

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4778545号
(P4778545)

(45) 発行日 平成23年9月21日(2011.9.21)

(24) 登録日 平成23年7月8日(2011.7.8)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32
A 6 1 B 17/22 (2006.01) A 6 1 B 17/22 3 3 0

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-270031 (P2008-270031)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成20年10月20日(2008.10.20)		セイコーエプソン株式会社
(62) 分割の表示	特願2003-392633 (P2003-392633) の分割		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
原出願日	平成15年11月21日(2003.11.21)	(73) 特許権者	501288983
(65) 公開番号	特開2009-56320 (P2009-56320A)		高山 和喜
(43) 公開日	平成21年3月19日(2009.3.19)		宮城県仙台市青葉区折立6-9-7
審査請求日	平成20年11月18日(2008.11.18)	(73) 特許権者	503429881
			中川 敦寛
			宮城県仙台市青葉区八幡1丁目4番22号
		(73) 特許権者	503429892
			平野 孝幸
			青森県十和田市西十三番町4番4号
		(73) 特許権者	503429906
			富永 梯二
			宮城県仙台市青葉区上杉5丁目8番61号
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 流体噴射装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ポンプ室を備え、前記ポンプ室の容積を変更して流体の吐出動作を行うマイクロポンプと、

前記マイクロポンプの出口流路に一方の端部が接続され、他方の端部が前記出口流路の直径よりも縮小された開口部が設けられた接続流路と、

前記接続流路が穿設され、前記マイクロポンプから流動される前記流体の脈動を前記開口部に伝達し得る剛性を有する接続流路管と、

が、備えられ、

前記マイクロポンプが、前記流体が流入される入口流路室を構成する入口流路体と、前記入口流路体と別部材で構成され、前記入口流路室と連通する前記ポンプ室を構成するポンプ室体と、前記入口流路室と前記ポンプ室との境界部に設けられ、前記ポンプ室から前記入口流路室への前記流体の流入を抑制する逆止弁と、を備えるとともに、前記接続流路の前記出口流路側に流体抵抗要素またはイナータンス増加要素を出口流路側流体制御要素として備え、

前記接続流路の直径が前記イナータンス増加要素の直径よりも大きいことを特徴とする流体噴射装置。

【請求項2】

請求項1に記載の流体噴射装置において、

前記入口流路体と前記ポンプ室体との接合部に、Oリングが収容されるための空間が設

けられ、前記空間の内部にリングが装着された状態で、前記入口流路体と前記ポンプ室体とが接合されていることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の流体噴射装置において、

前記出口流路側流体制御要素と前記開口部との間の接続流路の長さが $100\text{ mm} \sim 200\text{ mm}$ であることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の流体噴射装置において、

前記開口部側から前記出口流路側へ伝搬してきた前記流体の圧力波を反射させる壁部を有することを特徴とする流体噴射装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の流体噴射装置において、

前記接続流路内の流体の音速を Q とし、前記出口流路側流体制御要素と前記開口部との間の接続流路の長さを L 、ポンプ室容積の変更周波数を f 、 n を正の整数としたとき、 $n \cdot 2L = Q / f$ もしくは $2L / n = Q / f$ を満たすように前記ポンプ室容積の変更を行うことを特徴とした流体噴射装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の流体噴射装置において、

前記接続流路の直径が $1\text{ mm} \sim 3\text{ mm}$ で、前記接続流路管の外殻の厚さが $0.1\text{ mm} \sim 1\text{ mm}$ であることを特徴とする流体噴射装置。

20

【請求項 7】

請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載の流体噴射装置において、

前記接続流路の先端にノズルが備えられていることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 8】

請求項 1 ないし請求項 7 のいずれかに記載の流体噴射装置において、

前記流体が脈動波群と休止部との繰り返しで流動されることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の流体噴射装置において、

前記脈動波群の駆動時間に対する前記休止部の時間が $1 \sim 5$ であることを特徴とする流体噴射装置。

30

【請求項 10】

請求項 8 または請求項 9 に記載の流体噴射装置において、

前記休止部の時間が $1\text{ msec} \sim 10\text{ msec}$ であることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 11】

請求項 1 ないし請求項 10 のいずれかに記載の流体噴射装置において、

前記マイクロポンプに、着脱自在のカバーが装着されていることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の流体噴射装置において、

前記カバーが、振動吸収材または断熱材で形成されていることを特徴とする流体噴射装置。

40

【請求項 13】

請求項 1 ないし請求項 12 のいずれかに記載の流体噴射装置において、

前記接続流路と前記ポンプ室との境界部に、前記接続流路から前記ポンプ室への前記流体の流入を抑制する接続流路逆止弁を備えたことを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 14】

請求項 1 ないし請求項 13 のいずれかに記載の流体噴射装置において、

前記接続流路管の先端に、前記開口部を有するノズルが螺合されていることを特徴とする流体噴射装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、特に、生体組織を切開または切除することに好適な流体噴射装置とその駆動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、噴射される流体による手術は、血管等の脈管構造を保存しながら臓器実質を切開することが可能であり、さらに、切開部以外の生体組織に与える付随的損傷が微小であることから患者負担が小さく、また、出血が少ないため、出血が術野の視界を妨げないため迅速な手術が可能であり、特に微小血管からの出血に難渋する肝切除に多く臨床応用されている。

10

【0003】

例えば、外部に液体の加圧源としてのポンプを備え、ポンプによって加圧された生理的食塩水などの液体を、柔軟なチューブで経内視鏡的にチューブ先端から噴射させて、生体組織の切開等を行う内視鏡用手術装置としての流体噴射装置が知られている（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

また、チャンパー内に蒸気発生手段を備え、この蒸気発生手段により発生する高圧の蒸気バブルによって脈動状に流体の噴射を行う流体噴射装置とその駆動方法が知られている（例えば、特許文献2参照）。

20

【0005】

【特許文献1】特開昭63-99853号公報（第3頁、図1）

【特許文献2】特表2003-500098号公報（第8頁、図1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

このような特許文献1では、外部に液体（流体）の加圧源としてのポンプを備え、柔軟なチューブで高圧の流体を処置部まで導いているために、仮に加圧源で圧力脈動を発生したとしても、チューブに弾性があるために流体の噴射は、連続流になってしまう。詳しくは後述するが、流体の噴射が脈動する場合、先頭波の衝撃で切開能力が高くなる。一方、連続流では生体組織の切開能力が充分ではなく、しかも噴射される流量が多くなるため、切開部から生体組織等の飛沫が飛びやすく、この飛沫が施術者に対し感染をおこす恐れがあると考えられる。

30

また、流体の流量が多いために、処置部に気泡が発生しやすく、しかも、連続流であることから、この気泡が消滅しにくいので、術野の視界を妨げるというような課題もある。

【0007】

特許文献2では、流体は、蒸気発生手段によって脈動する流体の噴射が可能であるが、蒸気発生手段による流体の噴射は、噴射速度や流量の制御が困難で、人体の様々な処置部の切開を効率よく行うことが困難である。

40

また、蒸気発生の際、チャンパー（マイクロ液体チャンパー）が微小であるために、流体の温度が上昇し、切開部周辺の熱組織変化や流体自体の変質が考えられ、安全性にも課題がある。

【0008】

本発明の目的は、生体組織の切開能力を高め、血管等の脈管組織を保存しながら病変組織のみを切開することができ、また、気泡の発生、残存を減じて術野の視野が確保できる流体噴射装置と、その駆動方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の流体噴射装置は、ポンプ室を備え、前記ポンプ室の容積を変更して流体の吐出

