(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 6 月 5 日(05.06.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/084266 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 17/00 (2006.01) *A61M 31/00* (2006.01)
A61B 17/34 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/081930

(22) 国際出願日: 2013 年 11 月 27 日(27.11.2013)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2012-259863 2012 年 11 月 28 日(28.11.2012) JP
特願 2013-239232 2013 年 11 月 19 日(19.11.2013) JP

(71) 出願人: 日機装株式会社 (NIKKISO CO., LTD.) [JP/JP]; 〒1506022 東京都渋谷区恵比寿４丁目２０番３号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 新山 正徳 (NIIYAMA Masanori); 〒1898520 東京都東村山市野口町２－１６－２ 日機装技研株式会社内 Tokyo (JP). 千葉 敏昭 (CHIBA Toshiaki); 〒1898520 東京都東村山市野口町２－１６－２ 日機装技研株式会社内 Tokyo (JP). 中野 愛美 (NAKANO Manami); 〒1898520 東京都東村山市野口町２－１６－２ 日機装技研株式会社内 Tokyo (JP). 糀屋 睦 (KOUJIYA Makoto); 〒1898520 東京都東村山市野口町２－１６－２ 日機装技研株式会社内 Tokyo (JP). 増田 吉通 (MASUDA Yoshimichi); 〒1898520 東京都東村山市野口町２－１６－２ 日機装技研株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人ＹＫＩ国際特許事務所 (YKI PATENT ATTORNEYS); 〒1800004 東京都武蔵野市吉祥寺本町一丁目３４番１２号 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

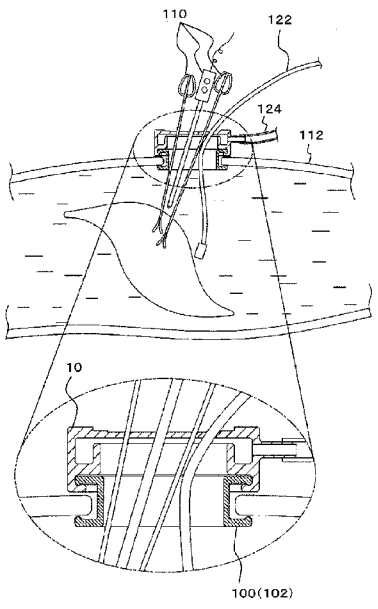
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,

[続葉有]

(54) **Title**: FLUID INFUSION INSTRUMENT

(54) 発明の名称 : 液体注入器具

[図1]



(57) **Abstract**: A fluid infusion instrument (10) for infusing a fluid into a body cavity in the vicinity of a site whereat an operation is to be performed comprises: a cylinder body (12) which communicates into a body cavity via an incision formed in a body wall; a supply aperture (18) which supplies a fluid supplied from an external source into the cylinder body (12); and a dispersal mechanism which disperses the fluid supplied via the supply aperture (18) in the circumference direction, then infuses the same into the body cavity. The dispersal mechanism further comprises a reservoir part (16) which is disposed along a circumference wall (22) of the cylinder body (12), and a discharge aperture (17) which is formed either over the entire circumference or dispersed along the entire circumference of the side wall of the reservoir part (16), and which causes the stored fluid to overflow when the fluid is filled beyond a prescribed level.

(57) 要約: 手術対象部位周辺の体腔内に液体を注入するための液体注入器具１０は、体壁に形成された切開創を介して体腔内に連通される筒体１２と、外部から供給された液体を前記筒体１２内に供給する供給口１８と、前記供給口１８から供給された液体を、周方向に分散してから体腔内に注入する分散機構と、を備える。分散機構は、前記筒体１２の周壁２２に沿って設けられた貯留部１６と、貯留部１６の側壁において、全周に亘って、または、全周に分散して形成され、規定レベルを超えて貯留された液体を溢れださせる流出口１７と、を備える。

WO 2014/084266 A1

NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 液体注入器具

技術分野

[0001] 本発明は、手術対象部位周辺の体腔内に液体を注入するための液体注入器具に関する。

背景技術

[0002] 現行の開腹術、内視鏡手術、ロボット支援手術は、いずれも、臓器を気体と重力に暴露させながら行う術式である。こうした従来の術式では、重力に抗して臓器を取り扱う必要があるため、当該臓器を取り扱う鉗子等にはある程度の強度が必要であり、結果として、鉗子等の細径化には限界があった。また、術中、超音波診断を行う際にも、超音波プローブの位置に制限があった。

[0003] そこで、一部では、体腔内に等張液等の液体を灌流させた状態で手術を行うことが提案されている。例えば、特許文献１には、体腔内に液体を灌流させる場合に適したトロッカーが開示されている。このトロッカーは、内視鏡の通路となる内側管と、当該内側管の外周を覆うように同心円状に配置され外側管とを備えており、外側管の先端面には、液体を吐出する液流出口および液体を吸引する液流入口が形成されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１２－０８１１９１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、特許文献１の技術では、液体は、比較的小径の開口から体腔内に直接供給されていた。かかる小径の開口から多量の液体を供給するためには、流速を速くせざるを得ず、その流れは、乱流になりがちであった。かかる乱流として吐出される液体を、体腔内に直接供給すると、当該供給される液

体の水流エネルギーにより、体腔内に貯留されている液体が激しく撹拌される。この場合、僅かでも出血が生じていると、液中に流れた血液が短時間で体腔内の液体全体に拡散し、液体全体が濁り、視野不良になるという問題があった。

[0006] そこで、本発明では、体腔内での液体の撹拌を防止しつつ、体腔内に液体を注入でき得る液体注入器具を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の液体注入器具は、手術対象部位周辺の体腔内に液体を注入するための液体注入器具であって、体壁に形成された切開創を介して体腔内に連通される筒体と、外部から供給された液体を前記筒体内に供給する供給口と、前記供給口から供給された液体を、周方向に分散してから体腔内に注入する分散機構と、を備えることを特徴とする。

[0008] 好適な態様では、前記分散機構は、前記筒体の周壁に沿って設けられ、前記供給口から供給された液体を一時的に貯留する貯留部と、前記貯留部の側壁において、全周に亘って、または、全周に分散して形成され、規定レベルを超えて貯留された液体を溢れださせる流出口と、を備える。

[0009] 他の好適な態様では、前記供給口は、前記液体を前記筒体の周壁から前記筒体内に供給し、前記分散機構は、前記筒体の周壁と、前記周壁と同心に設けられた内壁と、の間に形成され、底面が開口された環状管路を備える、ことを特徴とする。この場合、前記分散機構は、さらに、前記環状管路に配置され、前記供給口から供給された液体が軸方向へ進行しにくくする抵抗体を備える、ことが望ましい。

[0010] 他の好適な態様では、さらに、前記筒体の上面全体を覆って閉鎖する天面部を備える。他の好適な態様では、さらに、前記切開創に装着される開創器に対して着脱自在の着脱部を備える。

[0011] 他の好適な態様では、さらに、前記筒体内の気泡を外部に放出する１以上の排気口を有する。前記排気口は、互いに異なる位置に複数設けられ、各排気口の開閉を切り替えることで、排気位置を選択可能である、ことが望まし

い。他の好適な態様では、前記筒体の下部には、筒体下端の傾きに連動して変形する可変部であって、変形することで筒体のうち、当該可変部より上側の姿勢を一定に保つ可変部が設けられる。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、液体が周方向に分散してから体腔内に注入されるため、注入される液体の流速を低く抑えることができる。注入液体の流速が小さいため、当該注入液体により体腔内の液体が撹拌されることが防止できる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の実施形態である液体注入器具の使用態様を示す図である。

[図2]液体灌流システムの構成を示すブロック図である。

[図3]本発明の実施形態である液体注入器具の斜視図である。

[図4]液体注入器具の一部破断斜視図である。

[図5]図３のＡ－Ａ断面図である。

[図6]他の液体注入器具の一部破断斜視図である。

[図7]他の液体注入器具の一部破断斜視図である。

[図8]他の液体注入器具の一部破断斜視図である。

[図9]第二実施形態の液体注入器具の斜視図である。

[図10]第二実施形態の液体注入器具の一部破断斜視図である。

[図11]図９のＢ－Ｂ断面図である。

[図12]第三実施形態の液体注入器具の斜視図である。

[図13]第三実施形態の液体注入器具の一部破断斜視図である。

[図14]他の液体注入器具の斜視図である。

[図15]第四実施形態の液体注入器具の断面図である。

発明を実施するための形態

[0014] 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。図１は、本発明の実施形態である液体注入器具１０の使用態様を示す図である。また、図２は、液体注入器具１０を利用した液体灌流システムのブロック図である。さらに、図３は、液体注入器具１０の斜視図、図４は、液体注入器具１０

