

(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
2015 年 4 月 30 日(30.04.2015)



(10) 国際公開番号

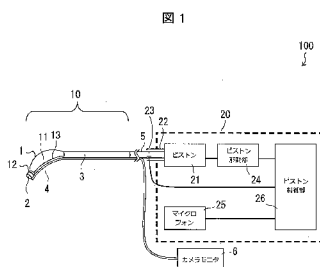
WO 2015/060034 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61M 25/00 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/073943
- (22) 国際出願日: 2014 年 9 月 10 日(10.09.2014)
- (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 2013-222672 2013 年 10 月 25 日(25.10.2013) JP
特願 2014-031079 2014 年 2 月 20 日(20.02.2014) JP
特願 2014-113356 2014 年 5 月 30 日(30.05.2014) JP
- (71) 出願人: シャープ株式会社(SHARP KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒5458522 大阪府大阪市阿倍野区長池町 2 番 2 号 Osaka (JP). 公立大学法人広島市立大学(PUBLIC UNIVERSITY CORPORATION HIROSHIMA CITY UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒7313194 広島県広島市安佐南区大塚東三丁目 4 番 1 号 Hiroshima (JP).
- (72) 発明者: 青木 仁志(AOKI, Hitoshi). 盛田 和則(MORITA, Kazunori). 谷口 和弘(TANIGUCHI, Kazuhiro); 〒7313194 広島県広島市安佐南区大塚東三丁目 4 番 1 号 公立大学法人広島市立大学内 Hiroshima (JP). 岡島 正純(OKAJIMA, Masazumi); 〒7308518 広島県広島市中区基町 7 番 3 3 号 広島市立広島市民病院内 Hiroshima (JP). 岩城 敏(IWAKI, Satoshi); 〒7313194 広島県広島市安佐南区大塚東三丁目 4 番 1 号 公立大学法人広島市立大学内 Hiroshima (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK (HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK); 〒5300041 大阪府大阪市北区天神橋 2 丁目北 2 番 6 号 大和南森町ビル Osaka (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,

[続葉有]

(54) Title: ELASTIC TUBE, CONTROL DEVICE, AND MEDICAL EQUIPMENT

(54) 発明の名称: 弾性チューブ、制御装置および医療機器



- 1: 弾性チューブ
2: 内視鏡カメラ
3: 非膨張チューブ
4: 非伸縮体
5: 接続チューブ
10: 内視鏡部
11: 弾性チューブ本体
12: 固定部
13: 固着部
20: 制御装置
21: シリンジ
23: 空気圧センサ
100: 内視鏡装置

(57) Abstract: The present invention is provided with: a distensible elastic tube (1) in which a gas is sealed; a medical instrument (an endoscope camera (2)) fastened to the distal end of the elastic tube (1); a non-distensible tube (3) which is connected to and communicates with the other end of the elastic tube (1), and in which a gas is sealed; a non-stretching body (4) affixed to the elastic tube (1) in the lengthwise axial direction and having flexibility; a connecting tube (5) of hollow cylindrical shape connected to the non-distensible tube (3), and having flexibility and non-distensibility; and a control device (20) for variable control of the gas pressure inside the elastic tube (1). The gas pressure is controlled by the control device (20), whereby the elastic tube (1) may be distended or contracted at the opposite side from the non-stretching body (4), and the elastic tube (1) bent to any angle.

(57) 要約: 気体が封入された膨張可能な弾性チューブ (1) と、弾性チューブ (1) の先端に固定された医療器具 (内視鏡カメラ 2) と、弾性チューブ (1) の他端側に連通接続され、気体が封入された非膨張チューブ (3) と、弾性チューブ (1) に長軸方向に固着された可撓性を有する非伸縮体 (4) と、非膨張チューブ (3) に接続された可撓性かつ非膨張性を有する中空円筒形の接続チューブ (5) と、弾性チューブ (1) 内の気圧を可変制御する制御装置 (20) とを備え、制御装置 (20) にて気圧を制御し、これにより弾性チューブ (1) を、非伸縮体 (4) の反対側において膨張、収縮させ、弾性チューブ (1) を任意の角度に湾曲させる。

WO 2015/060034 A1



IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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.

ロシア (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, 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).

(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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー

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：弾性チューブ、制御装置および医療機器

技術分野

[0001] 本発明は、弾性チューブ、制御装置および医療機器に関する。特に、医療処置を行う場合、患者を手術する際において患部の撮影等を行う内視鏡装置、例えば、単孔式腹腔鏡下胆嚢摘出術に利用して好適な内視鏡装置としての医療機器に関する。また、例えば、医療器具としてカテーテル、レーザメスまたは電気メスを備える医療機器に関する。

背景技術

[0002] 単孔式腹腔鏡下胆嚢摘出術とは、患者の臍に１ヵ所の１５mm程度の小さな孔を開けて、その孔から鉗子（医療器具）と内視鏡カメラとを挿入して、胆嚢を切除する方法である。図１２は、従来の手術の状況を示す正面図である。図１２に示すように、外科医（カメラ助手）１０４が内視鏡カメラ１０３を操作し、患者１０１の体内の様子をカメラモニタ６に映し出す。カメラ助手１０４とは別の外科医（術者）１０５がカメラモニタ６を見ながら、右手と左手にそれぞれ１本ずつ、計２本の鉗子１０２を操って手術を行う。内視鏡カメラ１０３は鉗子１０２の上から回り込んで患者１０１の患部を映す。８は患者１０１を載せた手術台である。

[0003] 単孔式腹腔鏡下胆嚢摘出術では、傷口が臍にしかないので以下の利点がある。

（１）キズが目立たないため美容的に優れている。

（２）手術後の痛みが少ない。

（３）回復が早いため従来の手術方法より短い入院期間（２～３日）で退院できる。よって医療費が抑制できる。

（４）身体への負担が少ないため体力が低下した患者（高齢者）でも安全に手術が受けられる。

[0004] 他方、従来の単孔式腹腔鏡下胆嚢摘出術における問題点として以下の点が

あげられる。

(1) 体外で人同士、手術器具同士が接触し邪魔しあう。

(2) 術者とカメラ助手の接触。

(3) 鉗子と内視鏡カメラの接触。

[0005] 上記の問題点を解決するために、内視鏡装置の先端部分は、腹腔内の施術箇所を撮影するために、湾曲自在な構造とされる必要がある。この湾曲構造は一般的に複数の関節と関節とを引っ張って操作するワイヤにて構成される。またこの湾曲構造として、内部に流体を供給しその流体圧によって膜を膨張させ、膜に生じた引っ張り応力によって曲がり運動をさせるものも知られている（特許文献1）。より具体的には、伸びによって生じる引っ張り応力が異なる2枚の膜体を組み合わせたバルーンアクチュエータであり、一方の膜体を凹状形成することにより、当該2枚の膜体の間には部分的に複数の空間を形成する構成が開示されている。

[0006] また、例えば特許文献2には、筒状弾性体と、筒状弾性体に比べて弾性変形しにくい補強部材とからなる筒体の内部の圧力を調整することにより、湾曲動作を行う構成が開示されている。特許文献3には、空気袋、空気袋を取り巻く組みひも、および空気袋と組みひもとの間に配置された弓状に屈曲した脊柱を備える構成が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：日本国公開特許公報「特開2006-204612号公報（2006年8月10日公開）」

特許文献2：日本国公開特許公報「特開平2-113104号公報（1990年4月25日公開）」

特許文献3：日本国公開特許公報「特開平6-201958号公報（1994年7月22日公開）」

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、特許文献１に開示された構成は、２枚の膜体を組み合わせ、一方の膜体を凹状形成するという複雑な構成であるため、容易に製造できるものではない。また、特許文献２に開示された構成では、補強部材は筒状弾性体の底面を完全に覆う大きさであるため、湾曲動作を行う場合に、補強部材の側面における角により人体の侵襲を引き起こす虞がある。また、特許文献３に開示された構成は、異なる複数の素材からなるため、容易に製造できるものではない。

[0009] 本発明は、内視鏡装置等の医療機器の先端部分における湾曲操作に新規な構造を採用することにより、簡易な構造で安全な装置を実現するとともに、湾曲操作を制御装置にて自動操作可能とすることにより、例えば上述した従来の単孔式腹腔鏡下胆嚢摘出術における問題点を解決するものである。

課題を解決するための手段

[0010] 本発明に係る弾性チューブは、細長い中空円筒形を有する弾性チューブ本体と、前記弾性チューブ本体の密封された一方の先端に設けられ、医療器具を取り付け可能な固定部と、前記弾性チューブ本体の長軸方向に、可撓性を有する非伸縮体を固着可能な固着部とを有し、前記弾性チューブ本体の内部に注入された気体の圧力が制御されることにより、前記非伸縮体の反対側において膨張または収縮することを特徴とする、医療機器に用いられるものである。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、やわらかい弾性チューブ内に気体（例えば、空気）を封入し、当該気体の圧力を利用して弾性チューブを湾曲させる構造としたものであるから、弾性チューブが医療処置部位（例えば、臓器）に接触したとしても、弾性チューブが変形して、接触による衝撃を吸収するので医療処置部位を傷つけることがなく安全である。また、弾性チューブの構造が簡単であるため、安価に製造でき、気軽にディスポーザブル（使い捨て）とすることができ、これにより清潔さを維持することができる。

[0012] またチューブを湾曲させる力として例えば空気による圧力を使うので、弾性チューブから空気漏れしても医療処置部位を汚染しないという利点がある。さらに、医療処置時には、医療処置部位（体内）に挿入する細いチューブとして、膨張していない弾性チューブを使うので医療機器（例えば、内視鏡）の先端部分の細径化を図ることができる。さらに、医療機器の先端部分は自動操作可能なので、医療機器の先端部分を操作するための外科医（カメラ助手）は不要であり、当該外科医の操作が外科医（術者）の行う医療処置（手術）の邪魔になることはない。

[0013] 以上のように、本発明は、簡単で安価に製造できるシンプルな構造を採用しながらも、ディスポーザブルとされている点や人体を侵襲しない点などにおいて医療現場における利便性が格段に優れており、医療現場において広く普及することが期待されるものである。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本発明実施の形態に係る弾性チューブを備えた医療機器（内視鏡装置）の構成を示す図である。

[図2]図1における内視鏡装置（医療機器）の内視鏡部（医療機器部）を示す斜視図である。

[図3]図2の（a）における内視鏡部のA - A線断面図である。

[図4]（a）は図3における弾性チューブのB - B線断面図であり、（b）～（f）は弾性チューブの変形例を示す図であり、（g）～（i）は、弾性チューブの更に他の変形例を示す図である。

[図5]（a）～（d）は弾性チューブの更に他の変形例を示す図である。

[図6]（a）は蛇腹構造の一例を示す図であり、（b）は網目構造の一例を示す図である。

[図7]シリンジ及びピストン部分を示す断面図である。

[図8]（a）は、図4の（a）～（c）に示す弾性チューブにおける圧力Pと湾曲角度 θ との関係を示す図であり、（b）は、図4の（d）～（f）に示す弾性チューブにおける圧力Pと湾曲角度 θ との関係を示す図である。

[図9] (a) および (c) は弾性チューブのチューブ内部圧力と中空部分の断面積との関係を示すグラフであり、(b) および (d) はチューブ内部圧力とチューブの湾曲角度との関係を示すグラフである。

[図10] 医療処置（手術）の状況を示す正面図である。

[図11] (a) および (b) は多関節屈曲部の概略を示す斜視図である。

[図12] 従来の医療処置（手術）の状況を示す正面図である。

発明を実施するための形態

[0015] (医療機器の概要)

図1は、本発明実施の形態に係る弾性チューブを備えた医療機器の一例として、内視鏡装置の構成を示す図である。図1において、内視鏡装置100（医療機器）は、内視鏡部（医療機器部）10および制御装置20を備える。制御装置20は、内視鏡部10を駆動制御する。制御装置20の詳細については、後述する。

[0016] 内視鏡部10は、図2～4に示すように、細長い中空円筒形を有するとともに空気（気体）Wが封入された膨張可能な弾性チューブ1と、弾性チューブ1の先端に固定された内視鏡カメラ（医療器具）2と、弾性チューブ1の他端側に連通接続され、空気W（不図示）が封入された中空円筒形を有する非膨張チューブ3と、弾性チューブ1の長軸方向に固着された可撓性を有する非伸縮体4とを有する。なお、図1における弾性チューブ1は、制御装置20から注入される空気Wの圧力により、膨張している状態である。弾性チューブ1における膨張および収縮については、図2および図8にて後述する。

[0017] 弾性チューブ1は、弾性チューブ本体11、固定部12および固着部13を有する。弾性チューブ本体11は、弾性チューブ1を構成する主要部材であり、内視鏡カメラ2を固定する側の先端は密封されている。固定部12は、弾性チューブ本体11の密封された先端に施されており、医療器具を弾性チューブ1に取り付け可能とするものである。固定部12に取り付けられる医療器具は、内視鏡カメラ2に限定されるものでなく、カテーテル、レーザ

メス等であってもよい。固着部 13 は、弾性チューブ 1 の長軸方向に施されており、非伸縮体 4 を固着可能とするものである。なお、固定部 12 および固着部 13 は、弾性チューブ 1 の一部であり、弾性チューブ 1 と同一素材からなるものである。

[0018] (弾性チューブの膨張)

