

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5654827号
(P5654827)

(45) 発行日 平成27年1月14日 (2015. 1. 14)

(24) 登録日 平成26年11月28日 (2014. 11. 28)

(51) Int. Cl.

F I

F O 4 B 43/12 (2006. 01)

F O 4 B 43/12 C

A 6 1 B 1/12 (2006. 01)

F O 4 B 43/12 A

G O 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/12

G O 2 B 23/24 A

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-226865 (P2010-226865)
 (22) 出願日 平成22年10月6日 (2010. 10. 6)
 (65) 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)
 審査請求日 平成25年8月8日 (2013. 8. 8)

(73) 特許権者 899000079
 学校法人慶應義塾
 東京都港区三田2丁目15番45号
 (73) 特許権者 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) 【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 2】

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1に記載のポンプ装置。

【請求項 3】

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1に記載のポンプ装置。

【請求項 4】

10

20

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 3 に記載のポンプ装置。

【請求項 5】

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 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。

10

【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】

20

【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 AEM 学会誌」Vol. 13, No. 4 (2005), P. 310 ~ 315

【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。

30

【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。

40

【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】

【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、

50

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 9 】

(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 1 0 0 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 1 0 0 の構成を示す分解斜視図である。図 3 は、マイクロポンプ 1 0 0 が動作しているときの状態を模式的に示す、図 1 の I I I - I I I 線に沿った断面図である。図 4 は、マイクロポンプ 1 0 0 の内部構造を示す、図 1 の I V - I V 線に沿った断面図である。ここで、図 3 は、マイクロポンプ 1 0 0 の流路 1 1 1 を含む長手方向に沿った断面図である。

10

【 0 0 2 0 】

図 2 ~ 図 4 に示すように、マイクロポンプ 1 0 0 は、高さ方向上側から順に、流路 1 1 1 が形成された P D M S 流体チャネル 1 1 0、流路 1 1 1 に対応した位置に開口部 1 2 1 を備えるチタンカバー 1 2 0、第 1 可撓性薄膜としての第 1 P D M S 膜 1 3 0、チタンカバー 1 2 0 の開口部 1 2 1 に対応する位置にチャンバー 1 4 1 が形成されたシリコン基板 1 4 0、第 2 可撓性薄膜としての第 2 P D M S 膜 1 5 0、及び、アクチュエータ 1 6 0 を積み重ねた構成である。P D M S 流体チャネル 1 1 0、チタンカバー 1 2 0、第 1 P D M S 膜 1 3 0、シリコン基板 1 4 0、第 2 P D M S 膜 1 5 0 は、流路 1 1 1 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、P D M S は、ポリジメチルシロキサンである。

20

【 0 0 2 1 】

図 4 に示すように、流路 1 1 1 は、チタンカバー 1 2 0 を厚み方向に貫通する開口部 1 2 1 の内壁、及び第 1 P D M S 膜 1 3 0 で下部を構成している。したがって、流路 1 1 1 は、P D M S 流体チャネル 1 1 0 の内壁、開口部 1 2 1 の内壁、及び、第 1 P D M S 膜 1 3 0 によって形成される。この流路 1 1 1 には、搬送される流体 F 1 が収容される。

【 0 0 2 2 】

図 4 に示すように、チャンバー 1 4 1 は、シリコン基板 1 4 0 を厚み方向に貫通しており、上面を第 1 P D M S 膜 1 3 0 で、下面を第 2 P D M S 膜 1 5 0 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 1 4 1 は、第 1 P D M S 膜 1 3 0、シリコン基板 1 4 0 の内壁、及び、第 2 P D M S 膜 1 5 0 によって形成される。このチャンバー 1 4 1 には、非圧縮性流体 F 2 が充填される。

30

【 0 0 2 3 】

図 2、図 3 に示すように、第 2 P D M S 膜 1 5 0 の下面には屈曲型の圧電式のアクチュエータ 1 6 0 によって変位する接圧部材 1 6 1 が接触配置されている。接圧部材 1 6 1 は、長板状のアクチュエータ 1 6 0 の端部上面に固定されるとともに、チャンバー 1 4 1 の長手方向の一方の端部側であって流路 1 1 1 に対応する位置に配置されている。マイクロポンプ 1 0 0 においては、アクチュエータ 1 6 0 と接圧部材 1 6 1 が加振機構を構成する。また、チタンカバー 1 2 0、第 1 P D M S 膜 1 3 0、シリコン基板 1 4 0、第 2 P D M S 膜 1 5 0、及び、チャンバー 1 4 1 内の非圧縮性流体 F 2 が加振手段を構成する。