50

動作を行うマイクロポンプと、前記マイクロポンプの出口流路に一方の端部が接続され、他方の端部が前記出口流路の直径よりも縮小された開口部が設けられた接続流路と、前記接続流路が穿設され、前記マイクロポンプから流動される前記流体の脈動を前記開口部に伝達し得る剛性を有する接続流路管と、が備えられ、前記マイクロポンプが、前記流体が流入される入口流路室を構成する入口流路体と、前記入口流路体と別部材で構成され、前記入口流路室と連通する前記ポンプ室を構成するポンプ室体と、前記入口流路室と前記ポンプ室との境界部に設けられ、前記ポンプ室から前記入口流路室への前記流体の流入を抑制する逆止弁と、を備えるとともに、前記接続流路の前記出口流路側に流体抵抗要素またはイナータンス増加要素を出口流路側流体制御要素として備え、前記接続流路の直径が前記イナータンス増加要素の直径よりも大きいことを特徴とする。

10

ここで、流体としては、水や生理的食塩水等の液体が採用できる。

また、接続流路管の材料としては、ステンレス鋼、チタン合金、アルミニウム合金等を採用することができる。

【0010】

この発明によれば、マイクロポンプのポンプ室の容積を変更する手段が、例えば、圧電素子である場合、マイクロポンプから流動される流体は、圧電素子の伸縮によって脈動して流出される。接続流路が穿設された接続流路管が、流体の脈動を開口部まで伝達できる程度の剛性を有しているため、流体が接続流路を流動する際に、接続流路管が変形することにより脈動を吸収しないため、開口部外に脈動する流体を噴射することができる。

【0011】

20

本発明の流体噴射装置は、前記マイクロポンプが、前記接続流路の前記出口流路側に流体抵抗要素またはイナータンス増加要素が出口流路側流体制御要素として備えられていることが好ましい。

ここで、流体抵抗要素は、流体を流入または流出する逆止弁であり、イナータンス増加要素は、ポンプ室から接続流路に至る出口流路のイナータンスを増加するための高剛性で断面積が小さい管路を示す。

【0012】

従って、この発明では、出口流路側制御要素が、接続流路の出口流路側に備えられているために、接続流路内の圧力波の反射が効率よく行われ、圧電素子の振動との共鳴時に高い圧力を発生することができる。特に、イナータンス増加要素は、接続管路内での共鳴時の高圧に対して逆止弁のように破壊の心配がないためにより好ましい。

30

【0013】

本発明では、前期出口流路側流体制御要素と前記開口部との間の接続流路の長さが100mm~200mmであることが好ましい。

【0014】

この流体噴射装置は、例えば、生体の臓器の手術用メスとして用いられる。この際、生体内部臓器の施術の場合、生体の内部の処置部近傍まで接続流路の開口部が達していることが求められるが、接続流路が100mm~200mmに設定されているために、例えば、肝臓や脳神経領域の手術には充分の長さであり、また、術野の視界を妨げない適当な長さであり、さらに、施術者が、この流体噴射装置を正確に扱える好適な長さである。

40

本発明では、接続流路の長さは、100mm以下でも、200mm以上でもマイクロポンプの適切な設定で要求される性能の流体噴射装置が得られるが、先述の理由から100mm~200mmの範囲が最も好ましい。

【0015】

本発明の流体噴射装置は、前記接続流路の直径が1mm~3mmで、前記接続流路管の壁の厚さが0.1mm~1mmであることが望ましい。

【0016】

この発明によれば、接続流路管の外殻直径は最大5mmとなる。これは、前述した接続流路の長さの範囲と同様、生体臓器の手術の際に、処置部周辺の付随的組織に接続流路管が接触しない範囲で適切な大きさであるが、好ましくは、2mm~4mmの範囲に設定さ

50

れる。

このことは、流体の流動量、前述した脈動の確保等から接続流路の直径の範囲と、接続流路管の剛性から選択される壁の厚みの範囲で、任意に組み合わせの選択をすることができる。

【0017】

なお、先述したように、施術性を考慮すると接続流路管の先端は、細く形成されることが好ましいが、鋭角にすると、接続流路管の先端が処置部や周辺の付随的組織に触れた際に損傷する恐れがあるので、滑らかに丸められていることがより好ましい。

【0018】

また、本発明では、前記接続流路の直径が前記イナータンス増加要素の直径よりも大きいことが好ましい。

10

この発明によれば、接続流路の直径が、イナータンス増加要素、つまり、ポンプ室から接続流路に至る出口流路の直径よりも大きい。即ち、接続流路には、出口流路との接続部と先端の開口部とにできる段差によって、流体の流体抵抗要素となる壁が形成される。このことから、前述した流体の脈動による圧力波は、ポンプの出口流路から接続流路を流通して開口部まで達すると、開口部の段差によって反射される。この圧力波の反射が出口流路との間で繰り返されることによって、接続流路内の圧力振幅が大きくなり、開口部に伝達される圧力脈動が大きくなるため、開口部から噴射される流体がより高速となり、生体組織の切開能力が高められるという効果がある。

【0019】

20

本発明では、前記接続流路の開口部にノズルが備えられていることが望ましい。

接続流路は、開口部が前記出口流路の直径よりも縮小されているが、この際、接続流路が穿設されている接続流路管の先端を細く絞り込んで開口部を一体で形成することができるが、先端形状が製造上制約されることが考えられるため、別にノズルを備えることがより望ましい。ノズルは、例えば、処置部に合わせた形状にすることができる他、例えば、直径が縮小されている開口部の流体導入部を設けることで噴射された流体が分散することなく所定の部位に正確に集中噴射させることができるという効果もある。

【0020】

本発明の流体噴射装置の駆動方法は、接続流路内の流体の音速を Q とし、出口流路側流体制御要素と開口部との接続流路の長さを L 、ポンプ容積の変更周波数を f 、 n を正の整数としたとき、 $n \cdot 2L = Q / f$ もしくは $2L / n = Q / f$ を満たすように前記ポンプ室容積の変更を行うことを特徴とする。

30

【0021】

前述したように、接続流路は、出口流路の接続部と先端の開口部とに流体の流体抵抗要素となる壁が形成されている。また、流体はポンプ室の容積変更によって脈動する。その結果、接続流路の端部にある流体の流体抵抗要素間を圧力波が往復伝播されて高圧が発生し、この高圧により開口部から流体が高速で噴射される。

この際、接続流路の長さ L 、流体の音速 Q 、ポンプ室容積の変更周波数（圧電素子の駆動周波数） f との関係を $n \cdot 2L = Q / f$ もしくは $2L / n = Q / f$ にする、即ち、圧電素子の駆動周波数と流体の接続流路内の往復伝播の周期を共鳴関係に条件設定することによって、開口部から噴射される流体がより高速となり、生体組織の切開能力が高められるという効果がある。

40

【0022】

本発明の流体噴射装置の駆動方法は、ポンプ室を備え、前記ポンプ室の容積を変更して流体の吐出動作を行うマイクロポンプと、前記マイクロポンプの出口流路に一方の端部が接続され、他方の端部に開口部が設けられた接続流路と、が備えられている流体噴射装置の駆動方法であって、前記流体が脈動波群と休止部との繰り返りで流動されることを特徴とする。

