

(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2009-108866

(P2009-108866A)

(43) 公開日 平成21年5月21日(2009.5.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
F O 4 B 43/02 (2006.01)	F O 4 B 43/02 A	3 H O 7 7
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32	4 C 1 6 O
	F O 4 B 43/02 D	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2008-311853 (P2008-311853)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成20年12月8日 (2008.12.8)		セイコーエプソン株式会社
(62) 分割の表示	特願2007-208960 (P2007-208960)		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
	の分割	(74) 代理人	100095728
原出願日	平成19年8月10日 (2007.8.10)		弁理士 上柳 雅誉
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(74) 代理人	100127661
			弁理士 宮坂 一彦
		(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

最終頁に続く

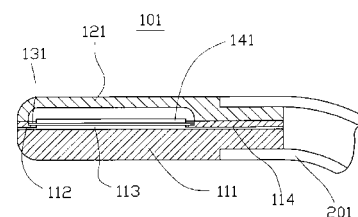
(54) 【発明の名称】 流体噴射装置

(57) 【要約】

【課題】簡単な構造で高い信頼性を有する流体噴射装置を提供する。

【解決手段】微小な流体室113と流体噴射開口部115とを出口流路112で連通し、流体室113の少なくとも1面を圧電素子141が貼着されたダイアフラム131とし、流体室113の入口流路114のイナータンスL1を出口流路112のイナータンスL2より大きくし、接続チューブ201を介して圧力発生部401から流体を供給することによって、小型の脈動発生部101を、流体噴射装置1の先端に設けることを可能にする。これによって、高い周波数で高速のパルス状流体を噴射することができ、カテーテル等の先端に用いることを可能とする小型の流体噴射装置1を提供することができる。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

流体噴射開口部を備え、前記流体噴射開口部から流体を噴射する流体噴射装置であって、

容積が変更可能な流体室と、前記流体室に連通しその体積が前記流体室より小さく形成された入口流路と、前記流体室及び前記流体噴射開口部を連通しイナータンスが前記入口流路より小さく設定された出口流路と、を備える脈動発生部と、

前記入口流路に流体を供給する圧力発生部と、
を備える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、
前記出口流路の流路長は出口流路と直交する脈動発生部断面の外径以下であることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の流体噴射装置において、
前記脈動発生部が、前記流体室の容積を変更する容積変更手段を備え、
前記容積変更手段は、前記流体室の一面を封止するダイヤフラムと、前記ダイヤフラムに貼着され前記ダイヤフラムを変形せしめる圧電素子と、を備えていることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の流体噴射装置において、
前記脈動発生部が、前記流体室の容積を変更する容積変更手段を備え、
前記容積変更手段が、前記流体室の対向する二面をそれぞれ封止するダイヤフラムと、前記ダイヤフラムに貼着された圧電素子と、を備えていることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか一項に記載の流体噴射装置において、
前記入口流路または前記出口流路の少なくとも一方は、前記流体室の側壁構成部材に形成された孔による流路であることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 6】

請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか一項に記載の流体噴射装置において、
前記入口流路または前記出口流路の少なくとも一方は、前記流体室の側壁構成部材に形成された溝と前記ダイヤフラムで構成される流路であることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか一項に記載の流体噴射装置において、
前記入口流路または前記出口流路の少なくとも一方は、前記ダイヤフラムと略平行な面で接合された 2 体の側壁構成部材の接合面に形成された溝により構成される流路であることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 8】

請求項 1 乃至請求項 7 のいずれか一項に記載の流体噴射装置において、
前記脈動発生部を被うカバー部材を具備していることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の流体噴射装置において、
前記脈動発生部は柔軟性を有するチューブの先端に固定されていることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 10】

請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の流体噴射装置において、
前記脈動発生部は、前記脈動発生部と略同一若しくはそれ以下の直径の硬質パイプの先端に固定されていることを特徴とする流体噴射装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、小型、軽量でありながら、強く高い周波数の脈動で流体を噴射する流体噴射装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織を切開または切除する流体噴射装置として、流体チャンバー内に流体を流入させる手段をもち、流体チャンバー内の加熱手段で断続的に流体の蒸気バブルを発生することにより、流体チャンバー内の内圧を断続的に上昇させ、脈動する流体を高速で噴射する流体ジェットの発生方法が知られている（例えば、特許文献１）。

10

【0003】

【特許文献１】特表２００３－５０００９８号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献１によれば、高電圧電極等の放電により流体を瞬時に加熱し、その発生圧力により高速の流体ジェットを生成していた。発生した流体ジェットは手術等において生体の軟組織を選択的に切除することが可能である。

