

(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2016-16208
(P2016-16208A)

(43) 公開日 平成28年2月1日(2016.2.1)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32 3 3 0 テーマコード (参考)
 4 C 1 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2014-142038 (P2014-142038)
 (22) 出願日 平成26年7月10日 (2014.7.10)

(71) 出願人 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
 (74) 代理人 110000028
 特許業務法人明成国際特許事務所
 (72) 発明者 小島 英揮
 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 関野 博一
 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
 Fターム(参考) 4C160 FF10 FF19

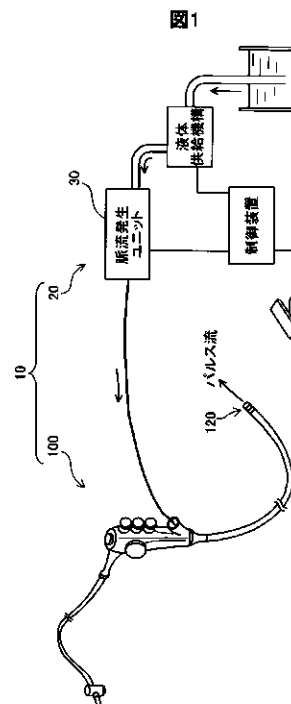
(54) 【発明の名称】 液体噴射ユニット、液体噴射装置、内視鏡装置、医療機器

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡と組み合わせる用途に使用する場合に、液体室を内視鏡に挿入する必要があること。

【解決手段】 液体噴射ユニットは、体内に挿入するための長尺状の管状部と、管状部に接続された把持部とを備える内視鏡に組み合わせて用いられる。液体室は、液体噴射ユニットが内視鏡に組み合わされた場合に、内視鏡の外部に配置される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内に挿入するための長尺状の管状部と、前記管状部に接続された把持部とを備える内視鏡に組み合わせて用いられる液体噴射ユニットであって、

前記液体噴射ユニットが前記内視鏡に組み合わせられた場合に、前記内視鏡の外部に配置される液体室と、

前記液体室で脈流を発生させる脈流発生部と、

液体を噴射するための開口部と、

可撓性を有し、前記液体室と前記開口部とを接続する接続流路と

を備える液体噴射ユニット。

10

【請求項 2】

体内に挿入するための長尺状の管状部と、前記管状部に接続された把持部とを備える内視鏡に組み合わせて用いられる液体噴射ユニットであって、

液体室で脈流を発生させる脈流発生部と、

液体を噴射するための開口部と、

可撓性を有し、前記液体室と前記開口部とを接続する接続流路と

を備え、

前記接続流路の長さは、前記管状部の長さよりも長い

液体噴射ユニット。

20

【請求項 3】

液体室で脈流を発生させる脈流発生部と、

液体を噴射するための開口部と、

可撓性を有し、前記液体室と前記開口部とを接続する接続流路と

前記液体室に液体を供給するための流路として、前記液体室に通じる液体供給流路とを備え、

前記接続流路および前記液体供給流路は、ヤング率と、外径と、壁厚と、ポアソン比との少なくとも何れか 1 つが異なる

液体噴射ユニット。

【請求項 4】

前記接続流路に所定の内圧が負荷されたことによる流路断面積の増大量は、前記液体供給流路に前記所定の内圧の負荷がされたことによる流路断面積の増大量よりも小さい

請求項 3 に記載の液体噴射ユニット。

30

【請求項 5】

前記液体室は、容積が変更可能であり、

前記脈流発生部は、前記液体室の容積を変更可能な容積変更部を備える

請求項 1 から請求項 4 までの何れか一項に記載の液体噴射ユニット。

【請求項 6】

前記脈流発生部は、前記液体室内で気泡を発生するための気泡発生部を備える

請求項 1 から請求項 4 までの何れか一項に記載の液体噴射ユニット。

40

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 までの何れか一項に記載の液体噴射ユニットと、

前記液体室に液体を供給する液体供給機構と、

前記液体供給機構と前記脈流発生部とを制御する制御装置と

を備える液体噴射装置。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 6 までの何れか一項に記載の液体噴射ユニット、又は請求項 7 に記載の液体噴射装置と、

内視鏡と

を備える内視鏡装置。

【請求項 9】

50

請求項 1 から請求 6 までの何れか一項に記載の液体噴射ユニット、請求項 7 に記載の液体噴射装置、又は請求項 8 に記載の内視鏡装置を用いた医療機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、液体の噴射に関する。

【背景技術】

【0002】

脈流を噴射する液体噴射ユニットにおいて、脈流を生成するための液体室を、噴射管の開口部付近に設ける構成が知られている（例えば特許文献 1, 2, 3）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2012-223266 号公報

【特許文献 2】特開 2012-187291 号公報

【特許文献 3】特開 2009-136519 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本願発明は、上記先行技術に鑑み、内視鏡と組み合わせる用途に使用する場合に、液体室を内視鏡に挿入する必要があることを解決課題とする。上記先行技術のように、液体室が噴射管の開口部付近に設けられていると、内視鏡と組み合わせる用途における液体噴射ユニットの使い勝手が悪くなったり、液体室の設計が制約されたりするという問題を引き起こす。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

本願発明は、上記課題を解決するためのものであり、以下の形態として実現できる。

【0006】

(1) 本発明の一形態によれば、体内に挿入するための長尺状の管状部と、前記管状部に接続された把持部とを備える内視鏡に組み合わせて用いられる液体噴射ユニットが提供される。この液体噴射ユニットは；前記液体噴射ユニットが前記内視鏡に組み合わされた場合に、前記内視鏡の外部に配置される液体室と；前記液体室で脈流を発生させる脈流発生部と；液体を噴射するための開口部と；可撓性を有し、前記液体室と前記開口部とを接続する接続流路とを備える。この形態によれば、内視鏡と組み合わせる用途に使用する場合に、液体室が内視鏡に挿入されない。この結果、液体噴射ユニットの使い勝手が良くなると共に、液体室の設計の自由度が向上する。