40

【 0 0 2 4 】

接圧部材 1 6 1 は、アクチュエータ 1 6 0 に通電して振動させることで、第 2 P D M S 膜 1 5 0 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 2 P D M S 膜 1 5 0 において、流路 1 1 1 が延びる方向への進行波が生起される。チャンバー 1 4 1 内には非圧縮性流体 F 2 が満たされているため、第 2 P D M S 膜 1 5 0 に生起した進行波によって第 1 P D M S 膜 1 3 0 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 1 4 1 内の非圧縮性流体 F 2 は図 3 の W 方向に、流路 1 1 1 内の流体 F 1 は図 3 の T 方向に、それぞれ送液される。

【 0 0 2 5 】

50

ここで、面外方向とは、加振される前の平面状の第2 P D M S 膜 1 5 0 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 1 2 0 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2 P D M S 膜 1 5 0 の面に垂直な方向、言い換えるとマイクロポンプ 1 0 0 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 1 2 0 に形成された開口部 1 2 1、及び、シリコン基板 1 4 0 に形成されたチャンバー 1 4 1 は、ともに流路 1 1 1 の方向に長い矩形の貫通開口である。チタンカバー 1 2 0 の開口部 1 2 1 は、シリコン基板 1 4 0 のチャンバー 1 4 1 よりも幅が狭くなっている。チタンカバー 1 2 0 の剛性が第1 P D M S 膜 1 3 0 の剛性よりも高いため、第1 P D M S 膜 1 3 0 の変位は、チタンカバー 1 2 0 に固定された部分では抑えられ、チタンカバー 1 2 0 の開口部 1 2 1 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1 P D M S 膜 1 3 0 で変位が起きる範囲は下側の第2 P D M S 膜 1 5 0 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1 P D M S 膜 1 3 0 は、下側の第2 P D M S 膜 1 5 0 と比較して、チタンカバー 1 2 0 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1 P D M S 膜 1 3 0 の面外方向の変位は、開口部 1 2 1 に対応する範囲に限定され、変位量は下側の第2 P D M S 膜 1 5 0 よりも大きくなる。すなわち、チャンバー 1 4 1 よりも開口部 1 2 1 を小さくすることによって、第1 P D M S 膜 1 3 0 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 1 6 0 と P D M S 流体チャネル 1 1 0 以外の部材はシリコンウェハーを用いた M E M S 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 1 2 0 を設ける構成に代えて、上側の第1 P D M S 膜 1 3 0 に相当する P D M S 膜において、チタンカバー 1 2 0 の開口部 1 2 1 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、P D M S 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 P D M S 膜 1 5 0 に生起して非圧縮性流体 F 2 を介して伝えられた進行波の変位が増大する。

【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 1 0 0 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 1 0 0 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。

【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 1 8 0 の外周部に、マイクロポンプ 1 0 0 を含む水冷ユニットを組み付けている。

【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。

【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。

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。

【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のチャンバー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バー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、チャンバー241を形成している。チャンバー241には、非圧縮性流体F2が封入される。

なお、このような断面が台形状となるシリコン基板240のチャンバー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。

【 0 0 3 8 】

このような構成において、第 2 P D M S 膜 2 5 0 及び第 1 P D M S 膜 2 3 0 において変位が起きるのは、チャンバー 2 4 1 に対応する範囲となる。したがって、第 1 P D M S 膜 2 3 0 において変位が起きる範囲は、第 2 P D M S 膜 2 5 0 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 1 P D M S 膜 2 3 0 と下側の第 2 P D M S 膜 2 5 0 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。

【 0 0 3 9 】

(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 3 0 0 の構成を示す斜視図である。図 1 0 は、マイクロポンプ 3 0 0 を一部分解して示す斜視図である。図 1 1 は、図 1 0 をさらに分解して示す斜視図である。