しかしながら、特許文献１による流体噴射装置は流体の蒸気バブルにより流体を噴射するため、噴射する流体が加熱される。従って、その熱が正常な組織等に悪影響を与えることが考えられる。さらに、蒸気バブルが消滅するまで次の噴射が行えないため、実際に駆動される周波数は１００Ｈｚ程度が限界である。

20

【0005】

また、特許文献１には、圧電素子を噴射手段として用いた応用例が発明の詳細な説明内に記述されているが、具体的に実現できる記述はなされていない。

また、カテーテルの先端に流体噴射開口部を設け、流体の噴射によって血管内の血栓の除去等に用いる目的においては、細く柔軟なチューブの先端から流体を噴射する必要があるため、脈動が伝達不可能で用いることができないという課題を有している。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態または適用例として実現することが可能である。

30

【0007】

〔適用例１〕本適用例の流体噴射装置は、容積が変更可能な流体室と、前記流体室に連通し、その体積が前記流体室より小さく形成された入口流路と、前記流体室及び流体噴射開口部を連通しイナータンスが前記入口流路より小さく設定された出口流路と、を備える脈動発生部と、前記入口流路に流体を供給する圧力発生部と、が備えられていることを特徴とする。

ここで、圧力発生部としては、例えば、所定の圧力で流体を吐出するポンプを採用することができる。

40

【0008】

本適用例によれば、入口流路の容積が流体室より小さいため、流体室の容積変化が微小であっても、流体中に含まれるガスや流体自体の体積変化の影響を極小にできるので、流体室内部の圧力を瞬間的に上昇することができる。その圧力上昇と入口流路と出口流路のイナータンスの差によって、効率的に強い脈動で流体を噴射することができる。

【0009】

また、所定の圧力で流体を吐出するポンプ等を備えることで、安定した動作が可能となるという効果を有する。

【0010】

〔適用例２〕上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記出口流路の流路長は出口

50

流路と直交する脈動発生部断面の外径以下であることが望ましい。

【 0 0 1 1 】

このようにすることによって、出口流路の長さ、すなわち流体噴射開口部と流体室の距離が短くなるため、流体室で発生した脈動が減衰すること無く流体噴射開口部まで伝わり、効率的に強い脈動で流体を噴射できる。

【 0 0 1 2 】

[適用例 3] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記脈動発生部が、前記流体室の容積を変更する容積変更手段を備え、前記容積変更手段は、前記流体室の一面を封止するダイヤフラムと、前記ダイヤフラムに貼着され前記ダイヤフラムを変形せしめる圧電素子とを備えていることが好ましい。

10

【 0 0 1 3 】

このようにすることにより、容積変更手段として小型のユニモルフ型圧電アクチュエータが構成され、簡単な構造でありながら、その高速動作によって高い周波数の脈動を発生することができるのである。

【 0 0 1 4 】

[適用例 4] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記脈動発生部が前記流体室の容積を変更する容積変更手段を備え、前記容積変更手段が、前記流体室の対向する二面をそれぞれ封止するダイヤフラムと、前記ダイヤフラムに貼着された圧電素子とを備えていることが好ましい。

20

【 0 0 1 5 】

このようにすれば、脈動発生部の体積を小さく保ったまま、一面にダイヤフラムを構成する場合に比して2倍の流体室の容積変更を起こすことが可能となり、より強い脈動を発生することが可能になる。また、逆に容積変化が小さくてよい場合においては、より小型の脈動発生部を構成できるという効果も有する。

【 0 0 1 6 】

[適用例 5] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記入口流路または前記出口流路の少なくとも一方は、前記流体室の側壁構成部材に形成された孔による流路であることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

このような構造にすれば、パイプ等の新たな付加要素を備えること無く簡単な構造で流体噴射装置が構成できる。

30

【 0 0 1 8 】

[適用例 6] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記入口流路または前記出口流路の少なくとも一方は、前記流体室の側壁構成部材の溝とダイヤフラムで構成される流路であることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

この構成によれば、特に細く長い流路を必要とする入口流路の形成において、特殊な工作機械や工具を必要とすること無く所望の流路断面積と流路長を実現できる。

【 0 0 2 0 】

[適用例 7] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記入口流路または前記出口流路の少なくとも一方は、前記ダイヤフラムと略平行な面で接合された2体の側壁構成部材の接合面に形成された溝により構成される流路であることが好ましい。

40

【 0 0 2 1 】

このような構成によれば、例えば2体の側壁構成部材の双方の接合面に、断面が半円状の溝を形成しておくことにより円形の流路を構成することができ、流路断面積、流路長、流路断面形状等を簡単な加工方法で最適値に構成できるという効果が生じる。