の一部破断斜視図であり、図５は図３のＡ－Ａ断面図である。

[0015] はじめに、内視鏡手術における液体注入器具１０の使用態様について簡単に説明する。内視鏡手術を行う際には、図１に示すように、体壁１１２に形成された小さい切開創から内視鏡や鉗子、電気メスなどの手術器具１１０を体腔内に挿入し、この内視鏡や鉗子等を用いて臓器等の手術対象部位を手術したり観察したりする。このとき、切開創をほぼ円形に安定して開口させ、かつ、切開創に加わる力を均一にするために、切開創には、開創器１００が装着される。開創器１００は、シリコーンゴムなどの比較的弾性に富んだ材質からなる。開創器１００は、略円筒形部材で、その上下端には、外側に張り出す鍔部１０２が形成されている。開創器１００は、この上下端に形成された鍔部１０２で体壁１１２を挟み込むようにして切開創に装着される。

[0016] 手術中、体腔内には等張液等の液体が供給タンク１３４から充填される。等張液等の液体は、図２に示す液体灌流システムにより体腔内に供給、および、体腔内から回収される。液体は、後に詳説する液体注入器具１０を介して体腔内に注入される。供給用ポンプ１２８は、供給配管１２４を介して、液体注入器具１０に、液体を送る。体腔内に貯留された液体は、吸引配管１２２を介して吸引用ポンプ１２６により吸引され、回収される。回収された液体は、フィルタ１３０で等張液などの液体と血液等の廃棄成分とに分離される。分離して得られた等張液などの液体は、供給配管１２４に移送され、血液等の廃棄成分は、廃液タンク１３２に移送される。コントローラ１２０は、廃棄した量と同等の量を供給タンク１３４から補給し、体腔内から回収される液量および体腔内に供給する液量が常に一致し、体腔内の液量が一定に保たれるように供給用ポンプ１２８および吸引用ポンプ１２６の駆動を制御する。

[0017] このように液体灌流システムを用いて、体腔内を液体で充填することにより、手術を行うために十分な空間が確保できる。また、液体を充填することにより、臓器などの手術対象部位に浮力が作用するため、比較的小さい力で手術対象部位を取り扱うことができる。そのため、鉗子等の手術器具１１０

として、剛性は乏しいものの、小径で微細な作業に適したものを使用することができる。また、術中、超音波診断が必要な場合もある。超音波診断を好適に行うためには、超音波プローブと観察対象部位との間の空気が存在しないことが必要である。そのため、従来の内視鏡手術では、超音波プローブの位置は、空気を避けられるような特定の位置に制限されがちであった。一方、体腔内を液体で充填した場合には、観察対象部位の周辺の空気が自動的に排除されるため、超音波プローブの位置に関する自由度を大幅に向上できる。

[0018] ただし、体腔内に液体を充填する術式の場合、体腔内において液体を撹拌させる流れを生じさせないことが重要となる。体腔内において液体を撹拌させる流れがあると、出血で漏れた血液等が体腔に貯留された液体全体に拡散し、液体が濁り、視野不良になるからである。したがって、液体を撹拌させる流れを生じさせないために、液体は、できるだけ穏やかに供給することが望まれる。そこで、本実施形態の液体注入器具１０は、供給用ポンプ１２８から供給された液体を、体腔内に穏やかに供給できる構成としている。以下、これについて詳説する。

[0019] 液体注入器具１０は、本体部である筒体１２、当該筒体１２の内部に液体を供給する供給口１８、供給された液体を一時的に貯留する貯留部１６、筒体１２の上面を覆う天面部１４、および、開創器１００に対して着脱自在の着脱溝２０を備えている。筒体１２は、底面が完全開口されており、体壁１１２に形成された切開創を介して体腔に連通される。

[0020] 筒体１２の上面全体は、天面部１４により覆われ、完全に閉鎖されている。筒体１２の上面を、天面部１４で覆うことにより、体腔や液体が外気に曝されることがなく、体組織や液体の感染を効果的に防止できる。手術の際には、内視鏡やメス等の手術器具１１０をガイドするトロッカーを、この天面部１４に刺し込み、貫通させる。そのため、天面部１４の中央部分は、トロッカーの刺し込みを容易にするために、周縁に比べて肉薄となっている。

[0021] 筒体１２の側面には、供給用ポンプ１２８で供給された液体を、筒体１２

の内部に導いて供給する供給口１８が設けられている。この供給口１８は、略水平方向に延びる管体で、その先端は供給配管１２４に接続される。なお、ここで説明した構成は一例であり、適宜変更されてもよい。例えば、供給口１８は、供給配管１２４と液密に装着できるコネクタを有していてもよい。また、供給口１８の設置姿勢や設置位置も、適宜変更されてもよく、例えば、供給口１８は、筒体１２に近づくにつれ下方に進むように傾斜していてもよいし、天面部１４に設けられてもよい。

[0022] 筒体１２の内部には、供給された液体を一時的に貯留する貯留部１６が設けられている。この貯留部１６は、筒体１２の周壁２２、周壁２２と同心に設けられた内壁２４、内壁２４の下端と周壁２２を接続する底面部２６で区画されており、全体としては、周壁２２に沿った環状の貯留槽を構成する。内壁２４の先端は、天面部１４には到達しておらず、内壁２４と天面部１４との間には、全周に亘って、流出口１７となる隙間が存在している。貯留部１６に貯留された液体は、液面レベルが規定レベル（内壁２４の先端高さ）を超えると、この流出口１７から溢れ出て体腔に供給される。この貯留部１６および流出口１７は、供給口１８から供給された液体を、周方向に分散してから体腔内に注入する分散機構として機能する。

[0023] 筒体１２の下端近傍には、開創器１００の鍔部１０２の周縁が挟み込まれる着脱溝２０が形成されている。この着脱溝２０は、貯留部１６の底面部２６と、当該底面部２６と間隔を開けて対向するべく筒体１２の下端から径方向内側に延びる略環状の対向部２８と、の間に構成される。着脱溝２０は、全周に亘って延びており、その幅は、開創器１００に設けられた鍔部１０２の厚みとほぼ同じになっている。図５に示すように、この着脱溝２０に開創器１００の鍔部１０２の周縁を挿し込み、底面部２６および対向部２８で当該周縁を挟み込むことで、液体注入器具１０が開創器１００に連結される。

[0024] 以上の構成の液体注入器具１０を用いて、液体を体に供給する際には、まず、切開創に装着された開創器１００の周縁を、液体注入器具１０の着脱溝２０に挿し込み、液体注入器具１０を開創器１００に連結する。液体注入器

具１０が開創器１００に連結できれば、続いて、供給口１８から液体を筒体１２内に供給する。筒体１２内に供給された液体は、まず、貯留部１６に流れ込み、貯留される。ここで、貯留部１６は、周方向に延びる環状のスペースであるため、流れ込んだ液体は、周方向に広がり分散する。そして、貯留部１６での液面レベルが、内壁高さを超えると、液体が流出口１７から溢れ出て体腔に出力される。ここで、液体注入器具１０が、ほぼ水平に設置されている場合、貯留部１６内での液面レベルは全周でほぼ同じであり、貯留された液体は、全周から分散して溢れ出すことになる。溢れ出た液体は、内壁２４の表面や開創器１００の表面を伝って、下方に進み、体腔に注入される。このように、液体を、貯留部１６の全周という、比較的、広い範囲から分散して溢れださせることにより、多量の液体を注入する場合であっても、当該注入される液体の流速を低く抑えることができる。そして、低い流速のまま体腔に注入されるため、液体の流入により体腔内の液体が撹拌されることが防止される。そして、結果として、出血が発生した場合でも、血液が体腔内の液体と混じることなく吸引配管１２２の方へ流れていき、体腔内の視野が良好に保たれる。