ここで、図 2 および図 3 を用いて弾性チューブ本体 11 の膨張について説明する。図 2 の (a) は、図 1 における内視鏡装置 100 の内視鏡部 10 を示す斜視図である。図 3 は、図 2 の (a) における内視鏡部 10 の A - A 線断面図である。図 3 に示す弾性チューブ本体 11 は、例えば外径 2 mm、内径 1 mm、長さ 5 mm のシリコーン（酸化ケイ素等の強化剤を添加したポリジメチルシロキサン）チューブよりなり、制御装置 20（図 1 参照）から弾性チューブ本体 11 内に注入される空気 W の圧力によって膨張および収縮する。弾性チューブ本体 11 内に封入されている空気 W の圧力が常圧（1 気圧）の場合、弾性チューブ 1 の形状は、図 2 の (a) において実線で示されるように、直線状である。また、弾性チューブ本体 11 内に封入された空気 W の圧力を増加させることにより、図 2 の (a) において破線で示されるように、弾性チューブ本体 11 は膨張する。

[0019] なお、内視鏡カメラ 2 を取付けた固定部 12 には隣接して照明用の LED ランプ（不図示）を取り付けることができる。また、図 3 に示す弾性チューブ 1 において、説明の便宜上、固着部 13 の図示を省略する。

[0020] 図 2 の (a) において、非伸縮体 4 は、弾性チューブ本体 11 の膨張を阻止する作用をなすものである。すなわち、弾性チューブ本体 11 内に封入されている空気 W の圧力上昇により、弾性チューブ本体 11 の、非伸縮体 4 を貼り付け固定した固着部 13 とは反対側（図 2 の (a) における弾性チューブ本体 11 の中上側）が膨張（図中 P で示す）しても、固着部 13 側では膨張しない。それゆえ、図 2 の (a) において破線で示すように、弾性チューブ 1 は、図中下方（膨張部分 P の反対側）へ湾曲することが可能となる。このため、弾性チューブ本体 11 内における空気 W の圧力を変化させることで

、弾性チューブ１の湾曲角度を任意に変更することができる。なお、弾性チューブ１の湾曲角度の詳細については、図８にて後述する。

[0021] 非伸縮体４の伸縮性は、弾性チューブ本体１１よりも低ければよく、固着部１３の反対側では弾性チューブ本体１１を膨張させるとともに、固着部１３側では弾性チューブ本体１１を膨張させない程度であればよい。非伸縮体４の素材として、例えばグラスファイバまたはポリアミド繊維等の非伸縮性糸（釣糸）が使用されてもよいし、弾性チューブ１と同じ素材のシリコーンを用いてもよい。

[0022] また、非伸縮体４は、医療器具に接続されたケーブルで兼用してもよい。例えば、図２の（ａ）に示す非伸縮体４は、内視鏡カメラ２へ電源を供給する電気コードで兼用してもよい。また、図１に示す非伸縮体４は、内視鏡部１０に沿って内視鏡カメラ２とカメラモニタ６とを接続するケーブルで兼用させることもできる。また、非伸縮体４および医療器具に接続されたケーブルは、弾性チューブ本体１１の内側に固着させることもできる。詳細については、図４にて後述する。

[0023] 非膨張チューブ３は、弾性チューブ本体１１と同一形状、すなわち弾性チューブ本体１１と同一外径及び内径を有する長さ約３０cmの直線状の硬質中空体よりなり、アクリル樹脂にて構成することができる。

[0024] 図１において、接続チューブ５は、内視鏡部１０と制御装置２０とを接続するチューブである。図２に示すように、接続チューブ５は、非膨張チューブ３に接続された可撓性かつ非膨張性を有する中空円筒形のチューブである。接続チューブ５は、非膨張チューブ３とほぼ同じ形状、長さは約２mであり、弾性チューブ１及び非膨張チューブ３に連通し、図３に示されるように空気Ｗが封入されている。なお、図２の（ａ）～（ｃ）における可撓性スタンド７は、非膨張チューブ３の接続チューブ５側に備えられている。可撓性スタンド７の詳細については、図８にて後述する。

[0025] （医療器具の適用例）

図２の（ｂ）は、医療器具としてカテーテルが取り付けられた場合の一例

として、医療機器部 10a を示す斜視図である。カテーテル 2a が固定部 12 に取り付けられた場合、非伸縮体 4 は、カテーテル 2a に空気を送るコードで兼用できる。図 2 の (b) に示すように、カテーテル 2a に送られた空気によりカテーテル 2a のバルーン 2b が膨らむ。

[0026] また、図示はしていないが、カテーテル 2a はガイドワイヤタイプであってもよい。この場合、カテーテルの進む方向を誘導するためのガイドワイヤの代わりに、弾性チューブ 1 を用いる。すなわち、非膨張チューブ 3 には、弾性チューブ 1 を介さずにカテーテル 2a が接続され、非膨張チューブ 3 とは反対側におけるカテーテル 2a の他端には、弾性チューブ 1 (固定部 12 とは反対側の一端) が接続される。弾性チューブ本体 11 内に封入される気体は、カテーテル 2a を介して非膨張チューブ 3 より注入されるものとする。これにより、弾性チューブ本体 11 内に封入された気体の圧力を調節することにより、弾性チューブ 1 はカテーテルの進む方向を誘導できる。

[0027] 図 2 の (c) は、医療器具としてレーザメスに取り付けられた場合の一例として、医療機器部 10b を示す斜視図である。レーザメス 2c が固定部 12 に取り付けられた場合、非伸縮体 4 は、レーザメス 2c から発射されるレーザを制御する信号を送るコードで兼用できる。また、図示はしていないが、弾性チューブ 1 に取り付けられる医療器具は電気メスであってもよい。

[0028] (弾性チューブの中空内部)

図 3 に示すように、弾性チューブ 1 および非膨張チューブ 3 は接着により一体化され、中空部分は連通している。当該中空部分は、制御装置 20 により、接続チューブ 5 側から非膨張チューブ 3 を介して弾性チューブ 1 に空気 W が封入されている。

[0029] [実施例 1]

図 4 の (a) は、図 3 における弾性チューブ 1 の B - B 線断面図である。同図は、本発明の実施例 1 に係る弾性チューブ 1 の構造を示している。非伸縮体 4 は、弾性チューブ本体 11 と比較して非常に細いものであり、例えば、弾性チューブ本体 11 における断面の外径が 1 cm の場合、非伸縮体 4 に

おける断面の外径は0.5 mm程度である。なお、非伸縮体4における断面は、円形状に限定されるものではなく、体内に挿入された際に人体を傷つけないように角の面取りが施されていたり、小さなサイズのものであれば、三角形または四角形など多角形の形状であってもよい。

[0030] また、図4の(a)において、弾性チューブ1は、弾性チューブ本体11の外周面(外側)に固着部13(不図示)が配置される構成である。このため、非伸縮体4は、弾性チューブ本体11の外側に固着される。なお、説明の便宜上、図4の(a)に示す弾性チューブ1において、固着部13の図示を省略する。

[0031] 非伸縮体4として、図4の(a)に示すように、医療器具に接続されたケーブル(例えば電気コード等)が兼用された場合、非伸縮体4(電気コード)は、弾性チューブ1における固着部13のほか非膨張チューブ3(図1参照)の側面にも接着されて、内視鏡部10の外部へ導出される。

[0032] [実施例2]

図4の(b)は、弾性チューブの変形例を示す図である。同図は、本発明の実施例2に係る弾性チューブ1aの構造を示している。弾性チューブ1aは、弾性チューブ本体11の内周面(内側)に固着部13(不図示)が配置される構成である。このため、非伸縮体4は、弾性チューブ本体11の内側に固着される。なお、非伸縮体4は、医療器具に接続されたケーブルで兼用してもよい。

[0033] 上記構成によれば、非伸縮体4および医療器具に接続されたケーブルは、弾性チューブ本体11の内側に固着されるため、弾性チューブ本体11の表面に凹凸が生じない。このため、弾性チューブ1aの洗浄・消毒が容易になり、リユースしやすくなる。

[0034] また、上記構成によれば、非伸縮体4および医療器具に接続されたケーブルは、弾性チューブ本体11の内側に固着されるため、弾性チューブ本体11によって保護される配置となる。このため、非伸縮体4および医療器具に接続されたケーブルの一部が何らかの原因により破損した場合、当該破損個

所は弾性チューブ本体 1 1 により保護されるため、人体が傷つけられる虞は低くなる。例えば、非伸縮体 4 の一部が何らかの原因で破損した場合、非伸縮体 4 が弾性チューブ 1 a よりも伸縮性が低い場合であっても、非伸縮体 4 の破損個所により人体が傷付けられる虞は低い。また、例えば、医療器具に接続されたケーブルが電気ケーブルであった場合、電気ケーブルの破損による漏電等の悪影響を人体において回避できる。そして、弾性チューブ本体 1 1 内には気体が注入されているため、たとえ電気ケーブルが破損したとしても弾性チューブ本体 1 1 内に電気は伝導されにくいので、漏電の悪影響を弾性チューブ本体 1 1 内において回避できる。

[0035] 〔実施例 3〕

また、医療器具に接続されたケーブルとは異なる非伸縮体 4 が、図 4 の（a）および（b）に示されるように弾性チューブ本体 1 1 に固着される場合、医療器具に接続されたケーブルは弾性チューブ本体 1 1 の中空内部に配置されてもよい。例えば、図 4 の（c）は、弾性チューブ本体 1 1 の内周面（内側）に固着部 1 3（不図示）が配置される場合における弾性チューブ 1 a の断面図である。同図は、本発明の実施例 3 に係る弾性チューブ 1 a の構造を示している。この場合、医療器具に接続されたケーブルとは異なる非伸縮体 4 が、弾性チューブ本体 1 1 の内側に固着されている。そして、医療器具に接続されたケーブル 1 4 が弾性チューブ本体 1 1 の中空内部に配置される。

[0036] 〔実施例 4～6〕

図 4 の（d）～（f）は、弾性チューブの更に他の変形例を示す図である。図 4 の（d）～（f）は、それぞれ、本発明の実施例 4～6 に係る弾性チューブ 1 b の構造を示している。弾性チューブ 1 b は、固着部 1 3 が弾性チューブ本体 1 1 における弾性体内部に配置されるように構成してもよい。弾性体は、弾性チューブ本体 1 1 を構成するものであり、弾性チューブ本体 1 1 における内周面から外周面までの厚み部分（図 4 の斜線箇所）である。より具体的に説明すれば、弾性チューブ 1 b は、弾性チューブ本体 1 1 におけ

る内周面と外周面との間に固着部 1 3（不図示）が配置される構成である。このため、例えば図 4 の（d）に示すように、非伸縮体 4 は、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に埋め込まれる状態で固着される。すなわち、図 4 の（d）に示す弾性チューブ本体 1 1 は、非伸縮体 4 が弾性チューブ本体 1 1 と予め一体化された状態で成型されることにより、非伸縮体 4 を弾性チューブ本体 1 1 に固着することができる。なお、非伸縮体 4 は、図 4 の（e）に示すように、医療器具に接続されたケーブル 1 4 で兼用してもよい。

[0037] また、非伸縮体 4 が医療器具に接続されたケーブルと兼用されない場合、図 4 の（f）に示すように、非伸縮体 4 は、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に埋め込まれる状態で固着され、かつケーブル 1 4 は弾性チューブ本体 1 1 の中空内部に配置されてもよい。なお、非伸縮体 4 またはケーブル 1 4 は、弾性チューブ本体 1 1 の外周面および内周面に接する構成としてもよいが、弾性チューブ 1 b の機械的強度を高めるためには、図 4 の（d）～（f）に示すように、弾性体チューブ本体 1 1 の外周面や内周面との間に、間隔を有する状態で配置されることが望ましい。

[0038] 上記構成によれば、非伸縮体 4 および医療器具に接続されたケーブルは、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に埋め込まれるため、弾性チューブ本体 1 1 の表面（外周面）に凹凸が生じない。このため、弾性チューブ 1 b の洗浄・消毒が容易になり、リユースしやすくなる。

[0039] また、上記構成によれば、非伸縮体 4 および医療器具に接続されたケーブルは、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に、または弾性チューブ本体 1 1 の中空内部に固着されるため、弾性チューブ本体 1 1 によって保護される配置となる。このため、非伸縮体 4 および医療器具に接続されたケーブルの一部が何らかの原因により破損した場合、当該破損箇所は弾性チューブ本体 1 1 により保護されるため、人体が傷つけられる虞は低くなる。

[0040] 例えば、非伸縮体 4 の一部が何らかの原因で破損した場合、非伸縮体 4 が

弾性チューブ 1 b よりも伸縮性が低い場合であっても、非伸縮体 4 の破損個所により人体が傷付けられる虞は低い。また、例えば、医療器具に接続されたケーブルが電気ケーブルであった場合、電気ケーブルの破損による漏電等の悪影響を人体において回避できる。そして、弾性チューブ本体 1 1 内には気体が注入されているため、たとえ電気ケーブルが破損したとしても弾性チューブ本体 1 1 内に電気は伝導されにくいので、漏電の悪影響を弾性チューブ本体 1 1 内において回避できる。

[0041] また、上記構成によれば、非伸縮体 4 または医療器具に接続されたケーブルにおける外周面全体が、弾性チューブ本体 1 1 に固着される。このため、弾性チューブ本体 1 1 の中空内部にある空気の圧力 P の加減に対応して、弾性チューブ 1 b の湾曲角度 θ が一定の割合で変化する。それゆえ、弾性チューブ本体 1 1 の湾曲角度 θ を制御しやすいという利点がある。この点については、図 8 の (b) にて後述する。

