

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5845694号
(P5845694)

(45) 発行日 平成28年1月20日(2016.1.20)

(24) 登録日 平成27年12月4日(2015.12.4)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-168074 (P2011-168074)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成23年8月1日(2011.8.1)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-31493 (P2013-31493A)		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(43) 公開日	平成25年2月14日(2013.2.14)	(74) 代理人	100095728
審査請求日	平成26年7月24日(2014.7.24)		弁理士 上柳 雅誉
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(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	平林 篤哉
			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
		審査官	毛利 大輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 流体噴射装置及び医療機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

把持部と、
前記把持部に突設される吸引管と、
前記吸引管に、該吸引管の内周面に外周面が接触するよう偏心して内挿され、前記把持部に突設された噴射開口部を有する噴射管と、
前記噴射管内に気泡を発生させる気泡発生部材と、
前記吸引管の内周面と前記噴射管の外周面との間に形成される吸引流路と吸引開口部と、
を有し、
前記噴射管が前記噴射開口部の近傍で前記吸引管の内周面に固定または付勢され、
前記吸引管と前記噴射管とが、前記把持部側では同心に設けられ、前記噴射開口部側では偏心して設けられた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、
前記吸引管は、吸引ポンプと接続可能な吸引チューブと連通可能な開口部と、
を有し、
前記開口部は、前記吸引管のうち、前記吸引流路が、前記吸引管と前記噴射管とが同心の場合よりも大きい場所に設けられたことを特徴とする流体噴射装置。

【請求項3】

請求項 2 に記載の流体噴射装置において、
前記噴射管が、基端部から先端部までの途中で曲げられた曲げ部を有し、
前記開口部は、前記曲げ部より先端側に設けられた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、
前記吸引管が、基端部と先端部の間で曲がっていることを特徴とする流体噴射装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の流体噴射装置において、
前記噴射管が、基端部から先端部までの途中で曲がっていることを特徴とする流体噴射装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の流体噴射装置を備えたことを特徴とする医療機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、噴射管と吸引管とを有する流体噴射装置及び医療機器に関するものである。

【背景技術】

【0002】

流体噴射装置を用いて生体組織の切除・切開・破碎する方法は、熱損傷がなく、血管等の細管組織を温存できるなど手術具として優れた特性を有している。このような流体噴射装置を用いて手術等を行う場合、噴射された液体や切除組織等が術部に溜り視野が確保できないことがある。そのために液体や切除組織を吸引除去するための吸引管を併設するものがある。

20

【0003】

このような流体噴射装置の 1 例としては、高压流体を噴射する噴射管を、吸引管の吸引流路内に、吸引流路に対して同心となるように配設したものが提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0004】

また、他の例としては、高压流体を噴射させる噴射管を、吸引管の内周面に対して偏心させた状態で内挿させた流体噴射装置が提案されている（例えば、特許文献 2 参照）。

30

【0005】

また、流体室の容積を容積変更手段により急激に変化させ流体を脈流に変換して噴射開口部からパルス状に高速噴射させる流体噴射装置がある（例えば、特許文献 3 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開平 1 - 3 1 3 0 4 7 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 9 0 9 5 7 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 8 - 8 2 2 0 2 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述した特許文献 1 では、吸引管の内周面と噴射管の外周面とが同心となるように配設されているため、吸引開口部の吸引流路の大きさ（吸引管の内周面と噴射管の外周面との隙間寸法）は、吸引管の内径と噴射管の外径との差の 1 / 2 となり、この大きさよりも大きな切除組織は吸引除去することは困難である。また、吸引流路の大きさを確保するために吸引管の径を大きくすると術視野が狭まってしまうという課題がある。

【0008】

また、特許文献 2 では、噴射管が吸引管の内周面に偏心された状態で内挿されているこ

50

とから、吸引流路の大きさは、吸引管の内径と噴射管の外径との差となり、特許文献1と同じ直径の吸引管と噴射管とを用いる場合に、同心の場合よりも大きくなる。しかしながら、高圧流体を噴射させる場合、噴射管の先端、つまり噴射開口部付近に振動が発生することがあり、狙いの術部に流体を噴射することが困難となる。

【0009】

また、特許文献2のように、噴射管を吸引管に偏心させて内挿する構成では、噴射開口部の位置を直接視認できないため、正確な術部位置に流体を噴射しにくいという課題もある。

【0010】

また、特許文献3による流体噴射装置は、上述した特許文献1又は特許文献2の高圧流体を連続流で噴射させるものより少ない流量で切除が可能であるが、術部の視認性を向上させるため、あるいは切除組織の吸引除去のために吸引管を設けることが求められる場合がある。このような場合、吸引流路を大きくするために、特許文献2のように噴射管を吸引管の内周面に対して偏心させた状態で内挿させる構造を採用することが可能である。しかし、流体をパルス状に噴射させる場合には、噴射管の振動は連続流噴射のものより大きくなることが予測される。

【0011】

このように、噴射管に振動が発生した場合には、噴射管と吸引管とが当たって異常な音が発生することや、噴射管の先端（噴射開口部）の振動により吸引管が共振して術部位置に流体を噴射させることが困難となる。

【課題を解決するための手段】

【0012】

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、以下の形態又は適用例として実現することが可能である。

【0013】

[適用例1] 本適用例に係わる流体噴射装置は、把持部と、前記把持部に突設される吸引管と、前記吸引管に、該吸引管の内周面に外周面が接触するよう偏心して内挿され、前記把持部に突設される噴射開口部を有する噴射管と、前記噴射管内に気泡を発生させる気泡発生部材と、前記吸引管の内周面と前記噴射管の外周面との間に形成される吸引流路と吸引開口部と、を有し、前記噴射管が前記噴射開口部の近傍で前記吸引管の内周面に固定されていることを特徴とする。