[0025] また、液体注入器具１０の天面は完全に閉鎖されているため、当該液体注入器具１０を開創器１００に装着すると、体腔内は外部から遮断され、密閉されることになる。そのため、液体の汚染が効果的に防止され、感染を少なくできる。また、体腔内が密閉されるため、体腔全体に液体を充填する術式だけでなく、腹腔等の体腔内の下部に液体を、上部にガスを充填するハイブリッド式の術式も可能となる。ハイブリッド式の場合、体腔内の圧力をガス圧で調整できるため、コントロールしやすい。また、液体だけの場合、圧力が高くなると、液体が種々の器具を刺した隙間から洩れるため、手術台や床の養生が必要となるが、ハイブリッド式の場合、こうした液漏れが防止でき、養生が不要となる。また、ハイブリッド式の場合、手術中に液体が必要でない状況になったとき、手術台を傾けるとすぐに、部位が液体から出て、従来の気腹手術と同様の手術を行うことができる。さらに、この液体注入器具

１０を用いることにより、直接体腔内に液体を注入できるため、液量をコントロールしやすく、ひいては、体腔内の臓器等にかかる圧力を安全に保つことができる。

[0026] なお、ここで説明した構成は、一例であり、供給口１８から供給された液体を、周方向に分散してから体腔内に注入できるのであれば、適宜、変更されてもよい。例えば、規定レベルを超えた液体を溢れ出させる流出口１７が形成されるのであれば、内壁２４の形状は、適宜変更されてもよい。したがって、例えば、液体がオーバーフローする内壁２４の上端は、図６に示すように、Ｕ字やＶ字状に波打った形状であってもよい。また、内壁２４と天面部１４との隙間ではなく、内壁２４に形成された貫通孔を、流出口１７としてもよい。したがって、例えば、図７や図８に示すように、内壁２４に、周方向に均等に設けたスリット４０や孔４２を設け、これらスリット４０や孔４２を流出口１７としてもよい。この場合、スリット４０および孔４２は、周方向だけでなく、高さ方向にも分散して配置されている、または、高さ方向に長尺な形状であることが望ましい。流出口１７を、高さ方向にも分散した構成とすることで、液体注入器具１０が傾いて設置され、貯留部１６での液面レベルが、液体注入器具１０に対して傾く場合であっても、全周から液体を流出させることができる。

[0027] 次に、第二の実施形態について図９～１１を参照して説明する。図９は、第二の実施形態である液体注入器具１０の斜視図であり、図１０は、液体注入器具１０の一部破断斜視図、図１１は、図９のＢ－Ｂ断面図である。この液体注入器具１０は、本体である筒体１２と、当該筒体１２の周壁２２と同心状に設けられた内壁２４と、からなる略二重管構造となっている。したがって、周壁２２と内壁２４との間には、環状管路３２が形成されることになる。この環状管路３２の径方向幅は、特に限定されないが、比較的小さいことが望ましい。例えば、筒体１２の直径が６０ｍｍの場合、環状管路３２の径方向幅は、３ｍｍ程度であることが望ましい。本実施形態では、この環状管路３２を供給口１８から供給された液体を、周方向に分散してから体腔内

に注入する分散機構として利用しているが、これについては、後に詳説する。

[0028] 環状管路３２の底面は、完全開口されており、その上面は、天面部１４により閉鎖されている。これにより、当該環状管路３２に供給された液体が外気に曝されることが防止され、汚染が効果的に防止される。一方で、天面部１４は、環状管路３２の上面しか覆わないため、内壁２４より内側部分は、完全に貫通した孔となっている。手術の際には、内視鏡やメスなどの手術器具１１０を、この貫通孔を介して、体腔内にアクセスさせる。

[0029] 筒体１２の側面には、供給口１８および接続鍔３０が設けられている。供給口１８は、第一実施形態と同様に、水平方向の延びる管体で、外部から供給された液体を筒体１２内に導く。接続鍔３０は、供給口１８より下側位置において、外側方向に張り出す鍔で、液体注入器具１０と開創器１００との接続に利用される。この接続鍔３０の外径は、開創器１００の鍔部１０２の外径と、筒体１２の外径は、開創器１００の内径と、ほぼ同じになっている。液体注入器具１０を開創器１００に装着する場合は、図１１に示すように、当該液体注入器具１０を開創器１００に挿入し、接続鍔３０を開創器１００の鍔部１０２に載置する。そして、その状態で、僅かに肉厚になっている鍔部１０２の周縁と、接続鍔３０の周縁と、を互いに係合させることで、液体注入器具１０が開創器１００に装着される。

[0030] かかる構成の液体注入器具１０を用いて、液体を体に供給する際には、まず、鍔部１０２の周縁と、接続鍔３０の周縁を係合させて、液体注入器具１０を開創器１００に連結する。液体注入器具１０が開創器１００に連結できれば、続いて、供給口１８から液体を筒体１２の内部に供給する。筒体１２内に供給された液体は、環状管路３２を進むことになる。ここで、本実施形態では、この環状管路３２の径方向幅を、比較的小さく設定している。そのため、当該環状管路３２を流れる液体は、管路抵抗や表面張力により、下方だけでなく、周方向にも進む。そして、結果として、供給された液体は、周方向に分散されたうえで、環状管路３２の下端から体腔に注入されることに

なる。

[0031] このように、本実施形態でも、外部から供給された液体が、周方向に分散されて吐出されるため、多量の液体を吐出する場合であっても、当該液体の流速を低く抑えることができる。そして、低い流速のまま体腔に注入されるため、液体の流入により体腔内の液体が撹拌されることが防止される。そして、結果として、出血が発生した場合でも、血液が体腔内の液体と混じることなく吸引配管１２２の方へ流れていき、体腔内の視野が良好に保たれる。

[0032] なお、供給された液体を、より効果的に周方向に分散させるために、環状管路３２の内部に、液体が軸方向に進行しにくくする抵抗体を設けてもよい。抵抗体としては、例えば、繊維が絡まりあった不織布や、スポンジのように多数の孔がランダムに形成された多孔質部材、多数の孔が規則正しく並ぶ網、多数の孔が分散形成された板材などを用いることができる。

[0033] 次に、第三の実施形態について図１２、図１３を参照して説明する。図１２は、第三の実施形態である液体注入器具１０の斜視図であり、図１３は、液体注入器具１０の一部破断斜視図である。この液体注入器具１０は、第二実施形態の構造に加えて、気泡を排出するための排気口４０を有している。排気口４０は、筒体１２の天面部１４から上方に突出しており、液体が供給される環状管路３２と連通している。

かかる排気口４０を設けるのは、次の理由による。環状管路３２に供給される液体に気泡が含まれていると、混入した気泡は、環状管路３２の上部に溜まっていく。この気泡の逃げ道が無い場合、貯留されていく気泡の体積が過大になっていき、最終的には、一部の気泡は、液体とともに、体腔内部へと侵入してしまう。体腔内部に侵入した気泡の一部は、中央の孔（内壁２４よりも径方向内側部分）から、外部に放出されるが、一部は、そのまま、体腔内に留まってしまう。このように体腔内に留まった気泡は、超音波エコー診断のノイズ源となったり、内視鏡での観察のノイズ源となったりする。

[0034] そこで、本実施形態では、体腔内に供給される前に、液体から気泡を除去するために、筒体の天面部１４に、環状管路３２を外部に連通させる排気口

４０を設けている。かかる排気口４０を設けることで、環状管路３２の上部に溜まっていく気泡は、順次、外部に放出される。そして、結果として、体腔内に侵入する気泡を大幅に低減できる。

[0035] なお、こうした排気口４０は、二重管構造の液体注入器具１０に限らず、図３～図８に図示したような、上面全体が天面部１４で覆われた液体注入器具１０に設けてもよい。こうした上面が天面部１４で完全閉鎖された器具１０の場合、排気口４０が無いと、一度、体腔内に侵入した気泡が外部に抜けることが困難である。そのため、こうした器具１０の場合、排気口４０を設けることがより望ましいと言える。

