	(71) 出願人	899000079
(22) 出願日	平成22年10月6日 (2010.10.6)		学校法人慶應義塾
			東京都港区三田2丁目15番45号
		(71) 出願人	000000376
			オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100123962
			弁理士 斎藤 圭介
		(74) 代理人	100120204
			弁理士 平山 巖
		(72) 発明者	三木 則尚
			神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部内

最終頁に続く

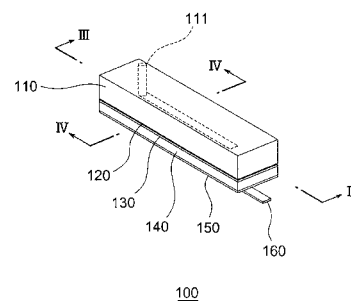
(54) 【発明の名称】 ポンプ装置及びそれを用いた内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】小型化が可能であり、十分な流量を得ることのできる、ポンプ装置及びそれを用いた内視鏡装置を提供する。

【解決手段】流路壁面の少なくとも一部を構成する第1可撓性薄膜に、流路の長手方向に伝播する進行波を発生させて流路内の流体を搬送するポンプ装置であって、第1可撓性薄膜の所定部位を面外方向に加振することにより進行波を生起させる加振手段を備える。また、第1可撓性薄膜が非圧縮性流体を封入したチャンバーの一部を構成し、第2可撓性薄膜がチャンバーの他の一部を構成し、第2可撓性薄膜に作用する加振機構によって第2可撓性薄膜に進行波を生起させ、第2可撓性薄膜に生起された進行波に伴う非圧縮性流体の変位によって、第1の可撓性薄膜に進行波を生起させ、第2可撓性薄膜に生起された進行波よりも、第1可撓性薄膜に生起させた進行波の方が面外変位が実質的に大きい。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

流路壁面の少なくとも一部を構成する第 1 可撓性薄膜に、流路の長手方向に伝播する進行波を発生させて前記流路内の流体を搬送するポンプ装置であって、

前記第 1 可撓性薄膜の所定部位を面外方向に加振することにより前記進行波を生起させる加振手段を備えることを特徴とするポンプ装置。

【請求項 2】

流路壁面の少なくとも一部を構成する第 1 可撓性薄膜に、流路の長手方向に伝播する進行波を発生させて前記流路内の流体を搬送するポンプ装置であって、

前記第 1 可撓性薄膜が非圧縮性流体を封入したチャンバーの一部を構成し、

第 2 可撓性薄膜が前記チャンバーの他の一部を構成し、

前記第 2 可撓性薄膜に作用する加振機構によって前記第 2 可撓性薄膜に進行波を生起させ、

前記第 2 可撓性薄膜に生起された進行波に伴う前記非圧縮性流体の変位によって、前記第 1 の可撓性薄膜に進行波を生起させ、

前記第 2 可撓性薄膜に生起された進行波よりも、前記第 1 可撓性薄膜に生起させた進行波の方が面外変位が実質的に大きいことを特徴とするポンプ装置。

【請求項 3】

前記第 2 可撓性薄膜に作用する加振機構は、前記第 2 可撓性薄膜の所定部位を面外方向に加振することで進行波を生起させることを特徴とする請求項 2 に記載のポンプ装置。

【請求項 4】

前記チャンバーは、開口を有する板状部材の両主面に、前記第 1 可撓性薄膜と前記第 2 可撓性薄膜を互いに対向して形成した構成であることを特徴とする請求項 2 に記載のポンプ装置。

【請求項 5】

前記第 1 可撓性薄膜に、前記板状部材の開口よりも小さな開口を有する板状もしくは薄膜状部材が積層されていることを特徴とする請求項 4 に記載のポンプ装置。

【請求項 6】

冷却機構を備えた内視鏡装置において、

電子機器が配置された先端部から、内視鏡の長手方向に延在する循環流路の一部に請求項 1 又は請求項 2 に記載のポンプ装置が配置されることを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ポンプ装置及びそれを用いた内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

流路の壁面の少なくとも一部を構成する可撓性部材に進行波を発生させ、流路内の液体との界面に生じるぜん動運動によって送液する方法が提案されている（特許文献 1、非特許文献 1）。この方法を用いたポンプ装置は、チャックバルブなどの複雑な機構が不要であるため、小型化に適している。小型のポンプ装置が実現できれば、これを内視鏡先端部に配置して、内視鏡先端部から後方に向かって延在する閉ループの流路に冷媒を循環させる、シンプルで信頼性の高い冷却機構が実現できる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2003 - 286958 号公報