30

【0007】

(2) 本発明の別の形態によれば、体内に挿入するための長尺状の管状部と、前記管状部に接続された把持部とを備える内視鏡に組み合わせて用いられる液体噴射ユニットが提供される。この液体噴射ユニットは；液体室で脈流を発生させる脈流発生部と；液体を噴射するための開口部と；可撓性を有し、前記液体室と前記開口部とを接続する接続流路とを備え；前記接続流路の長さは、前記管状部の長さよりも長い。この形態によれば、内視鏡と組み合わせる用途に使用する場合に、使い勝手が良くなる。この形態の場合、接続流路が管状部よりも長いので、接続流路を管状部に挿入しても、接続流路が管状部からはみ出さず。よって、はみ出した部位を把持して操作したり、開口部を管状部から突き出させたりすることができ、ひいては上記効果を得ることができる。

40

【0008】

(3) 本発明の別の形態によれば、液体噴射ユニットが提供される。この液体噴射ユニットは；液体室で脈流を発生させる脈流発生部と；液体を噴射するための開口部と；可撓性を有し、前記液体室と前記開口部とを接続する接続流路と前記液体室に液体を供給するた

50

めの流路として、前記液体室に通じる液体供給流路とを備え；前記接続流路および前記液体供給流路は、ヤング率と、外径と、壁厚と、ポアソン比との少なくとも何れか1つが異なる。この形態によれば、接続流路および液体供給流路の特徴を適切なものにできる。液体供給流路を流れる液体には、脈流発生部によっては脈流が付与されないのに対し、接続流路を流れる液体には脈流発生部によって脈流が付与される。つまり、この形態の場合、脈流発生部による脈流の有無が異なる流路同士について、ヤング率と、外径と、壁厚と、ポアソン比との少なくとも何れか1つが異なる。この結果、流路の特徴を、脈流発生部による脈流の有無に応じたものにできるので、上記効果を得ることができる。

【0009】

(4) 上記形態において、前記接続流路に所定の内圧が負荷されたことによる流路断面積の増大量は、前記液体供給流路に前記所定の内圧の負荷がされたことによる流路断面積の増大量よりも小さくてもよい。この形態によれば、接続流路および液体供給流路の特徴を更に適切なものにできる。接続流路は、脈流発生部によって発生した脈流を減衰させずに噴射管まで伝播させるために、内圧の変動に伴う断面積の変動が小さいのが好ましい。一方、液体供給流路には、脈流を伝播させることが求められる訳ではないので、内圧の変動に伴う断面積の増大量を小さくすることよりも、流路抵抗の低減や低コスト化等を優先して製造されるのが好ましい。この形態によれば、これらの特徴を実現しやすくなる。

10

【0010】

(5) 上記形態において、前記液体室は、容積が変更可能であり；前記脈流発生部は、前記液体室の容積を変更可能な容積変更部を備えてもよい。この形態によれば、容積変更によって脈流が付与できる。

20

【0011】

(6) 上記形態において、前記脈流発生部は、前記液体室内で気泡を発生するための気泡発生部を備えてもよい。この形態によれば、気泡の発生によって脈流が付与できる。

【0012】

本発明は、種々の形態でも実現できる。例えば、液体供給機構と制御装置とを備えた液体噴射装置、液体噴射ユニットを含む内視鏡装置、これらを利用した医療機器の形態などで実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

30

【図1】内視鏡装置の構成図。

【図2】液体噴射ユニットの構成図。

【図3】脈流発生ユニットの内部構成の断面図。

【図4】圧電素子に印加される駆動電圧の波形を示す図。

【図5】駆動電圧の波形とダイアフラムの変形の様子との対応関係を示す図。

【図6】内視鏡の斜視図。

【図7】内視鏡の先端部の拡大図。

【図8】内視鏡装置の構成図（実施形態2）。

【図9】液体噴射ユニットの構成図（実施形態2）。

【図10】脈流発生ユニットの内部構成の断面図（実施形態2）。

40

【発明を実施するための形態】

【0014】

実施形態1を説明する。図1は、内視鏡装置10の構成図である。内視鏡装置10は、内視鏡100に液体噴射装置20が組み合わされて構成される。内視鏡装置10は、医療機器として使用される。内視鏡装置10は、患者の体内の画像を術者に提供する機能と、先端部120内に配置された噴射管55から患部に対して液体をパルス状に噴射することによって、患部を切除する機能とを有する。本実施形態では、患者は人間である。

【0015】

図1に示すように、脈流発生ユニット30は、液体噴射装置20が内視鏡100に組み合わされた状態において、内視鏡100の外部に配置される。

50

【0016】

図2は、液体噴射装置20を示す。液体噴射装置20は、脈流発生ユニット30と、液体供給機構50と、流路51と、液体供給流路52と、接続流路53と、液体容器59と、制御装置70と、信号線71と、信号線72と、フットスイッチ75とを備える。脈流発生ユニット30、液体供給流路52、接続流路53及び噴射管55は、液体噴射ユニット21を構成する。液体噴射ユニット21は、手術ごとに交換されるモジュールである。この交換のために、液体供給流路52は液体供給機構50に対して脱着可能に接続されており、信号線72は脈流発生ユニット30に対して脱着可能に接続されている。