【 0 0 2 2 】

[適用例 8] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記脈動発生部を被うカバー部材を具備していることが好ましい。

【 0 0 2 3 】

50

このように、カバー部材を備えることで脈動発生部を保護するとともに、流体噴射装置の先端が手術時等に術部に触れたときも術部を傷つける可能性を減じることができる。

【0024】

[適用例9] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記脈動発生部は柔軟性を有するチューブの先端に固定されていることが好ましい。

【0025】

このような構成によれば、小型の脈動発生部を柔軟なチューブの先端に備えたカテーテル状の流体噴射装置が構成できるため、血管内に挿入して流体の噴射によって血栓等を除去する等の施術が可能となる。

【0026】

[適用例10] 上記適用例に記載の流体噴射装置であって、前記脈動発生部は前記脈動発生部と略同一若しくはそれ以下の直径の硬質パイプの先端に固定されていることが望ましい。

【0027】

このような構成によれば、微細部の手術を行う場合に硬質パイプの上流側を施術者が把持することで、流体噴射装置の先端を狭い術部に挿入する等が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

図1～図4は実施形態1に係る流体噴射装置及び脈動発生部を示し、図5、6は実施形態2、図7は実施形態3、図8は実施形態4に係る脈動発生部を示し、図9は実施形態5に係る流体噴射装置を示している。

なお、以下の説明で参照する図は、図示の便宜上、部材乃至部分の縦横の縮尺は実際のものとは異なる模式図である。

また、本発明による流体噴射装置は、インク等を用いた描画、細密な物体及び構造物の洗浄、手術用メス等様々に採用可能であるが、以下に説明する実施の形態では、血管内に挿入し血栓等を除去する目的で用いるカテーテルの先端に設置することに適した流体噴射装置、あるいは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を例示して説明する。従って、実施の形態にて用いる流体は、水または生理食塩水である。

(実施形態1)

【0029】

図1は、実施形態1に係る流体噴射装置の概略構成を示す説明図である。図1において、流体噴射装置1は、基本構成として流体を収容しその流体をポンプ等の作用によって所定の圧力で吐出する圧力発生部401と、所定の圧力で供給された流体を脈動に変化させる脈動発生部101と、圧力発生部401と脈動発生部101を接続する柔軟な接続チューブ201から構成される。なお、脈動発生部101の駆動に必要な配線は接続チューブ201に沿って設置されている(図示せず)。

【0030】

次に図2～図4を用いて実施形態1の脈動発生部101について説明する。図2は、本発明の実施形態1に係る流体噴射装置の脈動発生部の縦断面図、図3は流路形成部材の斜視図、図4は脈動発生部要部の斜視図である。

図2及び図3において、脈動発生部101は流体室113を構成する凹部が形成された流路形成部材111を有する。ここで、流路形成部材111は流体室113の側壁を構成する側壁構成部材である。流体室113の側壁を構成する流路形成部材111には、一端が流体室113と連通し且つ他端が接続チューブ201に連通する入口流路114が穿孔されている。また、入口流路114が穿孔された側壁に対向する流体室113の側壁には、一端が流体室113と連通しかつ他端が流体室113外部へ連通する出口流路112が穿孔されている。この出口流路112の両端のうち、流体室113外部へ連通する一端は流体が噴射される流体噴射開口部115となる。この出口流路112の長さは、脈動発生部101の最大外径より十分小さく設定されている。

【 0 0 3 1 】

図 2 及び図 4 において、流体室 1 1 3 の一面はダイアフラム 1 3 1 によって封止されている。またダイアフラム 1 3 1 には予め、圧電素子 1 4 1 が貼着されている。この圧電素子 1 4 1 はダイアフラム 1 3 1 を一方の電極とし、対向する他面には図示しない電極部材を形成して逆極の電極としている。これらの電極からの配線は、前述したように接続チューブ 2 0 1 に沿って配置されている（図示せず）。また、ダイアフラム 1 3 1 や圧電素子 1 4 1 の動作を妨げることの無いように十分な空隙を保って、流路形成部材 1 1 1 に対しカバー部材 1 2 1 が固着されている。

【 0 0 3 2 】

次に、この流体噴射装置 1 における流体の流動の概要を簡単に説明する。圧力発生部 4 0 1 内部には流体容器と流体容器に接続されたポンプ（共に図示は省略）が内蔵されている。ポンプは接続チューブ 2 0 1 に流体を送出するように接続されている。流体容器に收容されている流体は、ポンプによって一定の圧力で接続チューブ 2 0 1 を介して入口流路 1 1 4 に供給される。さらに流体は流体室 1 1 3 と出口流路 1 1 2 を通して流体噴射開口部 1 1 5 から吐出される。ただし圧電素子 1 4 1 が駆動されない場合の流体吐出は連続流でありその速度は遅い。