【 0 0 4 0 】

第 1 実施形態のマイクロポンプ 1 0 0 では、流路 1 1 1 を設けた P D M S 流体チャネル 1 1 0 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 3 0 0 においては、流路 3 1 1 内の流量をより増大させるために、流路 3 1 1 を設けた P D M S 流体チャネル 3 1 0 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 3 0 0 a（加振手段）及び第 2 ポンプ 3 0 0 b（加振手段）をそれぞれ設けている。なお、第 3 実施形態では、P D M S 流体チャネル 3 1 0 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。

【 0 0 4 1 】

第 1 ポンプ 3 0 0 a と第 2 ポンプ 3 0 0 b は略同一の構成であって、P D M S 流体チャネル 3 1 0 の対向する 2 つの面に、第 1 P D M S 膜 3 3 0 a、3 3 0 b 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 3 0 0 a と第 2 ポンプ 3 0 0 b は、P D M S 流体チャネル 3 1 0 に関して対称に配置される。これにより、流路 3 1 1 は、P D M S 流体チャネル 3 1 0 の内壁と、第 1 P D M S 膜 3 3 0 a、3 3 0 b により囲まれて構成され、外部へ延びる接続口 3 1 2 に連通する。流路 3 1 1 内には、搬送される流体 F 1 が収容される。

【 0 0 4 2 】

第 1 ポンプ 3 0 0 a は、P D M S 流体チャネル 3 1 0 側から順に、第 1 可撓性薄膜としての第 1 P D M S 膜 3 3 0 a、流路 3 1 1 に対応した位置に開口部 3 2 1 a を備えるチタンカバー 3 2 0 a、チタンカバー 3 2 0 a の開口部 3 2 1 a に対応する位置にチャンバー 3 4 1 a が形成されたシリコン基板 3 4 0 a、第 2 可撓性薄膜としての第 2 P D M S 膜 3 5 0 a、及び、アクチュエータ 3 6 0 a を積み重ねた構成である。

【 0 0 4 3 】

第 2 ポンプ 3 0 0 b は、P D M S 流体チャネル 3 1 0 側から順に、第 1 可撓性薄膜としての第 1 P D M S 膜 3 3 0 b、チタンカバー 3 2 0 b、シリコン基板 3 4 0 b、第 2 可撓性薄膜としての第 2 P D M S 膜 3 5 0 b、及び、アクチュエータ 3 6 0 b を積み重ねた構成である。これらの第 1 P D M S 膜 3 3 0 b、チタンカバー 3 2 0 b、シリコン基板 3 4 0 b、第 2 P D M S 膜 3 5 0 b、及び、アクチュエータ 3 6 0 b は、第 1 ポンプ 3 0 0 a の第 1 P D M S 膜 3 3 0 a、チタンカバー 3 2 0 a、シリコン基板 3 4 0 a、第 2 P D M S 膜 3 5 0 a、及び、アクチュエータ 3 6 0 a にそれぞれ対応するため詳細な説明は省略する。

【 0 0 4 4 】

チャンバー 3 4 1 a は、シリコン基板 3 4 0 a を厚み方向に貫通しており、シリコン基板 3 4 0 a の内壁のほか、P D M S 流体チャネル 3 1 0 側はチタンカバー 3 2 0 a を介して第 1 P D M S 膜 3 3 0 a により覆われ、反対側は第 2 P D M S 膜 3 5 0 a で覆われた構成となっている。このチャンバー 3 4 1 a には、非圧縮性流体 F 2 が充填される。

【 0 0 4 5 】

第2 P D M S 膜 3 5 0 a には、屈曲型の圧電式のアクチュエータ 3 6 0 a によって変位する接圧部材 3 6 2 a が接触配置されている。接圧部材 3 6 2 a は、長板状のアクチュエータ 3 6 0 a の一方の端部に固定されるとともに、チャンバー 3 4 1 a の長手方向の一方の端部側であって流路 3 1 1 に対応する位置に配置されている。また、アクチュエータ 3 6 0 a の他方の端部は、固定部 3 6 1 a を介して第2 P D M S 膜 3 5 0 a に固定されている。

第1 ポンプ 3 0 0 a においては、アクチュエータ 3 6 0 a と接圧部材 3 6 2 a が加振機構を構成する。また、第1 P D M S 膜 3 3 0 a、チタンカバー 3 2 0 a、シリコン基板 3 4 0 a、第2 P D M S 膜 3 5 0 a、及び、チャンバー 3 4 1 a 内の非圧縮性流体 F 2 が加振手段を構成する。