【0023】

この発明によれば、前述したような流体噴射装置では、流体が脈動波群と休止部との繰

50

り返しで流動される。

ここで、脈動波群と休止部との繰り返しによる流動とは、流体が噴射、停止の間歇的繰り返しによって流体が流動されることであり、即ち、圧電素子の駆動（脈動波群の駆動時間）、停止（休止部の時間）が間歇的に行われることで、脈動波群による駆動時に生体組織の切開が行われる。詳しくは後述するが、流体の噴射が脈動することによって、その脈動の衝撃圧が大きくなる。従って、所定の周期で噴射圧力を高めることで、連続流の切開に比べ切開能力を高めることができる。

【0024】

また、脈動波群と休止部との繰り返しにおける、脈動波群の駆動時間と休止部の時間を調整することで、臓器実質は切開できるが、付随的組織、例えば、血管のように周辺組織よりもヤング率の高い組織は保存することができ、出血を低減できるということが後述する実験結果から得られている。

10

さらに、流体の噴射が停止する時間を設けることで生体組織の切開部に気泡が残存することが少なく、この気泡が術野の視野を妨げることを防止できるという効果がある。

【0025】

また、この発明によれば、前記脈動波群の駆動時間に対する前記休止部の時間が1～5であることが好ましい。

【0026】

従って、前述したように脈動波群と休止部との繰り返しにより切開能力を高めることができるが、脈動波群の駆動時間と休止部の時間の比を上述のような範囲を設定することで、生体組織の切開能力が高められるとともに、脈動波群の駆動時間に対して一定の範囲の比率で休止部の時間を設けることで、術野の視界を妨げる気泡の発生を低減できるという後述の実験結果が得られている。

20

【0027】

さらに、この発明によれば、前記脈動波群と休止部との繰り返しのうち、休止部の時間が1 msec～10 msecであることが好ましい。

【0028】

生体組織の切開等において、流体が、前述したように脈動波群と休止部との繰り返しで噴射されるので切開能力を高めることができるが、休止部の時間を1 msec～10 msecの範囲に設定することで、脈動波群の駆動時間とのインターバルを適切に設定することができる。このことから、処置部の切開時に、流体が生体組織に当たった際に発生する気泡を減ずるとともに、前述した適切な休止部の時間を設けることで残存気泡を減ずることができる。従って、より一層、術野の視野を妨げることを防止することができるという効果がある。

30

なお、この際、前述したように、脈動波群の駆動時間に対する休止部の時間の比が1～5の範囲に設定されることがより好ましい。

【0029】

本発明の流体噴射装置は、ポンプ室を備え、前記ポンプ室の容積を変更して流体の吐出動作を行うマイクロポンプが、着脱自在のカバーが装着されていることを特徴とする。

【0030】

この発明によれば、マイクロポンプにはカバーが装着されているので、施術の際に、この流体噴射装置を施術者が持ちやすく、微細な部位の施術が行いやすく、施術者の疲労を減ずるといった効果もある。

40

また、このカバーは着脱が自在であるために、流体噴射装置からカバーを外して洗浄することができ、さらに、マイクロポンプはそのままに、処置部によって異なった形状のカバーを用意して交換して使用すれば、操作性をより一層高めることができる。

【0031】

また、本発明では、前記カバーが、振動吸収材または断熱材で形成されていることが好ましい。

本発明の流体噴射装置は、手で握って操作されることが想定される。前述したように、

50

流体噴射装置は、圧電素子で駆動されるので、例えば、圧電振動子の振動にマイクロポンプを構成する筐体が共振して、その振動が手に伝達することが考えられる。従って、カバーが振動吸収材で構成されることで、マイクロポンプの振動を吸収できるので、振動が手に伝わることなく微細な部分の施術を行うことができる。

ここで、振動吸収材としては、シリコン系ゴム、ウレタン系ゴムなどの他、硬度が低い合成樹脂等が採用できる。

【0032】

さらに、この流体噴射装置は、長時間にわたって使用されることが想定され、施術者の体温によって流体の温度が上昇することが予想されるので、カバーが断熱材で形成されていることによって、手の温度が伝達しにくいという効果がある。

10

【0033】

なお、このカバーは、前述したような材料が選択される他に、手で握ったときにすべりにくい形状や、表面処理をしておくことがより好ましい。

【発明を実施するための最良の形態】

【0034】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

図1～図4は本発明の実施例1の流体噴射装置と駆動方法、図5は、実施例2の流体噴射装置、図6は、実施例3の流体噴射装置、図7～図9は、実施例4の流体噴射装置、表1は、この流体噴射装置を用いた生体組織の切開実験の評価結果が示されている。

20

【実施例1】

【0035】

図1～図4は実施例1の流体噴射装置及びその駆動方法が示されている。

図1は、本実施例1の流体噴射装置10の縦断面図を示す。図1において、流体噴射装置10は、大きくは、マイクロポンプ100とマイクロポンプ100に接続する出口流路接続管300と出口流路接続管300に接続する接続流路管200から構成されている。

【0036】

マイクロポンプ100は、流体が流入される入口流路122が設けられた入口流路体120と、ダイヤフラム131が密接固定されて構成されるポンプ室132を有するポンプ室体130と、ポンプ室132の容積を変更するアクチュエータ151を備えたアクチュエータユニット150とから構成されている。

30

【0037】

入口流路体120は、平面視外形は略円筒形であり、側面一方方向に入口流路122が穿設されたパイプ状の入口接続管121が突出して形成され、入口流路122は、入口流路室123に流通している。入口流路122の先端部は、図示しないチューブ等の外部配管に接続され、水もしくは生理的食塩水等の流体が供給される。入口流路室123は、ポンプ室体130に流通しており、このポンプ室体130の出口流路側には流体抵抗要素としての逆止弁125が固着されている。また、入口流路室123の逆止弁125とは反対側の開口部は、封止板124が入口流路室123の周縁に接着や溶接、螺合等の固着手段で密閉固定されている。

【0038】

40

この入口流路体120の逆止弁側の外周部には、段状のリングボックス126が形成され、そのリングボックス126の外側にポンプ室体130が圧入される段状の固定部127が形成されている。

【0039】

ポンプ室体130は、入口流路室123に流通するポンプ室体側出口流路301が前述した入口流路122の反対側に穿設されている。ポンプ室体130の入口流路室123の反対側に浅い凹部が形成されており、この凹部の開口部には、その周縁にダイヤフラム131が固定されている。この凹部とダイヤフラム131で構成された空間がポンプ室132である。

また、出口流路接続管300には、ポンプ室体側出口流路301に連通し、同径の接続

50

管側出口流路302が穿設されている。これらの、ポンプ室体側出口流路301と接続管側出口流路302を併せて出口流路という。さらに、この出口流路がイナータンス増加要素であり、従って出口流路側流体制御要素となっている。

【0040】

また、入口流路体120とポンプ室体130との接合部には、前述した固定部127の段部直径と略同じ直径の凹部133が形成され、リングボックス126内にリング状のリング230が装着されている。この状態で入口流路体120の固定部127とポンプ室体130の凹部133とが圧入固定され、リング230が圧接されて流体の漏れを防止している。