【 0 0 3 3 】

次に、本実施形態における動作について図 1 ～図 4 を参照して説明する。本実施形態の脈動発生部 1 0 1 の流体吐出は、入口流路側のイナータンス L 1（入口流路側の合成イナータンス L 1 と呼ぶことがある）と出口流路側のイナータンス L 2（出口流路側の合成イナータンス L 2 と呼ぶことがある）の差によって行われる。

【 0 0 3 4 】

まず、イナータンスについて説明する。

イナータンス L は、流体の密度を ρ 、流路の断面積を S、流路の長さを h としたとき、 $L = \rho \times h / S$ で表される。流路の圧力差を ΔP 、流路を流れる流体の流量を Q とした場合に、イナータンス L を用いて流路内の運動方程式を変形することで、 $\Delta P = L \times dQ / dt$ という関係が導き出される。

【 0 0 3 5 】

つまり、イナータンス L は、流量の時間変化に与える影響度合いを示しており、イナータンス L が大きいほど流量の時間変化が少なく、イナータンス L が小さいほど流量の時間変化が大きくなる。

また、複数の流路の並列接続や、複数の形状が異なる流路の直列接続に関する合成イナータンスは、個々の流路のイナータンスを電気回路におけるインダクタンスの並列接続、または直列接続と同様に合成して算出することができる。

【 0 0 3 6 】

なお、圧力発生部 4 0 1 と入口流路を接続する接続チューブ 2 0 1 は柔軟性を有するため、入口流路側のイナータンス L 1 の算出から削除してもよい。

そして、本実施形態では、入口流路側のイナータンス L 1 が出口流路側のイナータンス L 2 よりも大きくなるように、入口流路 1 1 4 の流路長及び断面積、出口流路 1 1 2 の流路長及び断面積を設定する。

【 0 0 3 7 】

次に、脈動発生部 1 0 1 の動作について説明する。

圧力発生部 4 0 1 によって入口流路 1 1 4 には、常に一定の液圧で流体が供給されている。その結果、圧電素子 1 4 1 が動作を行わない場合、入口流路 1 1 4、流体室 1 1 3、出口流路 1 1 2 の流体抵抗と前述の液圧によって流体は流体噴射開口部 1 1 5 から流出する。この流体の流出は非常に低速であり、生体組織を切開あるいは切除する能力はない。

【 0 0 3 8 】

ここで、圧電素子 1 4 1 に駆動信号が入力され、急激に圧電素子 1 4 1 が収縮したとすると、ダイアフラム 1 3 1 は流体室 1 1 3 の体積を縮小する方向に急激に凸状に屈曲する。その結果、流体室 1 1 3 内の圧力は、入口流路側及び出口流路側のイナータンス L 1、

10

20

30

40

50

L 2 が十分な大きさを有していれば急速に上昇して数気圧に達する。

【0039】

この圧力は、入口流路 114 に加えられていた圧力発生部 401 による圧力よりはるかに大きいため、入口流路側から流体室 113 内への流体の流入はその圧力によって減少し、出口流路 112 からの流出は増加する。しかし、入口流路 114 のイナータンス L1 は、出口流路 112 のイナータンス L2 よりも大きいため、入口流路側からの流体室 113 内への流体の流入の減少量より出口流路 112 からの流出の増加量が多い。

その結果、出口流路 112 を通じて、流体噴射開口部 115 からパルス状の流体吐出、つまり、高速のパルス状流体 901 の噴射が発生する。

【0040】

一方、流体室 113 内は、入口流路 114 からの流体流入量の減少と出口流路 112 からの流体流出量の増加との相互作用で、圧力上昇直後に低圧若しくは真空状態となる。その結果、圧力発生部 401 の圧力と、流体室 113 内の低圧若しくは真空状態との双方によって一定時間経過後、入口流路 114 の流体の流速は圧電素子 141 の動作前と同様な速度に復帰する。入口流路 114 内の流体の流動が復帰した後、圧電素子 141 の収縮があれば、流体噴射開口部 115 から高速のパルス状の流体を継続して噴射することができる。

【0041】

従って、前述した実施形態 1 によれば、圧力発生部 401 により一定圧力で入口流路 114 に流体を脈動発生部 101 に安定して供給するため、初期動作における呼び水動作等が不要で、駆動開始から所望の流体量の噴射を行うことができる。