【0014】

本適用例によれば、噴射管が吸引管に偏心された状態で内挿されていることから、吸引流路の大きさは、吸引管の内径と噴射管の外径との差となる。例えば、吸引管の内径を d_1 、噴射管の外径を d_2 とすれば、吸引流路の大きさ（隙間寸法）は $d_1 - d_2$ となり、吸引管と噴射管とを同心とする場合の吸引流路の大きさは $(d_1 - d_2) / 2$ となる。よって、偏心させた場合の吸引流路の大きさは、同心にする場合の吸引流路の大きさよりも大きくなる。したがって、噴射管と吸引管とを偏心させた場合には同心の場合よりも大きな切除組織を吸引することができ、噴射された排液の除去量も多くなり、良好な術視野が得られる。

【0015】

また、噴射管を、噴射開口部の付近で吸引管の内周面に固定していることから噴射管の先端部の振動を抑制し、噴射管と吸引管とが当たって異常な音が発生することを防止し、振動により噴射管の先端（噴射開口部）が動くことがなく、また、この振動により吸引管が共振することを抑制し、術部位置に正確に流体を噴射させることができるという効果がある。

【0016】

さらに、気泡発生部材が光ファイバーを用いて蒸気法泡を発生させる方式の場合、光ファイバーの先端から射出されるレーザーは直進性が高いため、噴射管に液体が少なくなったときは、噴射対象物をレーザーにより損傷する虞があるが、本適用例によっては、噴射

10

20

30

40

50

管を偏心することで、直接的に噴射対象物にレーザーが照射されることを防止する効果がある。また、噴射管に吸引管が接触することにより噴射管を介して吸引管に熱が伝わり、噴射される液体の発熱を抑制できる効果がある。

【0017】

〔適用例2〕上記適用例に記載の流体噴射装置において、前記吸引管の前記吸引開口部の近傍に、前記噴射開口部の位置を表す目印が設けられていることを特徴とする。

【0018】

本適用例によれば、噴射管を吸引管に対して偏心させて内挿する構成でも、噴射開口部の位置を示す目印を設けることにより、噴射開口部の位置を術者が認識できるので、術部位置に対して正確に流体を噴射することができる。

10

【0019】

〔適用例3〕上記適用例に記載の流体噴射装置において、前記目印が、前記吸引開口部の周縁にかけて形成される切欠き部、又は該吸引開口部の近傍に開設される貫通孔であることを特徴とする。

【0020】

本適用例によれば、目印としては、吸引開口部付近に噴射開口部の位置を示す刻印等のマーキングでもよいが、吸引開口部の周縁にかけて切欠き部を形成することで、噴射開口部の位置を認識するができ、また、吸引開口部をこの切欠き部の分だけ大きくすることができる。貫通孔の場合には、先端部に加え、側面方向にある切除組織の吸引除去を行うことが可能となる。

20

【0021】

〔適用例4〕本適用例に係わる医療機器は、上記のいずれか一項の流体噴射装置を備えることを特徴とする。

【0022】

本適用例によれば、医療機器として上記の流体噴射装置を用いることにより、手術具あるいは薬剤噴射装置としての優れた特性をより効果的なものとして提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本実施形態に係る手術具としての流体噴射装置を示す構成説明図。

30

【図2】第1実施例に係る気泡発生部材、噴射管、及び吸引管を流体の噴射方向に沿って切断した切断面を示す断面図。

【図3】図2のA-A切断面を示す断面図であり、(A)は本実施例、(B)は従来例を示す断面図。

【図4】第2実施例に係る噴射管及び吸引管の構造を示す部分断面図。

【図5】第3実施例に係る噴射管及び吸引管の構造を示す部分断面図。

【図6】第4実施例に係る噴射管及び吸引管の構造を示す部分断面図。

【図7】第5実施例に係る噴射管及び吸引管の構造を示す部分断面図。

【図8】第6実施例に係る噴射管及び吸引管の構造を示す部分断面図。

【図9】第7実施例に係る噴射管及び吸引管の先端部を示し、(A)は断面図、(B)は先端方向(矢印E)から視認した正面図。

40

【図10】第8実施例に係る吸引管の先端部を示す正面図。

【図11】その他の実施形態に係る手術具としての流体噴射装置を示す構成説明図。

【図12】その他の実施形態に係る気泡発生部材、噴射管、及び吸引管を流体の噴射方向に沿って切断した切断面を示す断面図。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。なお、以下の説明で参照する図は、図示の便宜上、部材ないし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。

50

【 0 0 2 5 】

(実施形態 1)

図 1 は、本実施形態に係る手術具としての流体噴射装置を示す構成説明図である。よって、以下で説明する流体は生理食塩水である。図 1 において、流体噴射装置 1 は、把持部 2 2 と、把持部 2 2 に突設される吸引管 8 0 と、把持部 2 2 に突設される噴射開口部 7 2 を有する噴射管 7 0 と、噴射管 7 0 内に気泡を発生させる気泡発生部材 3 1 と、吸引管 8 0 の内周面と噴射管 7 0 の外周面との間に形成される吸引流路 8 1 と吸引開口部 8 2 と、流体を収容する流体供給容器 2 と、流体供給手段としての供給ポンプ 1 0 と、吸引手段としての吸引ポンプ 1 1 と、吸引された排液や切除組織を収容する排液容器 3 と、から構成されている。噴射管 7 0 と供給ポンプ 1 0 と流体供給容器 2 とは流体供給チューブ 4 によ