10

【 0 0 4 6 】

接圧部材 3 6 2 a は、圧電式のアクチュエータ 3 6 0 a に通電して振動させることで、第2 P D M S 膜 3 5 0 a の端部を面外方向（第1 ポンプ 3 0 0 a、第2 ポンプ 3 0 0 b を積層する方向）に加振する。この加振によって、第2 P D M S 膜 3 5 0 a において、流路 3 1 1 が延びる方向への進行波が生起される。チャンバー 3 4 1 a 内には非圧縮性流体 F 2 が満たされているため、第2 P D M S 膜 3 5 0 a に生起した進行波によって、チタンカバー 3 2 0 a を介して第1 P D M S 膜 3 3 0 a にも対応する進行波が生起される。

【 0 0 4 7 】

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。

20

【 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。

30

【 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。

40

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】

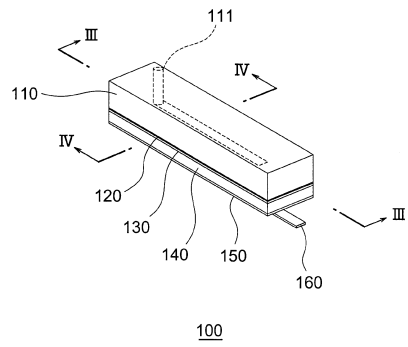
【 0 0 5 1 】

- 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

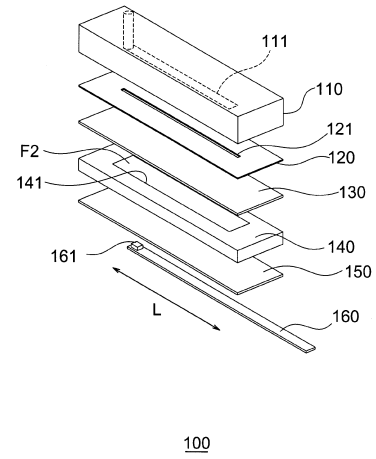
50

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	10
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)	
3 0 0 a	第 1 ポンプ	20
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	30
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	