【非特許文献】**【0004】**

【非特許文献 1】「日本 A E M 学会誌」V o l . 1 3 , N o . 4 (2 0 0 5) , P . 3 1

10

20

30

40

50

0 ~ 3 1 5

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、ポンプ装置を内視鏡装置の先端部に組み込むには断面積は数 mm^2 程度以下まで小型化することが望まれるが、上記の従来のポンプ装置ではそのレベルまでの小型化は困難であった。

【0006】

特許文献1記載のポンプ装置の問題点は、進行波を発生させるために複数のアクチュエータを必要としていることである。これはポンプ装置自体の小型化とコスト低減の妨げになると共に、多数の駆動用配線を必要とする。特に内視鏡のシャフト部に多数の配線を通すことはスペースの制約から困難である。

【0007】

非特許文献1記載のポンプ装置では、十分な流量を得るためには振幅の大きな進行波を生起することが必要であるが、単純に大変位の加振機構を組み付けることはポンプ装置の大型化につながってしまう。

【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、小型化が可能であり、十分な流量を得ることのできる、ポンプ装置及びそれを用いた内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の第1の態様に係るポンプ装置は、流路壁面の少なくとも一部を構成する第1可撓性薄膜に、流路の長手方向に伝播する進行波を発生させて流路内の流体を搬送するポンプ装置であって、第1可撓性薄膜の所定部位を面外方向に加振することにより進行波を生起させる加振手段を備えることを特徴としている。

【0010】

本発明の第2の態様に係るポンプ装置は、流路壁面の少なくとも一部を構成する第1可撓性薄膜に、流路の長手方向に伝播する進行波を発生させて流路内の流体を搬送するポンプ装置であって、第1可撓性薄膜が非圧縮性流体を封入したチャンバーの一部を構成し、第2可撓性薄膜がチャンバーの他の一部を構成し、第2可撓性薄膜に作用する加振機構によって第2可撓性薄膜に進行波を生起させ、第2可撓性薄膜に生起された進行波に伴う非圧縮性流体の変位によって、第1の可撓性薄膜に進行波を生起させ、第2可撓性薄膜に生起された進行波よりも、第1可撓性薄膜に生起させた進行波の方が面外変位が実質的に大きいことを特徴としている。

【0011】

本発明の第2の態様に係るポンプ装置において、第2可撓性薄膜に作用する加振機構は、第2可撓性薄膜の所定部位を面外方向に加振することで進行波を生起させることが好ましい。

【0012】

本発明の第2の態様に係るポンプ装置において、チャンバーは、開口を有する板状部材の両主面に、第1可撓性薄膜と第2可撓性薄膜を互いに対向して形成した構成であることが好ましい。

【0013】

さらに、第1可撓性薄膜に、板状部材の開口よりも小さな開口を有する板状もしくは薄膜状部材が積層されていることが好ましい。

【0014】

本発明に係る内視鏡装置は、冷却機構を備えた内視鏡装置において、電子機器が配置された先端部から、内視鏡の長手方向に延在する循環流路の一部に上述のポンプ装置が配置

10

20

30

40

50

されることを特徴としている。

【発明の効果】

【0015】

本発明に係るポンプ装置及びそれを用いた内視鏡装置は、小型化が可能であり、十分な流量を得ることができる、という効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】第1実施形態に係るマイクロポンプを組み立てた状態を示す斜視図である。

【図2】第1実施形態に係るマイクロポンプの構成を示す分解斜視図である。

【図3】マイクロポンプが動作しているときの状態を模式的に示す、図1のⅠⅠⅠ-ⅠⅠⅠ線に沿った断面図である。

【図4】マイクロポンプの内部構造を示す、図1のⅠⅤ-ⅠⅤ線に沿った断面図である。

【図5】第1実施形態のマイクロポンプを内視鏡装置に適用したときの概略構成を示す斜視図である。

【図6】第1実施形態に係る水冷ユニットの構成を示す斜視図である。

【図7】第2実施形態に係るマイクロポンプの構成を示す、上下方向に沿った断面図である。

【図8】第2実施形態に係るマイクロポンプの構成を示す、第2PDM S膜側から見た斜視図である。

【図9】第3実施形態に係るマイクロポンプの構成を示す斜視図である。

【図10】第3実施形態に係るマイクロポンプを一部分解して示す斜視図である。

【図11】図10をさらに分解して示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に、本発明に係るポンプ装置及びそれを用いた内視鏡装置の実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、以下の実施形態によりこの発明が限定されるものではない。

【0018】

本発明に係るポンプ装置は、まず、可撓性薄膜の端部に面外変位を加えることで進行波を発生させている。これによって、単一のアクチュエータでポンプを動作させることができる。

さらに、本発明に係るポンプ装置は、加振機構と流路の間に非圧縮性流体を封入したチャンバーによる面外変位増大機構を備えている。これによって、小変位の加振機構でも十分な送液流量が得られる。

【0019】

(第1実施形態)

(マイクロポンプの構造)