[0036] また、図１２、図１３では、排気口４０を、天面部１４に設けた例を図示しているが、排気口４０は、筒体１２の上部であれば、他の場所に設けられてもよい。例えば、図１４に示すように、排気口４０を、筒体１２の周壁２２に設けてもよい。周壁２２（側面）からエアを排出する構成とすれば、当該排気口４０が、鉗子や内視鏡操作の邪魔になりにくく、手術環境をより向上できる。

[0037] また、排気口４０は、常時、開放型としてもよいが、適宜、開閉切り替えができるようにしてもよい。排気口４０の開閉は、図１４に示すように、バルブ４２を設けてもよいし、鉗子等のクリップ部材で行ってもよい。また、排気口４２は、ユーザが目視で気泡の有無を確認したうえで手動で開閉してもよい。また、気泡の有無を検知するセンサ４４を設けて、当該センサ４４の検知結果に連動して、排気口４２を自動的に開閉するようにしてもよい。なお、センサとしては、超音波センサ、光電センサ等を用いることができる。

[0038] さらに、排気口４０の数は、特に限定されず、複数設けてもよい。この場合、液体注入器具１０の姿勢に応じて、開放する排気口４０を選択することが望ましい。すなわち、液体注入器具１０の姿勢によって、気泡が溜まる箇所、すなわち、器具１０のうち最も高くなる箇所が異なってくる。そこで、複数の排気口４０を設け、液体注入器具１０の姿勢に合わせて、上に傾いた

箇所に最も近い排気口４０のみを開放し、他の排気口４０は、閉鎖することが望ましい。

[0039] 次に、第四の実施形態について図１５を参照して説明する。図１５は、第三の実施形態である液体注入器具１０の断面図である。この液体注入器具１０は、筒体１２の下部に、自由に変形可能な可変部５０を有する点で、第一～第三実施形態と異なる。可変部５０は、筒体１２の上部を一定の姿勢に保つために設けられている。すなわち、筒体１２は、開創器１００を介して、患者の体に連結させられるが、この体の表面の傾きは、体の部位や、患者ごとの特性によって、適宜、異なる。こうした、表面の傾きが適宜異なる体に連結させた場合、体表面の傾きによって筒体１００の傾きも異なってしまう。一方で、筒体１２の安定性や、液体の供給、気泡の排出等の都合を考慮すれば、筒体１２は、極力、特定の姿勢で安定していることが望ましい。

[0040] そこで、本実施形態では、筒体１２の上部を特定の姿勢で維持しつつ、筒体１２の下端は、体表面の傾きに対応可能とするために、筒体１２の下部に可変部５０を設けている。可変部５０は、ゴムやシリコン等の弾性材料からなる蛇腹構造となっている。ただし、可変部５０は、筒体１２の下端の傾きを吸収するために変形できるのであれば、その構成は限定されず、例えば、防水性を有した柔軟性材料、例えば、ゴム、シリコン、樹脂シート等からなるチューブ状の膜体等でもよい。

[0041] こうした可変部５０は、筒体１２の下端が傾いた場合には、その傾きを吸収するべく、変形する。例えば、筒体１２の下端が、図面右側が下になるように傾いた場合、可変部５０の図面右側部分を上下に伸ばすことで、当該可変部５０より上側の傾きを防止できる。その結果、可変部５０より上側の姿勢を、一定に保つことができる。

[0042] かかる可変部５０を有する場合には、筒体１２を保持する保持具５２を用いることが望ましい。保持具５２は、筒体１２のうち、可変部５０より上側部分に連結されており、当該上側部分を特定の姿勢で保持する。保持具５２は、例えば、下端が床面に固定可能なポール５２ａと、当該ポール５２ａの

所望の高さ位置に取り付け可能な支持アーム５２ｂと、当該支持アーム５２ｂの先端に設けられて筒体１２に連結された連結部等５２ｃを備えることができる。この場合、支持アーム５２ｂの高さは、筒体１２の設置高さに合わせて、適宜、変更できることが望ましい。連結部５２ｃは、筒体１２に常時連結されてもよいが、必要に応じて、筒体１２に着脱できる構成でもよい。また、図１５では、筒体１２の片側のみを保持する構成となっているが、保持具５２を、筒体１２の両側に設置し、両側から筒体１２を保持してもよい。また、保持具５２の構成は、一例であり、筒体１２を特定の姿勢で保持できるのであれば、他の構成であってもよい。

[0043] いずれにしろ、筒体１２の下部に、変形可能な可変部５０を設けることにより、当該可変部５０より上側部分の姿勢を一定に保ちつつ、筒体１２の下端は患者の体表面の傾きに連動させることができる。その結果、液体を供給する供給口１８の高さや、気泡を排出する排出口４０の高さ等を一定に保つことができ、より安定して液体の供給、気泡の排出が可能となる。例えば、筒体１２の傾きに合わせて、開放する排出口を切り替えたりする必要がなくなる。また、筒外１２の上部の姿勢が一定となるため、保持具５２での保持が容易となる。その結果、筒体１２をより安定して設置させることができる。

[0044] なお、当然ながら、この可変部５０は、図３～図１４に図示したいずれの液体注入器具１０に設けてもよい。図９～図１４に示すような、二重管構造の液体注入器具１０に可変部５０を設ける場合、可変部５０も二重管構造とする。すなわち、筒体の内壁２４、周壁２２に繋がる二枚の柔軟性シート等で、可変部５０を構成すればよい。

[0045] また、これまで説明した構成は、適宜、自由に組み合わされてよい。例えば、第二実施形態では、環状管路３２の上面のみを天面部１４で覆ったが、第一実施形態と同様に、筒体１２の上面全体を天面部１４で覆うようにしてもよいし、さらに、この天面部１４を着脱自在に設けてもよい。また、第一実施形態、図１５の液体注入器具１０において、接続溝を用いた接続機構に

替えて、第二実施形態で説明した接続鍔３０を用いる接続機構を適用してもよい。また、逆に、第二実施形態、第三実施形態の液体注入器具１０に、接続鍔３０を用いた接続機構に替えて、第一実施形態で説明した接続溝２０を用いる接続機構を適用してもよい。いずれにしても、供給口１８から供給された液体を、周方向に分散してから体腔内に注入する分散機構を有するのであれば、その他の構成は、適宜変更されてもよい。本実施形態の説明において、液体注入器具と開創器が別体にされている場合を例に説明したが、液体注入器具と開創器を一体に形成しても良い。

符号の説明

[0046] １０　液体注入器具、１２　筒体、１４　天面部、１６　貯留部、１７　流出口、１８　供給口、２０　着脱溝、２２　周壁、２４　内壁、２６　底面部、２８　対向部、３０　接続鍔、３２　環状管路、４０　排気口、４２　バルブ、４４　センサ、５０　可変部、５２　保持具、１００　開創器、１０２　鍔部、１１０　手術器具、１１２　体壁、１２０　コントローラ、１２２　吸引配管、１２４　供給配管、１２６　吸引用ポンプ、１２８　供給用ポンプ、１３０　フィルタ、１３２　廃液タンク、１３４　供給タンク。