【0017】

液体供給機構50は、液体容器59に貯留された液体を、流路51を介して吸入し、脈流発生ユニット30に、液体供給流路52を介して供給する。この液体は、生理食塩水である。液体供給流路52は、ポリプロピレン製であり、可撓性を有する。脈流発生ユニット30は、供給された液体に脈流を発生させる。脈流が発生した液体は、接続流路53を介して噴射管55から噴射される。

10

【0018】

制御装置70は、脈流発生ユニット30と、液体供給機構50との動作を制御する。制御装置70は、液体を供給させるための信号を、起動中は常に、信号線71を介して液体供給機構50に送信する。制御装置70は、脈流を発生させるための信号を、フットスイッチ75が踏まれている間、信号線72を介して脈流発生ユニット30に送信する。

【0019】

接続流路53は、PEEK（登録商標）樹脂で形成される。PEEK樹脂は、絶縁体であり、可撓性を有する一方でヤング率が高い。噴射管55は、ステンレス製であり、接続流路53の先端に設けられたノズルである。

20

【0020】

噴射管55に供給された液体には脈流が発生しているので、先述したように、液体はパルス状に噴射される。なお、本願におけるパルス状の噴射とは、流量または流速が変動を伴った状態で噴射されることを意味し、液体の噴射と停止とを繰り返すことに限られない。つまり、噴射と噴射との間に噴射が完全に途切れる形態や、噴射間にも圧力の低い流れが存在する形態など、多様な噴射形態を含む。

【0021】

接続流路53は、上記のパルス状の噴射を実現するために、できるだけ脈流を減衰させないように設計されていることが好ましい。脈流の減衰を低減するためには、脈流による接続流路53の変形が小さいことが好ましい。以下、接続流路53の変形に関する代表値として、流路の断面積の変化を検討する。

30

【0022】

脈流による断面積の増大量 ΔS は、下記式(1)で表される。

$$\Delta S = \pi \{ (r_{in} + u_{rMAX})^2 - (r_{in} + u_{rMIN})^2 \} \dots (1)$$

式(1)において、 r_{in} は内圧がゼロの場合の内半径、 u_{rMAX} は最大内圧 P_{MAX} の場合における内半径の増大量、 u_{rMIN} は最小内圧 P_{MIN} の場合における内半径の増大量を示す。内半径の増大量とは、内圧がゼロの場合を基準とした増分のことである。式(1)を整理すると式(2)になる。

40

$$\Delta S = \pi \{ 2 r_{in} (u_{rMAX} - u_{rMIN}) + u_{rMAX}^2 - u_{rMIN}^2 \} \dots (2)$$

【0023】

内径の増大量 u_r は、内圧が P_{in} の場合において、厚肉円筒に関する式である下記式(3)で表される。

【0024】

【数 1】

$$u_r = \frac{P_{in} r_{in}}{E} \left(\frac{r_{out}^2 + r_{in}^2}{r_{out}^2 - r_{in}^2} + \nu \right) \dots (3)$$

【0025】

式(3)におけるEはヤング率、 r_{out} は内圧がゼロの場合の外半径、 ν はポアソン比を示す。式(2)と式(3)とから、断面積の増大量 ΔS は、ヤング率Eと、内半径 r_{in} と、外半径 r_{out} と、ポアソン比 ν とに依存するといえる。内半径 r_{in} は(外半径 r_{out} - 壁厚)であるので、断面積の増大量 ΔS は、ヤング率Eと、外半径 r_{out} と、壁厚と、ポアソン比 ν とに依存するともいえる。

10

【0026】

以下、具体的数値による断面積の増大量 ΔS の算出例を示す。接続流路53について、ヤング率 $E = 3.6 \text{ GPa}$ 、内半径 $r_{in} = 1 \text{ mm}$ 、外半径 $r_{out} = 2 \text{ mm}$ 、ポアソン比 $\nu = 0.4$ とする。最大内圧 $P_{MAX} = 1 \text{ MPa}$ 、最小内圧 $P_{MIN} = 0 \text{ MPa}$ とする。この場合、断面積の増大量 ΔS は、式(2)及び式(3)から $3.6 \times 10^{-3} \text{ mm}^2$ と算出される。よって、流れ方向1m当たりの流路の体積増大量は、 3.6 mm^3 となる。

【0027】

同じ算出方法によって、同じ圧力条件による液体供給流路52の断面積の増大量 ΔS も算出できる。液体供給流路52について、ヤング率 $E = 1.5 \text{ GPa}$ 、内半径 $r_{in} = 2 \text{ mm}$ 、外半径 $r_{out} = 3 \text{ mm}$ 、ポアソン比 $\nu = 0.4$ とする。よって、接続流路53に対して、ヤング率E、内半径 r_{in} 及び外半径 r_{out} が異なる一方、壁厚(1mm)及びポアソン比 ν は同じである。この場合、断面積の増大量 ΔS は、 $5.03 \times 10^{-2} \text{ mm}^2$ と算出される。よって、流れ方向1m当たりの流路の体積増大量は、 50.3 mm^3 となる。

20

【0028】

なお、式(2)において、 u_r の2次の項を無視すると、次の式(4)になる。

$$\Delta S = 2\pi r_{in} (u_{rMAX} - u_{rMIN}) \dots (4)$$

通常、 u_r は r_{in} に比べて微小な値なので、式(4)を用いても、式(2)を用いる場合と略同じ値が算出される。式(4)に式(3)を代入すると、次の式(5)になる。式(5)に含まれる ΔP は、最大内圧 P_{MAX} - 最小内圧 P_{MIN} のことである。