第1実施形態に係るポンプ装置としてのマイクロポンプの構成について説明する。

図1は、第1実施形態に係るマイクロポンプ100を組み立てた状態を示す斜視図である。図2は、マイクロポンプ100の構成を示す分解斜視図である。図3は、マイクロポンプ100が動作しているときの状態を模式的に示す、図1のⅠⅠⅠ-ⅠⅠⅠ線に沿った断面図である。図4は、マイクロポンプ100の内部構造を示す、図1のⅠⅤ-ⅠⅤ線に沿った断面図である。ここで、図3は、マイクロポンプ100の流路111を含む長手方向に沿った断面図である。

【0020】

図2～図4に示すように、マイクロポンプ100は、高さ方向上側から順に、流路111が形成されたPDM S流体チャンネル110、流路111に対応した位置に開口部121を備えるチタンカバー120、第1可撓性薄膜としての第1PDM S膜130、チタンカバー120の開口部121に対応する位置にチャンバー141が形成されたシリコン基板140、第2可撓性薄膜としての第2PDM S膜150、及び、アクチュエータ160を積み重ねた構成である。PDM S流体チャンネル110、チタンカバー120、第1PDM

S膜130、シリコン基板140、第2PDMS膜150は、流路111が延びる方向を長手方向（図2のL方向）とする略同一の矩形の平面形状を備え、例えば接着により固定する。ここで、PDMSは、ポリジメチルシロキサンである。

【0021】

図4に示すように、流路111は、チタンカバー120を厚み方向に貫通する開口部121の内壁、及び第1PDMS膜130で下部を構成している。したがって、流路111は、PDMS流体チャネル110の内壁、開口部121の内壁、及び、第1PDMS膜130によって形成される。この流路111には、搬送される流体F1が収容される。

【0022】

図4に示すように、チャンバー141は、シリコン基板140を厚み方向に貫通しており、上面を第1PDMS膜130で、下面を第2PDMS膜150で、それぞれ覆われた構成となっている。したがって、チャンバー141は、第1PDMS膜130、シリコン基板140の内壁、及び、第2PDMS膜150によって形成される。このチャンバー141には、非圧縮性流体F2が充填される。

【0023】

図2、図3に示すように、第2PDMS膜150の下面には屈曲型の圧電式のアクチュエータ160によって変位する接圧部材161が接触配置されている。接圧部材161は、長板状のアクチュエータ160の端部上面に固定されるとともに、チャンバー141の長手方向の一方の端部側であって流路111に対応する位置に配置されている。マイクロポンプ100においては、アクチュエータ160と接圧部材161が加振機構を構成する。また、チタンカバー120、第1PDMS膜130、シリコン基板140、第2PDMS膜150、及び、チャンバー141内の非圧縮性流体F2が加振手段を構成する。

【0024】

接圧部材161は、アクチュエータ160に通電して振動させることで、第2PDMS膜150の端部を面外方向に加振する（図3の振動V）。この加振によって、第2PDMS膜150において、流路111が延びる方向への進行波が生起される。チャンバー141内には非圧縮性流体F2が満たされているため、第2PDMS膜150に生起した進行波によって第1PDMS膜130にも対応する進行波が生起される。したがって、チャンバー141内の非圧縮性流体F2は図3のW方向に、流路111内の流体F1は図3のT方向に、それぞれ送液される。

【0025】

ここで、面外方向とは、加振される前の平面状の第2PDMS膜150の面内方向（図3、図4の左右方向）以外の方向であり、別言するとチタンカバー120の上下面の面内方向以外の方向である。この面外方向は、少なくとも、加振される前の第2PDMS膜150の面に垂直な方向、言い換えるとマイクロポンプ100の高さ方向（図1～4の上下方向）を含む。

【0026】

また、チタンカバー120に形成された開口部121、及び、シリコン基板140に形成されたチャンバー141は、ともに流路111の方向に長い矩形の貫通開口である。チタンカバー120の開口部121は、シリコン基板140のチャンバー141よりも幅が狭くなっている。チタンカバー120の剛性が第1PDMS膜130の剛性よりも高いため、第1PDMS膜130の変位は、チタンカバー120に固定された部分では抑えられ、チタンカバー120の開口部121に対応する範囲で起きる。すなわち、変位の範囲の観点では、実質的に、上側の第1PDMS膜130で変位が起きる範囲は下側の第2PDMS膜150において変位が起きる範囲よりも小さくなる。

【0027】

このように、上側の第1PDMS膜130は、下側の第2PDMS膜150と比較して、チタンカバー120によって変位可能な範囲が実質的に小さく形成されている。このため、上側の第1PDMS膜130の面外方向の変位は、開口部121に対応する範囲に限定され、変位量は下側の第2PDMS膜150よりも大きくなる。すなわち、チャンバー