【0042】

なお、この圧力発生部 401 からの供給圧力は概ね 1 気圧以下 (0.1 MPa)、望ましくは 0.3 気圧 (0.03 MPa) 以下に設定する。この流体噴射装置 1 をカテーテル等の先端に用いる際には、脈動発生部 101 が血管内に沿って挿入される必要がある。従って接続チューブ 201 はできるだけ柔軟であることが好ましい。そのためには、薄いチューブを用いて、しかも、流体を脈動発生部 101 に送液可能な範囲で低圧にすることが好ましい。このためには、入口流路 114、流体室 113、出口流路 112 の流路の抵抗は極力小さく設定する必要がある。

【0043】

また、特に、脳手術やカテーテルに用いた場合のように、機器の故障が重大な事故を引き起こす恐れがある場合には、接続チューブ 201 の切断等において高圧な流体が噴射することは避けなければならない、このことから低圧にしておくことが要求される。

【0044】

脈動発生部 101 の直径は、微細な部分の切除等が要求される脳手術に用いる場合は 3 mm 以下、望ましくは 2 mm 以下である。さらに、カテーテル等に用いる場合は 2 mm 以下、望ましくは 1 mm 以下である。また、その長さも自由な屈曲を妨げないように 20 mm 以下、望ましくは 10 mm 以下であることが要求される。

そのため、ダイアフラム 131 や圧電素子 141 は微小になり、ダイアフラム 131 の流体室 113 の容積変更に寄与する面積は、おおむね 20 平方 mm 以下、一般には 10 平方 mm 以下となる。また、その変位量も 100 μm 以下とすることが好ましい。

【0045】

従って、この微小な体積変化を有効に流体の噴射に用いるために、入口流路側からの流体室 113 内への流体の流入の減少量より、出口流路 112 からの流出の増加量を大きくする必要がある。そこで入口流路 114 のイナータンス L1 を、出口流路 112 のイナータンス L2 よりも大きく設定し、その比は 5 倍以上、望ましくは 10 倍以上となっている。

【0046】

また、入口流路 114 の体積が流体室 113 の体積より小さく設定されることにより、流体室 113 の微小な容積変更が、入口流路 114 内の流体の圧力上昇による圧縮や、入

10

20

30

40

50

口流路 1 1 4 の周囲の部材変形による容積の拡大等で損失が小さくなる。

【 0 0 4 7 】

また、出口流路 1 1 2 の長さ、すなわち流体噴射開口部 1 1 5 から流体室 1 1 3 までの流路長は、脈動発生部 1 0 1 の最大径以下に設定される。これは、前述のように、脈動発生部の最大外径に応じて流体室 1 1 3 の容積変更量が変化するため、最大外径が小さい脈動発生部に対してはより短く損失の小さい出口流路が要求される。

【 0 0 4 8 】

この出口流路 1 1 2 の長さは、具体的には、おおむね 1 mm 以下、望ましくは 0 . 5 mm 以下に設定される。このことにより、流体噴射開口部 1 1 5 と流体室 1 1 3 の距離が短くなり、流体室で発生した脈動が減衰すること無く流体噴射開口部 1 1 5 まで伝わり、効率的に強い脈動で流体を噴射できる。さらに、この出口流路 1 1 2 の長さを短く設定することは、前述の出口流路 1 1 2 のイナータンス L 2 を小さくすることになるため、より効率的な流体の噴射を行うことができる。

10

【 0 0 4 9 】

また、流体噴射開口部 1 1 5 の断面積を出口流路 1 1 2 の断面積より小さくしてもよい。このようにすることにより、出口流路の流路抵抗やイナータンスの増加を生じることなく、流体噴射開口部 1 1 5 からの流体の噴射速度を向上させることができる。また、脳手術等においては、噴射流体がより微小になるため精密な手術が行えるという利点もある。

【 0 0 5 0 】

また、容積変更手段として圧電素子 1 4 1 とダイアフラム 1 3 1 とを採用する構造にすることにより構造の簡素化と、それに伴う小型化を実現できる。また、流体室 1 1 3 の容積変化の最大周波数を 1 ~ 1 0 K H z 以上の高い周波数にすることができ、高速脈動流の噴射に最適である。

20

【 0 0 5 1 】

また、流体室 1 1 3 の側壁に入口流路 1 1 4 及び出口流路 1 1 2 を形成しているので、部品数を増やすことがない。また、ダイアフラム 1 3 1 の周囲と流路形成部材 1 1 1 の固着面は平滑に形成できるため、流体室 1 1 3 の封止を確実に行うことができる。このダイアフラム 1 3 1 と流路形成部材 1 1 1 の固着は、接着、周辺部のレーザー溶接、拡散接合等の方法を用いることができる。