30

【0029】

【数 2】

$$\Delta S = 2\pi r_{in}^2 \frac{\Delta P}{E} \left(\frac{r_{out}^2 + r_{in}^2}{r_{out}^2 - r_{in}^2} + \nu \right) \dots (5)$$

【0030】

式(5)から、内半径 r_{in} 及びポアソン比 ν を小さくすること、並びに外半径 r_{out} 及びヤング率Eを大きくすることは、断面積の増大量 ΔS を小さくすることに寄与するといえる。接続流路53は、液体供給流路52と比べて、外半径 r_{out} が小さいものの、内半径 r_{in} が小さく且つヤング率Eが大きいことによって、同じ圧力条件において断面積の増大量 ΔS が小さくなっている。

40

【0031】

なお、内半径 r_{in} が小さ過ぎると、流路抵抗が大きくなってしまふ。外半径 r_{out} が大き過ぎると、内視鏡100に挿入しにくくなる。ヤング率Eが大き過ぎると、可撓性が悪化する。本実施形態の接続流路53は、これらのバランスに配慮して設計された結果として、上記の値が採用されている。

【0032】

図2に示すように、接続流路53の長さは、長さL1である。接続流路53と噴射管55とを合わせた長さは、長さL1aである。これらの長さは、図2に示すように、接続流

50

路 5 3 と噴射管 5 5 とを内視鏡 1 0 0 に挿入し、先端部 1 2 0 付近に噴射管 5 5 が配置された状態において、接続流路 5 3 が内視鏡 1 0 0 からはみ出すように設計された値である。

【0033】

図 3 は、脈流発生ユニット 3 0 と、接続流路 5 3 と、液体を噴射するための開口部 5 6 を備える噴射管 5 5 との断面図である。脈流発生ユニット 3 0 は、脈流発生部 3 1 と、液体室 4 2 とを備える。脈流発生部 3 1 は、容積変更部として、ダイヤフラム 3 2 と、圧電素子 3 3 とを備える。

【0034】

先述したように、脈流発生ユニット 3 0 は、液体噴射装置 2 0 が内視鏡 1 0 0 に組み合わせられた状態において、内視鏡 1 0 0 の外部に配置される。よって、脈流発生ユニット 3 0 に含まれる液体室 4 2 も、液体噴射装置 2 0 が内視鏡 1 0 0 に組み合わせられた状態において、内視鏡 1 0 0 の外部に配置される。

10

【0035】

液体室 4 2 は、第 1 ケース 3 4 とダイヤフラム 3 2 との間の空間であり、液体供給流路 5 2 と接続流路 5 3 との間の流路を形成する。ダイヤフラム 3 2 は、円盤状の金属薄板であり、その外周部分が第 1 ケース 3 4 と第 2 ケース 3 6 との間に挟まれて固定されている。第 1 ケース 3 4、第 2 ケース 3 6 及び後述する第 3 ケース 3 8 は、ステンレス製である。

【0036】

図 3 に示すように、液体室 4 2 に通じる出口流路 4 5 が、第 1 ケース 3 4 から突き出るように設けられている。出口流路 4 5 及び接続流路 5 3 は、接続リング 5 7 a によって接続される。接続流路 5 3 及び噴射管 5 5 は、接続リング 5 7 b によって接続される。接続リング 5 7 a、5 7 b は、ステンレス製で、リング形状の部材である。接続リング 5 7 a は、出口流路 4 5 と接続流路 5 3 とのそれぞれに、接着剤で固定される。接続リング 5 7 b は、接続流路 5 3 と噴射管 5 5 とのそれぞれに、接着剤で固定される。

20

【0037】

図 3 に示すように、出口流路 4 5、接続流路 5 3 及び噴射管 5 5 の内径は等しい。但し、ここでいう噴射管 5 5 の内径は、接続流路 5 3 及び噴射管 5 5 の接続部位における内径のことである。これによって、出口流路 4 5 から噴射管 5 5 の接続部位までにおいて流路に段差がなくなるので、脈流の減衰が抑制される。

30

【0038】

圧電素子 3 3 は、制御装置 7 0 から印加される駆動電圧によって動作するアクチュエーターである。圧電素子 3 3 は、ダイヤフラム 3 2 と第 1 ケース 3 4 との間に形成された液体室 4 2 の容積を変動させることによって、液体室 4 2 内の液体の圧力を変動させる。圧電素子 3 3 は、積層型圧電素子であり、一端がダイヤフラム 3 2 に固定され、他端が第 3 ケース 3 8 に固定されている。

【0039】

圧電素子 3 3 に印加される駆動電圧が大きくなると、圧電素子 3 3 が伸長し、ダイヤフラム 3 2 が圧電素子 3 3 に押されて液体室 4 2 側に撓む。ダイヤフラム 3 2 が液体室 4 2 側に撓むと、液体室 4 2 の容積が小さくなり、液体室 4 2 内の液体は液体室 4 2 から、接続流路 5 3 へ押し出される。

40

【0040】

一方、圧電素子 3 3 に印加される駆動電圧が小さくなると、圧電素子 3 3 が縮小して液体室 4 2 の容積が大きくなり、液体供給流路 5 2 から液体室 4 2 内に液体が流入する。

【0041】

制御装置 7 0 から圧電素子 3 3 に印加される駆動電圧は、所定の周波数（例えば 4 0 0 H z）でオン（最大電圧）とオフ（0 V）とを繰り返すので、液体室 4 2 の容積の拡大と縮小が繰り返され、液体に脈流が発生する。

【0042】

50

図4は、圧電素子33に印加される駆動電圧の波形の一例を示す。図4において、横軸は時間を示しており、縦軸は駆動電圧を示している。駆動電圧の波形の1周期は、電圧が大きくなる立ち上がり期間(b)と、電圧が最大になる時刻(c)と、電圧が小さくなる立ち下がり期間(d)と、電圧が印加されない休止期間(a)、(e)とによって構成されている。