10

20

30

40

50

１４１よりも開口部１２１を小さくすることによって、第１ＰＤＭＳ膜１３０における面外方向の変位増大効果が得られる。したがって、単一の加振用アクチュエータで送液が行えると共に、小さな加振用アクチュエータの変位で大きな送液流量が得られる。

【００２８】

ここで、製法としては、図２において、アクチュエータ１６０とＰＤＭＳ流体チャネル１１０以外の部材はシリコンウェハを用いたＭＥＭＳプロセスでバッチ処理によって製作できるので低コスト化が可能である。

なお、上述のようにチタンカバー１２０を設ける構成に代えて、上側の第１ＰＤＭＳ膜１３０に相当するＰＤＭＳ膜において、チタンカバー１２０の開口部１２１に同様の面積の領域のみを局部的に薄くすることによっても同様の効果を得ることができる。すなわち、ＰＤＭＳ膜において薄くした部分がそれ以外の部分よりも変位しやすくなるため、第２

10

【００２９】

（内視鏡の冷却機構への適用例）

図１～４に示したマイクロポンプ１００を内視鏡装置に適用した例について説明する。

図５は、第１実施形態のマイクロポンプ１００を内視鏡装置に適用したときの概略構成を示す斜視図である。図６は、第１実施形態に係る水冷ユニットの構成を示す斜視図である。

【００３０】

一般的な内視鏡スコープは細長いチューブ形状であり、先端部に撮像ユニットや光源などの機能要素が配置されている。近年の内視鏡の高機能化に伴い、これら先端部の機能要素の発熱が問題となりつつある。このため、先端部を効率的に冷却する液冷ユニットの開発が望まれているが、実際に発熱する先端部に送液ポンプを配置するのはスペースの点で困難であり、先端部から離れたスコープの操作部やスコープ外部にポンプを配置するしかないのが現状であった。

20

【００３１】

図５に示す例では、内視鏡装置の先端部において、各種の機能要素（図示は省略）を組み付けた金属部材１８０の外周部に、マイクロポンプ１００を含む水冷ユニットを組み付けている。

30

【００３２】

図６は図５に示した水冷ユニットのみを示している。この水冷ユニットは、内部に流路を設けた金属製の水冷ジャケット１１３と、水冷ジャケット１１３内の流路に接続され、冷却液を循環させるチューブ１１２と、チューブ１１２の途中に配置したマイクロポンプ１００と、を備える。水冷ジャケット１１３内の流路とチューブ１１２で冷却液の閉ループを構成している。チューブ１１２の冷却液は、マイクロポンプ１００を用いて、上記閉ループ内で循環する。チューブ１１２は、内視鏡の外皮１７０（例えば湾曲管、蛇管部）内において、外皮１７０が延びる方向（スコープの長手方向）に延在するように配置されている。

【００３３】

水冷ジャケット１１３は、先端部の金属部材１８０に組み付けられており、水冷ジャケット１１３と金属部材１８０の間で熱交換を行う。そして、水冷ジャケット１１３から冷却液に移動した熱は、チューブ１１２内を流れる過程でスコープ後方で周囲に放出される。これを繰り返すことによって金属部材１８０の温度を下げるができる。

40

【００３４】

上述のように、マイクロポンプ１００は、小型で大きな流量が得られると共に、細長い形状をしている。このため、マイクロポンプ１００は、径方向（長手方向に鉛直な方向）のスペース制約が厳しい内視鏡に特に好適である。また、前述のように単一の圧電式のアクチュエータ１６０で機能するので必要な配線が少ないことも信頼性やアセンブリ工数削減の観点で有利である。

50

さらに、マイクロポンプ 100 を用いた水冷ユニットでは、冷却液を循環させるチューブが短くてすむ。すなわち、従来のポンプを操作部に配置する場合は送液用チューブを先端部まで引き出す必要があるのに対して、マイクロポンプ 100 を用いた水冷ユニットでは、先端部の発熱量などに依存するが、チューブ 112 を先端部から操作部まで引き回さなくても十分な冷却効果を得ることができる。したがって、マイクロポンプ 100 を用いることにより、スコープの操作部やスコープ外部まで冷却液循環チューブを引き出す従来の方式よりも、構造が簡単で信頼性を高めることができる。

【0035】

(第2実施形態)

図7は、第2実施形態に係るマイクロポンプ200の構成を示す、上下方向に沿った断面図である。図8は、マイクロポンプ200の構成を示す、第2PDMS膜250側から見た斜視図である。図7においては、第1実施形態のPDMS流体チャネル110、アクチュエータ160に対応する部材の図示を省略している。また、図8においては、第2PDMS膜250の図示を省略している。