【 0 0 5 2 】

なお、本実施形態では流路形成部材 1 1 1 の凹部として形成された流体室 1 1 3 は直方体形状であるが、隅部を滑らかに丸めることで気泡の滞留やダイアフラムの応力集中緩和による耐久性の向上が望める。

30

(実施形態 2)

【 0 0 5 3 】

続いて、実施形態 2 に係る流体噴射装置について図面を参照して説明する。

実施形態 2 は、圧電素子が貼着されたダイアフラムが流体室を挟んで対向して設けられ、ダイアフラムによって流体室を封止することにより、流体室が小型でありながら大きな容積変更を可能とし、より強い流体の噴射を可能とするものである。なお、実施形態 1 と同じ機能部位には実施形態 1 と同じ符号を附して説明する。また、同じ動作に関しては説明を省略する。

40

図 5 は、実施形態 2 に係る脈動発生部を示す部分断面図、図 6 は脈動発生部の要部の斜視図である。

【 0 0 5 4 】

図 5 及び図 6 において、脈動発生部 3 0 1 は、ステンレス等の防食性の高い金属、若しくはセラミックス等で形成された流路形成板 3 1 1 を有する。流路形成板 3 1 1 には、流体室 3 1 3 を構成する貫通穴が厚み方向に開けられている。ここで、流路形成板 3 1 1 は流体室 3 1 3 の側壁を構成する側壁構成部材である。流体室 3 1 3 の側壁を構成する流路形成板 3 1 1 には板面と略並行に、一端が流体室 3 1 3 と連通し、且つ他端が接続チューブ 2 0 1 へ連通する入口流路 3 1 4 が穿孔されている。また、入口流路 3 1 4 が穿孔され

50

た側壁に対向する流体室 3 1 3 の側壁には、一端が流体室 3 1 3 と連通しかつ他端が流体室 3 1 3 外部へ連通する出口流路 3 1 2 が穿孔されている。この出口流路 3 1 2 の両端のうち、流体室 3 1 3 外部へ連通する一端は流体が噴射される流体噴射開口部 3 1 5 となる。

【 0 0 5 5 】

流路形成板 3 1 1 の厚さは、直径 0 . 0 5 mm 以上の入口流路や出口流路を内部に形成可能な 0 . 1 mm 以上であり、また、微小な圧力室の容積変更に必要な流体や流体室の剛性が保たれる範囲で 1 mm 以下に設定されている。

また、流路形成板 3 1 1 の両面にはダイアフラム 1 3 1 が固着され、流体室 3 1 3 を封止している。このダイアフラム 1 3 1 の流体室 3 1 3 の反対の面には圧電素子 1 4 1 が貼

10

【 0 0 5 6 】

流路形成板 3 1 1 の両面には、ダイアフラム 1 3 1 や圧電素子 1 4 1 の動きを妨げることの無いように十分に空隙を保ったカバー部材 3 2 1 が設けられ、外部に対して圧電素子 1 4 1 等を密封保護すると同時に、手術時の術部に先端が触れた場合に安全性を確保している。

【 0 0 5 7 】

次に、以上説明した構成による脈動発生部 3 0 1 の動作について説明する。実施形態 1 と同様に入口流路 3 1 4 には圧力発生装置からの流体が一定の圧力で供給される。

20

ここで、圧電素子 1 4 1 に駆動信号が入力され、急激に圧電素子 1 4 1 が収縮したとすると、流体室 3 1 3 両面のダイアフラム 1 3 1 は流体室 3 1 3 の体積を縮小する方向に急激に凸状に屈曲する。その結果、流体室 3 1 3 内の圧力は、入口流路側及び出口流路側のイナータンス L_1 , L_2 が十分な大きさを有していれば急速に上昇して数気圧に達する。

【 0 0 5 8 】

この圧力は、入口流路 3 1 4 に加えられていた圧力発生部 4 0 1 による圧力よりはるかに大きいため、入口流路側から流体室 3 1 3 内への流体の流入はその圧力によって減少し、出口流路 3 1 2 からの流出は増加する。しかし、入口流路 3 1 4 のイナータンス L_1 は

30

【 0 0 5 9 】

以上の動作において、実施形態 2 のダイアフラム 1 3 1 は流体室 3 1 3 の両面から流体室 3 1 3 の容積を減少するため、容積の変更量が大きく、実施形態 1 に比較してより強い脈動での流体の噴射が可能になる。

【 0 0 6 0 】

また、実施形態 1 と同様の脈動流体の噴射強度でよい場合には、よりダイアフラムの面積を小さくでき、脈動発生部の小型が可能になるため、カテーテル先端に脈動発生部を備える場合等においてより微小な血管内の施術へと応用範囲が拡大する。また、脳手術のよう