【0043】

駆動電圧の立ち上がり期間の波形は、正の電圧方向にオフセットされ、位相が -90 度ずれたsin波形の $1/2$ 周期分の波形である。駆動電圧の立ち下がり期間の波形は、正の電圧方向にオフセットされ、位相が $+90$ 度ずれたsin波形の $1/2$ 周期分の波形である。そして、立ち下がり期間におけるsin波形の周期は、立ち上がり期間のsin波形の周期よりも大きくなっている。

10

【0044】

駆動電圧の大きさが変更された場合には、図4に示す波形の最大値が変更される。また、駆動電圧の周波数が変更された場合には、立ち上がり期間及び立ち下がり期間の波形は変更されず、休止期間の長さが変更される。

【0045】

図5は、駆動電圧の波形と、ダイヤフラム32の変形の様子との対応関係を示す。なお、図5では、圧電素子33とダイヤフラム32との間に、補強部材39が設けられている。休止期間(a)では、駆動電圧が印加されていないので、圧電素子33は伸長しておらず、ダイヤフラム32は撓んでいない。立ち上がり期間(b)では、駆動電圧が大きくなるため、圧電素子33が伸長し、ダイヤフラム32が液体室42側に撓み、液体室42の容積が小さくなる。

20

【0046】

時刻(c)では、駆動電圧が最大となるため、圧電素子33の長さも最大となり、液体室42の容積が最小となる。立ち下がり期間(d)では、駆動電圧が小さくなるので、圧電素子33が元の大きさに戻り始め、液体室42の容積が元の大きさに戻り始める。休止期間(e)では、駆動電圧が印加されていないので、圧電素子33が元の大きさに戻り、液体室42の容積が元の大きさに戻る。この(a)から(e)に示す一連の動作が繰り返されることによって、液体室42内の液体に脈流が発生する。

30

【0047】

図6は、内視鏡100の斜視図である。内視鏡100は、公知の軟性内視鏡である。図6は、液体噴射装置20と組み合わせられた状態、具体的には、接続流路53と噴射管55とが内視鏡100に挿入された状態を示す。

【0048】

内視鏡100は、管状部110と、接続流路挿入口130と、把持部140と、操作部150と、接続部160とを備える。管状部110は、患者の体内に挿入される部位であり、軟性部113と、湾曲部115と、先端部120とを備える。

【0049】

図6に示した軟性部113は、柔軟に曲がる素材で形成された長尺状の部位であり、内部に接続流路53と噴射管55が挿入される。湾曲部115は、操作部150の操作によって湾曲する向きが変わる。接続流路挿入口130は、接続流路53及び噴射管55を、管状部110内に挿入するための開口部である。

40

【0050】

図6に示すように、管状部110の長さは長さL2であり、接続流路挿入口130から先端部120までの長さは、長さL2aである。長さL2は、長さL2aよりも短い。長さL2aは、長さL1aよりも短く、且つ長さL1よりも短い。よって、接続流路53の長さL1は、管状部110の長さL2よりも長い。また、長さL2aが長さL1aよりも短いことによって、先述したように、接続流路53と噴射管55とを内視鏡100に挿入し、先端部120付近に噴射管55が配置された状態において、接続流路53が接続流路挿入口130からはみ出し、接続流路53が把持しやすい配置になる。

50

【0051】

図7は、先端部120の拡大図である。先端部120には、ライト121と、対物レンズ122と、送気送水口123と、吸気吸水口124と、開口部125とが設けられている。対物レンズ122は、先端部120付近を観察するために設けられており、軟性部113内を通る光ファイバー（図示しない）に接続される。ライト121は、この観察のために光を発する。

【0052】

送気送水口123は、空気や生理食塩水などの液体を放出するための開口部である。吸気吸水口124は、周囲の空気や液体を吸い込むための開口部である。開口部125は、噴射管55を露出させるために設けられている。図7には挿入された噴射管55と、噴射管55の開口部56とが示されている。

10

【0053】

図6に示すように、把持部140は、管状部110に接続され、術者が把持するための部位である。把持部140の上部には、操作部150が設けられる。操作部150は、湾曲部115の向きを操作するためのノブと、送気送水や吸気吸水を操作するためのボタンとが設けられている。接続部160は、先述したライト121による照明や、送気送水、吸気吸水などを実現するための制御機器、対物レンズ122で撮影された画像を表示するディスプレイ等に接続される。

【0054】

上記の液体噴射装置20と内視鏡100とを組み合わせることで、術者は、管状部110を患者の体内に挿入して患部付近の画像を観察しながら、管状部110内に挿入した噴射管55の開口部56からパルス流を噴射することで患部を切除できる。

20

【0055】

以上に説明した実施形態1によれば、少なくとも以下の効果を得ることができる。

(A) 液体噴射装置20が内視鏡100に組み合わせられた状態で、液体室42を含む脈流発生ユニット30が内視鏡100の外部に配置されることによって、少なくとも以下の3つの効果を奏する。

(A-1) 術者が噴射管55の位置を調節するために接続流路53を操作しても、液体室42は移動しない。よって、術者は、接続流路53を容易に操作できる。

(A-2) 液体室42を含む脈流発生ユニット30の重量が内視鏡100に負荷されないため、内視鏡100を容易に把持できる。

30

(A-3) 液体室42を含む脈流発生ユニット30は、内視鏡装置10の使用中に移動させたり、管状部110に挿入したりする必要は無いので、小型化する必要がない。

【0056】

(B) 接続流路挿入口130から先端部120までの長さL2よりも、接続流路53の長さL1の方が長い。よって、術者は、接続流路53を管状部110内に挿入し、噴射管55を先端部120付近に配置した状態で、接続流路53を把持できる。