[0042] 図 4 の (g) ~ (i) は、弾性チューブの更に他の変形例を示す図である。図 4 の (g) ~ (i) は、それぞれ、本発明の実施形態 7 ~ 9 に係る弾性チューブ 1 c の構造を示している。弾性チューブは、弾性チューブ本体 1 1 以外に弾性体から成る少なくとも 1 つの別の弾性チューブや網目筒状のシート（図 6 の (b) に示す網目構造を参照）と組み合わせて構成してもよい。すなわち、弾性チューブは、複数の弾性チューブもしくは網目状などの異方伸縮性弾性体からなる複数の層構造を有していても良い。単体の弾性チューブでも、チューブを何重かにしたり、網目筒状シートを巻いたり、網目筒状シートをチューブに埋め込んだりすることで、弾性チューブの伸縮性に方向性を持たせたり、弾性チューブに段階的な伸縮特性を持たせることができる。これにより、屈曲動作を高精度に制御できる。特に、複数の箇所では同等な屈曲を行いたい場合に効果大きい（ 90° ずつ 2 箇所や 60° ずつ 3 箇所では屈曲させて 180° 曲げるときなど）。

[0043] [実施例 7]

図 4 の (g) は、本発明の実施例 7 に係る弾性チューブ 1 c の構造を示す

。同図は、図4の(d)に示す弾性チューブ1bの更に外周に別の弾性チューブを巻いた構成の断面図である。弾性チューブ1cは、弾性チューブ1bの外周にさらに別の弾性チューブ1kがあることにより、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向（横方向）の膨張を抑制し、湾曲角度の制御に直接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を効果的に行うことができるといった特段の効果を生むことができる。すなわち、弾性チューブ1cは、屈曲方向に対する異方伸縮特性を有している。また、無駄なチューブの周囲方向の膨張が抑えられるので、伸縮の繰り返しで生じる機械的ストレスによるチューブの劣化も防ぐことができる。なお、外周チューブは、弾性をもったものであれば、チューブ状でなくても構わない。但し、洗浄容易性を高めるため、最外周は平坦な表面のチューブであることが望ましい。また、弾性チューブは、張力に方向性を有していることが望ましい。チューブの周囲方向は、ある程度の張力を有することで、一時的に内部チューブの膨張を抑える機能を持つ。チューブの長軸方向は、内部チューブの膨張に応じて、負荷をできるだけ与えないで、伸びる（屈曲する）ことができる構造や材料とすることが望ましい。

[0044] また、図4の(g)に示す例では、外周に配置する弾性チューブの数は1であるが、これに限定されず、外周に配置する弾性チューブは複数であってもかまわない。特に複数屈曲箇所を設ける場合には、外周チューブの張力が加わることで生じる段階的な屈曲動作を行うことができるため、複数箇所の屈曲の度合いを均等にすることができ望ましい。

[0045] ここで、図9を用いて、弾性チューブのふるまいを詳述する。まず、基本となる単体の弾性チューブ1b（図4の(d)参照）の場合のチューブの内部圧力と弾性チューブの中空部分の断面積の関係のグラフを図9の(a)に、内部圧力と湾曲角度の関係のグラフを図9の(b)に示す。図9の(a)に示すように、弾性チューブの内部を加圧していくと、最初は弾性チューブに張力があるため、加圧に対して膨張しないが、内部圧力がこの張力を超えた時点で膨張を始め、断面積が増加するとともに、屈曲を始める。この屈曲

動作は、弾性チューブの肉厚や材料の弾性率に依存する。例えば、図9の（a）および（b）に示すように、柔らかいチューブは低い圧力から屈曲を始め、大きく屈曲し、硬いチューブは比較的高い圧力から屈曲を始め、比較的小さく屈曲する。よって、この構造や材料の構成を任意に設定することによって、屈曲動作特性を任意に設定することができる。

[0046] 次に、図9の（c）は、図4の（g）に示す弾性チューブ1cにおける弾性チューブ1bの内部圧力と中空部分の断面積の関係のグラフであり、図9の（d）は、弾性チューブ1bの内部圧力と湾曲角度の関係を示すグラフである。

[0047] 図9の（c）に示すように、弾性チューブ1bの内部を加圧していくと、最初は、弾性チューブ1cの内部で弾性チューブ1bの部分のみが膨張していく。

[0048] 次に、徐々に加圧していき、弾性チューブ1kに弾性チューブ1bからの圧力が加わった時点で、膨張が一時的に抑えられる。

[0049] 更に加圧を続けると、弾性チューブ1bおよび弾性チューブ1kが同時に膨張を始め、本格的な屈曲が始まる。

[0050] よって、圧力と湾曲角度の関係は、図9の（d）に示すような段階的な屈曲動作となる。すなわち、弾性チューブ1cは、内部圧力の大きさに対して段階的な伸縮特性を示す。上記の屈曲動作は、弾性チューブ1bだけでなく、弾性チューブ1kの大きさや肉厚、材料の弾性率にも依存するので、これらの構造や材料の構成を任意に設定することによって、屈曲動作特性を任意に設定することができる。なお、上記のような弾性チューブ1cの段階的な屈曲動作は、弾性チューブ1bの内部圧力の加圧時（上昇時）にのみでなく、当該圧力の下降（低下）時もしくは減圧時においても実現する。

[0051] また、以上のように弾性チューブ1bの外周に弾性チューブ1kがあることにより、屈曲に寄与しないチューブ周囲方向（横方向）の膨張を抑制し、湾曲角度の制御に直接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を効果的に行うことができるといった特段の効果を生むことができる。すなわち

、弾性チューブ 1 c は、屈曲方向に対する異方伸縮特性を有している。また、無駄なチューブの周囲方向の膨張が抑えられるので、伸縮の繰り返しで生じる機械的ストレスによるチューブの劣化も防ぐことができる。

[0052] 次に、外周に配置する弾性チューブ 1 k は、弾性チューブ 1 b に対して間隔を空けて適度なアソビを設け、この段階的な屈曲動作のふるまいを調整してもかまわないし、弾性チューブ 1 b および 1 k のそれぞれの弾性率を変えることで、屈曲動作を調整してもかまわない。弾性率を変えるのは、材料を変更しても良いし、肉厚を変えることで調整してもかまわない。例えば、外周程伸びやすい材料を使ったり、薄い肉厚のものを使って、屈曲に対する負荷を減らすことが望ましい。また、外周チューブの断面を波型構造とし、この波型が広がるまでは張力がほとんどかからないようにすることによって、中空にするのと同等の効果を得、かつ、中空部分の領域を低減して、屈曲装置の外径を低減してもかまわない。

[0053] この効果を更に高めるため、外周の複数の弾性チューブはその一部を蛇腹構造にしてもかまわない（図 6 の（a）参照）。このような構造にすることによって、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向（横方向）の膨張を更に抑制し、湾曲角度の制御に直接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を更に効果的に行うことができる。

[0054] また、上記の複数の屈曲箇所については、上記した種々の構造を適宜組み合わせることによって屈曲を開始する圧力を調整し、各々の屈曲箇所の屈曲動作を同時に行うようにしてもかまわないし、例えば、先端の屈曲箇所から順番に屈曲するように構成してもかまわない。

[0055] 〔実施例 8〕

次に、図 4 の（h）は、本発明の実施例 8 に係る弾性チューブ 1 c の構造を示す。同図は、図 4 の（d）に示す弾性チューブ 1 b の更に外周に、例えば網目筒状の弾性シート（図 6 の（b）参照）を巻いた構成の断面図である。網目の交差角度を縦方向と横方向で変え、伸縮性に方向性を持たせることにより、より効果的に、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向（横方向）の

膨張を抑制し、湾曲角度の制御に直接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を更に効果的に行うことができる。伸縮性に方向性を持たせるものであれば、網目状に限定するものではない。また、上述した内容と同様に、この網目筒状の弾性シートを複数巻いてもかまわないし、それぞれの弾性率を変えることで、屈曲動作を適切に調整してもかまわない。

[0056] 〔実施例 9〕

次に、図 4 の（i）は、本発明の実施例 9 に係る弾性チューブ 1 c の構成を示す。同図は、網目筒状の弾性シートを弾性チューブ本体 1 1 に埋め込んだ構成の断面図である。より具体的に説明すれば、弾性チューブ 1 c は、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に弾性シートが配置される構成である。すなわち、図 4 の（i）に示す弾性チューブ本体 1 1 は、非伸縮体 4 および弾性シートが弾性チューブ本体 1 1 と予め一体化された状態で成型されることにより、非伸縮体 4 および弾性シートを弾性チューブ本体 1 1 に固着することができる。

[0057] なお、図 4（i）では、網目状弾性体（弾性シート）を一重にした構成を示したが、二重、三重と弾性シートを複数重ねて埋め込んだ構造にしてもかまわない。例えば、これら複数の弾性シートをそれぞれ異なる伸縮特性を持った弾性体で構成しておけば、この弾性チューブ自体に複数のステップを持った段階的な伸縮特性を持たせることができる。一体化しているため、段階的な伸縮特性を持った弾性チューブをコンパクトに構成でき、より細径化できたり、更に伸縮の制御性も向上するといった効果がある。

[0058] また、上記の非伸縮体 4 は、図 4 の（e）に示すような、医療器具に接続されたケーブル 1 4 で兼用してもよい。

[0059] また、非伸縮体 4 が医療器具に接続されたケーブルと兼用されない場合、図 4 の（f）に示した図と同様に、非伸縮体 4 は、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に埋め込まれる状態で固着され、かつケーブル 1 4 は弾性チューブ本体 1 1 の中空内部に配置されてもよい。

[0060] なお、非伸縮体 4 またはケーブル 1 4 および弾性シートは、弾性チューブ

本体 1 1 の外周面および内周面に接する構成としてもよいが、弾性チューブ 1 b の機械的強度を高めるためには、図 4 の（d）～図 4 の（f）に示すように、弾性体チューブ本体 1 1 の外周面や内周面との間に、間隔を有する状態で配置されることが望ましい。

[0061] 上記構成によれば、非伸縮体 4 または医療器具に接続されたケーブル 1 4 および弾性シートは、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に埋め込まれるため、弾性チューブ本体 1 1 の表面（外周面）に凹凸が生じない。このため、弾性チューブ 1 c の洗浄・消毒が容易になり、リユースしやすくなる。

[0062] また、上記構成によれば、非伸縮体 4 および医療器具に接続されたケーブル 1 4 は、弾性チューブ本体 1 1 における内周面と外周面との間に、または弾性チューブ本体 1 1 の中空内部に固着されるため、弾性チューブ本体 1 1 および追加した弾性シートによって保護される配置となる。このため、非伸縮体 4 および医療器具に接続されたケーブル 1 4 の一部が何らかの原因により破損した場合、当該破損箇所は弾性チューブ本体 1 1 および弾性シートにより保護されるため、人体が傷つけられる虞は低くなる。

[0063] 上記構成によれば、例えば、前記医療器具に接続されたケーブルによる、上述した人体への悪影響を回避できる。また、弾性チューブ 1 に固定された前記医療器具の付近をコンパクトにすることができるため、前記医療器具に接続されたケーブルが医療処置の邪魔になることはない。

[0064] 次に、図 5 の（a）～（d）は弾性チューブの更に他の変形例を示す図である。

[0065] 〔実施例 10〕

図 5 の（a）は、本発明の実施例 10 に係る弾性チューブ 1 d の構造を示す。同図は、図 4 の（g）に示す弾性チューブ 1 c の更に外周に別の弾性チューブ 1 m を巻いた構成の断面図である。弾性チューブ 1 d は、弾性チューブ 1 c の外周にさらに別の弾性チューブ 1 m があることにより、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向（横方向）の膨張を抑制し、湾曲角度の制御に直

接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を効果的に行うことができるといった特段の効果を生むことができる。また、無駄なチューブの周囲方向の膨張が抑えられるので、伸縮の繰り返しで生じる機械的ストレスによるチューブの劣化も防ぐことができる。

[0066] 次に、外周に配置する弾性チューブ 1 m は、弾性チューブ 1 c に対して間隔を空けて適度なアソビを設け、この段階的な屈曲動作のふるまいを調整してもかまわないし、弾性チューブ 1 c および 1 m のそれぞれの弾性率を変えることで、屈曲動作を調整してもかまわない。弾性率を変えるのは、材料を変更しても良いし、肉厚を変えることで調整してもかまわない。例えば、外周程伸びやすい材料を使ったり、薄い肉厚のものを使って、屈曲に対する負荷を減らすことが望ましい。また、外周チューブの断面を波型構造とし、この波型が広がるまでは張力がほとんどかからないようにすることによって、中空にするのと同等の効果を得、かつ、中空部分の領域を低減して、屈曲装置の外径を低減してもかまわない。

[0067] この効果を更に高めるため、外周の複数の弾性チューブはその一部を蛇腹構造にしてもかまわない（図 6 の（a）参照）。このような構造にすることによって、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向（横方向）の膨張を更に抑制し、湾曲角度の制御に直接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を更に効果的に行うことができる。

[0068] 〔実施例 1 1〕

次に、図 5 の（b）は、本発明の実施例 1 1 に係る弾性チューブ 1 d の構造を示す。同図は、図 4 の（h）に示す弾性チューブ 1 c の更に外周に、別の弾性チューブ 1 m を巻いた構成の断面図である。弾性チューブ 1 d は、弾性チューブ 1 c の外周にさらに別の弾性チューブ 1 m があることにより、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向（横方向）の膨張を抑制し、湾曲角度の制御に直接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を効果的に行うことができるといった特段の効果を生むことができる。また、無駄なチューブの周囲方向の膨張が抑えられるので、伸縮の繰り返しで生じる機械的スト

レスによるチューブの劣化も防ぐことができる。また、弾性チューブ 1 m と網目状弾性シートの弾性率の収縮特性を適宜設定することにより、段階的な屈曲動作を行うことができる。また、最外周を平坦な表面とすれば、洗浄容易性を高めることができる。