10

【0036】

第1実施形態のマイクロポンプ100では、上側の第1PDMS膜130の変形領域を下側の第2PDMS膜150よりも小さくするために、第1PDMS膜130の変形を抑制するチタンカバー120を形成していた。これに対して、第2実施形態のマイクロポンプ200では、上側の第1PDMS膜230(第1可撓性薄膜)の変形領域を下側の第2PDMS膜250(第2可撓性薄膜)よりも小さくするために、シリコン基板240のチャンパー241のサイズを変えている。具体的には、シリコン基板240の上下方向(図7の上下方向)の直交断面におけるチャンパー241のサイズが、第2PDMS膜250からシリコン基板240へ向かうほど小さくなるように、チャンパー241を形成している。チャンパー241には、非圧縮性流体F2が封入される。

20

なお、このような断面が台形状となるシリコン基板240のチャンパー241の加工は、適切な面方位と選択して、強アルカリ溶液による異方性エッチングを用いることで比較的容易に行うことができる。

【0037】

第1PDMS膜230上には第1実施形態のPDMS流体チャネル110と同様にPDMS流体チャネルが積載され、第2PDMS膜250の下面には第1実施形態のアクチュエータ160と同様に圧電式のアクチュエータが接触配置される。

30

【0038】

このような構成において、第2PDMS膜250及び第1PDMS膜230において変位が起きるのは、チャンパー241に対応する範囲となる。したがって、第1PDMS膜230において変位が起きる範囲は、第2PDMS膜250において変位が起きる範囲よりも小さくなる。よって、チタンカバーを用いることなく上側の第1PDMS膜230と下側の第2PDMS膜250の変形領域幅を変えることで、第1実施形態と同様に、変位増大効果が得られる。

なお、その他の構成、作用、効果については、第1実施形態と同様である。

【0039】

40

(第3実施形態)

図9は、第3実施形態に係るマイクロポンプ300の構成を示す斜視図である。図10は、マイクロポンプ300を一部分解して示す斜視図である。図11は、図10をさらに分解して示す斜視図である。

【0040】

第1実施形態のマイクロポンプ100では、流路111を設けたPDMS流体チャネル110の一つの側面に、進行波を発生させる機構(加振手段)を設けて流体を移動させていた。これに対して、第3実施形態のマイクロポンプ300においては、流路311内の流量をより増大させるために、流路311を設けたPDMS流体チャネル310の対向する2つの側面に、進行波を発生させる第1ポンプ300a(加振手段)及び第2ポンプ3

50

00b(加振手段)をそれぞれ設けている。なお、第3実施形態では、PDM S流体チャネル310の2面のみにポンプを設けていたが、ほかの面にも同様にポンプを配置してもよい。

【0041】

第1ポンプ300aと第2ポンプ300bは略同一の構成であって、PDM S流体チャネル310の対向する2つの面に、第1PDM S膜330a、330bをそれぞれ向けるように配置されている。したがって、第1ポンプ300aと第2ポンプ300bは、PDM S流体チャネル310に関して対称に配置される。これにより、流路311は、PDM S流体チャネル310の内壁と、第1PDM S膜330a、330bにより囲まれて構成され、外部へ延びる接続口312に連通する。流路311内には、搬送される流体F1が収容される。

10

【0042】

第1ポンプ300aは、PDM S流体チャネル310側から順に、第1可撓性薄膜としての第1PDM S膜330a、流路311に対応した位置に開口部321aを備えるチタンカバー320a、チタンカバー320aの開口部321aに対応する位置にチャンバー341aが形成されたシリコン基板340a、第2可撓性薄膜としての第2PDM S膜350a、及び、アクチュエータ360aを積み重ねた構成である。

【0043】

第2ポンプ300bは、PDM S流体チャネル310側から順に、第1可撓性薄膜としての第1PDM S膜330b、チタンカバー320b、シリコン基板340b、第2可撓性薄膜としての第2PDM S膜350b、及び、アクチュエータ360bを積み重ねた構成である。これらの第1PDM S膜330b、チタンカバー320b、シリコン基板340b、第2PDM S膜350b、及び、アクチュエータ360bは、第1ポンプ300aの第1PDM S膜330a、チタンカバー320a、シリコン基板340a、第2PDM S膜350a、及び、アクチュエータ360aにそれぞれ対応するため詳細な説明は省略する。

20

【0044】

チャンバー341aは、シリコン基板340aを厚み方向に貫通しており、シリコン基板340aの内壁のほか、PDM S流体チャネル310側はチタンカバー320aを介して第1PDM S膜330aにより覆われ、反対側は第2PDM S膜350aで覆われた構成となっている。このチャンバー341aには、非圧縮性流体F2が充填される。