10

【 0 0 2 6 】

気泡発生部材 3 1 は、供給ポンプ 1 0 から供給される流体を脈流（以降、パルス流と表すことがある）に変換させる。なお、気泡発生部材 3 1 としては、圧電素子を用いたピエゾ方式や、バブルジェット（登録商標）方式等、流体を脈流に変換してパルス状に噴射させることが可能な方式であれば適合可能であるが、以下に説明する気泡発生部材 3 1 は光ファイバーを用いて蒸気泡を発生させる方式を例示して説明する。光ファイバー 3 1 は、把持部 2 2 の外部に延伸してレーザー源 3 0 と接続されている。

20

【 0 0 2 7 】

噴射管 7 0 は、流体供給チューブ 4 に連通する噴射流路 7 1 を有し、先端部には流路が縮小された噴射開口部 7 2 が開口されている。噴射管 7 0 は、吸引管 8 0 に、吸引管 8 0 の内周面に外周面が接触するよう偏心して内挿される。

【 0 0 2 8 】

噴射管 7 0 は、吸引管 8 0 の内周面に外周面が接触するよう偏心して吸引管 8 0 に内挿されている。そして、噴射管 7 0 は、噴射開口部 7 2 の付近で吸引管 8 0 の内周面に接着等の固定手段により固定されている。吸引管 8 0 の内周面と噴射管 7 0 の外周面との間に形成される隙間が吸引流路 8 1 であり、吸引開口部 8 2 である。なお、噴射管 7 0 は、流体噴射時において変形しない程度の剛性を有し、吸引管 8 0 は噴射管 7 0 よりも剛性が高いことが望ましい。

30

【 0 0 2 9 】

次に、このように構成された流体噴射装置 1 における流体の流動を簡単に説明する。流体供給容器 2 に収容された流体は、供給ポンプ 1 0 によって吸引され、一定の圧力で流体供給チューブ 4 を介して噴射管 7 0 の噴射流路 7 1 に供給される。

【 0 0 3 0 】

なお、レーザー源 3 0 が駆動を停止している場合は、供給ポンプ 1 0 から一定の圧力で供給された流体は噴射流路 7 1 を通って、噴射開口部 7 2 から連続流噴射される。このとき、噴射開口部 7 2 から流れる液体の流量は小さく（例えば 0.2 cc/s ）、速度が遅い（例えば 1 m/s 以下）。なお、この流れでは、手術装置として組織を切除することはできないため、噴射開口部 7 2 から液体が流出していても安全である。

40

【 0 0 3 1 】

次に、噴射流路 7 1 が液体で満たされた状態で、光ファイバー 3 1 の先端 3 1 A からパルスレーザーが液体中に射出されると、そのエネルギーは液体に吸収され、瞬時に液体を気化させる。これにより、光ファイバー 3 1 の先端 3 1 A の周りに蒸気泡が生成される。この蒸気泡の生成によって、噴射流路 7 1 の内部圧力は急速に上昇し、この圧力により押された液体は、パルスジェットとして、一気に噴射開口部 7 2 から噴射される。このとき噴射開口部 7 2 から噴射されるパルスジェットの噴射速度は 10 m/s から 80 m/s と高速であり、組織の切除能力を有する。

【 0 0 3 2 】

パルスジェット発生後、噴射流路 7 1 の一部が空洞になるが、供給ポンプ 1 0 からの送

50

液によって、短時間で液体が噴射流路 7 1 に充填される。そして、再びパルスジェットの噴射が可能になる。このように、噴射管内に間欠的に気泡を発生させることで脈流を発生し、噴射開口部 7 2 から流体をパルス状に噴射することができる。

【 0 0 3 3 】

ここで脈流とは、流体の流れる方向が一定で、流体の流量又は流速が周期的又は不規則な変動を伴った流体の流動を意味する。脈流には、流体の流動と停止とを繰り返す間欠流も含むが、流体の流量又は流速が周期的又は不規則な変動をしていればよいため、必ずしも間欠流である必要はない。

【 0 0 3 4 】

同様に、流体をパルス状に噴射するとは、噴射する流体の流量又は移動速度が周期的又は不規則に変動した流体の噴射を意味する。パルス状の噴射の一例として、流体の噴射と非噴射とを繰り返す間欠噴射が挙げられるが、噴射する流体の流量又は移動速度が周期的又は不規則に変動していればよいため、必ずしも間欠噴射である必要はない。

10

【 0 0 3 5 】

次に、吸引について説明する。噴射開口部 7 2 から噴射された流体は、術部において排液として滞留する。また、術部には切除された生体組織が存在する。これら排液や切除組織は、吸引ポンプ 1 1 によって吸引され、吸引開口部 8 2 から吸引流路 8 1 及び吸引チューブ 5 を介して排液容器 3 に収容される。吸引ポンプ 1 1 の駆動は、レーザー源 3 0 の駆動に連動させてもよく、定期的の間欠駆動させてもよい。

【 0 0 3 6 】

20

なお、噴射管 7 0 及び吸引管 8 0 の形状及び構造は、いくつか複数通りのものが考えられる。そこで、それらを具体的な実施例として図面を参照して説明する。

【 0 0 3 7 】

(第 1 実施例)

まず、第 1 実施例について説明する。

図 2 は、本実施例に係る気泡発生部材 3 1、噴射管 7 0、及び吸引管 8 0 を流体の噴射方向に沿って切断した切断面を示す断面図である。把持部 2 2 の開口には供給ポンプ 1 0 から柔軟な流体供給チューブ 4 が接続されている。これにより、流体供給チューブ 4 内の流路は、噴射流路 7 1 の内部の空洞と連通している。そして、噴射流路 7 1 には、供給ポンプから流体供給チューブ 4 を通して液体（本実施形態では水）が供給される。