40

(実施形態 3)

【 0 0 6 1 】

次に、実施形態 3 について図面を参照して説明する。実施形態 3 は、流路形成板に形成された溝部と、ダイアフラムによって入口流路及び出口流路の少なくとも一方を形成することを特徴とする。

図 7 は実施形態 3 に係る脈動発生部の要部の縦断面図である。入口流路及び出口流路の形成構造以外は、前述した実施形態 2 と同じ構造であるので説明を省略し、同じ機能部位には実施形態 2 と同じ符号を附して説明する。

【 0 0 6 2 】

50

流路形成板 5 1 1 には、実施形態 2 と同様に厚み方向に貫通孔が開けられ流体室 3 1 3 を形成している。また、一方の表面には出口流路 5 1 2 を形成する U 字型の溝部が設けられている。これは、入口流路に関しても同様である（図示せず）。ダイヤフラム 3 3 1 を流路形成板 5 1 1 に固着することによって、U 字型の溝部の上面が封止され、出口流路 5 1 2 が形成される。

【0063】

溝部の形状は、U 字型に限らず、角形状、円弧状等が選択可能である。ただし、気泡の滞留等が発生しにくいようになると隅部が滑らかな形状の断面であることが望ましい。また、本実施形態は先述した実施形態 1 の構造においても流路形成部材に溝加工することにより応用可能である。

10

【0064】

この構造によれば、断面積が小さい入口流路等を特殊なドリル等で加工する必要が無く容易に流体噴射装置を構成できる。

（実施形態 4）

【0065】

次に、実施形態 4 について図面を参照して説明する。実施形態 4 は、前述した実施形態 2 の流路形成板を厚み方向に分割した 2 部品とし、その接合面に設けられた溝部によって入口流路若しくは出口流路の少なくとも一方を形成することを特徴とする。

図 8 は実施形態 4 に係る脈動発生部の要部の縦断面図である。入口流路及び出口流路の形成方法以外は、前述した実施形態 2 と同じ構造であるので説明を省略し、同じ機能部位には実施形態 2 と同じ符号を附して説明する。

20

【0066】

流路形成板 7 1 1 には実施形態 2 と同様に厚み方向に貫通孔が開けられ、2 枚の流路形成板 7 1 1 が接合されることで流体室 3 1 3 が形成されている。流路形成板 7 1 1 の接合面には対向する面に断面が半円形状の溝が設けられ、両者が接合された後には、断面が円形状の出口流路 7 1 2 が形成されるのである。これは入口流路に関しても同様である（図示せず）。

【0067】

この構造によれば、流路形成板 7 1 1 に設けておく溝部の形状によって、任意の形状の入口流路及び出口流路が特殊なドリル等を用いずに簡単に形成できるという効果がある。また、本実施形態は先述した実施形態 1 の構造においても溝加工した流路形成部材と、溝加工した流路形成板との組み合わせとして応用が可能である。

30

（実施形態 5）

【0068】

次に、本発明の実施形態 5 について図面を参照して説明する。実施形態 5 は脈動発生部を、脈動発生部と略同一若しくはそれ以下の直径を有する硬質パイプの先端に固定したことを特徴とする。脈動発生部の固定方法以外の、脈動発生部の内部構造、動作については前述の実施形態 1 ～実施形態 4 と同様であるので説明を省略する。

【0069】

図 9 は実施形態 5 における流体噴射装置の説明図である。図 9 において、圧力発生部 4 0 1 から流体が送られる柔軟な接続チューブ 2 0 1 は、把持部 6 0 2 において硬質チューブ 6 0 1 に接続されている。この硬質チューブ 6 0 1 は、脈動発生部 1 0 1 と略同一の直径、若しくはより小さな直径を持つ。脈動発生部 1 0 1 からは高速のパルス状流体 9 0 1 が噴射される。

40

【0070】

従って、本実施形態によれば、流体噴射開口部を任意の位置に向けることが可能で、また硬質チューブ 6 0 1 の直径は脈動発生部 1 0 1 と同等以下であるため、脳手術等微小部位の切除が行いやすい。また、硬質チューブ 6 0 1 を金属や樹脂と金属の複合材料で製造することで、術部に応じて任意に硬質チューブ 6 0 1 を曲げ形成して手術に適合させることが可能になるのである。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 1 】