なお、入口流路体120とポンプ室体130との接合は、圧入固定に限らず、接着や、螺合によって固定することができる。

ポンプ室体130のダイアフラム131側には、アクチュエータユニット150が装着されている。

【0041】

アクチュエータユニット150は、筒状の筐体152と、この筐体152の一方の開口部を閉塞する蓋部材154と、この蓋部材154の内側面に端部が固着されるアクチュエータ151と、圧電素子151の他方の端部に固着された上台155とから構成され、筐体152の蓋部材154とは反対側の端部がダイアフラム131を押圧しながら、その外周部をポンプ室体130に形成されている凹状の固定部に圧入して一体に固定される。

【0042】

この際、上台155の図中上面がダイアフラム131に密接された関係である。図示しないが、筐体152の側面には、内側から外側に貫通する孔が設けられ、この孔を挿通するリード線が設けられ、やはり図示しないが外部の外部制御回路に接続されている。アクチュエータ151は、長手方向に伸縮する圧電素子であり、外部制御回路から交流電圧が印加されることで、伸縮を行い、伸びたときにダイアフラム131を押して撓ませてポンプ室132の容積を減じ、収縮したときには、元の状態に引き戻し、ポンプ室132の容積を増加させる。

【0043】

ここで、本発明のマイクロポンプにおける流路のイナータンスの関係について説明を加える。入口流路のイナータンスは、入口流路122から逆止弁125までの流路のイナータンスであり、一方、出口流路のイナータンスは、逆止弁125からポンプ室体側出口流路301と接続管側出口流路302で構成される出口流路のイナータンスである。この2つのイナータンスを比較すると、出口流路のイナータンスは入口流路のものよりはるかに大きくなっている。

【0044】

出口流路接続管300には、後述する接続流路管200が圧入固定される接続流路管固定穴304が穿設されている。この接続流路管固定穴304に接続流路管200の一方の端部が圧入される。また、出口流路接続流路管300は、接続流路固定穴304の反対側端部がポンプ室体130から突出した出口流路固定部134に圧入されてポンプ室体130に固定されている。

【0045】

接続流路管200には、前述した出口流路と流通する接続流路201が穿設されている。接続流路管200は、高剛性の金属材料で形成される。この接続流路管200の先端には、流体が噴射される開口部211を有するノズル210が圧入されている。

【0046】

ノズル210は、一方の先端に流体が噴射される際に流体が分散せず、しかも噴射方向が一定になるような流体導入路212に連続する開口部211が設けられている。また、他方の端部は、流体導入路212に連続して先端側が広いテーパ孔213が設けられている。

さらに、開口部211の外側周縁は面取りや、円弧等で滑らかに丸められている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

次に、接続流路管 2 0 0、接続流路 2 0 1 について詳しく説明を加える。接続流路 2 0 1 は、直径が 1 mm ~ 3 mm で、出口流路の直径よりも大きく、また、接続流路 2 0 1 の外殻である接続流路管 2 0 0 の厚さが 0 . 1 mm ~ 1 mm に設定されている。従って、接続流路管 2 0 0 の外径は最大で 5 mm となる。

また、接続流路管 2 0 0 の端部と出口流路接続管 3 0 0 との当接部から開口部 2 1 1 の入口までの距離を接続流路とし、この長さを L としたとき、L は 1 0 0 mm ~ 2 0 0 mm の範囲に設定される。

【 0 0 4 8 】

次に、本発明のマイクロポンプ 1 0 0 の駆動動作について説明する。

図 2 は、ポンプ室 1 3 2 内の圧力とダイヤフラム 1 3 1 の変位の関係を示すグラフである。図 1 も参照して説明する。まず、アクチュエータ 1 5 1 に脈動する駆動電圧が供給されることによってダイヤフラム 1 3 1 が振動して、ポンプ室 1 3 2 の容積が連続して変化する。この際、マイクロポンプ 1 0 0 の負荷圧力を 1 . 5 気圧としてマイクロポンプを運転して、動作流体の吐出流量が多い状態の時のダイヤフラム 1 3 1 の変位 (μm)、ゲージ圧で示したポンプ室 1 3 2 内圧力 (気圧) の波形を示す。ダイヤフラム 1 3 1 の変位波形において、波形の傾きが正の領域は、アクチュエータ 1 5 1 が伸びてポンプ室 1 3 2 内の容積が減少している過程である。一方、波形の傾きが負の領域は、アクチュエータ 1 5 1 が収縮してポンプ室 1 3 2 内の容積が増大していく過程である。

【 0 0 4 9 】

ポンプ室 1 3 2 内の圧力は、ポンプ室 1 3 2 の容積減少過程が始まると圧力上昇が始まる。そして、後述する理由によって、この容積減少過程が終了する前に、圧力は最大値を迎え減少し始める。さらに、ポンプ室 1 3 2 の容積減少過程が始まると、引き続き圧力は減少し続け、この容積減少過程の途中でポンプ室 1 3 2 内に真空状態が発生し、ゲージ圧で - 1 気圧の一定値となる。

【 0 0 5 0 】

このときの入口流路と出口流路における流量の波形の関係のグラフを図 3 に示す。マイクロポンプ 1 0 0 を運転した時に順方向 (負荷方向) へ流れる流量をグラフ上で正方向としている。

【 0 0 5 1 】

出口流路の流量は、ポンプ室 1 3 2 内の圧力が上昇し負荷圧力を上回ると増加し始める。そして、ポンプ室 1 3 2 内の動作流体が出口流路から流出し始め、流出量がダイヤフラム 1 3 1 の変位によるポンプ室 1 3 2 の容積減少量を上回るポイントでポンプ室 1 3 2 内の圧力は減少し始める。これは、出口流路の大きなイナータンスにより、運動エネルギーが出口流路内の流体に保存される慣性効果によるものである。ポンプ室 1 3 2 内の圧力が減少し、負荷圧力よりも低下すると出口流路の流量は減少し始める。これらの流量変化率は、ポンプ室 1 3 2 内の圧力と負荷圧力との圧力差を出口流路のイナータンス値で除した値とほぼ等しい。

【 0 0 5 2 】

一方、入口流路では、ポンプ室 1 3 2 内の圧力が入口流路内の圧力よりも減少すると、その圧力差によって逆止弁 1 2 5 が開き流量が増加し始める。また、ポンプ室 1 3 2 内の圧力が上昇し大気圧よりも増加すると減少し始める。これらの流量変化率は逆止弁 1 2 5 が開放されている期間は、前述したことと同様に、ポンプ室 1 3 2 内の圧力と、入口流路上流側の圧力との圧力差を入口流路のイナータンス値で除した値とほぼ等しい。そして、逆止弁 1 2 5 の逆止効果によって逆流が防止されている。

【 0 0 5 3 】

次に、流体の開口部の噴射について説明する。

まず、ポンプ室 1 3 2 の容積変化により出口流路から脈動として接続流路 2 0 1 に流出された流体は、接続流路 2 0 1 内の接続管路側出口流路 3 0 2 側に高圧を発生する。これは開口部 2 1 1 が極めて小さな口径であることによる。発生した高圧は、接続流路 2 0 1

10

20

30

40

50

内を接続流路 2 0 1 内の流体の音速で伝播し、この高圧により開口部 2 1 1 より流体が高速で噴射される。圧力波の一部は流体導入路 2 1 2 の壁面で反射し、再び出口流路側に伝播していく。

【 0 0 5 4 】

出口流路側に伝播してきた圧力波は、接続流路 2 0 1 と接続管路側出口流路 3 0 2 との接合面にできる段差部分の壁で再び反射する。このとき、出口流路から接続流路 2 0 1 内への流体の吐出を同期させることにより、圧力波の最高圧力をさらに高めることができ、開口部 2 1 1 から、さらに強力な噴射が可能になるのである。