請求の範囲

[請求項1] 手術対象部位周辺の体腔内に液体を注入するための液体注入器具であって、

体壁に形成された切開創を介して体腔内に連通される筒体と、

外部から供給された液体を前記筒体内に供給する供給口と、

前記供給口から供給された液体を、周方向に分散してから体腔内に注入する分散機構と、

を備えることを特徴とする液体注入器具。

[請求項2] 請求項１に記載の液体注入器具であって、

前記分散機構は、

前記筒体の周壁に沿って設けられ、前記供給口から供給された液体を一時的に貯留する貯留部と、

前記貯留部の側壁において、全周に亘って、または、全周に分散して形成され、規定レベルを超えて貯留された液体を溢れださせる流出口と、

を備えることを特徴とする液体注入器具。

[請求項3] 請求項１に記載の液体注入器具であって、

前記供給口は、前記液体を前記筒体の周壁から前記筒体内に供給し、

前記分散機構は、前記筒体の周壁と、前記周壁と同心に設けられた内壁と、の間に形成され、底面が開口された環状管路を備える、

ことを特徴とする液体注入器具。

[請求項4] 請求項３に記載の液体注入器具であって、

前記分散機構は、さらに、前記環状管路に配置され、前記供給口から供給された液体が軸方向へ進行しにくくする抵抗体を備える、ことを特徴とする液体注入器具。

[請求項5] 請求項１に記載の液体注入器具であって、さらに、

前記筒体の上面全体を覆って閉鎖する天面部を備える、ことを特徴

とする液体注入器具。

[請求項6] 請求項１に記載の液体注入器具であって、さらに、

前記切開創に装着される開創器に対して着脱自在の着脱部を備える、ことを特徴とする液体注入器具。

[請求項7] 請求項１に記載の液体注入器具であって、さらに、

前記筒体内の気泡を外部に放出する１以上の排気口を有する、ことを特徴とする液体注入器具。

[請求項8] 請求項７に記載の液体注入器具であって、

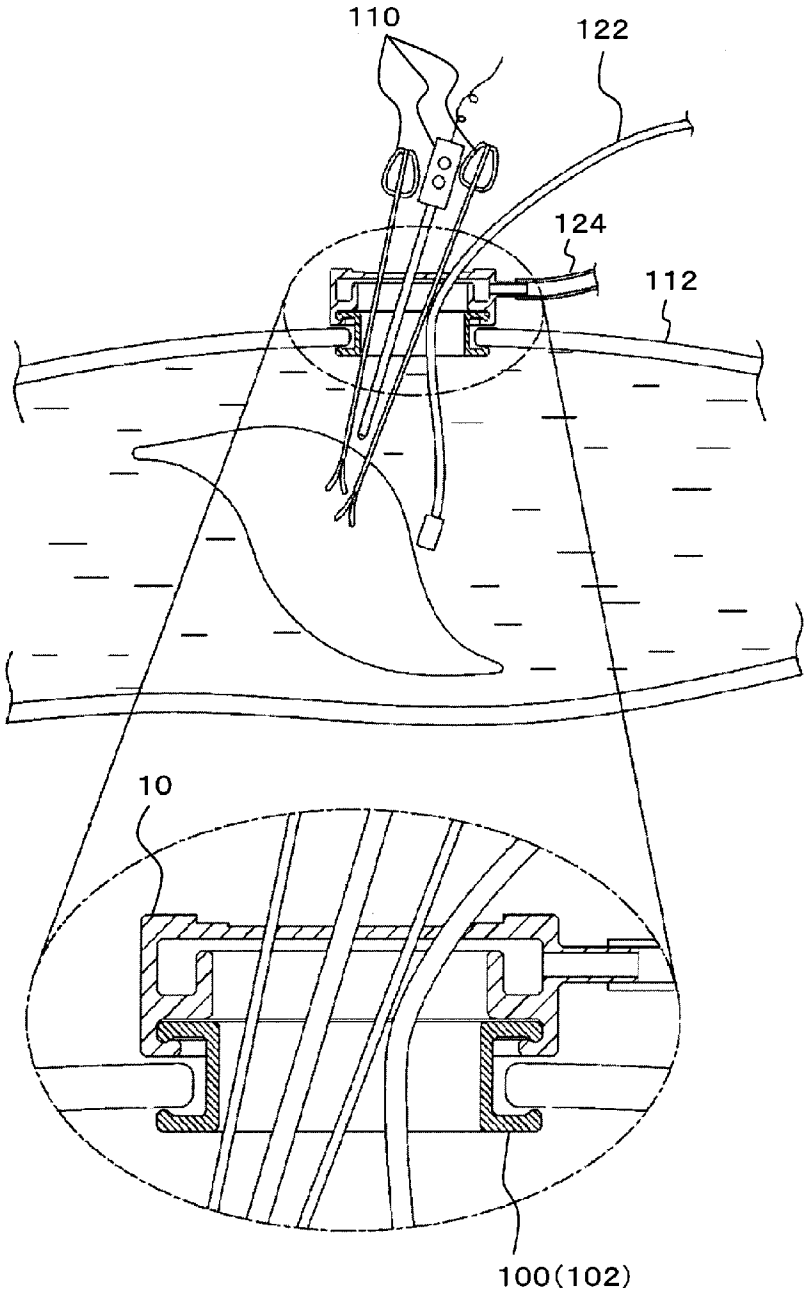
前記排気口は、互いに異なる位置に複数設けられ、

各排気口の開閉を切り替えることで、排気位置を選択可能である、ことを特徴とする液体注入器具。

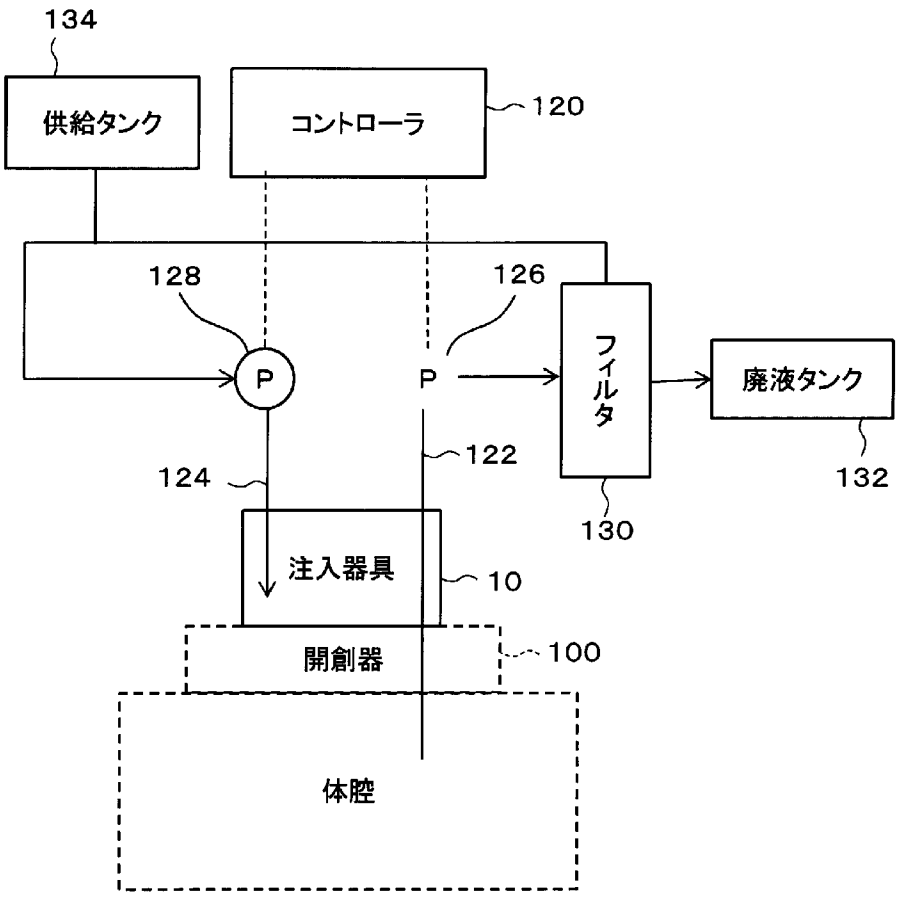
[請求項9] 請求項１に記載の液体注入器具であって、

前記筒体の下部には、筒体下端の傾きに連動して変形する可変部であって、変形することで筒体のうち、当該可変部より上側の姿勢を一定に保つ可変部が設けられる、ことを特徴とする液体注入器具。

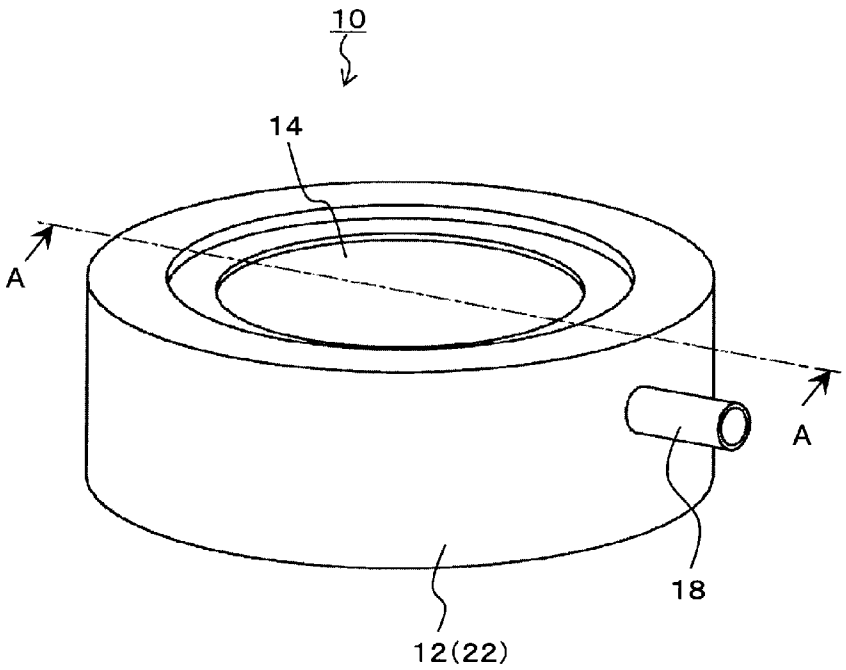
[図1]