30

【 0 0 3 8 】

また、噴射流路 7 1 には、例えば石英系の光ファイバー 3 1 が把持部 2 2 を貫通して通されている。なお、光ファイバー 3 1 と把持部 2 2 との間、及び、把持部 2 2 と噴射流路 7 1 との間は、それぞれ液体が漏れないように密封されている。光ファイバー 3 1 は、把持部 2 2 の外部に延伸してレーザー源 3 0 と接続されている。なお、本実施形態では、レーザー源 3 0 としてホルミヤグレーザー（Ho - YAG レーザー：波長 2 . 1 μm ）のパルス光を供給するものを用いている。

【 0 0 3 9 】

把持部 2 2 は、光ファイバー 3 1 の先端 3 1 A が、噴射流路 7 1 内に突出した状態で、光ファイバー 3 1 を支持している。なお、光ファイバー 3 1 の先端 3 1 A は、パルスレーザーの射出面に相当する。

40

【 0 0 4 0 】

また、把持部 2 2 には、噴射管 7 0 の外套管としての吸引管 8 0 が突設されている。吸引管 8 0 の把持部 2 2 側の基端部付近には側壁を貫通する開口部 8 3 が開口され、吸引チューブ 5 がこの開口部 8 3 に連通するよう取り付けられている。なお、術者は把持部 2 2 を把持して操作するため、吸引チューブ 5 の把持部 2 2 付近の延在方向は、流体供給チューブ 4 と同じ方向にすることで、操作性を向上させることができる。

【 0 0 4 1 】

図示するように、噴射管 7 0 は吸引管 8 0 に偏心した状態で内挿されている。よって、噴射管 7 0 の外周面と吸引管 8 0 の内周面とは、吸引管 8 0 の長さの範囲で接触するか、

50

小さな隙間を有する関係にある。この状態について図3を参照して説明する。

【0042】

図3は、図2のA-A切断面を示す断面図であり、(A)は本実施例を示し、(B)は従来例を示している。(A)に示すように、噴射管70の外周面と吸引管80の内周面とは接触した状態である。このようにして形成される吸引管80の流路と噴射管70の外周面との隙間が吸引流路81であって、吸引管80の流路径をd1、噴射管70の外径をd2とすると、(d1 - d2)が吸引流路81の最大大きさとなる。

【0043】

ところで、特許文献1では、噴射管70が吸引管80に同心となるよう内挿されている。このような場合の吸引流路81の最大大きさは、(d1 - d2) / 2となり、吸引流路81の総面積は同じであっても、吸引流路81の大きさは偏心させた本実施例の方が大きくなる。なお、吸引開口部82の大きさも吸引流路81と同じ関係になる。

10

【0044】

本実施例では、吸引管80の内周面に噴射管70の外周面が接触する構造となっている。このような構造では、噴射管70を吸引管80に内挿して、吸引管80の内周面と噴射管70の外周面とを当接した状態で、接着剤等で固定しておき、把持部22に圧入すれば組み込みが可能である。この際、図2に示すように噴射管70の把持部22側基端部を吸引管80の基端部よりも突出させて把持部22に圧入し、吸引管80は把持部22とは遊動の関係にして接着剤等で固定すればよい。なお、噴射管70及び吸引管80の把持部22への固定には、接着剤、ロウ剤等でシーリング補強することが望ましい。

20

【0045】

なお、噴射管70と吸引管80との固定は、互いの長さ方向の接触範囲全体とすることが望ましいが、少なくとも噴射開口部72の先端付近(図2、図示Bの範囲)を固定すればよい。この場合は、把持部22に噴射管70、吸引管80の順に挿着した後、図示Bの範囲を接着剤、ロウ剤等で接着固定するか、溶接等の固定手段を用いて固定すればよい。

【0046】

また、吸引管80に設けられる開口部83及び吸引チューブ5の流路の大きさは、吸引物が吸引チューブ5の中で詰まらないように、吸引開口部82の流路断面積と同じにするか、大きくすることが望ましい。

【0047】

次に、本実施例における光ファイバー31のパルス流噴射動作について図1、図2を参照して説明する。供給ポンプ10によって噴射管70には、一定の圧力で流体が供給されている。なお、供給ポンプ10からの流体供給量は噴射開口部72からのパルス流噴射量と略等しい量であればよい。ここで、光ファイバー31が動作を行わない場合、供給ポンプ10の吐出力と流体供給チューブ4側全体の流路抵抗との差によって流体は噴射管70内に流動する。

30

【0048】

また、噴射管70の噴射流路71の開口には、例えば石英系の光ファイバー31が把持部22を貫通して通されている。なお、光ファイバー31と把持部22との間、及び、光ファイバー31と噴射管70との間は、それぞれ液体が漏れないように密封されている。光ファイバー31は、把持部22の外部に延伸してレーザー源30と接続されている。なお、本実施形態では、レーザー源30としてホルミヤグレーザー(Ho-YAGレーザー：波長2.1 μm)のパルス光を供給するものを用いている。

40

【0049】

以上説明した第1実施例によれば、噴射管70が吸引管80に偏心された状態で内挿されていることから、吸引流路81及び吸引開口部82の大きさは、吸引管80の内径と噴射管70の外径との差となる。よって、偏心させた場合の吸引流路81及び吸引開口部82の大きさは、同心にする場合の大きさよりも大きくなる。したがって、噴射管70と吸引管80とを偏心させた場合には、同心の場合よりも大きな切除組織を吸引することができ、噴射された排液の除去量も多くなり、良好な術視野が得られる。また、光ファイバー