【 0 0 5 5 】

従って、接続流路 2 0 1 内の流体の音速を Q とし、出口流路側流体制御要素と開口部の間の接続流路の長さを L 、ポンプ室容積の変更周波数を f 、 n を正の整数としたとき、 $2L = Q / f$ を満たすときが、最も効率よく流体を噴射することができる。この条件は、ポンプ容積の変更周波数に対して流体の圧力波が共鳴状態になっていることである。

さらに、 $n \cdot 2L = Q / f$ もしくは $2L / n = Q / f$ の条件下でも、接続管路側出口流路 3 0 2 との接合面にできる段差部分の壁による圧力波の反射と、出口流路から接続流路 2 0 1 内への流体の吐出が同期するので効率の良い噴射が可能になる。

従って、接続流路管 2 0 0 は、この圧力波によって変形、または、共鳴に影響が出ない程度の剛性が備えられている。

また、ここで言う接続流路 2 0 1 内の流体の音速とは、接続流路 2 0 1 の剛性の影響も加味した音速である。

【 0 0 5 6 】

続いて、本実施例 1 の流体噴射装置 1 0 における流体の噴射状態を測定した結果を説明する。

図 4 は、圧電素子から成るアクチュエータ 1 5 1 の駆動周波数と開口部 2 1 1 に圧力センサーを対向させ、噴射した流体のよどみ圧力波形を測定した結果を示すグラフである。

図 4 において、上段のグラフは、アクチュエータ(圧電素子) 1 5 1 の駆動波形で、図中左側の脈動した波形が出ている期間が脈動波群の駆動時間を示す。

また、図中、下段のグラフが、開口部 2 1 1 における流体のよどみ圧力波形を示す。

横軸は、経過時間(単位、秒)を示す。

【 0 0 5 7 】

次に、流体噴射装置 1 0 の各部位の要件を説明する。接続流路 L の長さ 1 5 0 mm、開口部 2 1 1 の直径を 0 . 2 mm、ダイアフラム 1 3 1 の有効直径を 6 mm、イナータンス増加要素として直径を 0 . 7 5 mm、長さ 1 2 mm の出口流路を設定した。

アクチュエータ 1 5 1 の駆動周波数は、図 4 (a) が 2 . 2 k H z、図 4 (b) が 3 . 7 k H z、図 4 (c) が 5 k H z である。アクチュエータ 1 5 1 の駆動電圧は 1 0 0 V とし、ON 期間に 6 パルス出力している。

【 0 0 5 8 】

図 4 (a) では、流体の噴射によるよどみ圧力は、2 気圧以下であるが安定している。

図 4 (b) では、よどみ圧力の最高値は 2 気圧を超えているが、その後不安定となる。

図 5 (c) では、最も高いよどみ圧力を示している。駆動周期 2 周期に 1 回のよどみ圧力の上昇が見られるのは、出口流路側流体制御要素としてイナータンス増加要素を用いているため、イナータンス増加要素により、出口流路内での流動が駆動電圧 1 周期より長い間継続していることを示している。これは、効率よくポンプが流体を吐出していることを示し、また、この 5 k H z は接続流路内の流体の共鳴周波数にあたるため、相乗効果でよどみ圧力が上昇するのである。生体組織の切開能力はよどみ圧力と相関があるため本要件の流体噴射装置では、5 k H z で駆動することが好ましい。

【 0 0 5 9 】

前述した条件で、実際に兎の肝臓を切開した実験結果を表 1 に示す。

表 1 は、アクチュエータ 1 5 1 の脈動波群の駆動時間と休止部の時間を変えて、肝臓組織の切開状態、出血量、切開時の気泡発生について実験したときの評価結果を示す。

10

20

30

40

50

アクチュエータ151の駆動周波数は5kHz、100Vで駆動とした。

なお、評価結果は、×は不可、△は許容できる範囲、○は良好、◎は最も良好というように表示している。

【0060】

【表1】

実験番号	条件			評価結果		
	脈動波群の駆動時間 (msec)	休止部の時間 (msec)	休止部の時間 脈動波群の駆動時間	切開状態	出血	気泡発生
1	1	20	20	×	×	○
2	2	20	10	△	×	○
3	2	10	5	△	△	○
4	4	10	2.5	○	△	○
5	2	4	2	○	△	○
6	2	2	1	◎	○	○
7	0.4	0.4	1	△	×	×

10

20

【0061】

表1で示した実験結果から、脈動波群の駆動時間に対する休止部の時間（休止部の時間／脈動波群の駆動時間）が1～5の範囲（実験番号3～6）が許容できる範囲であり、また、休止部の時間が1msec～10msecの範囲が許容できる範囲（実験番号3～6）である。

休止部の時間1msecについてはデータがないが、実験番号7が0.4msecで不可評価のデータがあり、実験番号6が2msecで最もよい評価結果がでているので、1msecまでは許容できる範囲と推測した。

【0062】

従って、実施例1では、流体噴射装置10は、マイクロポンプ100のポンプ室132の容積を変更する手段を、圧電素子のアクチュエータ151とし、マイクロポンプ100によって流体は脈動状に流動されるが、接続流路管200が高剛性であるために、脈動による圧力波が開口部まで伝播し、切開能力が高く、気泡が発生しにくい脈動による流体の噴射が可能になっている。

30

【0063】

また、マイクロポンプ100は、出口流路側に出口流路側流体制御要素としてイナータンス増加要素であるポンプ室体側出口流路301と接続管側出口流路302によって構成される出口流路が備えられているために、ポンプによる高圧の発生が可能である。

さらに、接続管側出口流路302と開口部211とは、接続流路201との接続部に流体の流動方向に段差の壁が形成されているので、前述の圧力波が接続流路201内のこの壁の間でより効率よく反射され、適当な駆動周波数時には共鳴によって圧力を高めることができる。また、出口流路側の壁は、逆止弁よりも構造的強度が高いため破壊される心配がないという効果もある。

40

【0064】

この流体噴射装置10は、生体の臓器の手術用メスとして用いられる。この際、生体内臓器の組織切開をする場合、生体の内部の処置部近傍まで開口部211が達していることが求められるが、接続流路201（図中、L）が100mm～200mmに設定されているために、例えば、肝臓や脳神経領域の手術や、他の臓器等の切開を行うには充分の長さであり、また、術野の視界を妨げない適当な長さであり、さらに、施術者が、この流体噴射装置10を正確に扱える好適な長さである。

50

本発明では、接続流路の長さは、100 mm以下でも、200 mm以上でもマイクロポンプの適切な設定で要求される性能の流体噴射装置が得られるが、先述の理由から100 mm～200 mmの範囲が最も好ましい。

【0065】

実施例1の流体噴射装置10は、接続流路201の直径が1 mm～3 mmで、接続流路管200の外殻の厚さが0.1 mm～1 mmの範囲で設定されているので、接続流路管200の外殻直径は最大5 mmとなる。これは、前述した接続流路201の長さの範囲と同様、臓器の手術の際に、処置部周辺に接続流路管201が接触しない範囲で適切な太さであるが、好ましくは、2 mm～4 mmの範囲に設定される。