[0069] [実施例 1 2]

次に、図 5 の (c) は、本発明の実施例 1 2 に係る弾性チューブ 1 d の構造を示す。同図は、網目筒状の弾性シートを弾性チューブ本体 1 1 に埋め込んだ図 4 の (i) に示す弾性チューブ 1 c の更に外周に、別の弾性チューブ 1 m を巻いた構成の断面図である。弾性チューブ 1 d は、弾性チューブ 1 c の外周にさらに別の弾性チューブ 1 m があることにより、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向（横方向）の膨張を抑制し、湾曲角度の制御に直接影響する長軸方向（縦方向）の膨張を促し、屈曲を効果的に行うことができるといった特段の効果を生むことができる。また、無駄なチューブの周囲方向の膨張が抑えられるので、伸縮の繰り返しで生じる機械的ストレスによるチューブの劣化も防ぐことができる。また、弾性チューブ 1 m と網目状弾性シートの弾性率の収縮特性を適宜設定することにより、段階的な屈曲動作を行うことができる。

[0070] [実施例 1 3]

次に、図 5 の (d) は、本発明の実施例 1 3 に係る弾性チューブ 1 d の構造を示す。同図は、図 4 の (d) に示す弾性チューブ 1 b の更に外周に、断面を波型構造とした外周チューブを巻き、更にその外周に別の外周チューブを巻いた構成の断面図である。このように、外周チューブの断面を波型構造とし、この波型が広がるまでは張力がほとんどかからないようにすることによって、中空にするのと同等の効果を得、かつ、中空部分の領域を低減して、屈曲装置の外径を低減してもかまわない。

[0071] （多関節屈曲部について）

図 1 1 の (a) ～ (c) に示すように、上述した内視鏡部 1 0 を、複数の屈曲部 3 1 および非屈曲部 3 2 が交互に設けられた多関節屈曲部 3 0 で構成

しても良い。図 11 の (a) は、複数の屈曲部 31 が屈曲していないときの多関節屈曲部 30 の状態を示す。一方、図 11 の (b) および (c) は、複数の屈曲部 31 のそれぞれが屈曲しているときの多関節屈曲部 30 の状態を示す。

[0072] 屈曲部 31 としては、上述した図 4 の (g) ~ (i) および図 5 の (a) ~ (d) に示す弾性チューブのように、単一の弾性チューブ本体 11 の周囲に単一または複数の外周チューブ（または弾性シート）を備えた弾性チューブを用いることが好ましい。これにより、外周チューブの張力が加わることで生じる段階的な屈曲動作を行うことができるため、複数箇所の屈曲部 31 の屈曲の度合いを均等にすることができ望ましい。

[0073] 次に、多関節屈曲部 30 を複数個所で屈曲動作させる場合の効果について説明する。図 11 (b) に示すように、臓器等が操作の邪魔にならないように多関節屈曲部 30 を屈曲させることで、臓器や鉗子等の処置具に対し回避動作をさせることができる。

[0074] また、これに加えて、図 11 の (c) に示すように、多関節屈曲部 30 の回避動作をさせながら、カメラが設置されている一端とは異なる他端側の弾性チューブの軸を回転させることで、簡単に別の方向からの患部観察をすることも可能である。このとき、常に患部を視野に入れながら、カメラ先端部を移動させることができるので、一旦視野に捉えた患部を見失うことがない。したがって、見失って再び患部を探すまでの時間（手術時間）を短縮できるといった特段の効果がある。

[0075] （制御装置の概要）

図 1 において、制御装置 20 について説明する。制御装置 20 は、弾性チューブ 1 内の空気（気体）W の圧力を変更するピストン（気圧可変部）21 及びシリンジ 22（図 7）と、空気 W の圧力を検知する空気圧センサ 23 と、ピストン 21 をシリンジ 22 内で作動させ、弾性チューブ 1 内の空気圧を可変するピストン駆動部（気圧可変部）24 と、術者の音声（指示）を入力するマイクロフォン（指示受付部）25 と、マイクロフォン 25 にて入力さ

れた音声信号及び空気圧センサ 23 の検知信号を入力し、ピストン駆動部 24 を制御するピストン制御部（気圧可変部）26 とを備えている。なお、弾性チューブ 1 内に封入される気体は、空気に限定されず、医療処置部位を汚染しない気体であればどのようなものでもよい。

[0076] 本実施形態では、気圧可変部の一例として、ピストン 21・ピストン駆動部 24・ピストン制御部 26 を用いているが、気圧調整弁（不図示）等で代用してもよい。また、指示受付部の一例として、マイクロフォン 25 を用いているが、フットスイッチ（不図示）等で代用してもよい。

[0077] （制御装置による操作）

図 10 は、医療処置（手術）状況を示す正面図である（一例）。図 10 に示すように、マイクロフォン 25 にて検知された術者 105 の音声により、ピストン制御部 26 にてピストン駆動部 24 を制御し、ピストン 21 およびシリンジ 22 を用いて弾性チューブ 1 内の空気圧を変化させる。なお、ピストン 21 およびシリンジ 22 の詳細については、図 7 にて後述する。

[0078] 例えば、カメラモニタ 6 の表示画面において上又は下方向に、内視鏡カメラ 2 が湾曲可能な場合、術者 105 が音声「上」と発すると、カメラモニタ 6 の表示画面は、表示している画像の上方向を表示するように移動し始める。そして、術者 105 による「ストップ」という音声により、カメラモニタ 6 における表示画面の移動は停止する。また、術者 105 による音声「下」である場合には、カメラモニタ 6 における表示画面は、表示している画像の下方向に移動する。

[0079] カメラモニタ 6 の表示画面を左右方向に移動させる場合は、弾性チューブ 1 の湾曲方向を左右方向となるように、可撓性スタンド 7 の位置を予め調節しておく必要がある。なお、内視鏡部 10 は、手術台 8 に取り付けられた可撓性スタンド 7 により、所定位置に維持され、その位置は術者 105 により手操作で調整される。

[0080] 図 10 に示す医療処置等で使用した弾性チューブ 1 は、新しい弾性チューブ 1 に取り換える（ディスポーザブル）ことができる。または、医療処置が

終了した後に、使用済みの弾性チューブ 1 を洗浄・消毒することにより、再度使用（リユース）することができる。弾性チューブ 1 を再使用する場合には、劣化した弾性チューブ 1 を使用することを防ぐために、弾性チューブ 1 における使用の上限回数または湾曲の上限回数を制御装置 20 に予め設定しておき、当該上限回数を超えた弾性チューブ 1 は使用不可能としておく必要がある。

[0081] （制御装置の具体例）

図 7 は、空気圧を可変制御するピストン 21 及びシリンジ 22 の具体的な構造を示し、接続チューブ 5 に接続されたシリンジ 22 内にピストン 21 が摺動可能に挿入されている。ピストン駆動部 24 は、基台 28 の取付部 29 に一端側（図中左側）が固定され、他端側（図中右側）がピストン駆動部 24 に連結されたネジ部 27 で、ピストン 21 は、このネジ部 27 に螺合されている。ピストン駆動部 24 にて、ネジ部 27 が正回転又は逆回転され、これによりピストン 21 は図中左右方向に移動する。このピストン駆動部 24 の正回転又は逆回転及びその回転数はピストン制御部 26 にて制御される。

[0082] （弾性チューブの湾曲角度）

図 8 は、本発明実施の形態に係る弾性チューブの湾曲特性を示す図である。図 8 における横軸は、弾性チューブ本体 11 内にある空気 W の圧力（ P [kPa]）であり、縦軸は弾性チューブ本体 11 の湾曲角度（ θ [°]）を表す。

[0083] 図 8 の（a）は、図 4 の（a）～（c）に示す弾性チューブを使用した場合における圧力 P と湾曲角度 θ との関係を示す図である。図 8 の（a）に示されるように、圧力 P と湾曲角度 θ との関係は、ヒステリシス特性（非線形特性）である。

[0084] 例えば、弾性チューブ本体 11 内の空気 W の圧力 P を増加させていく場合（加圧時）、弾性チューブ 1 の湾曲角度 θ は、圧力 230 kPa 付近までは空気圧の増加に応じて緩やかに単調増加する。圧力 P が 230 kPa 付近を過ぎると、圧力 P の増加に対して弾性チューブ 1 の湾曲角度 θ は急激に増加

する。また、弾性チューブ本体 11 内の空気 W の圧力 P を減少させていく場合（減圧時）、弾性チューブ 1 の湾曲角度 θ は、圧力 P が 230 kPa となる付近までは、圧力 P の減少に応じて緩やかに単調減少する。圧力 P が 230 kPa 付近を過ぎると、圧力 P が 170 kPa となる付近までは、圧力 P の減少に対して弾性チューブ本体 11 の湾曲角度 θ は急激に減少する。そして、圧力 P が 170 kPa 付近を過ぎると弾性チューブ本体 11 の湾曲角度 θ は、再び圧力 P の減少に応じて緩やかに単調減少する。

[0085] 図 8 の（a）に示すような弾性チューブ本体 11 の湾曲特性を、ピストン制御部 26 に予め設定しておけば、カメラモニタ 6 において表示される表示画像が一定の割合で移動するように、弾性チューブ本体 11 の湾曲角度を変化させることができる。

[0086] 図 8 の（b）は、図 4（d）～（f）に示す弾性チューブの他の変形例を使用した場合における、圧力 P と湾曲角度 θ との関係を示す図である。図 8 の（b）に示されるように、圧力 P と湾曲角度 θ との関係は、ほぼ線形特性である。

[0087] 例えば、弾性チューブ本体 11 内の空気 W の圧力 P を増加させていく場合（加圧時）、弾性チューブ 1 b の湾曲角度 θ は、圧力 100 kPa 付近から 260 kPa 付近まで、空気圧の増加に応じてほぼ線形に増加する。また、弾性チューブ本体 11 内の空気 W の圧力 P を減少させていく場合（減圧時）、弾性チューブ 1 b の湾曲角度 θ は、圧力 P が 260 kPa から 100 kPa となる付近まで、圧力 P の減少に応じて線形に減少する。

[0088] このように、加圧時および減圧時の両方において、圧力 P が増加または減少する毎に、弾性チューブ 1 b の湾曲角度 θ が各々の一定の割合で変化し、図 8（a）に示されるようなヒステリシス特性は生じていない。また、加圧時における圧力 P と角度 θ の関係は、減圧時における圧力 P と角度 θ の関係とほぼ等しい。

[0089] 図 8 の（b）に示すような弾性チューブ本体 11 の湾曲特性を、ピストン制御部 26 に予め設定しておけば、カメラモニタ 6 において表示される表示

画像が一定の割合で移動するように、弾性チューブ本体 11 の湾曲角度を変化させることができる。さらには、図 8 の (b) に示すような弾性チューブ本体 11 の湾曲特性は線形であるため、線形特性を有する弾性チューブ本体 11 が使用される場合、ピストン制御部 26 の設定は、図 8 の (a) に示すようなヒステリシス特性を有する弾性チューブ 1 が使用される場合よりも簡易となる。このため、弾性チューブ本体 11 の湾曲角度を制御しやすいという利点がある。

[0090] (弾性チューブの操作例)

また、弾性チューブ 1 は、自動操作される構成であってもよい。例えば、医療器具として図 1 に示す内視鏡カメラ 2 を用いる場合、内視鏡カメラ 2 によって撮影された画像をカメラモニタ 6 に表示すると同時に、内視鏡カメラ 2 によって撮影された画像を、制御装置 20 において取得および解析する構成（不図示）としてもよい。制御装置 20 は、解析した情報に応じて、弾性チューブ本体 11 内に封入された気体の圧力を自動調整する。それゆえ、内視鏡カメラ 2 の湾曲角度を自動で変化させることができる。なお、制御装置 20 には、医療処置の進み具合を示す画像データ等が予め格納されているものとする。また、制御装置 20 は、図 8 に示すヒステリシス特性を用いて、内視鏡カメラ 2 の湾曲角度を変化させてもよい。

[0091] また、弾性チューブ 1 は、タブレット端末（不図示）を用いてマニュアル操作されてもよい。例えば、医療処置を行う術者（例えば図 10 における術者 105）の助手（不図示）がタブレット端末を操作し、医療機器の湾曲角度を変化させる場合、助手は術者から離れた位置にてタブレット端末を操作することができる。このため、助手の操作は、術者の医療処置行為の邪魔とならず、術者は医療処置に専念できる。また、例えば、術者（例えば、図 10 における術者 105）がタブレット端末を操作し、医療機器の湾曲角度を変化させてもよい。この場合、術者の代わりにロボット（不図示）に実際の医療処置を行わせることができる。

[0092] [まとめ]

本発明の態様１に係る弾性チューブ（１）は、細長い中空円筒形を有する弾性チューブ本体（１１）と、前記弾性チューブ本体の密封された一方の先端に設けられ、医療器具（内視鏡カメラ２、カテーテル２a、レーザメス２c）を取り付け可能な固定部（１２）と、前記弾性チューブ本体の長軸方向に、可撓性を有する非伸縮体（４）を固着可能な固着部（１３）とを有し、前記弾性チューブ本体の内部に注入された気体の圧力が制御されることにより、前記非伸縮体の反対側において膨張または収縮することを特徴とする、医療機器（内視鏡装置１００）に用いられるものである。

[0093] 本発明によれば、簡単で安価に製造できるシンプルな構造を採用しながらも、ディスプレイとされている点や人体を侵襲しない点などにおいて医療現場における利便性が格段に優れており、医療現場において広く普及することが期待されるものである。