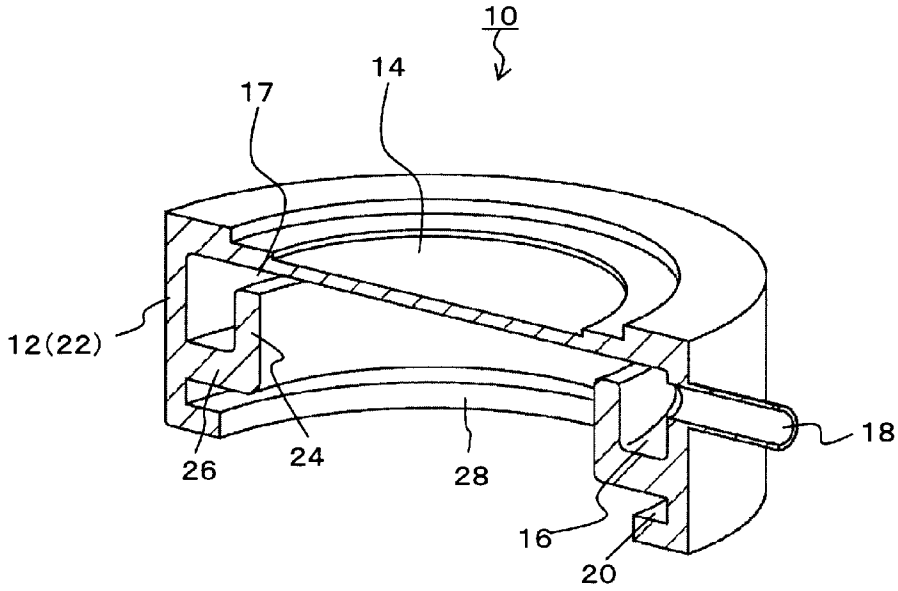
[図2]


134
供給タンク
コントローラ
120
128
126
P
P
フィルタ
廃液タンク
132
124
122
130
注入器具
10
開創器
100
体腔

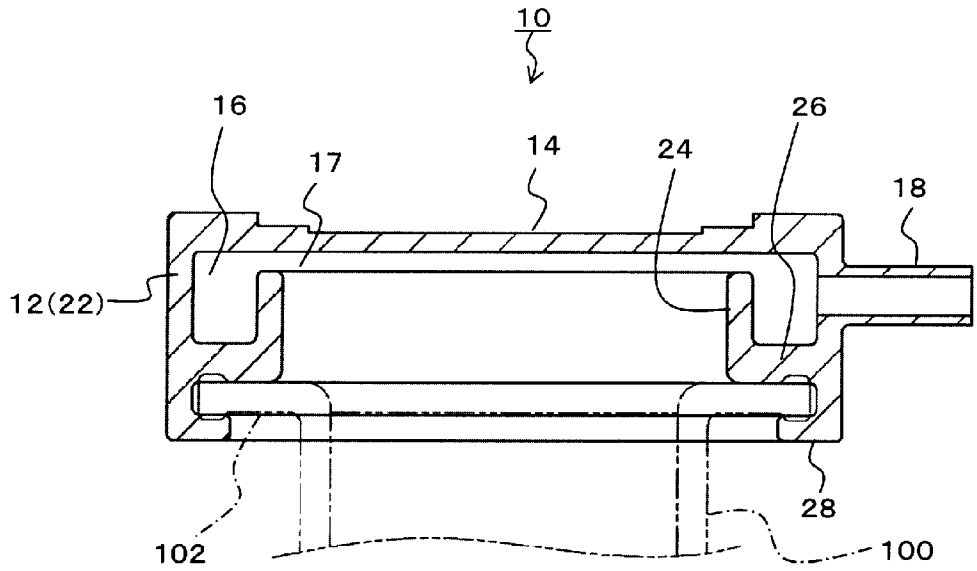
[図3]


10
14
A
A
18
12(22)

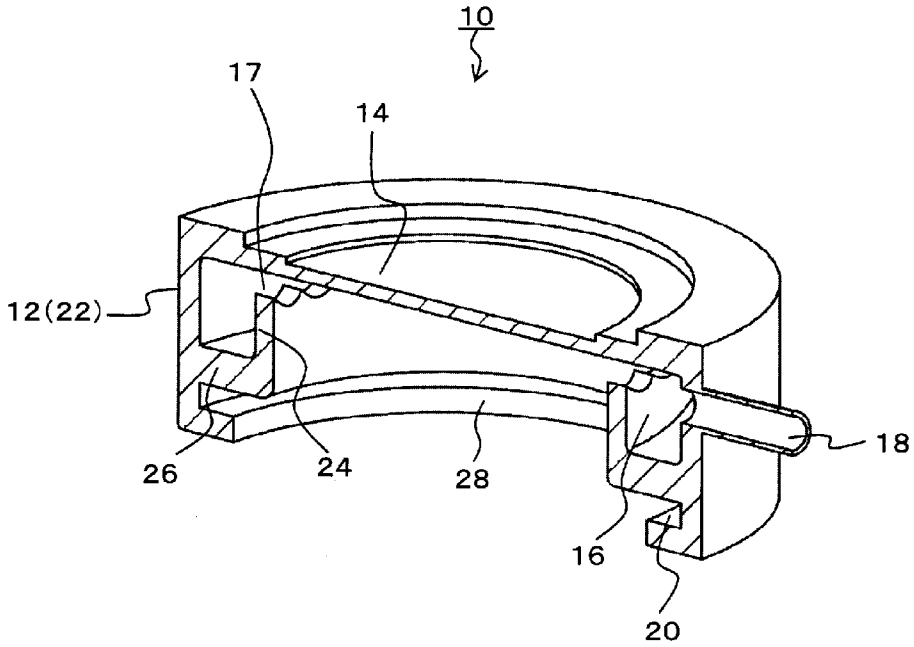
[図4]



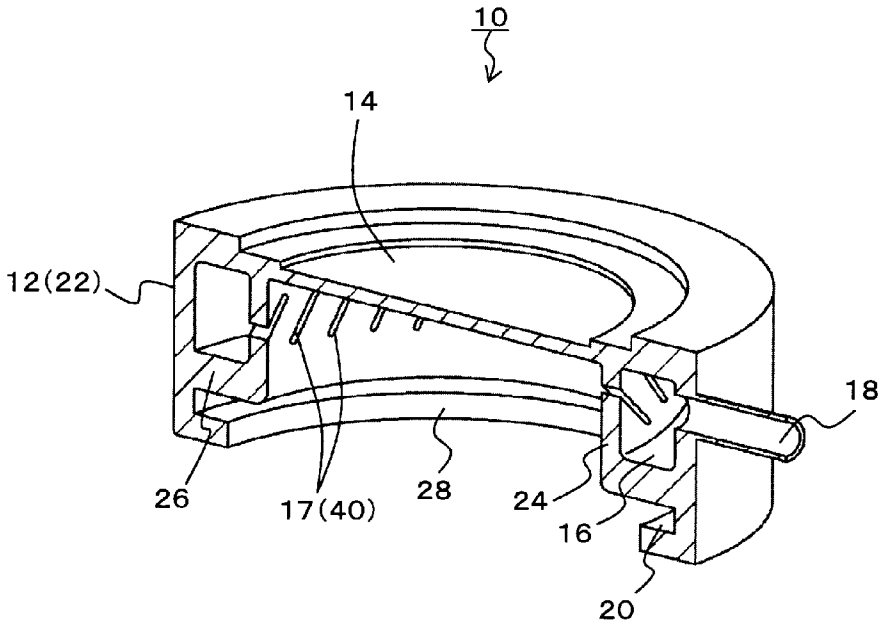
[図5]