30

【0045】

第2PDM S膜350aには、屈曲型の圧電式のアクチュエータ360aによって変位する接圧部材362aが接触配置されている。接圧部材362aは、長板状のアクチュエータ360aの一方の端部に固定されるとともに、チャンバー341aの長手方向の一方の端部側であって流路311に対応する位置に配置されている。また、アクチュエータ360aの他方の端部は、固定部361aを介して第2PDM S膜350aに固定されている。

第1ポンプ300aにおいては、アクチュエータ360aと接圧部材362aが加振機構を構成する。また、第1PDM S膜330a、チタンカバー320a、シリコン基板340a、第2PDM S膜350a、及び、チャンバー341a内の非圧縮性流体F2が加振手段を構成する。

40

【0046】

接圧部材362aは、圧電式のアクチュエータ360aに通電して振動させることで、第2PDM S膜350aの端部を面外方向(第1ポンプ300a、第2ポンプ300bを積層する方向)に加振する。この加振によって、第2PDM S膜350aにおいて、流路311が延びる方向への進行波が生起される。チャンバー341a内には非圧縮性流体F2が満たされているため、第2PDM S膜350aに生起した進行波によって、チタンカバー320aを介して第1PDM S膜330aにも対応する進行波が生起される。

【0047】

50

また、チタンカバー 3 2 0 a に形成された開口部 3 2 1 a、及び、シリコン基板 3 4 0 a に形成されたチャンバー 3 4 1 a は、ともに流路 3 1 1 の方向に長い矩形の貫通開口である。開口部 3 2 1 a は、チャンバー 3 4 1 a よりも幅が狭くなっている。チタンカバー 3 2 0 a の剛性が第 1 P D M S 膜 3 3 0 a の剛性よりも高いため、第 1 P D M S 膜 3 3 0 a の変位は、チタンカバー 3 2 0 a で覆われた部分では抑えられ、チタンカバー 3 2 0 a の開口部 3 2 1 a に対応する範囲で起きる。すなわち、変位の範囲の観点では、実質的に、第 1 P D M S 膜 3 3 0 a で変位が起きる範囲は P D M S 3 5 0 a において変位が起きる範囲よりも小さくなる。

【 0 0 4 8 】

このように、P D M S 流体チャネル 3 1 0 側の第 1 P D M S 膜 3 3 0 a は、第 2 P D M S 膜 3 5 0 a と比較して、チタンカバー 3 2 0 a によって変位可能な範囲が実質的に小さく形成されている。このため、P D M S 流体チャネル 3 1 0 側の第 1 P D M S 膜 3 3 0 a の面外方向の変位は、開口部 3 2 1 a に対応する範囲に限定されて、第 2 P D M S 膜 3 5 0 a の変位よりも大きくなる。すなわち、チャンバー 3 4 1 a よりも開口部 3 2 1 a を小さくすることによって、第 1 P D M S 膜 3 3 0 a における面外方向の変位増大効果が得られる。したがって、単一の加振用アクチュエータで送液が行えると共に、小さな加振用アクチュエータの変位で大きな送液流量が得られる。

10

【 0 0 4 9 】

さらに、第 1 実施形態のマイクロポンプ 1 0 0 と異なり、流路 3 1 1 の両面に 2 つの第 1 ポンプ 3 0 0 a、第 2 ポンプ 3 0 0 b を配置している。このため、第 1 実施形態のマイクロポンプ 1 0 0 に比して、より大きな流量が得られる。したがって、全体サイズの制約が比較的ゆるい用途ではこちらの方が好適である。

20

なお、その他の構成、作用、効果については、第 1 実施形態と同様である。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 5 0 】

以上のように、本発明に係るポンプ装置は、小型かつ大きな流量の大きなポンプ装置が求められる内視鏡装置に適している。

【符号の説明】

【 0 0 5 1 】

- 1 0 0 マイクロポンプ（ポンプ装置）
- 1 1 0 P D M S 流体チャネル
- 1 1 1 流路
- 1 1 2 チューブ
- 1 1 3 水冷ジャケット
- 1 2 0 チタンカバー
- 1 2 1 開口部
- 1 3 0 第 1 P D M S 膜
- 1 4 0 シリコン基板
- 1 4 1 チャンバー
- 1 5 0 第 2 P D M S 膜
- 1 6 0 アクチュエータ
- 1 6 1 接圧部材
- 1 7 0 外皮
- 1 8 0 金属部材
- 2 0 0 マイクロポンプ（ポンプ装置）
- 2 3 0 第 1 P D M S 膜
- 2 4 0 シリコン基板
- 2 4 1 チャンバー
- 2 5 0 第 2 P D M S 膜
- 3 0 0 マイクロポンプ（ポンプ装置）