50

31の先端から射出されるレーザーは直進性が高いため、噴射管70に液体が少なくなったときは、噴射対象物をレーザーにより損傷する虞があるが、本実施例では、噴射管70が吸引管80に対し偏心され設置されているので、直接的に噴射対象物にレーザーが照射されることを防止する効果がある。また、吸引管80に噴射管70が接触することにより噴射管70を介して吸引管80に熱が伝わるため、噴射される液体の発熱を抑制できる効果もある。

【0050】

また、噴射管70を、噴射開口部72の付近で吸引管80の内周面に固定していることからパルス流の噴射に起因する噴射管70の先端部が振動し、この振動により噴射管70と吸引管80とが当たって異常な音が発生することを防止できる。また、噴射管70の先端（噴射開口部）が振動し、この振動により吸引管80が共振することを防止し、術部位置に正確に流体を噴射させることができる。

10

【0051】

なお、本実施例では、吸引管80を把持部22に固定する構造を例示したが、把持部22を突出させて吸引管とすることも可能である。また、吸引チューブ5の配設位置、延在方向は特に限定されないが、術者は把持部22を把持して操作するので、把持部22の近傍では、吸引チューブ5と流体供給チューブ4と互いに沿うように延在することで、操作するときのバランスがよくなり、操作性を向上させることができる。

【0052】

（第2実施例）

続いて、第2実施例について図面を参照して説明する。本実施例は、前述した第1実施例が、噴射管70と吸引管80とを長さ全体に偏心させていることに対して、基端部を同心として先端部を偏心させていることを特徴としている。よって、第1実施例との相違箇所を中心に、第1実施例と同じ符号を付して説明する。

20

【0053】

図4は、本実施例に係る噴射管70及び吸引管80の構造を示す部分断面図である。吸引管80は基端部を把持部22に圧入固定されている。また、噴射管70は吸引管80に対して同心となるよう基端部を把持部22に圧入固定されている。そして、先端部（図示Bの範囲）において、噴射管70と吸引管80とを接着剤、ロウ剤等により接着固定、又は溶接等の固定手段を用いて固定される。

30

【0054】

このようにすれば、先端方向から視認した状態は、図3(A)と同じ状態となり、吸引開口部82の大きさは、同心の場合よりも大きくなる。したがって、噴射管70と吸引管80との先端部を同心にする従来技術よりも大きな切除組織を吸引することができる。切除組織は、吸引開口部82において詰まりやすいことから、吸引開口部82を大きくしておくことで吸引能力を高めることができる。

【0055】

また、噴射管70と吸引管80との基端部を同心にすれば、第1実施例のように偏心させて把持部22に固定する構造よりも把持部22の加工がしやすく、それぞれの圧入加工も容易になるという効果がある。

40

【0056】

なお、噴射管70を予め撓めておき、噴射管70の弾性力で吸引管80の内周面に付勢する構造としてもよい。この際、吸引管80の剛性を噴射管70の弾性力に耐える程度、及び振動を抑制可能な大きさにする。このようにすれば、先端部における固定加工はなくてもよい。

【0057】

（第3実施例）

次に、第3実施例について図面を参照して説明する。本実施例は、前述した第2実施例に対して、吸引管80と吸引チューブ5との接続位置が異なることに特徴を有する。よって、第2実施例との相違箇所を中心に、共通要素は第2実施例と同じ符号を付して説明す

50

る。

【0058】

図5は、本実施例に係る噴射管70及び吸引管80の構造を示す部分断面図である。噴射管70と吸引管80との関係は前述した第2実施例と同じである。第2実施例では、噴射管70と吸引管80とは、先端部において偏心させて固定されている。したがって、固定部以外の吸引流路81は、基端部に向かって徐々に小さくなり、吸引チューブ5が設けられる開口部83近傍では、同心の場合と同じ大きさになる。よって、開口部83を吸引流路81が大きい範囲に設けることが望まれる。

【0059】

そこで、開口部位置Cを吸引流路81がより広い位置に設ける。このような場合は、接続流路91を有する管継ぎ手90を用いる。接続流路91は略L字状に曲げられ、吸引チューブ5は吸引管80に沿って延在され、さらに流体供給チューブ4(図2参照)に沿って延在される。この際、吸引チューブ5を図示するように成形してもよく、吸引チューブ5が十分な弾性を有する場合には、図示D付近で結束バンド(図示せず)等により吸引管80に結束してもよい。

10

【0060】

このようにすれば、吸引流路81が同心の場合よりも大きい場所に開口部83を設けることで、吸引能力の低下を抑えることができる。また、このような構造にしても、吸引チューブ5の管継ぎ手90付近は吸引管80に沿って、把持部22付近では流体供給チューブ4に沿って延在することで把持部22を把持しやすくなり操作性を妨げない。また、噴射管70及び吸引管80の基端部が取り付けられる把持部22の構造を単純化することができる。なお、管継ぎ手90と吸引管80とを一体で形成する構造としてもよく、管継ぎ手90と吸引チューブ5とを一体で成形してもよい。

20

【0061】

(第4実施例)

次に、第4実施例について図面を参照して説明する。本実施例は、前述した第3実施例に対して、噴射管70を基端部から先端部までの途中で曲げて、先端部で噴射管70と吸引管80とを固定することに特徴を有する。よって、第3実施例との相違箇所を中心に、共通要素は第3実施例と同じ符号を付して説明する。

【0062】

図6は、本実施例に係る噴射管70及び吸引管80の構造を示す部分断面図である。噴射管70と吸引管80との把持部22への取付け構造は、前述した第2実施例及び第3実施例と同じで、互いに同心の関係にある。本実施例では、噴射管70が略中央付近で曲げられており、曲げ部70aより先端側は吸引管80の内周面に接触し、先端部(図示Bの範囲)で接着剤、ロウ剤等で接着固定、又は溶接等の固定手段を用いて固定されている。曲げ部70aより基端部側は、吸引管80と略同心となっている。