[0094] 本発明の態様２に係る弾性チューブ（１）は、上記態様１において、前記固着部は、前記弾性チューブ本体よりも伸縮性が低い素材からなる前記非伸縮体を、前記弾性チューブ本体に固着してもよい。

[0095] 上記構成によれば、弾性チューブ本体よりも伸縮性が低い素材からなる非伸縮体を弾性チューブ本体に固着させる。例えば、弾性チューブと同一の素材としてシリコンを非伸縮体に用いた場合、シリコン素材の非伸縮体は弾性チューブ本体に固着させやすい。このため、シリコン素材の非伸縮体を固着した弾性チューブ本体に、医療処置時の接触による不意の衝撃があったとしても、弾性チューブからシリコン素材の非伸縮体が外れることを防げる。また、例えば、非伸縮体にポリアミド繊維を用いた場合、シリコン素材の弾性チューブに固着させにくい。このため、非伸縮体を弾性チューブから簡単に取り外しを行う場合には有効である。

[0096] 本発明の態様３に係る弾性チューブ（１）は、上記態様１において、前記固着部は、前記医療器具に接続されたケーブルを、前記非伸縮体として前記弾性チューブ本体に固着してもよい。

[0097] 上記構成によれば、医療器具に接続されたケーブルを弾性チューブ本体に

固着させる。このため、医療処置時に使用される物を利用して、弾性チューブの湾曲が可能となる。それゆえ、弾性チューブは、新たに非伸縮体を設ける構成ではないシンプルな構造となるため、簡単で安価に製造できる。

[0098] 本発明の態様4に係る弾性チューブ(1)は、上記態様1から3の何れか1態様において、前記固着部は、前記弾性チューブ本体における内周面と外周面との間に配置されてもよい。

[0099] 上記構成によれば、非伸縮体または医療器具に接続されたケーブルにおける外周面全体が、弾性チューブ本体に固着される。このため、弾性チューブ本体の中空内部にある空気の圧力Pの加減に対応して、弾性チューブの湾曲角度が一定の割合で変化する。それゆえ、弾性チューブ本体の湾曲角度を制御しやすいという利点がある。

[0100] 本発明の態様5に係る弾性チューブ(1)は、上記態様1から3の何れか1態様において、前記固着部は、前記弾性チューブ本体における中空内部に配置されてもよい。

[0101] 上記構成によれば、非伸縮体4および医療器具に接続されたケーブルは、弾性チューブ本体11の内側に固着されるため、弾性チューブ本体11の表面に凹凸が生じない。このため、弾性チューブ1aの洗浄・消毒が容易になり、リユースしやすくなる。

[0102] また、上記構成によれば、非伸縮体4および医療器具に接続されたケーブルは、弾性チューブ本体11の内側に固着されるため、弾性チューブ本体11によって保護される配置となる。このため、非伸縮体4および医療器具に接続されたケーブルの一部が何らかの原因により破損した場合、当該破損箇所は弾性チューブ本体11により保護されるため、人体が傷つけられる虞は低くなる。例えば、非伸縮体4の一部が何らかの原因で破損した場合、非伸縮体4が弾性チューブ1aよりも伸縮性が低い場合であっても、非伸縮体4の破損箇所により人体が傷付けられる虞は低い。また、例えば、医療器具に接続されたケーブルが電気ケーブルであった場合、電気ケーブルの破損による漏電等の悪影響を人体において回避できる。そして、弾性チューブ本体1

1 内には気体が注入されているため、たとえ電気ケーブルが破損したとしても弾性チューブ本体 1 1 内に電気は伝導されにくいので、漏電の悪影響を弾性チューブ本体 1 1 内において回避できる。

[0103] 本発明の態様 6 に係る弾性チューブ (1) は、上記態様 1、2 または 4 において、前記弾性チューブ本体は、前記医療器具に接続されたケーブルを、前記弾性チューブ本体における中空内部に配置してもよい。

[0104] 上記構成によれば、前記医療器具に接続されたケーブルとは異なる非伸縮体 4 が固着部 1 3 によって弾性チューブ本体 1 1 に固着された場合であっても、前記医療器具に接続されたケーブルは弾性チューブ本体 1 1 の中空内部に配置される。このため、前記医療器具に接続されたケーブルによる、上述した人体への悪影響を回避できる。また、弾性チューブ 1 に固定された前記医療器具の付近をコンパクトにすることができるため、前記医療器具に接続されたケーブルが医療処置の邪魔になることはない。

[0105] 本発明の態様 7 に係る弾性チューブ (1) は、上記態様 1 から 6 のいずれか 1 態様において、前記弾性チューブは、周囲方向と比較して長軸方向に伸縮し易い、屈曲方向に対して異なる異方伸縮特性を示すチューブであっても良い。

[0106] 上記構成によれば、屈曲に寄与しないチューブの周囲方向 (横方向) の膨張を抑制し、屈曲に直接影響するチューブの長軸方向 (縦方向) の膨張を促し、屈曲を効果的に行うことができるといった特段の効果を生むことができる。また、無駄なチューブの周囲方向の膨張が抑えられるので、伸縮の繰り返しで生じる機械的ストレスによるチューブの劣化も抑制することができる。

[0107] 本発明の態様 8 に係る弾性チューブ (1) は、上記態様 7 において、前記屈曲方向に対して異なる異方伸縮特性を示す弾性チューブは、網目状の弾性体が固着された構造を備えていても良い。

[0108] 本発明の態様 9 に係る弾性チューブ (1) は、上記態様 1 から 6 のいずれか 1 態様において、前記弾性チューブは、内部圧力の大きさに対して段階的

な伸縮特性を示すチューブであっても良い。

[0109] 上記構成によれば、複数箇所の屈曲の度合いを均等にすることができる。

[0110] 本発明の態様１０に係る弾性チューブ（１）は、上記態様７から９のいずれか１態様において、前記弾性チューブは、前記弾性チューブは、複数の弾性チューブもしくは網目状などの異方伸縮性弾性体からなる複数の層構造を有していても良い。

[0111] 本発明の態様１１に係る弾性チューブ（１）は、上記態様１０において、前記複数の弾性チューブは、弾性率の異なる弾性チューブもしくは弾性率の異なる異方伸縮性弾性体から構成されていても良い。

[0112] 本発明の態様１２に係る制御装置（２０）は、上記態様１に係る弾性チューブの膨張および収縮を制御する制御装置であって、前記弾性チューブの膨張または収縮させる指示を受け付ける指示受付部（マイクロフォン２５）と、前記指示受付部で受け付けた前記指示に基づいて、前記弾性チューブ本体の中空内部に注入された気体の圧力を可変させる気圧可変部（ピストン２１、ピストン駆動部２４、ピストン制御部２６）とを備えていてもよい。

[0113] 上記構成によれば、医療機器の先端部分は制御装置にて操作されるので、医療機器の先端部分を操作するための外科医（カメラ助手１０４）は不要であり、当該外科医（助手１０４）の操作が別の外科医（術者１０５）の行う医療処置（手術）の邪魔になることはない。それゆえ、外科医（術者１０５）は、医療処置（手術）に専念することができる。

[0114] 本発明の態様１３に係る制御装置（２０）は、上記態様１２において、前記気圧可変部は、前記医療器具が取得した情報に従って自動操作されていてもよい。

[0115] 上記構成によれば、気圧可変部の自動操作により、弾性チューブが自動で湾曲される。例えば、医療器具として内視鏡カメラを用いる場合、内視鏡カメラによって撮影された画像をカメラモニタ（６）に表示すると同時に、内視鏡カメラによって撮影された画像を制御装置にて取得および解析する構成とする。そして、制御装置の解析情報に応じて、気圧可変部が自動操作され

、弾性チューブ本体内に封入された気体の圧力が自動調整されることで、内視鏡カメラの湾曲角度を自動で変化させることができる。なお、制御装置には、医療処置の進み具合を示す画像データ等が予め格納されているものとする。

[0116] それゆえ、医療処置を行う術者が医療器具の移動を指示しなくても、医療器具は自動で移動されるため、当該術者は医療処置に専念できる。

[0117] 本発明の態様１４に係る医療機器（１００）は、上記態様１における弾性チューブと、上記態様１２における制御装置とを備えていてもよい。

[0118] 本発明の態様１５に係る医療機器（１００）は、上記態様１４において、前記医療器具として、内視鏡カメラ（２）、カテーテル（２ａ）、レーザメス（２ｃ）または電気メスを備えていてもよい。

[0119] 上記構成によれば、本発明に係る弾性チューブの利点と、本発明に係る制御装置の利点とを併せ持つ医療機器を提供することができる。

[0120] 特に、内視鏡カメラ・カテーテル・レーザメス・電気メスを用いた医療処置は、頻繁に行われる傾向がある。そのため、本発明の医療機器において、医療器具として内視鏡カメラ、カテーテル、レーザメスまたは電気メスを設けることにより、本発明の利点をより広くの医療現場において提供することが可能となる。

[0121] （本発明の別表現）

なお、本発明は以下のように表現することも可能である。

[0122] すなわち、本発明に係る弾性チューブは、屈曲方向に対して異なる異方伸縮特性を持っても良い。

[0123] また、前記屈曲方向に対して異なる伸縮特性を持つ弾性チューブは、網目状などの異方伸縮性の弾性体を固着していても良い。

[0124] また、本発明に係る弾性チューブは、内部圧力に対する段階的な伸縮特性を持っても良い。

[0125] また、本発明に係る弾性チューブは、複数の弾性チューブもしくは網目状などの異方伸縮性の弾性体からなる複数の層構造で構成されても良い。さら

に、本発明に係る弾性チューブは、複数の弾性チューブもしくは網目状などの異方伸縮性の弾性体からなる入れ子構造で構成されても良い。

[0126] また、本発明の弾性チューブは、前記複数の弾性チューブは、弾性率の異なる弾性チューブもしくは弾性率の異なる網目状などの異方伸縮性弾性体から構成されていても良い。

[0127] また、本発明に係る内視鏡装置は、細長い中空円筒形を有するとともに空気が封入された膨張可能な弾性チューブと、該弾性チューブ部の先端部が密封されるとともに、その先端部に固定されたカメラと、前記弾性チューブ部の他端側に連通接続され、空気が封入された中空円筒形を有する非膨張チューブと、前記弾性チューブ部に長さ方向に固着された可撓性を有する非伸縮体と、前記非膨張チューブ部に接続された可撓性かつ非膨張性を有する中空円筒形の接続チューブと、該接続チューブ及び前記非膨張チューブを介して前記弾性チューブ内の空気圧を可変制御する制御部とを備え、該制御部にて前記弾性チューブ内の空気圧を制御し、その空気圧により前記弾性チューブを、前記非伸縮体の反対側において膨張、収縮させ、これにより前記弾性チューブを任意の角度に湾曲させる内視鏡装置としても表現できる。

[0128] また、本発明に係る内視鏡装置は、前記構成の内視鏡装置において、前記制御部が、前記弾性チューブ内の空気圧を変更するピストン及びシリンジと、前記空気圧を検知する空気圧センサと、前記ピストンを前記シリンジ内で作動させ、空気圧を可変するピストン駆動部と、術者の音声を入力するマイクロフォンと、該マイクロフォンにて入力された音声信号及び前記空気圧センサの検知信号を入力し、前記ピストン駆動部を制御するピストン制御部とを備え、術者の音声により、前記ピストン制御部にて前記ピストン駆動部を制御し、前記弾性チューブ内の空気圧を変化させる構成であってもよい。

[0129] また、本発明に係る内視鏡装置は、前記構成の内視鏡装置において、前記非伸縮体がポリアミド繊維よりなる構成であってもよい。

[0130] また、本発明に係る内視鏡装置は、前記構成の内視鏡装置において、前記非伸縮体が前記カメラへ電源を供給する電気コードであってもよい。

[0131] 本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせて得られる実施形態についても本発明の技術的範囲に含まれる。さらに、各実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を組み合わせることにより、新しい技術的特徴を形成することができる。

産業上の利用可能性

[0132] 本発明は、弾性チューブ、制御装置および医療機器に好適に利用できる。特に、医療現場において、内視鏡カメラ・カテーテル・レーザメス・電気メスを備える医療機器に利用できる。

符号の説明

[0133]	1	弾性チューブ
	1 a	弾性チューブ
	1 b	弾性チューブ
	2	内視鏡カメラ
	2 a	カテーテル
	2 b	バルーン
	2 c	レーザメス
	3	非膨張チューブ
	4	非伸縮体
	5	接続チューブ
	6	カメラモニタ
	7	可撓性スタンド
	8	手術台
	1 0	内視鏡部（医療機器部）
	1 0 a, 1 0 b	医療機器部
	1 1	弾性チューブ本体
	1 2	固定部
	1 3	固着部

1 4	ケーブル
2 0	制御装置
2 1	ピストン（気圧可変部）
2 2	シリンジ
2 3	空気圧センサ
2 4	ピストン駆動部（気圧可変部）
2 5	マイクロフォン（指示受付部）
2 6	ピストン制御部（気圧可変部）
2 7	ネジ部
1 0 0	内視鏡装置（医療機器）