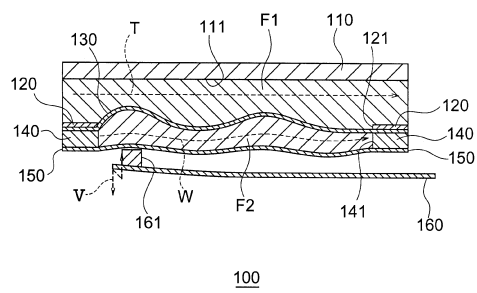
【図 1】



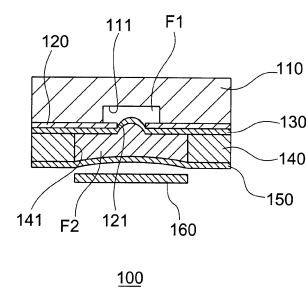
【図 2】



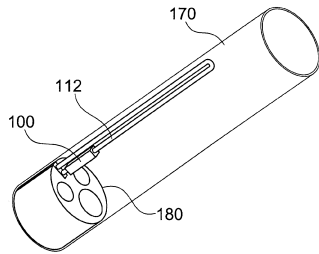
【図 3】



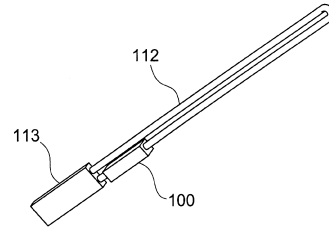
【図 4】



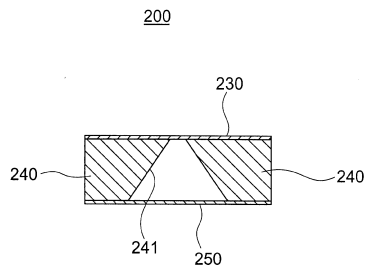
【図 5】



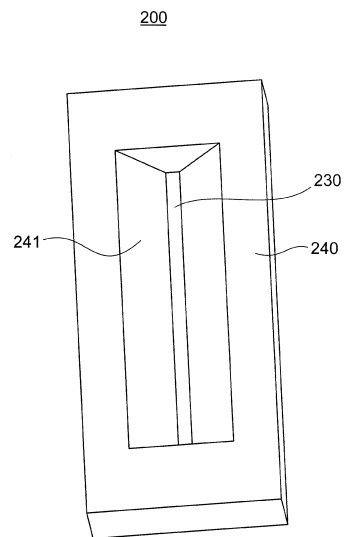
【図 6】



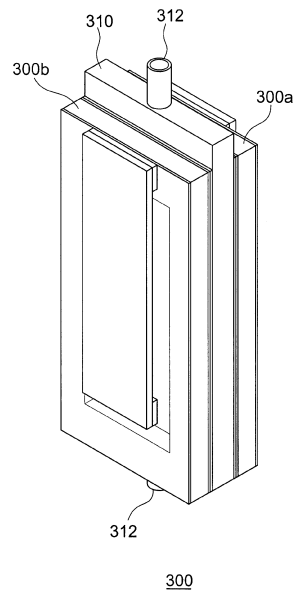
【図 7】



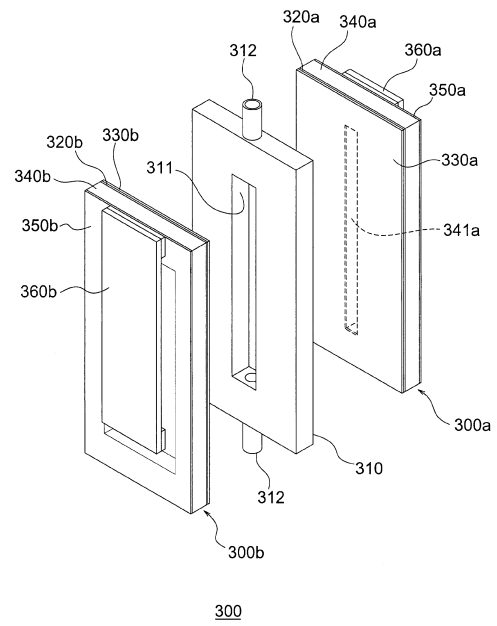
【図 8】



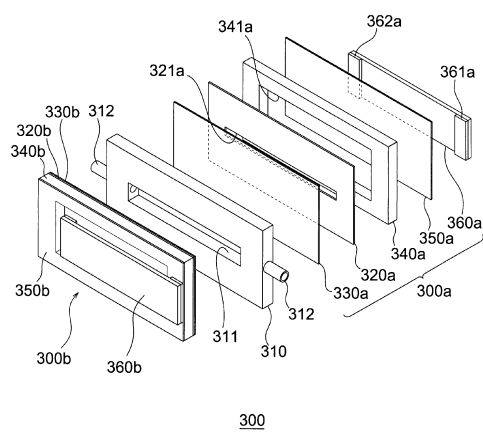
【図 9】



【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 溪次郎
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

審査官 松浦 久夫

- (56)参考文献 特開平07-027056(JP,A)
特開2005-069052(JP,A)
特開2005-188418(JP,A)
特開2009-247560(JP,A)
特開2007-298010(JP,A)
特開平09-287571(JP,A)
特開平05-005480(JP,A)
実公平05-045312(JP,Y2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

F04B 43/12 - 43/14
A61B 1/12
G02B 23/24

专利名称(译)	泵装置和使用其的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5654827B2	公开(公告)日	2015-01-14
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		
当前申请(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 F04B43/12.A A61B1/12 G02B23/24.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	JP2012082690A		
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，其可以减小尺寸并获得足够的流速。溶剂：泵装置在第一弹性薄膜上产生，形成至少一部分流动路径壁表面是沿流动路径的纵向传播的行波，并且在流动路径中传送流体。泵装置包括振动装置，用于通过在面外方向上振动第一弹性薄膜的预定部分来产生行波。此外，第一弹性薄膜形成腔室的一部分，其中密封不可压缩流体，第二弹性薄膜形成腔室的另一部分。通过用于作用在第二弹性薄膜上的振动机构在第二弹性薄膜上产生行波，并且通过由于产生的行波产生的不可压缩流体的位移在第一弹性薄膜上产生行波。在第二弹性薄膜上。在第一弹性薄膜上产生的行波在面外方向上的位移明显大于在第二弹性薄膜上产生的行波。