30

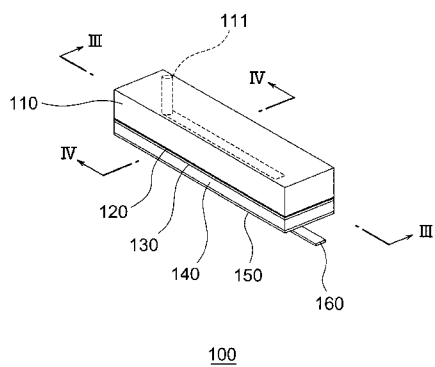
40

50

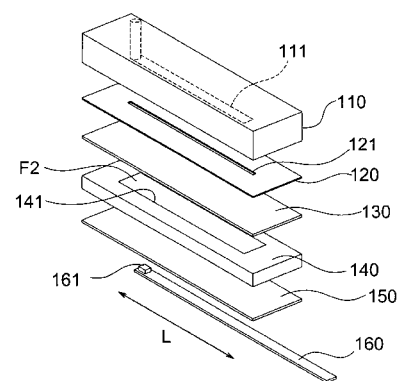
3 0 0 a	第 1 ポンプ
3 0 0 b	第 2 ポンプ
3 1 0	P D M S 流体チャネル
3 1 1	流路
3 1 2	接続口
3 2 0 a	チタンカバー
3 2 0 b	チタンカバー
3 2 1 a	開口部
3 3 0 a	第 1 P D M S 膜
3 3 0 b	第 1 P D M S 膜
3 4 0 a	シリコン基板
3 4 0 b	シリコン基板
3 4 1 a	チャンバー
3 5 0 a	第 2 P D M S 膜
3 5 0 b	第 2 P D M S 膜
3 6 0 a	アクチュエータ
3 6 0 b	アクチュエータ
3 6 1 a	固定部
3 6 2 a	接圧部材