【0066】

また、実施例1では、接続流路管200の開口部にノズル210が備えられているので、例えば、処置部に合わせた形状を自在に選択することができる他、例えば、直径が縮小されている開口部211に流体導入部212を設けることで噴射された流体が分散することなく所定の部位に正確に集中流を噴射させることができるという効果もある。

なお、ノズル210は、接続流路管200に圧入しているが、ノズル210と接続流路管200に螺子を螺設して螺合固定すれば、処置部の部位によって適当なノズルを選択して使用することが容易に行うことができる。

【0067】

さらに、実施例1では、接続流路の長さL、流体の音速Q、ポンプ容積の変更周波数（圧電素子の駆動周波数）fとの関係を $n \cdot 2L = Q / f$ もしくは $2L / n = Q / f$ にしているため、アクチュエータ151（圧電素子）の駆動周波数に流体の圧力波の反射が共鳴関係にあり、接続流路内の流体の圧力がより高くなり、効率よく流体が高速で噴射されるので、生体組織の切開能力が高められるという効果がある。

【0068】

また、実施例1の流体噴射装置10では、流体が脈動波群と休止部との繰り返りで流動される。前述したように、脈動波群による駆動時と休止部との繰り返しの際の脈動によるよどみ圧力により切開能力も高くなるため、連続流の切開に比べ切開能力を高めることができる。しかも、脈動による切開は流体量が少なくなるため、術野に溜まる流体による気泡の発生も少なくなるという効果がある。

【0069】

また、脈動波群の駆動時間に対する休止部の時間が1～5、休止部の時間が1 msec～10 msecの範囲で設定されているために、噴射流体の切開能力を高めることができるが、脈動波群の駆動時間との間隔を適切に設定することができる。このことから、処置部の切開時に、流体が生体組織に当たった際に発生する気泡をさらに減ずるとともに、休止部の時間を設けることで残存気泡を減ずることができる。従って、気泡が術野の視野を妨げるというような問題を防止することができる。

【実施例2】

【0070】

図5は、本発明の実施例2の流体噴射装置10を示す。実施例2は、実施例1で示した出口流路管300と接続流路管200とノズル210を一体で成形したところに特徴があり、それ以外のマイクロポンプ100の構造及び流体噴射装置の駆動方法は実施例1（図1～図4、参照）と同じであり、実験結果もほぼ同等な評価が得られている。従って、相違箇所のみを説明する。なお、実施例1（図1、参照）と同じ機能部分は、同じ符号を付与している。

【0071】

図5は、実施例2の流体噴射装置10の縦断面を示す。図5において、接続流路管200は、一方の端部が、ポンプ室体130の側面に突出された接続流路管固定部134に圧入されて、出口流路301とポンプ室132が流通される。接続流路管200の開口部211に向かって、流路の直径が変化している位置までが出口流路301とされ、そこから開口部211までが接続流路201とされる。

10

20

30

40

50

【0072】

接続流路201と出口流路301の直径は、接続流路側が大きい。接続流路管200の先端は、細く絞り込まれた形状で、流体の入口側に流体導入部212を有する開口部211が設けられている。なお、開口部外側は、なだらかに丸められている。

ここで、出口流路301との境から開口部211の流体入口までを接続流路とし、その長さLが100mm～200mmの範囲に設定されている。

なお、接続流路管200は、実施例1と同程度の剛性を有している。

【0073】

また、接続流路201の直径が1mm～3mmで、接続流路管200の外殻の厚さが0.1mm～1mmの範囲で設定され、実施例1と同様に、接続流路の長さL、流体の音速Q、ポンプ容積の変更周波数（圧電素子の駆動周波数）fとの関係を $n \cdot 2L = Q / f$ もしくは $2L / n = Q / f$ と成るようにポンプ容積の変更周波数fが設定されている。

【0074】

従って、実施例2では、実施例1で示した出口流路管300と接続流路管200とノズル210とが一体で形成されていることが実施例1と異なるだけのため、前述した実施例1と同様な効果が得られる。

また、接続流路管200は、金属製のパイプの先端部を絞り込みのような加工手段で開口部211を形成することができるので、構造が簡単でコストを低減することができる。

【実施例3】

【0075】

図6は、本発明の実施例3の流体噴射装置が示されている。実施例3は、入口流路側と出口流路側に流体抵抗要素としての逆止弁を備えた構造で、実施例1、実施例2の技術思想をそのままに他の構造の流体噴射装置を提供するものである。なお、実施例1（図1、参照）及び実施例2（図5、参照）と同じ機能部分は、同じ符号を付与している。

図6は、実施例3の流体噴射装置の縦断面図を示す。図6において、流体噴射装置10は、入口流路122と接続流路201とポンプ室132を備えるポンプ室体130と、アクチュエータ151とアクチュエータ151が固着された筐体152を備えるアクチュエータユニット150とから構成されている。

【0076】

入口流路122のポンプ室132との接続部のポンプ室132側には、入口流路逆止弁141が備えられており、この入口流路逆止弁141はポンプ室132側に開放される。入口流路122の他方の端部は、図示しないタンクなどに流通するチューブ143に接続されている。なお、接続流路122は、ポンプ室132に流通する手前で、図中約90度に曲げられているが、この角度や方向は特に制約されるものではなく、流体抵抗を増加しない範囲の曲率であれば、性能には影響しない。

接続流路201側にも接続流路逆止弁142が備えられている。

【0077】

接続流路逆止弁142は、アクチュエータ151に対して入口流路逆止弁141と略同じ距離に設けられている。この接続流路逆止弁142は、接続流路201側に開放される。接続流路201は、ポンプ室体130から突出されたパイプ状の接続流路管200に穿接され、先端部にはノズル210が圧入されている。本実施例3では、前述した実施例1で示した接続流路管200と出口流路接続管300とポンプ室体130が一体に構成されたもので、その機能は実施例1と同じである。

【0078】

ポンプ室体130のアクチュエータユニット150側にはダイヤフラム131が密着固定され、このダイヤフラム131とポンプ室体130とから構成される空間がポンプ室132である。

【0079】

アクチュエータユニット150は、一方が開口された筐体152の内側端面に圧電素子からなるアクチュエータ151の一方の端面が固着されており、筐体152の開口部周縁

10

20

30

40

50

がダイヤフラム 131 に固着されている。この際、アクチュエータ 151 の他方の端面がダイヤフラム 131 に密接される。

【0080】

ここで、アクチュエータユニット 150 とポンプ室体 130 (接続流路 201 を除く) とをマイクロポンプと称する。このマイクロポンプの駆動動作は、実施例 1 で示したものと同じであるが、二つの逆止弁 141, 142 を備える点が異なるため、この逆止弁 141, 142 の動作について説明する。

【0081】

アクチュエータ (圧電素子) 151 が収縮すると、ポンプ室 132 の容積を増加させ、入口流路逆止弁 141 が開放され流体がポンプ室 132 内に流入し、接続流路逆止弁 142 は密閉され流体の流出は停止する。また、アクチュエータ 151 が伸張すると、ポンプ室体 132 の容積が減少し、入口流路逆止弁 141 が密閉され、接続流路逆止弁 142 が開放されて流体が流出する。

【0082】

ここで、接続流路 201 及び接続流路管 200 の要件について説明する。

出口流路側流体制御要素としての接続流路逆止弁 142 とノズル 210 の開口部 211 の入口側との間の接続流路の長さ L を $100\text{ mm} \sim 200\text{ mm}$ 、接続流路 201 の直径を $1\text{ mm} \sim 3\text{ mm}$ で、接続流路管 200 の外殻の厚さを $0.1\text{ mm} \sim 1\text{ mm}$ の範囲で設定する。