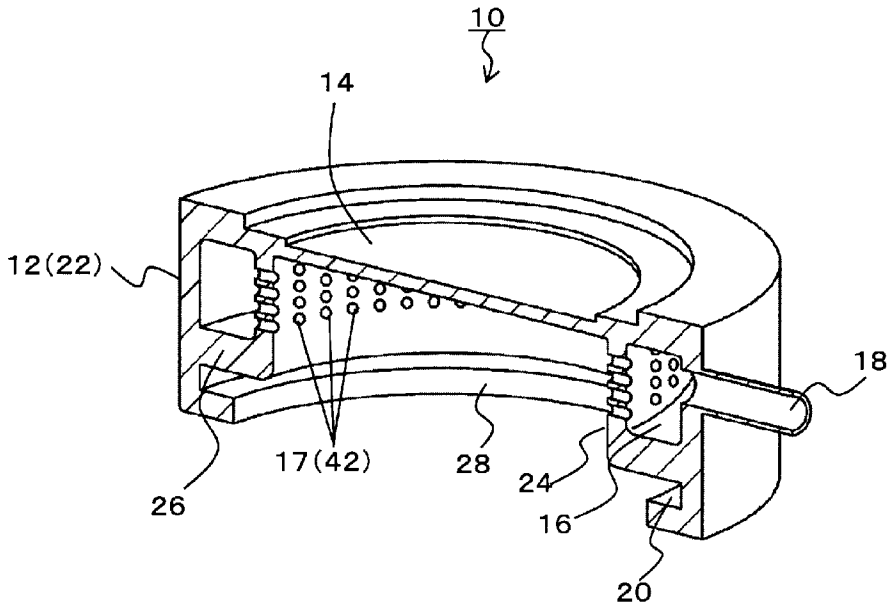
[図6]



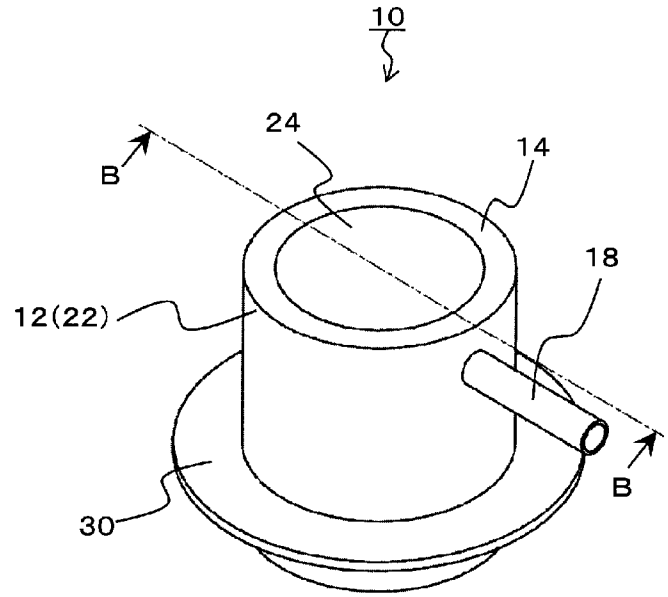
[図7]



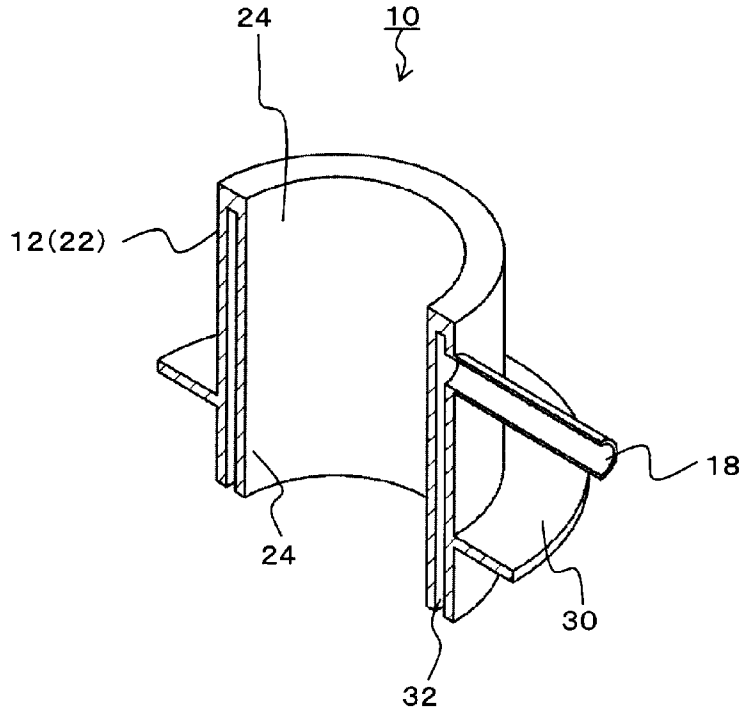
[図8]



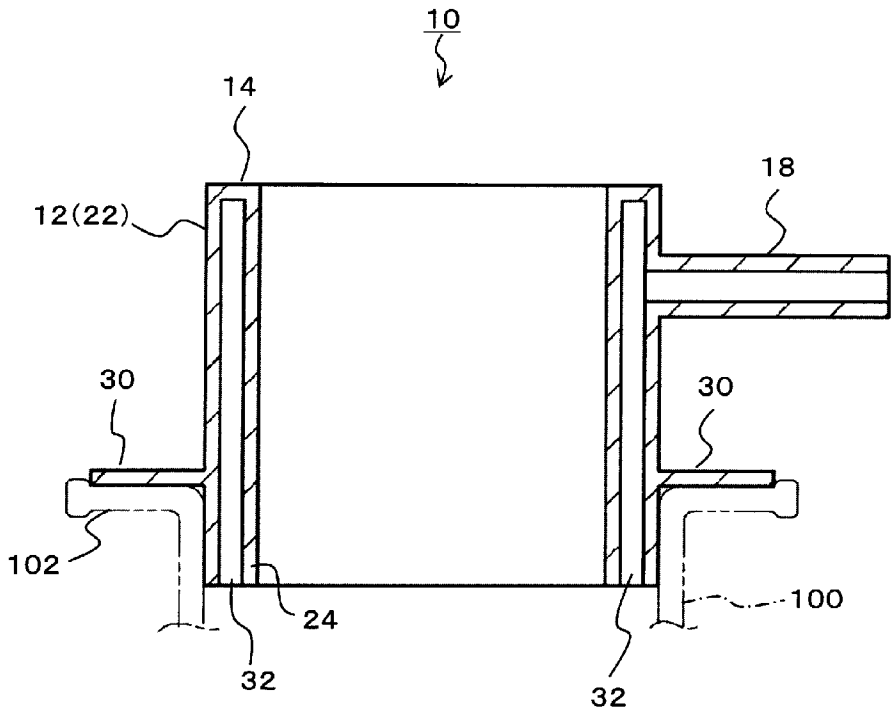
[図9]



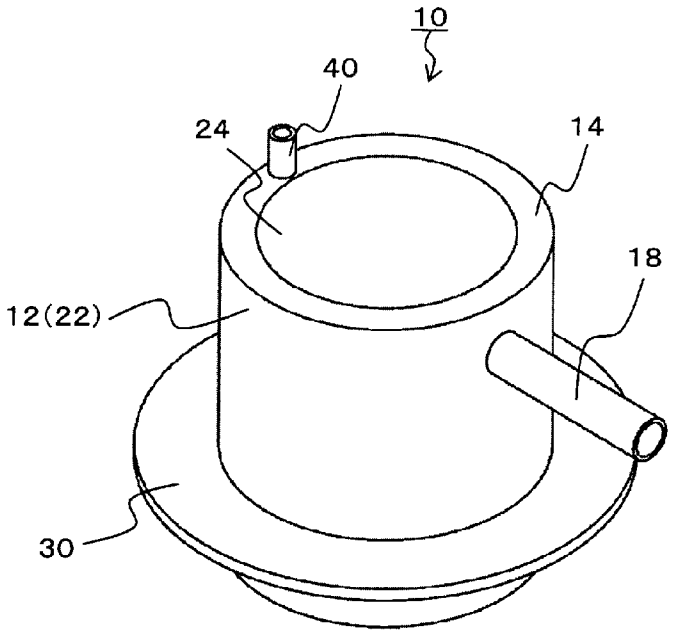
[図10]