30

【0063】

吸引管80に設けられる開口部83(開口部位置C)は、曲げ部70aより先端側に配置され、管継ぎ手90により吸引チューブ5に連通される。吸引チューブ5は、流体供給チューブ4に沿って延在される。

40

【0064】

このようにすれば、吸引開口部82から曲げ部70aまでの吸引流路81が大きい位置に開口部83が設けられることで、吸引開口部82と略同じ大きさの吸引流路81を形成でき、同心の場合よりも大きい切除組織を吸引除去することができる。

【0065】

なお、曲げ部70aを基端部側に近づければ、吸引管80の開口部83を把持部22に近づけることができ、把持部22が把持しやすくなり、操作性を向上させることができる。また、曲げ部70aを把持部22の範囲内に設ければ、第2実施例(図4参照)と同様に、把持部22に開口部83を設ける構造とすることができる。

【0066】

50

(第5実施例)

次に、第5実施例について図面を参照して説明する。本実施例は、前述した第1実施例～第4実施例の吸引管80が直線で形成されていることに対して、途中で曲げられていることに特徴を有している。流体噴射装置1を、腹腔手術等に用いる場合には、体表面の吸引管80の挿入位置に対して術部が直線上にないときがある。このような場合には、噴射管70及び吸引管80の先端部を基端部に対して曲げた位置にすることが要求される。本実施例は、そのような場合に対応する形態を有する。なお、第2実施例の構造をベースにして、第2実施例との共通機能要素には同じ符号を付して説明する。

【0067】

図7は、本実施例に係る噴射管70及び吸引管80の構造を示す部分断面図である。吸引管80は、先端部と基端部と間の中間部において曲げられている。そして、噴射管70は、吸引管80の内周面に倣って曲げられ、噴射開口部72の付近(図示Bの範囲)で接着剤、口ウ剤等で接着、又は溶接等の固定手段を用いて吸引管80の内周面に固定されている。

10

【0068】

噴射管70を吸引管80の形状に倣って曲げ形成する方法も考えられるが、実際には、曲げられた管内に曲げられた管を挿入することは構造上困難である。そこで、略直線状の噴射管70を把持部22に圧入固定した後に、吸引管80を噴射開口部72側から挿入していく。その際、噴射管70は、吸引管80の曲げ位置の斜面80aに噴射管70の先端部が当り、この斜面80a、曲げ部80bに倣って噴射管70が曲げられ、把持部22に基端部が達したときに、図7に図示されるような形状となる。なお、腹腔手術の場合には、噴射管70及び吸引管80の長さは200mm～400mm程度であるため、図示した状態よりも曲がり角度は緩やかになる。

20

【0069】

したがって、本実施例によれば、手術部位、方法によって噴射管70及び吸引管80の先端部を基端部に対して曲げた位置にする場合においても、先端部において吸引管80と噴射管70とは偏心した状態であり、同心の場合に比べ吸引開口部82を大きくすることができる。なお、吸引流路81のうち曲げられた部分は、吸引開口部82よりも小さくなる位置があるが、噴射管70の外径が円形であるため、流路抵抗はごく小さく、切除組織の吸引の妨げになることはない。

30

【0070】

なお、本実施例では、噴射管70は、曲げられた吸引管80の内周面に倣って挿着されることから、先端部は吸引管80の内周面に噴射管70の弾性力で付勢される、よって、その付勢力が振動を抑制できる大きさであれば、必ずしも固定しなくてもよい。このことから、吸引管80の剛性は、噴射管70の剛性よりも大きくしておく。

【0071】

(第6実施例)

次に、第6実施例について図面を参照して説明する。本実施例は、前述した第1実施例～第5実施例の流体噴射方向が、噴射流路71に対して直線上又は平行であることに対して、噴射流路71に対して傾斜した方向に向いていることに特徴を有している。手術部位によっては、吸引管80の延在方向とはずれた位置の切除を行う場合がある。本実施例は、そのような場合に対応する形態を有する。なお、第1実施例の構造をベースにして、第1実施例との共通機能要素には同じ符号を付して説明する。

40

【0072】

図8は、本実施例に係る噴射管70及び吸引管80の構造を示す部分断面図である。噴射管70及び吸引管80は、先端部において曲げられ、噴射管70は、吸引管80の曲げ部の内周面に倣っている。そして、噴射開口部72の付近で接着剤、口ウ剤等で固定、又は溶接等の固定手段を用いて吸引管80の内周面に固定されている。

【0073】

なお、吸引管80の流路径を d_1 とし、噴射管70の曲げ高さを h で表したとき、流路

50

径 d_1 は、 $h < d_1$ の関係になるように設定する。このようにすることで、噴射管 70 を吸引管 80 に内挿することが可能となる。

【0074】

このようにすることによって、手術部位によって、吸引管 80 の延在方向とはずれた位置の切除と、切除組織の吸引排除を行うことができる。

なお、本実施例による構造は、前述した第 1 実施例～第 5 実施例の各実施例にも適合可能である。

【0075】

(第 7 実施例)

次に、第 7 実施例について図面を参照して説明する。前述した各実施例で説明したように、吸引開口部 82 に対して噴射開口部 72 が偏心した位置に配置されていることから、術者は噴射開口部を直接視認することは困難である。そこで、本実施例は、吸引開口部 82 の近傍に、噴射開口部 72 の位置を表す目印が設けられていることを特徴とする。