【0083】

また、流体噴射装置 10 の駆動方法としては、接続流路内の流体の音速を Q とし、前述した接続流路の長さを L 、ポンプ室容積の変更周波数を f 、 n を正の整数としたとき、 $n \cdot 2L = Q / f$ もしくは $2L / n = Q / f$ を満たすようにポンプ室容積の変更を行う。

【0084】

本実施例 3 の流体噴射装置 10 も実施例 1 と同様に脈動波群と休止部との繰り返して流動されるが、脈動波群の駆動時間に対する休止部の時間が $1 \sim 5$ 、且つ、脈動波群と休止部との繰り返しの休止部の時間が $1\text{ msec} \sim 10\text{ msec}$ の範囲の組み合わせで駆動される。

【0085】

従って、実施例 3 では、流体抵抗要素としての逆止弁が二つ備えられているが、流体噴射に係わる要件は、実施例 1 と同じに設定されるため、得られる効果も同等である。

なお、一般のマイクロポンプは、実施例 3 のようにポンプ室の流入側及び流出側に逆止弁を備えることが多いが、このようなマイクロポンプにも、前述した本実施例の要件を満たせば、同様な効果を得ることができる。

【実施例 4】

【0086】

図 7 ~ 図 9 は、本発明の実施例 4 のカバー付き流体噴射装置 11 が示されている。実施例 4 は、実施例 1 ~ 実施例 3 で示された流体噴射装置に手で握って操作がし易いカバーを備えていることが特徴である。なお、図 7 ~ 図 9 では、実施例 1 及び実施例 2 に記載の流体噴射装置を例に示しているが、実施例 3 の流体噴射装置にも応用できることはいうまでもない。

図 7 は、実施例 4 のカバー付き流体噴射装置 11 の縦断面図、図 8 はカバー 160 の縦断面図、図 9 は、図 7 で示されたカバー付き流体噴射装置 11 の平面図である。図 7、図 8 において、流体噴射装置 10 は、カバー 160 によってマイクロポンプ 100 と、接続流路管 200 及び入口接続管 121 に接続されるチューブ 143 の一部の周囲を覆われている。

【0087】

カバー 160 は、図 8 中、A - A で示された位置で上カバー 165、下カバー 166 に 2 分割されている。上カバー 165、下カバー 166 が合わせられた状態で、マイクロポンプ 100 の本体部分が入る空間 161、出口流路管 300 が入る空間 162 が構成され

10

20

30

40

50

ている。

図7に示すように、流体噴射装置10は、カバー160で覆われるが、マイクロポンプ100は、カバー160とは接触しないように空間が設けられている。

【0088】

カバー160は、チューブ143と接続流路管200をカバー165, 166で挟み込んで押圧固定するが、カバー160の内部空間は、外気とは密閉状態にされる。従って、チューブ143側の固定部167と接続流路管200側の固定部168は、それぞれチューブ外径、接続流路管200の外径と同じか、小さい直径の孔とし、圧接状態にする。

特に接続流路管側の固定部168には、パイプ状のシール部材169を挿着することで、密閉性が高められる。

10

【0089】

図9において、上カバー165、下カバー166(図示せず)は、チューブ143近傍と接続流路管200近傍において、螺子170によって、上下螺合固定される。この際、螺子170の螺子頭は、カバー内に埋没するように座グリ穴171が設けられている。

なお、カバー160の材質としては、握っても変形しない程度の剛性があり、振動吸収性が高く、また断熱性が高い材料が選択されるが、シリコン系ゴム、ウレタン系ゴムや、硬度が低い他の剛性樹脂等を採用することができる。しかし、カバー160を握ったときに変形しない程度の剛性を有する。

【0090】

本発明の流体噴射装置は、手で握って操作される。従って、本実施例4では、前述したように、流体噴射装置10が圧電素子で駆動されるので、圧電素子の振動にマイクロポンプ100を構成する筐体152等が共振して、その振動が手に伝達されることが考えられる。従って、カバー160が振動吸収材で構成されることで、マイクロポンプ100の振動を吸収できるので、振動が手に伝わることなく微細な部位の施術を行い易い。施術者の疲労を減ずるといった効果もある。

20

【0091】

また、このカバーは着脱が自在であるために、流体噴射装置からカバーを外して洗浄することができ、さらに、マイクロポンプはそのままに、処置部によって異なった形状のカバーを用意して交換して使用すれば、操作性をより一層高めることができる。

【0092】

さらに、この流体噴射装置10は、長時間にわたって使用されることが想定され、施術者の体温によって流体の温度が上昇することが考えられるので、カバーが断熱材で形成されているため、手の温度が伝達しにくいという効果がある。

30

また、流体噴射装置10がカバー160で覆われているために、噴射された流体や、生体組織切開時に血液等がマイクロポンプ100に付着することを防止することができる。

【0093】

なお、本発明は前述の実施例に限定されるものではなく、本発明の目的を達成できる範囲での変形、改良等は本発明に含まれるものである。

例えば、前述の実施例では、流体噴射装置は、生体組織の切開を例にあげ説明したが、その他に、結石等の破砕や、生体細胞に液体を導入したり、血管内塞栓の除去等にも応用できる。

40

さらに、医療分野以外でも、前述の噴流を動力源とする動力装置や冷却装置に応用することができる。

【0094】

従って、前述の実施例1～実施例4では、生体組織の切開能力を高め、血管等の脈管組織を保存しながら病変組織部のみを切開することができ、また、気泡の発生、残存を減じて術野の視野を確保する流体噴射装置と、その駆動方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図1】本発明の実施例1に係る流体噴射装置の縦断面図。

50

【図2】本発明の実施例1に係るポンプ室内の圧力とダイアフラムの変位の関係を示すグラフ。

【図3】本発明の実施例1に係る入口流路と出口流路における流量の波形の関係を示すグラフ。

【図4】本発明の実施例1に係るアクチュエータの駆動周波数と噴射した流体のよどみ圧力波形の関係を示すグラフ。

【図5】本発明の実施例2に係る流体噴射装置の縦断面図。

【図6】本発明の実施例3に係る流体噴射装置の縦断面図。

【図7】本発明の実施例4に係る流体噴射装置の縦断面図。

【図8】本発明の実施例4に係る流体噴射装置のカバーの縦断面図。

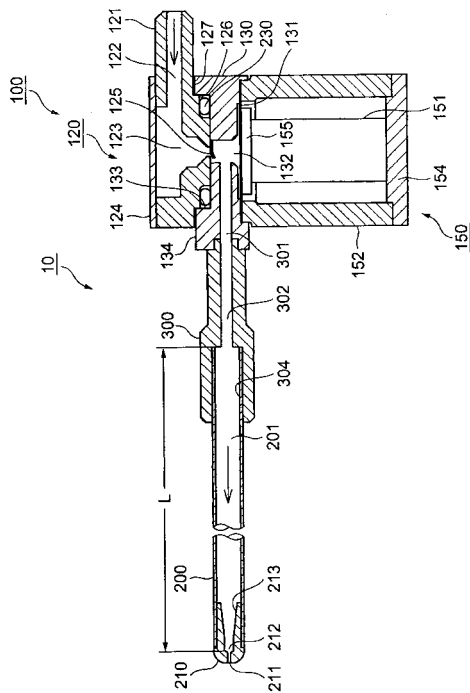
【図9】本発明の実施例4に係る流体噴射装置の平面図。

【符号の説明】

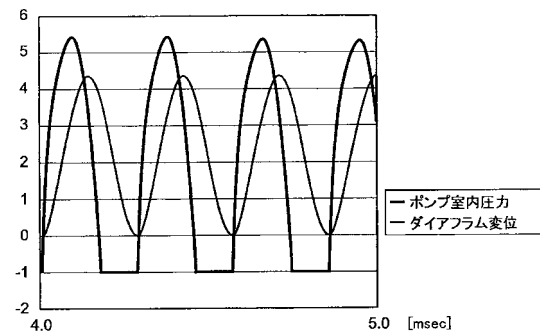
【0096】

10...流体噴射装置、100...マイクロポンプ、132...ポンプ室、160...カバー、200...接続流路管、201...接続流路、211...開口部、301...ポンプ室体側出口流路、302...接続流路側出口流路。