【0057】

(C) 接続流路53は、内圧が変動しても、流路断面積が変動しにくいように設計されている。よって、脈流発生ユニット30で発生した脈流は、大きく減衰することなく、噴射管55まで伝播する。この結果、高い切除能力が発揮される。

40

【0058】

(D) 液体供給流路52は、脈流の減衰を抑制するための設計を必要としない。よって、ヤング率が低い材質でもよいし、内半径 r_{in} を大きくしてもよいし、外半径 r_{out} を小さくしてもよい。ヤング率が低くてもよければ、本実施形態のようにポリプロピレン等の安価な材質を選択できる。内半径 r_{in} が大きければ、流路抵抗を低減できる。外半径 r_{out} が小さければ、壁厚が薄くなるので、軽量化と低コスト化とが実現されると共に、可撓性が向上するので使い勝手が良くなる。

【0059】

実施形態2を説明する。図8は、内視鏡装置10aの構成図である。内視鏡装置10a

50

は、内視鏡100に液体噴射装置20aが組み合わせられて構成される。内視鏡100は、実施形態1で説明したものと同一である。内視鏡装置10aは、実施形態1の内視鏡装置10と同様な機能を有する。

【0060】

図9は、液体噴射装置20aを示す。液体噴射装置20aは、液体噴射ユニット21の代わりに液体噴射ユニット21aを備える。液体噴射ユニット21aは、脈流発生ユニット30の代わりに、脈流発生ユニット300を備える。他の構成要素は、特に説明しない限り、実施形態1と同じである。

【0061】

図10は、液体供給流路52と、接続流路53と、脈流発生ユニット300との断面図である。脈流発生ユニット300は、パイプ310と、光ファイバー320と、光レーザー源500とを備える。ステンレスのパイプ310の内部には、液体室420が形成される。液体室420は、液体供給流路52及び接続流路53に接続されている。

【0062】

光ファイバー320は、液体室420内と、光レーザー源500とを接続する。光レーザー源500は、制御装置70から信号線72を介して駆動電圧が印加されると、光レーザーを出力する。本実施形態における光レーザーの波長は、 $2.1\mu\text{m}$ である。出力された光レーザーは、光ファイバー320によって液体室420内に導かれる。

【0063】

光レーザーが液体室420内に放出されると、光ファイバー320の先端付近の液体が、光レーザーのエネルギーを吸収して気化する。本実施形態においては光レーザーの出力が間欠的に実施されるので、この気化も間欠的に発生する。これによって、光ファイバー320の先端付近に、気泡が間欠的に生成される。この気泡の間欠的な生成によって、液体室420の圧力が変動する。この圧力変動によって、接続流路53に脈流が発生する。この脈流によって、実施形態1の液体噴射装置20と同様に、患部の切除ができる。なお、光レーザー源500は、上記の通り、脈流発生部および気泡発生部として機能する。また、液体室420は、脈流を発生させる場所として存在すればよく、液体供給流路52又は接続流路53の一部でもよく、形状や材質などはこれに限らない。

【0064】

実施形態2においても、液体噴射装置20aが内視鏡100に組み合わせられた状態で、液体室420を含む脈流発生ユニット300が内視鏡100の外部に配置されることによって、実施形態1で(A)として説明した効果を得ることができる。

【0065】

実施形態2においても、液体供給流路52及び接続流路53は実施形態1と同じように設計されているので、実施形態1で(B)、(C)、(D)として説明した効果を得ることができる。

【0066】

本発明は、本明細書の実施形態や実施例、変形例に限られるものではなく、その趣旨を逸脱しない範囲において種々の構成で実現できる。例えば、発明の概要の欄に記載した各形態中の技術的特徴に対応する実施形態、実施例、変形例中の技術的特徴は、先述の課題の一部又は全部を解決するために、あるいは、先述の効果の一部又は全部を達成するために、適宜、差し替えや、組み合わせを行うことができる。その技術的特徴が本明細書中に必須なものとして説明されていなければ、適宜、削除できる。例えば、以下のものが例示される。

【0067】

短時間に大きな流量で噴射するモードと、長時間にわたり小さな流量で噴射するモードとの何れかが選択できるように構成されてもよい。この構成において、医療機器として使用する場合、症例に応じて、術者がモードを選択してもよい。

【0068】

噴射管、接続流路、液体供給流路などの材質は、適宜、変更してもよい。例えば、金属

10

20

30

40

50

や樹脂などから選択してもよい。

内視鏡は、先述した軟性タイプでなくても、硬性タイプでもよい。

噴射される液体は、純水や薬液などでもよい。

気泡発生部に用いる加熱手段は、光メーザーでなくても、抵抗体ヒーター、セラミックヒーター、マイクロ波などでもよい。

【0069】

接続流路および液体供給流路は、ヤング率と、外径と、壁厚と、ポアソン比との少なくとも何れか1つが異なってもよいし、これらが全て同じでもよい。

液体室を含む脈流発生部は、内視鏡の付近にぶら下げて配置してもよいし、内視鏡にぶら下げてもよい。このような配置も、本願では内視鏡の外部に配置することに含まれる。このような配置によれば、接続流路を短く設計できるので、減衰をより抑制できる。