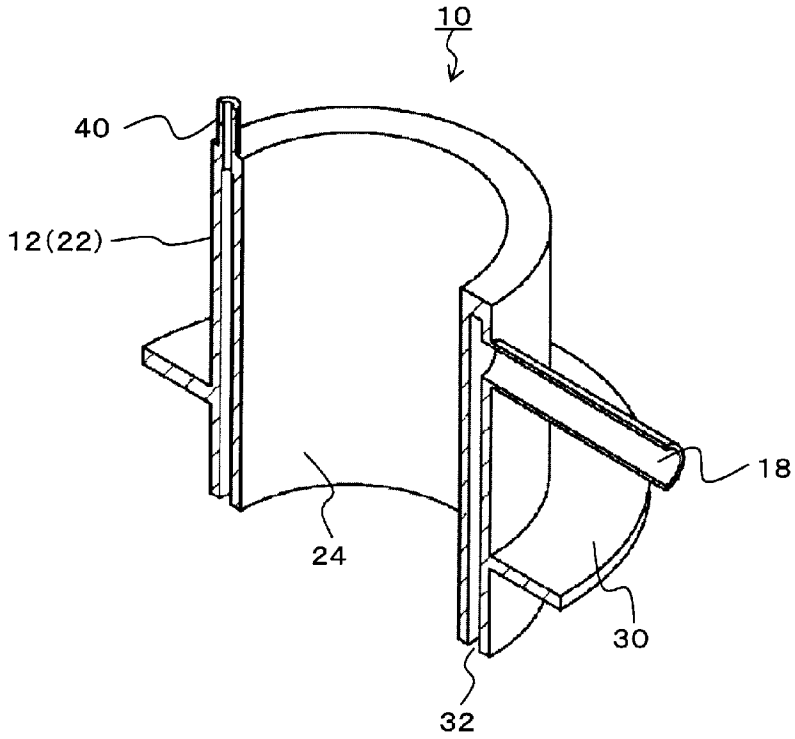
[図11]



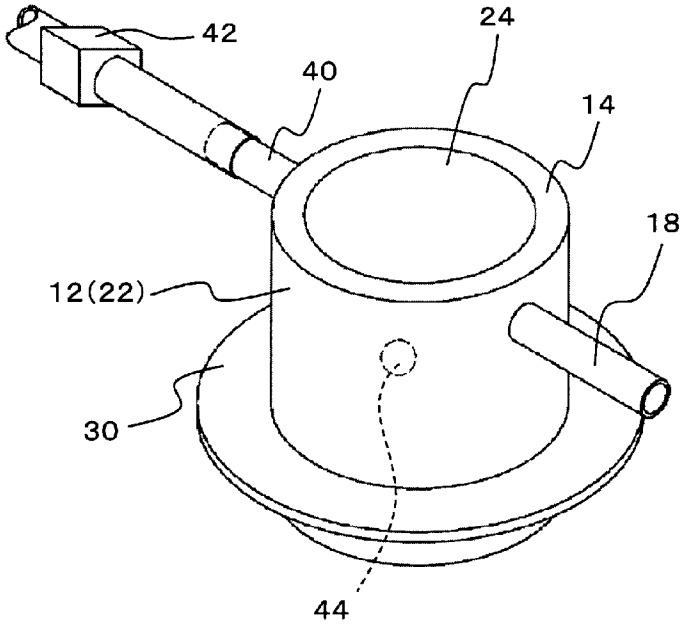
[図12]



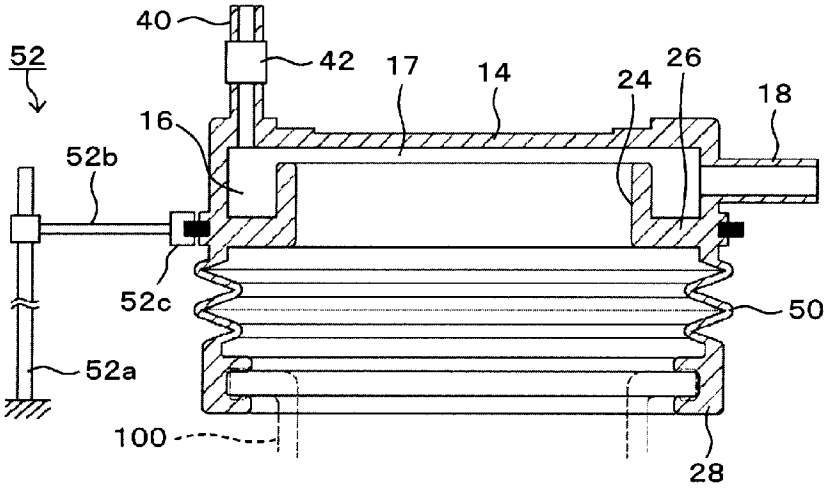
[図13]



[図14]


42
40
24
14
18
12(22)
30
44

[図15]


40
52
42
17
14
24
26
18
16
52b
52c
50
52a
100
28

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/081930

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B17/00(2006.01)i, *A61B17/34*(2006.01)i, *A61M31/00*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B17/00, A61B17/34, A61M31/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2010-82452 A (Ethicon Endo-Surgery, Inc.), 15 April 2010 (15.04.2010), fig. 3; paragraph [0101] & US 2010/0081995 A1 & EP 2168509 A1 & CA 2680949 A & AU 2009222424 A & KR 10-2010-0036990 A & CN 101711690 A & MX 2009010643 A & BRA PI0905167 & CA 2680949 A1	1,5-9 2-4
Y A	JP 2007-519501 A (Applied Medical Resources Corp.), 19 July 2007 (19.07.2007), fig. 11 & US 2005/0171467 A1 & EP 1708622 A & WO 2005/074815 A2 & CA 2552822 A & AU 2005209938 A	1,5-9 2-4

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
11 December, 2013 (11.12.13)	24 December, 2013 (24.12.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/081930

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2009-261948 A (Ethicon Endo-Surgery, Inc.), 12 November 2009 (12.11.2009), paragraph [0037]; fig. 7 & US 2009/0270818 A1 & EP 2111808 A2 & CA 2663471 A & CN 101564284 A & MX 2009004440 A & AU 2009201498 A	7,8 1-6,9
A	JP 10-192297 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 July 1998 (28.07.1998), fig. 10(b) & US 6371968 B1 & EP 807415 A2 & DE 69726491 D	1-9

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０８１９３０

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B17/00(2006.01)i, A61B17/34(2006.01)i, A61M31/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B17/00, A61B17/34, A61M31/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y A	JP 2010-82452 A (エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド) 2010.04.15, 図3, 段落【0101】 & US 2010/0081995 A1 & EP 2168509 A1 & CA 2680949 A & AU 2009222424 A & KR 10-2010-0036990 A & CN 101711690 A & MX 2009010643 A & BRA PI0905167 & CA 2680949 A1	1,5-9 2-4
Y A	JP 2007-519501 A (アプライド　メディカル　リソーシーズ) 2007.07.19, 図11 & US 2005/0171467 A1 & EP 1708622 A & WO 2005/074815 A2 & CA 2552822 A & AU 2005209938 A	1,5-9 2-4

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
１１．１２．２０１３	２４．１２．２０１３

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　３Ｉ　９４２４
村上　聡
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３４６

C（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y A	JP 2009-261948 A（エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド）2009.11.12, 段落【0037】,図7 & US 2009/0270818 A1 & EP 2111808 A2 & CA 2663471 A & CN 101564284 A & MX 2009004440 A & AU 2009201498 A	7,8 1-6,9
A	JP 10-192297 A（オリンパス光学工業株式会社）1998.07.28, 図10(b) & US 6371968 B1 & EP 807415 A2 & DE 69726491 D	1-9