請求の範囲

- [請求項1] 細長い中空円筒形を有する弾性チューブ本体と、
前記弾性チューブ本体の密封された一方の先端に設けられ、医療器具を取り付け可能な固定部と、
前記弾性チューブ本体の長軸方向に、可撓性を有する非伸縮体を固着可能な固着部とを有し、
前記弾性チューブ本体の内部に注入された気体の圧力が制御されることにより、前記非伸縮体の反対側において膨張または収縮することを特徴とする、医療機器に用いられる弾性チューブ。
- [請求項2] 前記固着部は、前記弾性チューブ本体よりも伸縮性が低い素材からなる前記非伸縮体を、前記弾性チューブ本体に固着するものであることを特徴とする請求項1に記載の弾性チューブ。
- [請求項3] 前記固着部は、前記医療器具に接続されたケーブルを、前記非伸縮体として前記弾性チューブ本体に固着するものであることを特徴とする請求項1に記載の弾性チューブ。
- [請求項4] 前記固着部は、前記弾性チューブ本体における内周面と外周面との間に配置されることを特徴とする、請求項1から3の何れか1項に記載の弾性チューブ。
- [請求項5] 前記固着部は、前記弾性チューブ本体における中空内部に配置されることを特徴とする、請求項1から3の何れか1項に記載の弾性チューブ。
- [請求項6] 前記弾性チューブ本体は、前記医療器具に接続されたケーブルを、前記弾性チューブ本体における中空内部に配置するものであることを特徴とする請求項1、2または4に記載の弾性チューブ。
- [請求項7] 前記弾性チューブは、周囲方向と比較して長軸方向に伸縮し易い、屈曲方向に対して異なる異方伸縮特性を示すチューブであることを特徴とする請求項1から6の何れか1項に記載の弾性チューブ。
- [請求項8] 前記屈曲方向に対して異なる異方伸縮特性を示す弾性チューブは、

網目状の弾性体が固着された構造を備えていることを特徴とする請求項 7 に記載の弾性チューブ。

[請求項9] 前記弾性チューブは、内部圧力の大きさに対して段階的な伸縮特性を示すチューブであることを特徴とする請求項 1 から 6 の何れか 1 項に記載の弾性チューブ。

[請求項10] 前記弾性チューブは、複数の弾性チューブもしくは異方伸縮性弾性体からなる複数の層構造を有していることを特徴とする請求項 7 から 9 の何れか 1 項に記載の弾性チューブ。

[請求項11] 前記複数の弾性チューブは、弾性率の異なる弾性チューブもしくは弾性率の異なる異方伸縮性弾性体から構成されていることを特徴とする請求項 10 に記載の弾性チューブ。

[請求項12] 請求項 1 に記載の弾性チューブの膨張および収縮を制御する制御装置であって、

前記弾性チューブの膨張または収縮させる指示を受け付ける指示受付部と、

前記指示受付部で受け付けた前記指示に基づいて、前記弾性チューブ本体の中空内部に注入された気体の圧力を可変させる気圧可変部とを備えることを特徴とする制御装置。

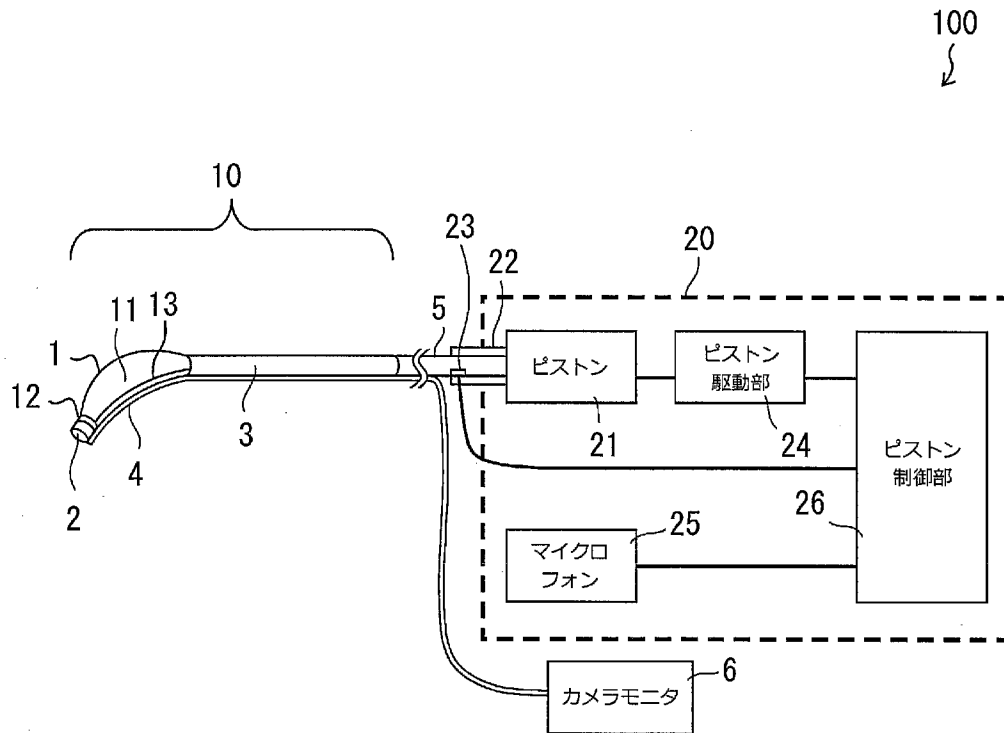
[請求項13] 前記気圧可変部は、前記医療器具が取得した情報に従って自動操作されることを特徴とする請求項 12 に記載の制御装置。

[請求項14] 請求項 1 に記載の弾性チューブと、請求項 12 に記載の制御装置とを備えた医療機器。

[請求項15] 前記医療器具として、内視鏡カメラ、カテーテル、レーザメスまたは電気メスを備えた請求項 14 に記載の医療機器。

[図1]

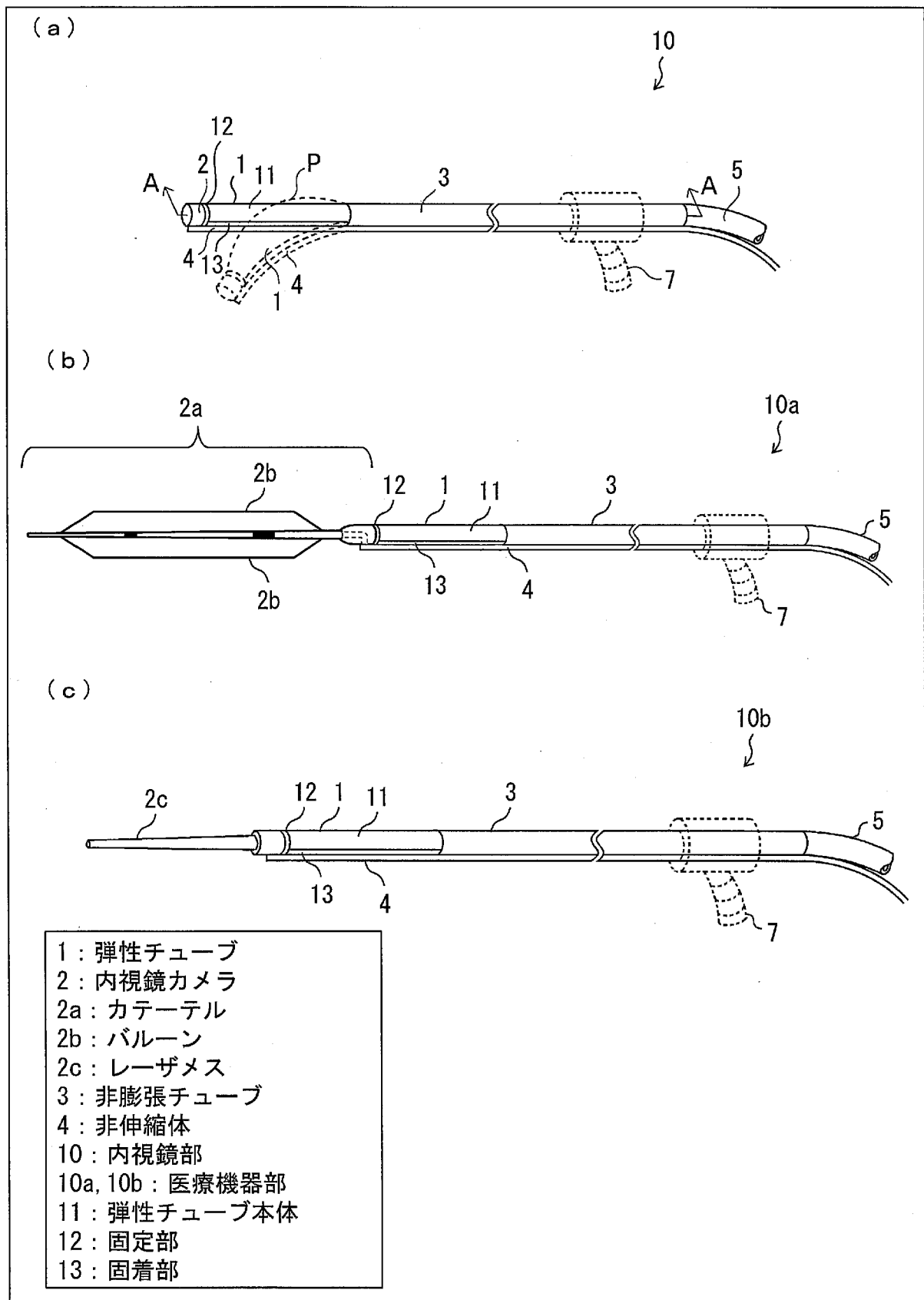
図 1



- 1 : 弾性チューブ
- 2 : 内視鏡カメラ
- 3 : 非膨張チューブ
- 4 : 非伸縮体
- 5 : 接続チューブ
- 10 : 内視鏡部
- 11 : 弾性チューブ本体
- 12 : 固定部
- 13 : 固着部
- 20 : 制御装置
- 22 : シリンジ
- 23 : 空気圧センサ
- 100 : 内視鏡装置

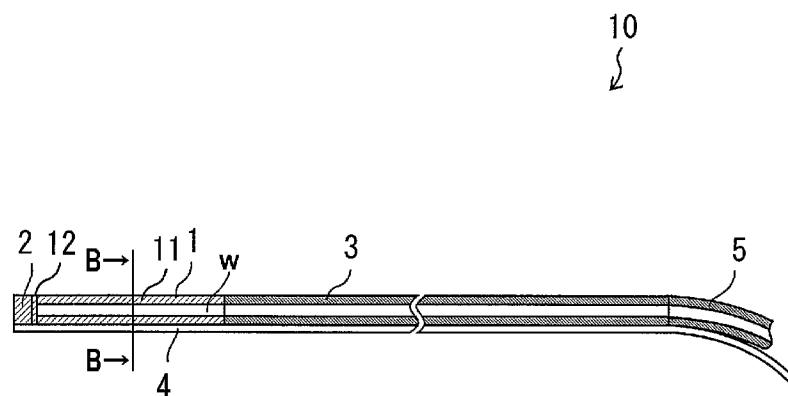
[図2]

図 2



[図3]

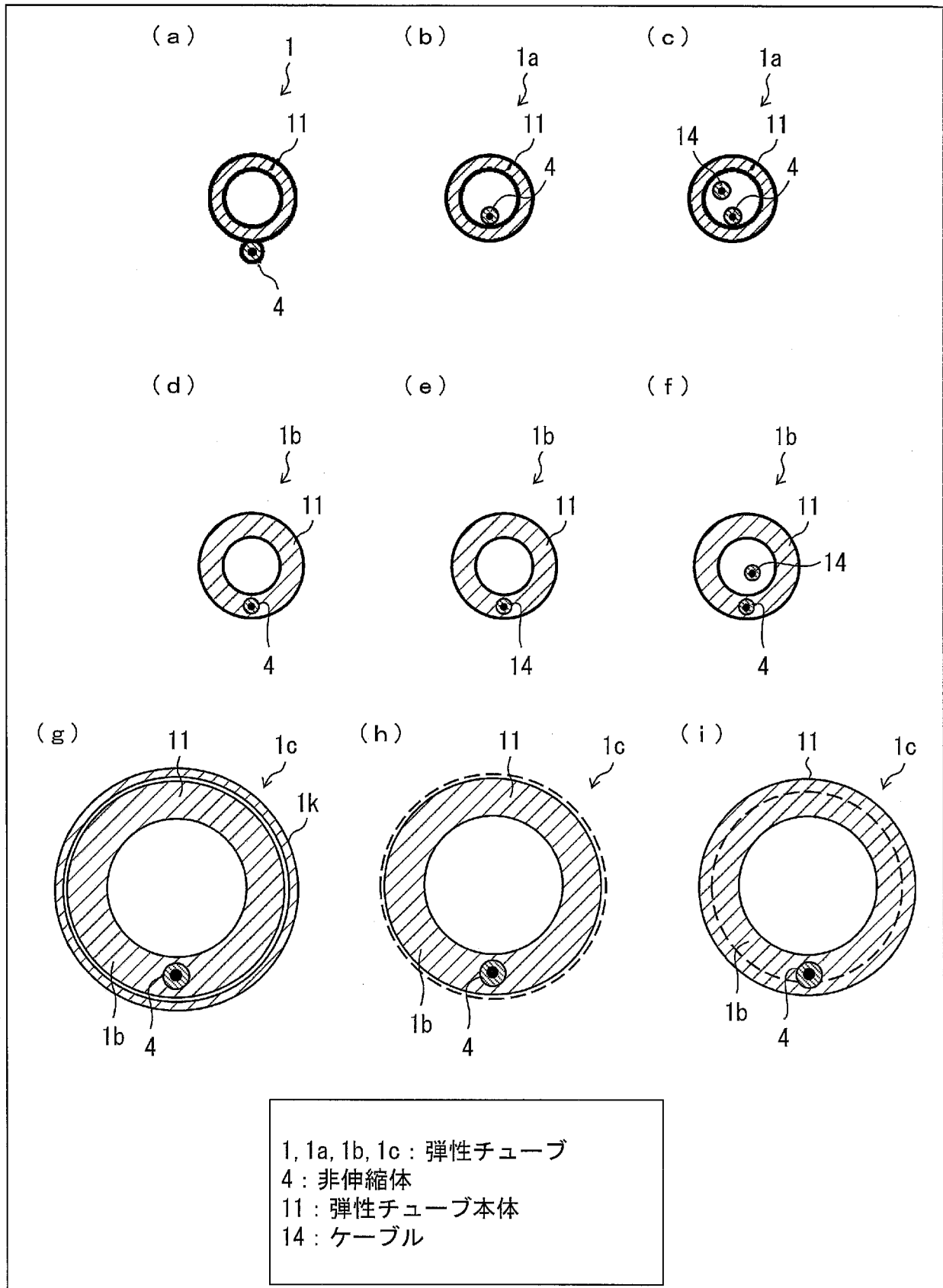
図 3



- 1 : 弾性チューブ
- 2 : 内視鏡カメラ
- 3 : 非膨張チューブ
- 4 : 非伸縮体
- 10 : 内視鏡部
- 11 : 弾性チューブ本体
- 12 : 固定部
- 13 : 固着部
- W : 空気