【図 1】実施形態 1 に係る流体噴射装置の概略構成を示す説明図。

【図 2】実施形態 1 に係る脈動発生部の縦断面図。

【図 3】実施形態 1 に係る脈動発生部の流路形成部材の斜視図。

【図 4】実施形態 1 に係る脈動発生部要部の斜視図。

【図 5】実施形態 2 に係る脈動発生部を示す部分断面図。

【図 6】実施形態 2 に係る脈動発生部要部の斜視図。

【図 7】実施形態 3 に係る脈動発生部要部の縦断面図。

【図 8】実施形態 4 に係る脈動発生部要部の縦断面図。

【図 9】実施形態 5 に係る流体噴射装置の説明図。

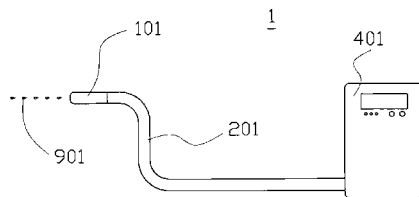
【符号の説明】

【 0 0 7 2 】

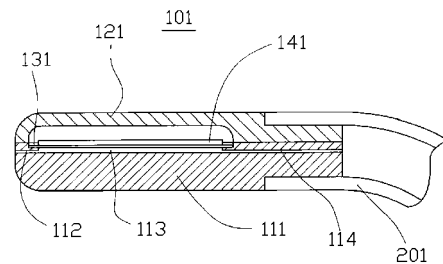
1 ... 流体噴射装置、1 1 2 ... 出口流路、1 1 3 ... 流体室、1 1 4 ... 入口流路、1 1 5 ... 流体噴射開口部、1 3 1 ... ダイアフラム、1 4 1 ... 圧電素子、2 0 1 ... 接続チューブ、4 0 1 ... 圧力発生部。

10

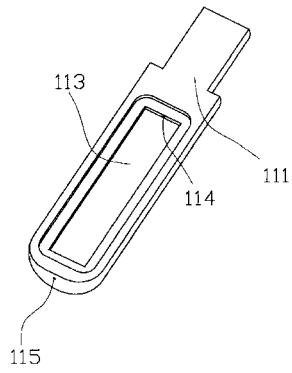
【図 1】



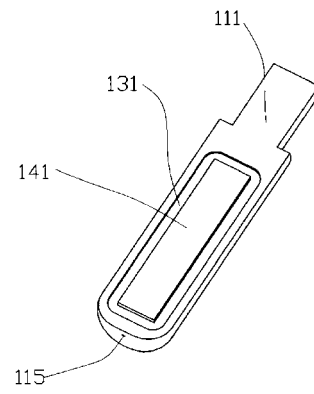
【図 2】



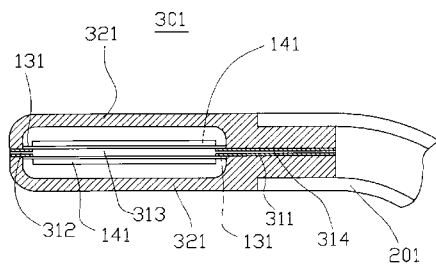
【図 3】



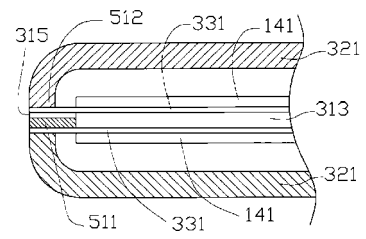
【図 4】



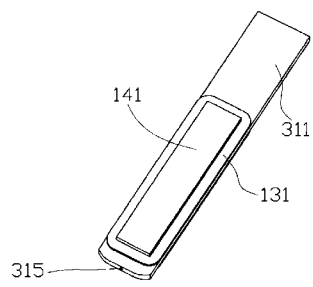
【図 5】



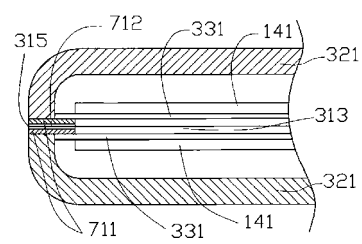
【図 7】



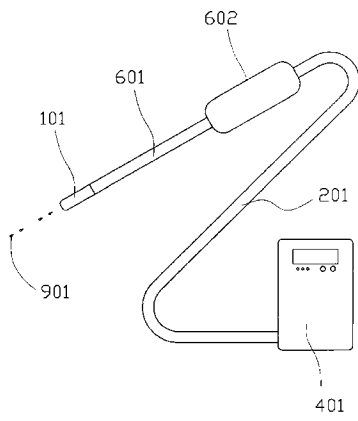
【図 6】



【図 8】



【 図 9 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 3H077 AA02 BB10 CC02 CC09 CC16 DD06 EE01 EE36 FF03 FF04
FF07 FF09 FF36
4C160 FF10 MM32