10

【0070】

実施形態2の液体噴射ユニットは、実施形態1と同様に手術ごとに全部を交換してもよいし、一部のみを交換してもよい。例えば、光メーザー源および光ファイバーは、交換しなくてもよい。つまり、パイプ、接続流路、液体供給流路を交換する際に、光ファイバーを、使用済みのパイプから新しいパイプに付け替えてもよい。このようにすれば、高価な光メーザー源の交換頻度を下げることができる。

【0071】

液体噴射ユニットの使用目的は、人間の治療でなくてもよい。

例えば、人間を除く動物を治療してもよいし、研究や教育のために人体組織を切除してもよい。

20

或いは、液体噴射ユニットは、噴射した液体によって汚れを除去する洗浄装置に利用されてもよいし、噴射した液体によって線などを描く描画装置に利用されてもよい。

【符号の説明】

【0072】

- 10…内視鏡装置
- 10a…内視鏡装置
- 20…液体噴射装置
- 20a…液体噴射装置
- 21…液体噴射ユニット
- 21a…液体噴射ユニット
- 30…脈流発生ユニット
- 31…脈流発生部
- 32…ダイヤフラム
- 33…圧電素子
- 34…第1ケース
- 36…第2ケース
- 38…第3ケース
- 39…補強部材
- 42…液体室
- 45…出口流路
- 50…液体供給機構
- 51…流路
- 52…液体供給流路
- 53…接続流路
- 55…噴射管
- 56…開口部
- 57a…接続リング
- 57b…接続リング
- 59…液体容器

30

40

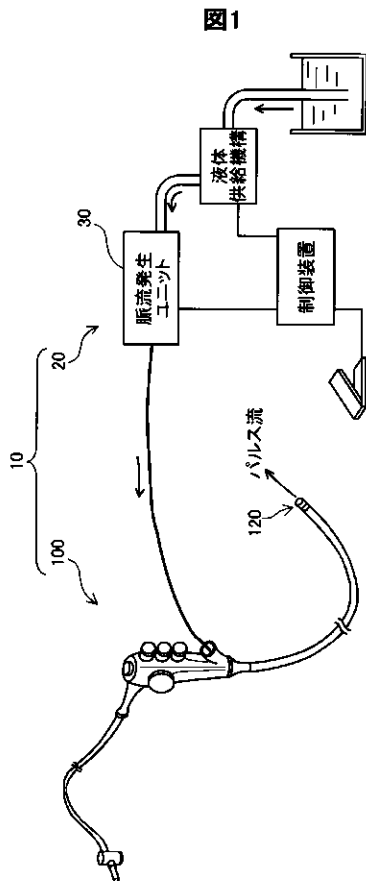
50

- 70 … 制御装置
- 71 … 信号線
- 72 … 信号線
- 75 … フットスイッチ
- 100 … 内視鏡
- 110 … 管状部
- 113 … 軟性部
- 115 … 湾曲部
- 120 … 先端部
- 121 … ライト
- 122 … 対物レンズ
- 123 … 送気送水口
- 124 … 吸気吸水口
- 125 … 開口部
- 130 … 接続流路挿入口
- 140 … 把持部
- 150 … 操作部
- 160 … 接続部
- 300 … 脈流発生ユニット
- 310 … パイプ
- 320 … 光ファイバー
- 420 … 液体室
- 500 … 光メーザー源