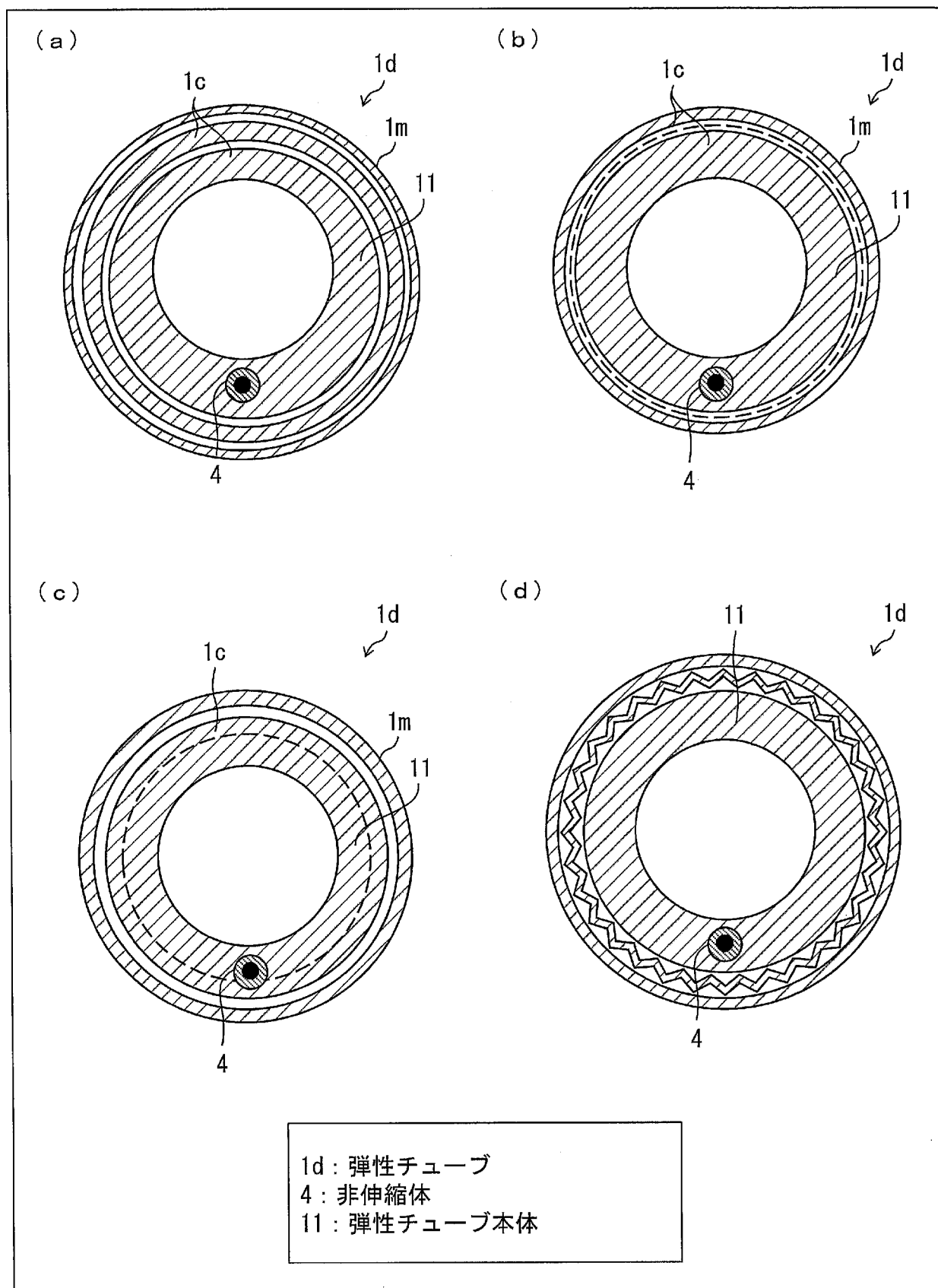
[図4]

図 4



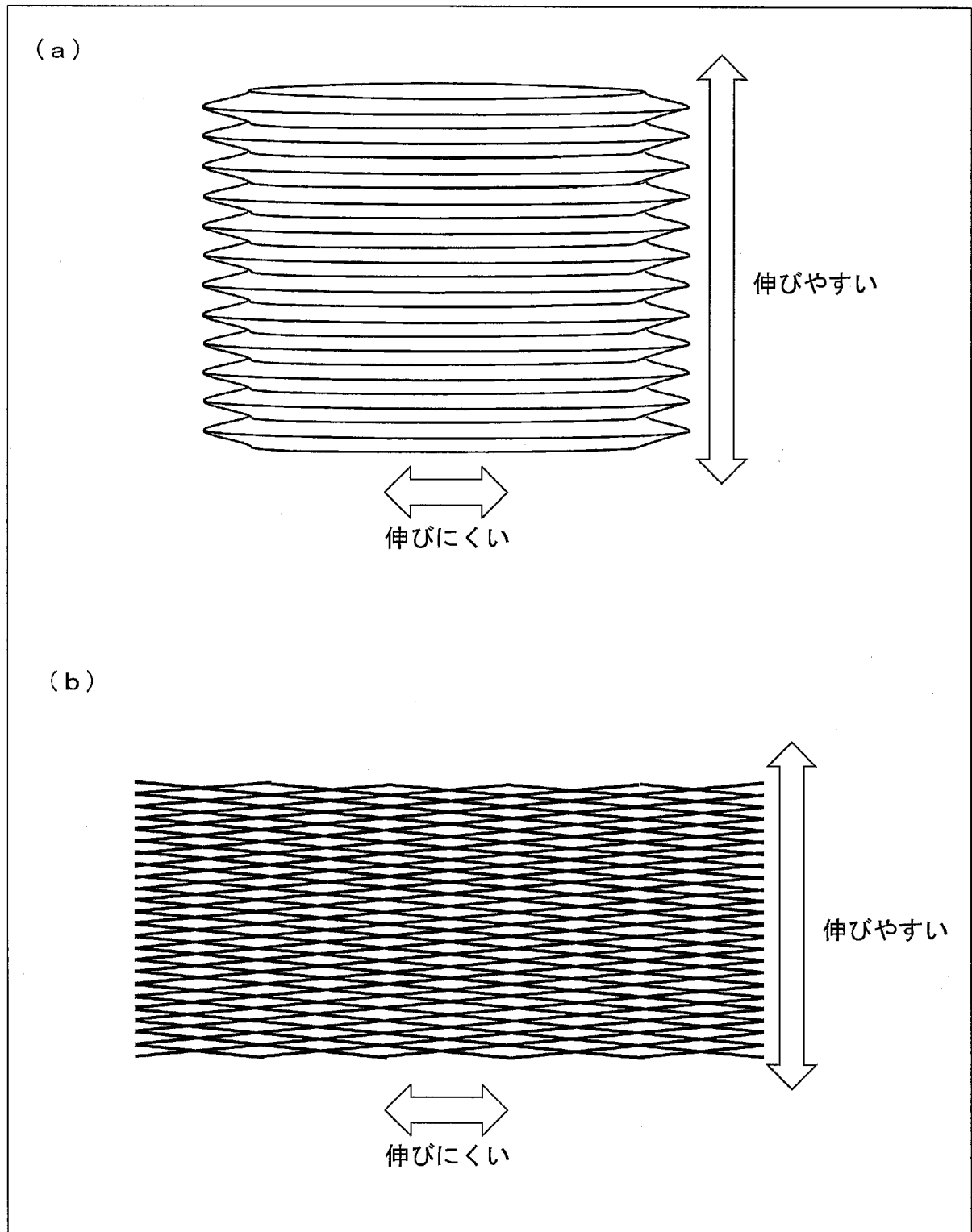
[図5]

図 5



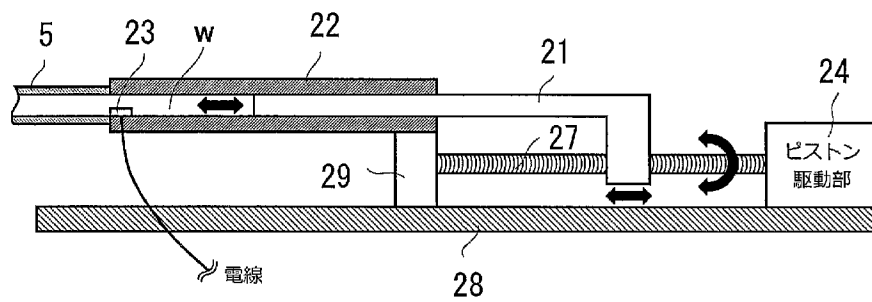
[図6]

図 6



[図7]

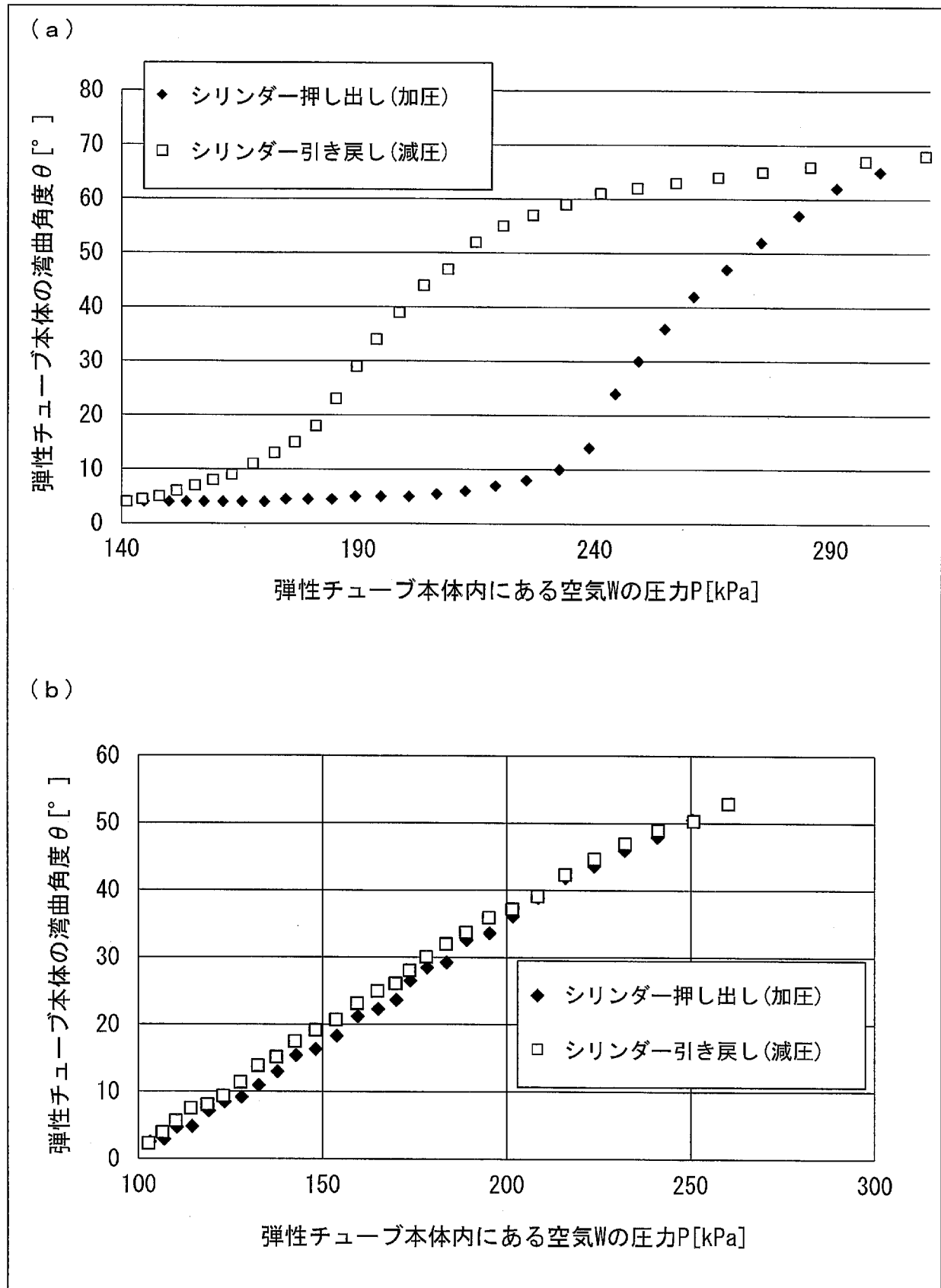
図 7



- 5 : 接続チューブ
21 : ピストン
22 : シリンジ
23 : 空気圧センサ
27 : ネジ部
100 : 内視鏡装置
W : 空気

[図8]