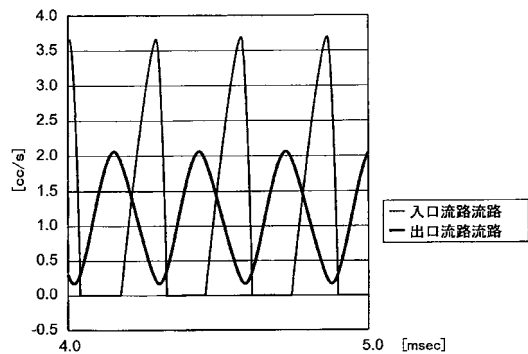
【図1】



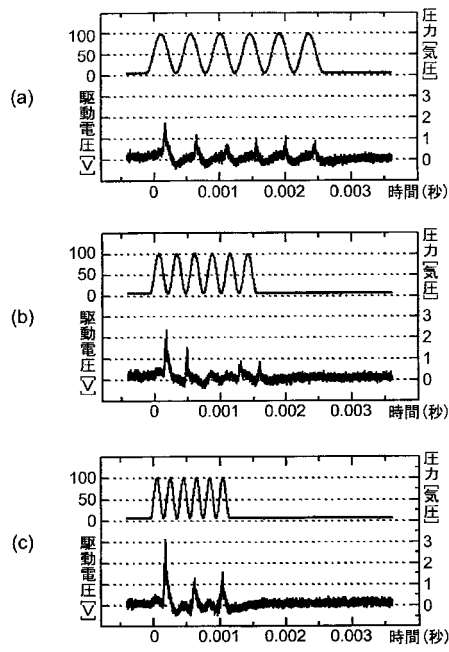
【図2】



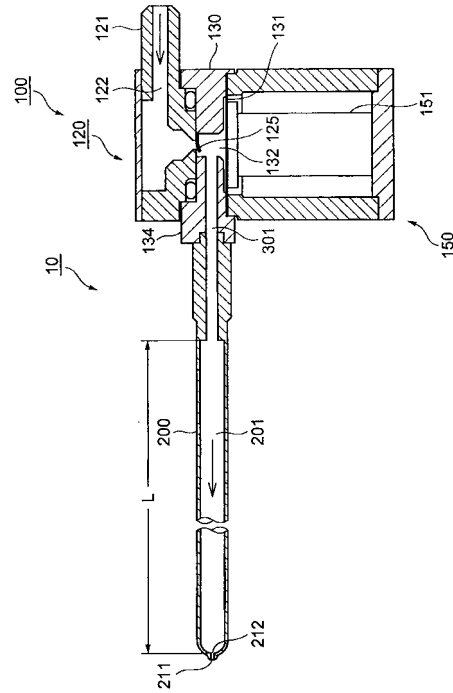
【図3】



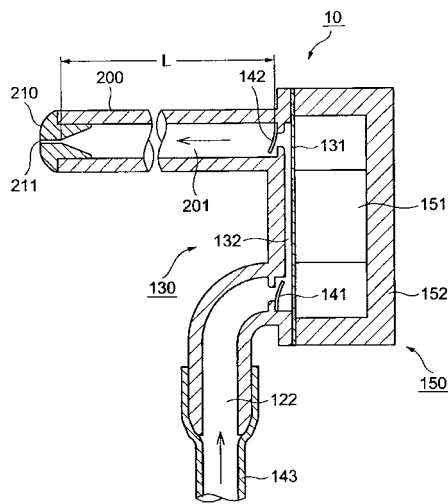
【図4】



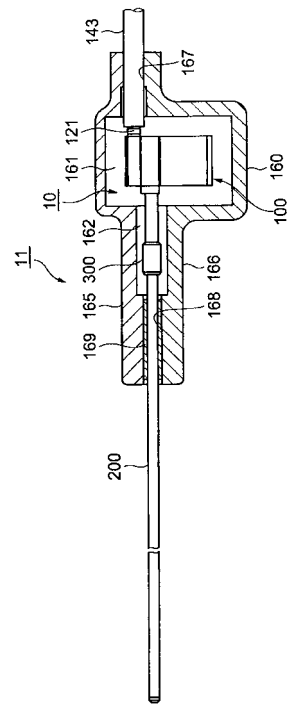
【図5】



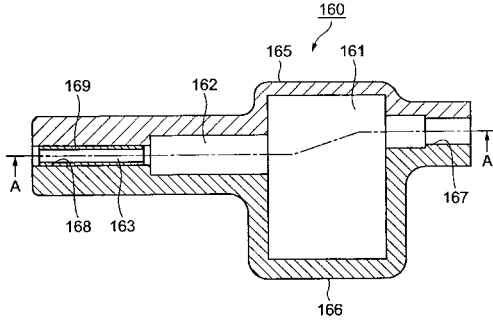
【図6】



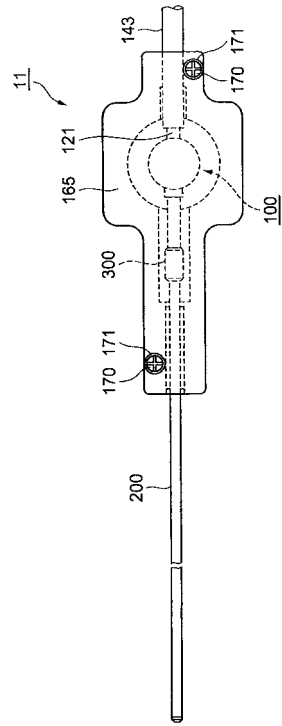
【図7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (74)代理人 100107836
弁理士 西 和哉
- (74)代理人 100064908
弁理士 志賀 正武
- (74)代理人 100140774
弁理士 大浪 一徳
- (72)発明者 瀬戸 毅
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
- (72)発明者 高城 邦彦
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
- (72)発明者 高山 和喜
宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
- (72)発明者 中川 敦寛
宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
- (72)発明者 平野 孝幸
青森県十和田市西十三番町4番4号
- (72)発明者 富永 悌二
宮城県仙台市青葉区上杉5丁目8番61号

審査官 宮崎 敏長

- (56)参考文献 特開2002-322986(JP,A)
特表2001-509411(JP,A)
特開2002-130137(JP,A)
特開平05-312153(JP,A)
特開平07-313520(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/32
A61B 17/00
F04B 11/00
F04B 43/02
F04B 43/06