10

【 図 1 】

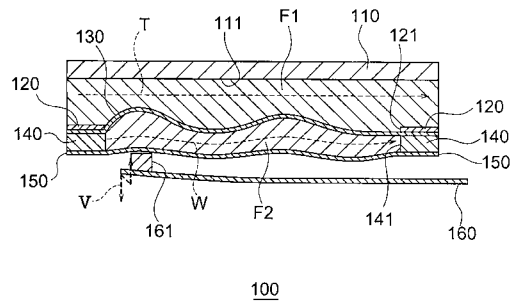


【 図 2 】

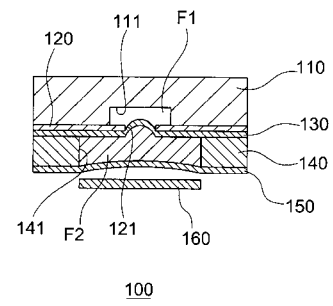


100

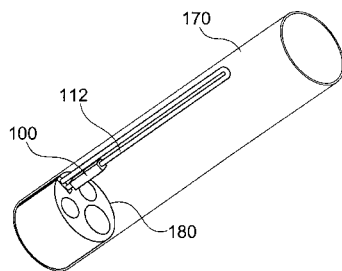
【 図 3 】



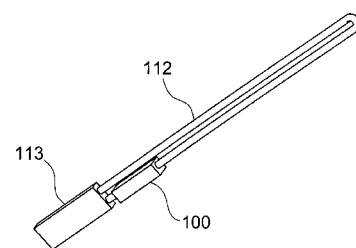
【 図 4 】



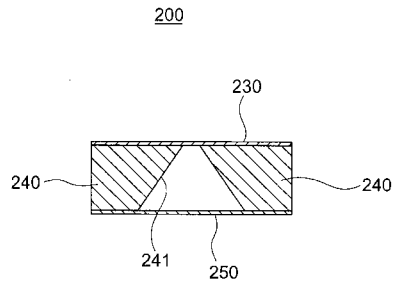
【 図 5 】



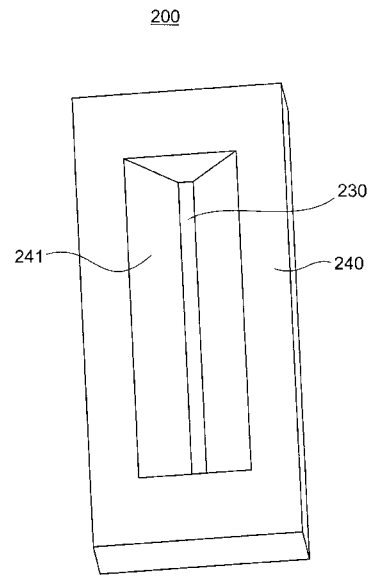
【 図 6 】



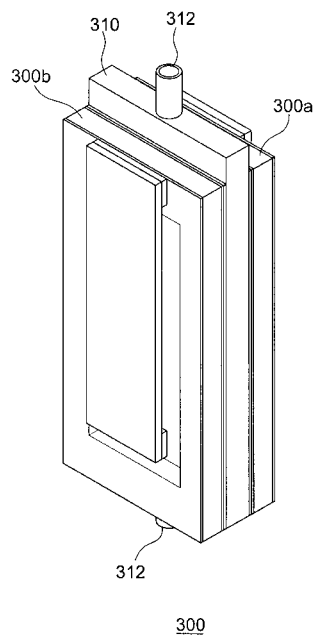
【図 7】



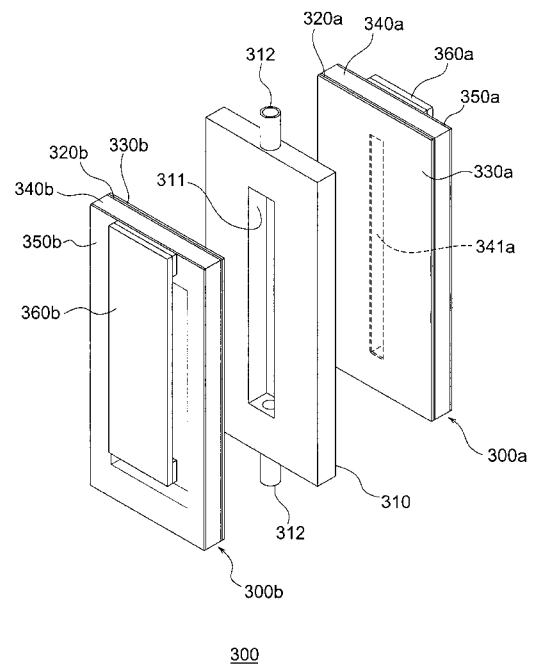
【図 8】



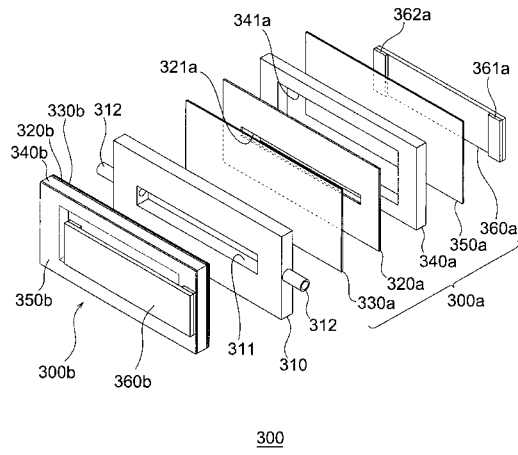
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 岡山 哲之
神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部内
- (72)発明者 中原 溪次朗
神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部内
- (72)発明者 吉村 香
神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部内
- (72)発明者 安永 新二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 DA12 DA17 DA57

3H077 AA01 BB10 CC04 CC08 CC10 DD06 EE16 EE36 FF36

4C061 FF32 FF35 HH60 JJ11

4C161 FF32 FF35 HH60 JJ11

专利名称(译)	泵装置和使用其的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2012082690A	公开(公告)日	2012-04-26
申请号	JP2010226865	申请日	2010-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人庆应义塾 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	学校法人庆应义塾 奥林巴斯公司		
[标]发明人	三木則尚 岡山哲之 中原溪次朗 吉村香 安永新二		
发明人	三木 則尚 岡山 哲之 中原 溪次朗 吉村 香 安永 新二		
IPC分类号	F04B43/12 A61B1/12 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00131 A61B1/0008 A61B1/128 F04B43/025 F04B43/046		
FI分类号	F04B43/12.C A61B1/12 G02B23/24.A F04B43/12.A A61B1/00.715 A61B1/015.511 A61B1/12.541		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/DA57 3H077/AA01 3H077/BB10 3H077/CC04 3H077/CC08 3H077/CC10 3H077/DD06 3H077/EE16 3H077/EE36 3H077/FF36 4C061/FF32 4C061/FF35 4C061/HH60 4C061/JJ11 4C161/FF32 4C161/FF35 4C161/HH60 4C161/JJ11		
代理人(译)	斋藤圭介 平山岩		
其他公开文献	JP5654827B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种泵装置和使用该装置的内窥镜装置，其能够减小尺寸并且能够获得足够的流速。第一柔性薄膜，其至少构成的流路壁的一部分，一个泵装置，以产生在所述通道的长度方向的行波传播用于输送流体在流动路径中，并且振动装置用于通过在面外方向上振动第一柔性薄膜的预定部分来产生行波。第一柔性薄膜构成室包围不可压缩的流体的一部分，第二柔性薄膜构成所述腔室的另一部分时，作用在第二柔性膜要发生的振动机构在所述第二柔性膜的行进波时，非压缩性流体的与发生的位移已经行进在所述第二柔性膜，所述行波在第一柔性薄膜波并且，在第一柔性薄膜中产生的行波在面外位移中明显大于在第二柔性薄膜中产生的行波。点域1