図 8



[図9]

図 9

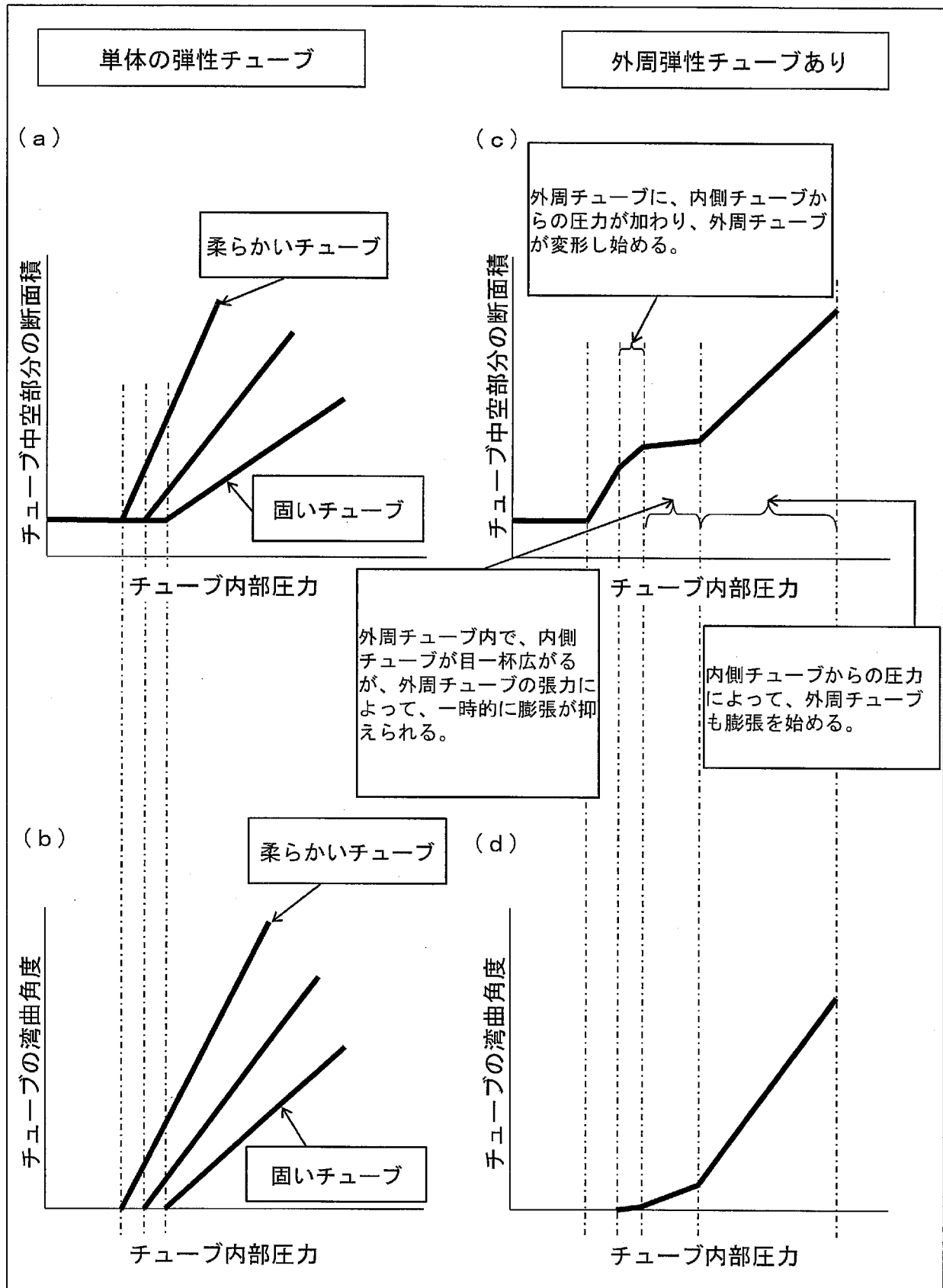
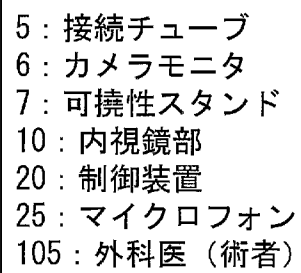
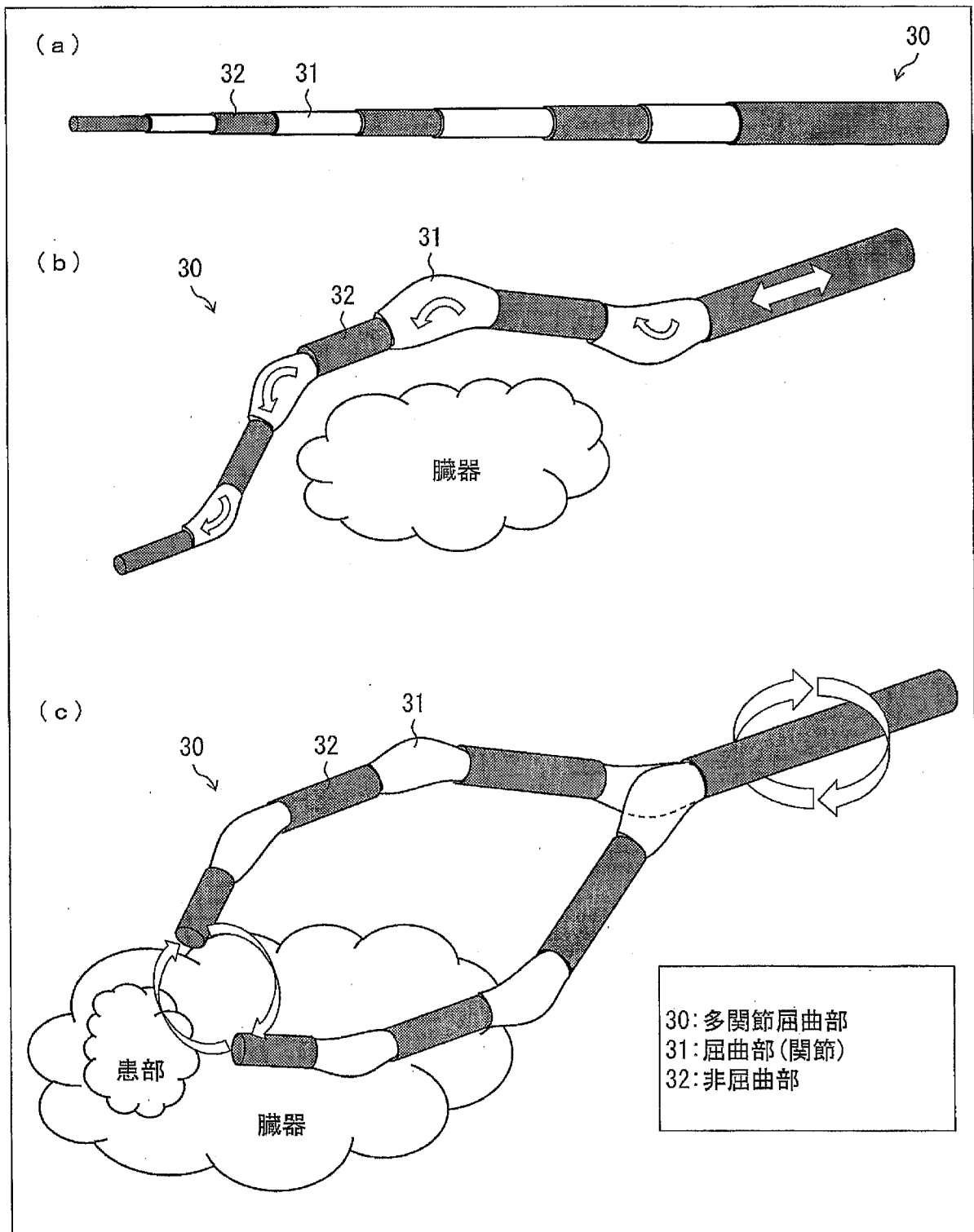


图 10



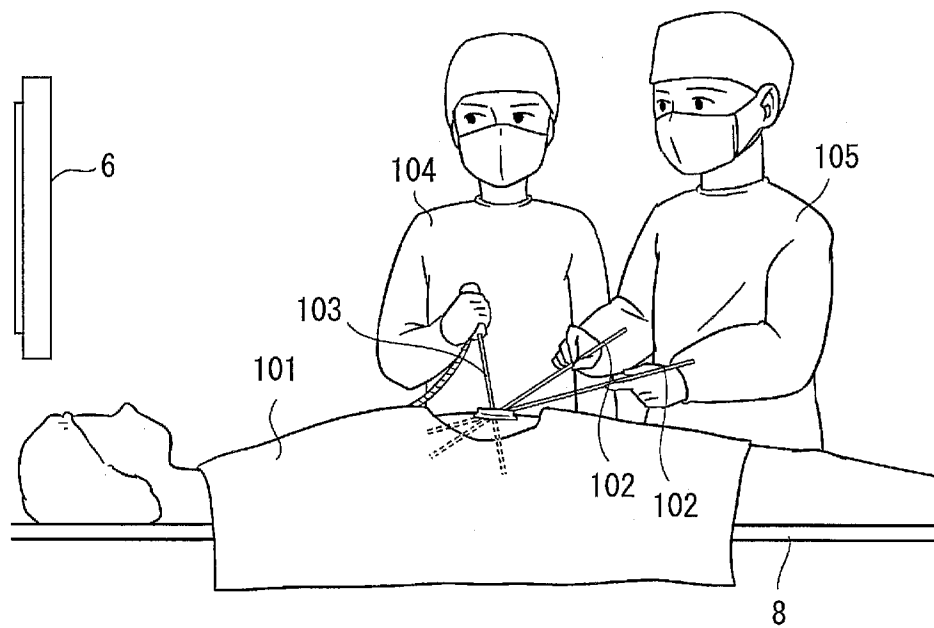
[図11]

図 11



[図12]

図 12



6 : カメラモニター
103 : 内視鏡カメラ
104 : 外科医 (カメラ助手)
105 : 外科医 (術者)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/073943

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B17/00(2006.01)i, A61M25/00(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)

A61B1/00-1/317, A61B17/00, A61M25/00, G02B23/24-23/26, F15B15/10, B25J19/00

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 1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

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	JP 11-405 A (Terumo Corp.), 06 January 1999 (06.01.1999), paragraphs [0021] to [0042]; fig. 1 to 6 & US 6261260 B1 & US 2001/0044597 A1 & US 2001/0016727 A1 & EP 872258 A2 & DE 69806533 T2	1-15
Y	JP 2-113104 A (Toshiba Corp.), 25 April 1990 (25.04.1990), page 2, upper right column, line 1 to page 3, lower left column, line 2; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-15
Y	JP 50-20341 B2 (The B.F. Goodrich Co.), 14 July 1975 (14.07.1975), column 6, line 34 to column 7, line 13 (Family: none)	1-15



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
03 December, 2014 (03.12.14)

Date of mailing of the international search report
16 December, 2014 (16.12.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/073943

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-18044 A (Olympus Corp.), 29 January 2009 (29.01.2009), paragraphs [0021] to [0022] (Family: none)	1-15
Y	JP 5-31067 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 February 1993 (09.02.1993), paragraphs [0016] to [0025]; fig. 1 to 4 (Family: none)	3, 7-8, 10-11
Y	WO 2011/013425 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 03 February 2011 (03.02.2011), paragraphs [0029] to [0032]; fig. 4D & JP 4601728 B1 & US 2011/0105846 A1 & EP 2460455 A1	10-11
P, Y P, A	JP 2014-76348 A (Hiroshima City University), 01 May 2014 (01.05.2014), entire text; all drawings (Family: none)	7-11 1-6, 12-15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B17/00(2006.01)i, A61M25/00(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（I P C）） Int.Cl. A61B1/00-1/317, A61B17/00, A61M25/00, G02B23/24-23/26, F15B15/10, B25J19/00			
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 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 1 4 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 1 4 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 1 4 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	JP 11-405 A（テルモ株式会社）1999.01.06, 【0021】 - 【0042】, 図1-6 & US 6261260 B1 & US 2001/0044597 A1 & US 2001/0016727 A1 & EP 872258 A2 & DE 69806533 T2	1-15	
Y	JP 2-113104 A（株式会社東芝）1990.04.25, 第2頁右上欄第1行-第3頁左下欄第2行, 第1-5図（ファミリーなし）	1-15	
Y	JP 50-20341 B2（ザ・ビー・エフ・グツドリツチカンパニー）1975.07.14, 第6欄第34行-第7欄第13行（ファミリーなし）	1-15	
☒ 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 0 3 . 1 2 . 2 0 1 4		国際調査報告の発送日 1 6 . 1 2 . 2 0 1 4	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号1 0 0 - 8 9 1 5 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） 門田 宏 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2	2 Q 9 2 2 4

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	JP 2009-18044 A (オリンパス株式会社) 2009. 01. 29, 【0021】-【0022】 (ファミリーなし)	1-15
Y	JP 5-31067 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993. 02. 09, 【0016】 - 【0025】 , 図 1-4 (ファミリーなし)	3, 7-8, 10-11
Y	WO 2011/013425 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011. 02. 03, 【0029】 - 【0032】 , 図 4D & JP 4601728 B1 & US 2011/0105846 A1 & EP 2460455 A1	10-11
P, Y P, A	JP 2014-76348 A (公立大学法人広島市立大学) 2014. 05. 01, 全文, 全図 (ファミリーなし)	7-11 1-6, 12-15