【0076】

図 9 は、本実施例に係る噴射管 70 及び吸引管 80 の先端部を示し、(A) は断面図、(B) は先端方向(矢印 E 方向)から視認した正面図である。図 9 (A)、(B) において、吸引管 80 の噴射開口部 72 の近傍には、目印としての切欠き部 73 が形成されている。切欠き部 73 は、吸引開口部 82 の周縁にかかる位置、形状に形成されており、術者は噴射管 70 の先端部(噴射開口部位置)を視認することが可能である。

【0077】

目印としては、図示したような切欠きでもよいが、吸引管 80 の外周面に刻印、小孔又は塗料等でマーキングしてもよい。しかし、本実施例による切欠き部 73 によれば、噴射開口部 72 の位置を術者が直接認識して操作することがきる。よって、正確な術部位置に流体を噴射し、切除することができる。

【0078】

(第 8 実施例)

次に、第 8 実施例について図面を参照して説明する。前述した第 7 実施例では、目印として 1 個の切欠き部 73 を設けていることに対して、吸引開口部に懸けて形成される切欠き、又は吸引開口部の近傍に開設される貫通孔であることを特徴とする。

【0079】

図 10 は、本実施例に係る吸引管 80 の先端部を示す正面図である。図 10 において、吸引管 80 の先端部には吸引開口部 82 の周縁にかけて 4 つの切欠き部 73 a, 73 b, 73 c, 73 d が形成されている。図 10 の場合は、切欠き部 73 a が噴射開口部 72 の位置を示す目印である。そして他の切欠き部 73 b ~ 73 d は、吸引開口部 82 の吸引機能を補完するために設けられる。したがって、切欠き部 73 a は目印としての位置、形状を有しており、他の切欠き部 73 b ~ 73 d は、切除組織の吸引可能な位置、形状を有している。なお、切欠き部 73 a ~ 73 d は、吸引管 80 の先端部側面を貫通する貫通孔(図示せず)であってもよい。

【0080】

したがって、これら切欠き部 73 a ~ 73 d を形成することによって、吸引開口部 82 付近に噴射開口部 72 の位置を示す目印とすることができる。また、これらの切欠き部 73 a ~ 73 d を設けることにより、吸引開口部 82 の大きさをさらに補完することができる。切除組織の吸引除去能力を向上させることができる。

【0081】

さらに、吸引開口部 82 の近傍に開設される貫通孔により、先端部の側面方向にある切除組織の吸引除去を行うことが可能となる。

【0082】

(その他の実施形態)

上記の実施形態は、本発明の理解を容易にするためのものであり、本発明を限定して解釈するためのものではない。本発明は、その趣旨を逸脱することなく、変更、改良され得

10

20

30

40

50

ると共に、本発明にはその等価物が含まれることは言うまでもない。

【0083】

<流体噴射装置について>

前述した実施形態では、ウォ-タージェットメスを例に挙げて説明していたが、これには限られず他の流体噴射装置にも適用することが可能である。

【0084】

<流体について>

前述した実施形態では、流体として水を用いていたがこれには限られず、生理的食塩水を用いてもよい。また、血液などの他の液体や、水蒸気や窒素などの気体を用いてもよい。この場合、レーザーとして、流体の種類に応じた吸収バンドを有するものを用いるよう

10

にすればよい。

【0085】

<流体供給容器について>

図11は、その他の実施形態に係る手術具としての流体噴射装置を示す構成説明図である。前述した実施形態では、流体を収容する流体供給容器2を用いていたがこれには限られず、図11に示すように、液体を収容し、その液体を重力の作用によって送出する輸液バック92を用いてもよい。輸液バック92から噴射流路71には、指定の圧力で液体が供給される。その結果、レーザー源30が動作を行わない場合、輸液バック92の吐出力と流体供給チューブ4側全体の流体抵抗値の差によって液体は噴射流路71内に流入する。

20

【0086】

<光ファイバーについて>

図12は、その他の実施形態に係る気泡発生部材、噴射管70、及び吸引管80を流体の噴射方向に沿って切断した切断面を示す断面図である。前述した実施形態では、気泡発生部材としての光ファイバー31を用いて蒸気泡を発生させていたがこれには限られない。例えば電極からの放電を用いて蒸気泡を発生させてもよい。また、例えば図12に示すように、気泡発生部材としてのヒーター94を用いて蒸気泡を発生させてもよい。

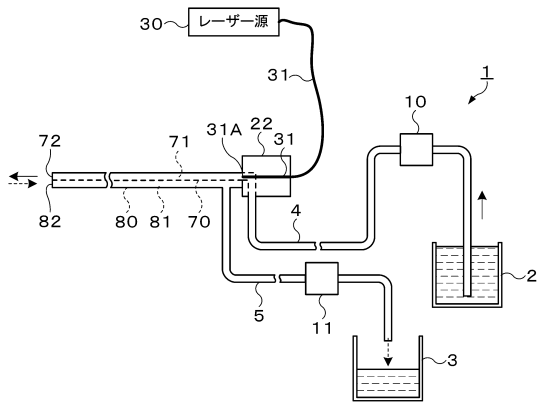
【符号の説明】

【0087】

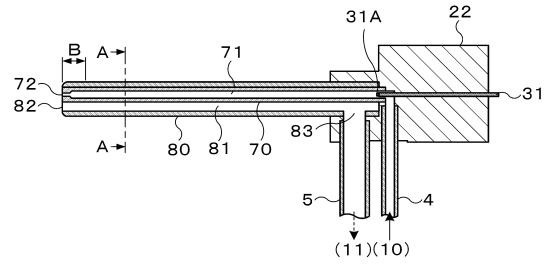
1...流体噴射装置 2...流体供給容器 3...排液容器 4...流体供給チューブ 5...吸引チューブ 10...供給ポンプ 11...吸引ポンプ 22...把持部 30...レーザー源 31...光ファイバー(気泡発生部材) 31A...先端 70...噴射管 70a...曲げ部 71...噴射流路 72...噴射開口部 73, 73a~73d...切欠き部 80...吸引管 80a...斜面 80b...曲げ部 81...吸引流路 82...吸引開口部 83...開口部 90...管継ぎ手 91...接続流路 92...輸液バック 94...ヒーター(気泡発生部材)。