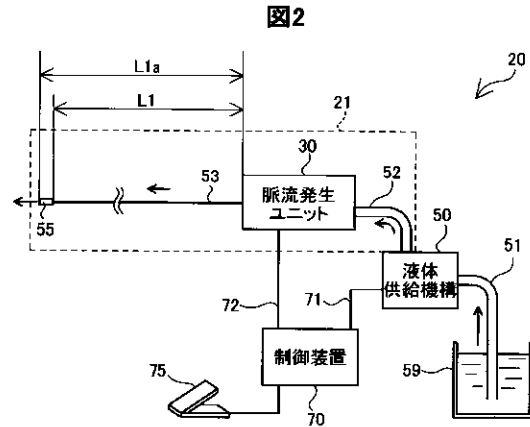
10

20

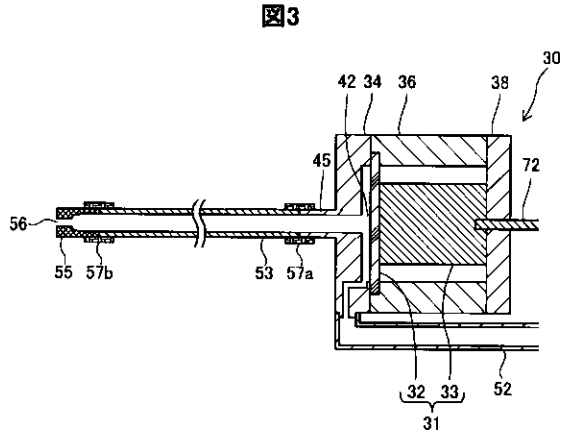
【図1】



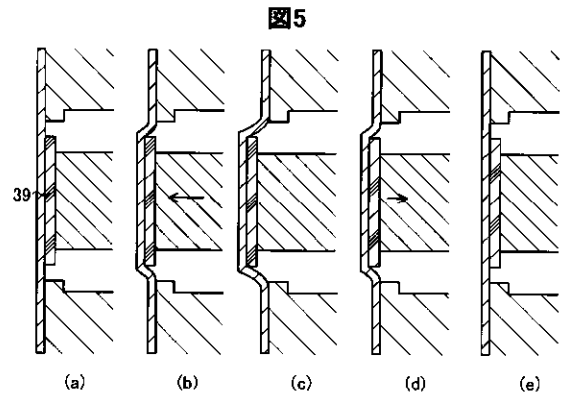
【図2】



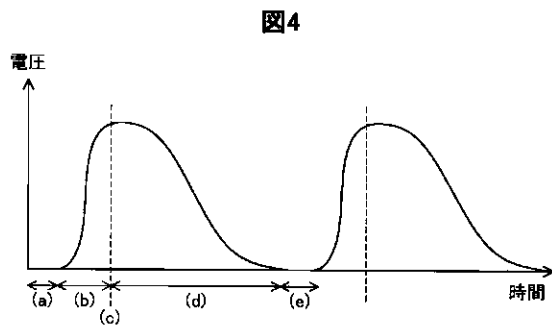
【図3】



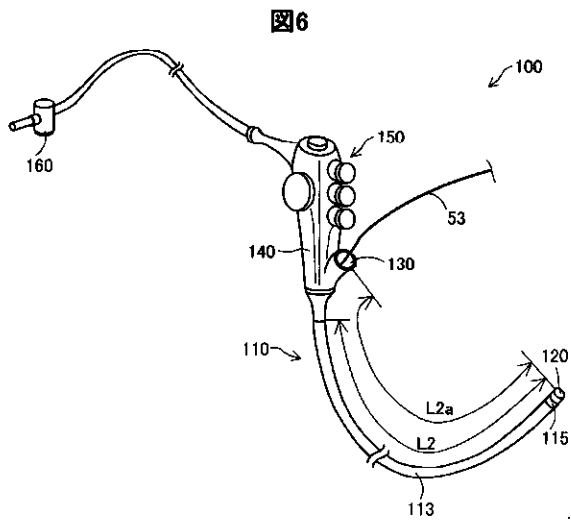
【図5】



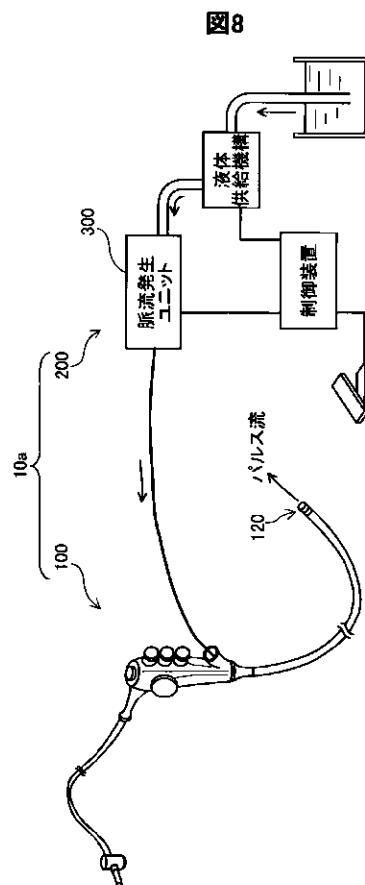
【図4】



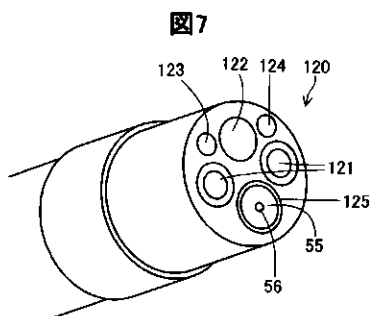
【図6】



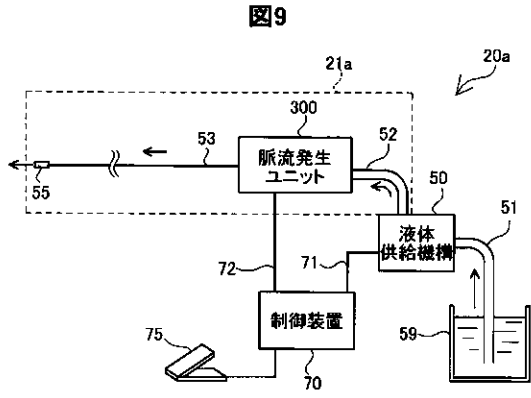
【図8】



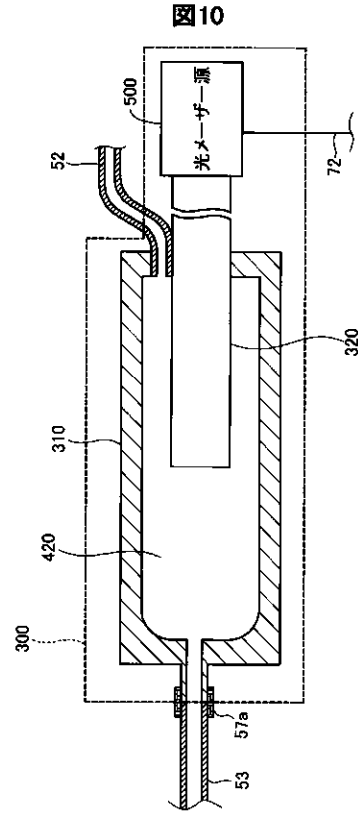
【図7】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	液体喷射单元，液体喷射装置，内窥镜装置，医疗装置		
公开(公告)号	JP2016016208A	公开(公告)日	2016-02-01
申请号	JP2014142038	申请日	2014-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	小島英揮 関野博一		
发明人	小島 英揮 関野 博一		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B1/015 A61B1/00119 A61B1/00131 A61B17/3203 A61B2017/0034		
FI分类号	A61B17/32.330 A61B17/3203		
F-TERM分类号	4C160/FF10 4C160/FF19		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了解决这样的问题，当与内窥镜结合使用时，需要将内窥镜插入液体腔室中。细长的管状部分被插入到主体中，并且抓握部分被连接到管状部分。将注液单元与内窥镜结合使用时，液体腔室将布置在内窥镜的外部。图1