30

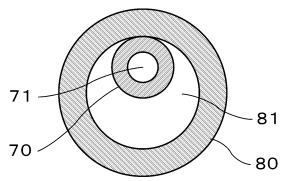
【図1】



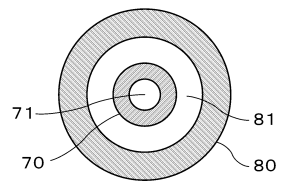
【図2】



【図3】

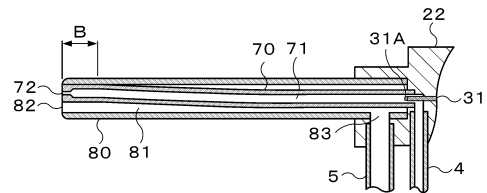


(A)

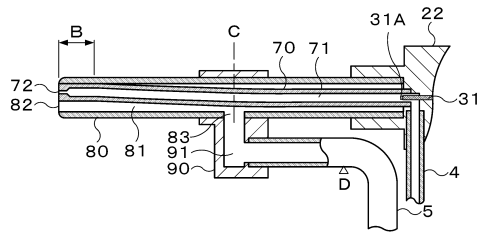


(B)

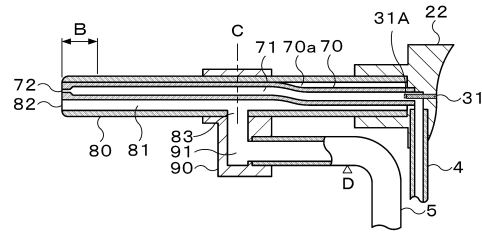
【図4】



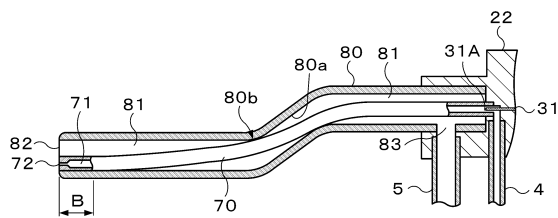
【図5】



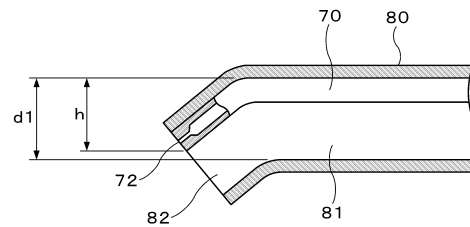
【図6】



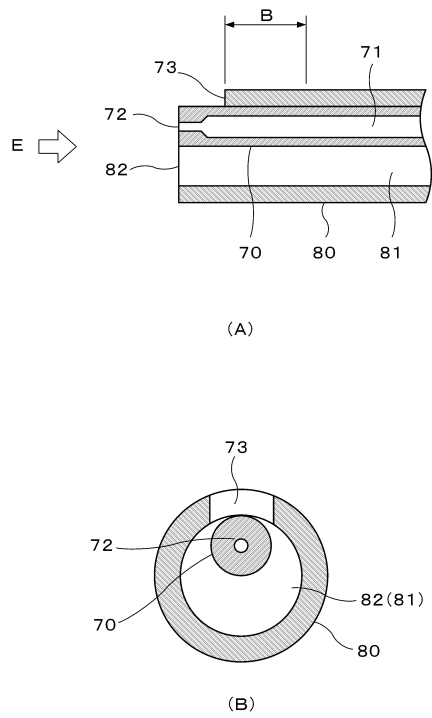
【図7】



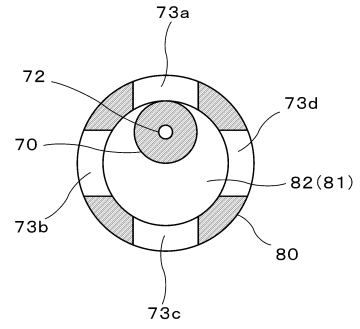
【図8】



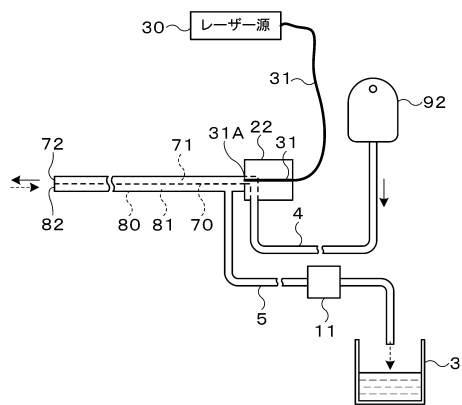
【図 9】



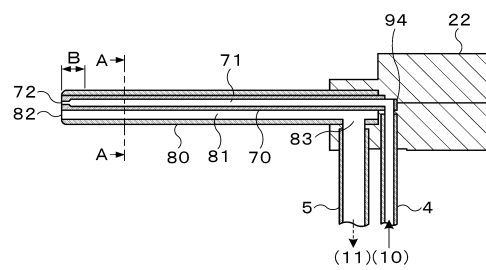
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-082056(JP,A)
特開2011-067331(JP,A)
特開平06-090957(JP,A)
米国特許第05374244(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/32