

(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
2022年9月1日(01.09.2022)



(10) 国際公開番号

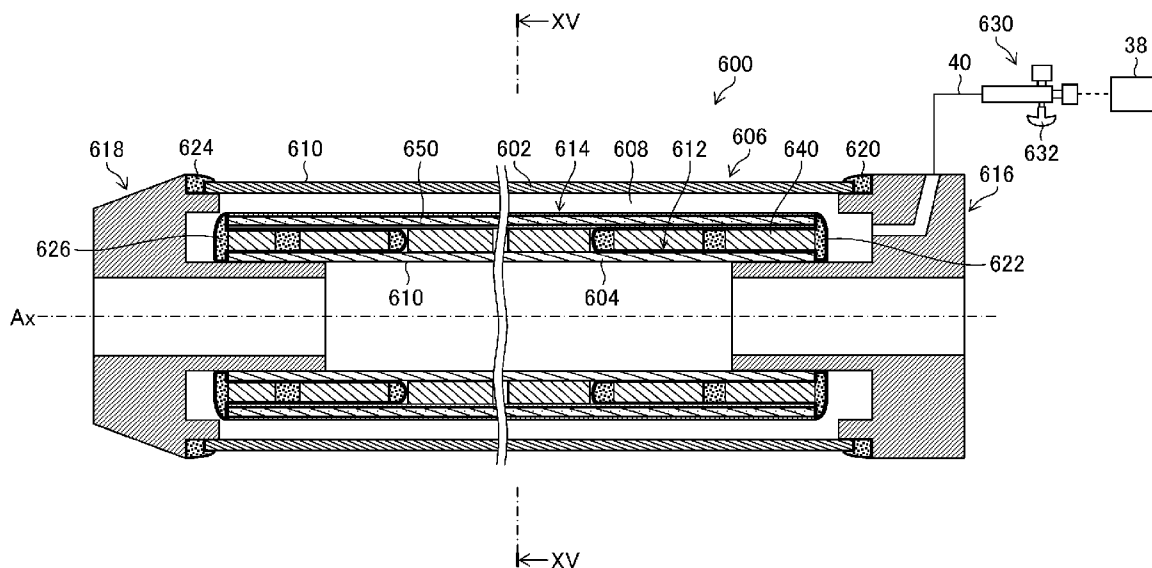
WO 2022/181200 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/005 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/01 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/003292
- (22) 国際出願日: 2022年1月28日(28.01.2022)
- (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 2021-028421 2021年2月25日(25.02.2021) JP
特願 2021-176105 2021年10月28日(28.10.2021) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 阿部 慎也 (ABE, Shinya); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 皆川 龍也 (MINAGAWA, Tatsuya); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 松浦 憲三 (MATSUURA, Kenzo); 〒1630223 東京都新宿区西新宿二丁目6番1号 新宿住友ビル23階 新都心国際特許事務所 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH,

(54) Title: MEDICAL INSTRUMENT GUIDING DEVICE AND ENDOSCOPE DEVICE

(54) 発明の名称: 医療器具用案内装置及び内視鏡装置

[図14]



(57) Abstract: Provided are a medical instrument guiding device and an endoscope device that make it possible to improve the ease of inserting a medical instrument. The present invention comprises: a tube body (606) that has a flexible outer tube (602) and a flexible inner tube (604) disposed on the inner side of the outer tube (602); and a shape-deforming body (612) that is provided between the outer tube (602) and the inner tube (604) and is capable of deforming according to the shape of the tube body (606).

[続葉有]



WO 2022/181200 A1

KN, KP, KR, KW, 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,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, 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, ST, 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, 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：

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))
-

(57) 要約：医療器具の挿入性を向上させることができる医療器具用案内装置及び内視鏡装置を提供する。可撓性の外側チューブ（602）と、外側チューブ（602）の内側に配置された可撓性の内側チューブ（604）と、を有するチューブ本体（606）と、外側チューブ（602）と内側チューブ（604）との間に設けられ、チューブ本体（606）の形状に倣って変形可能な形状可変体（612）と、を備える。

明 細 書

発明の名称：医療器具用案内装置及び内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡の挿入部等の医療器具を体内に案内する医療器具用案内装置及び内視鏡装置に関する。

背景技術

[0002] 内視鏡の挿入部（以下、「内視鏡挿入部」とも言う。）は、例えば、上部消化管又は下部消化管等の曲がりくねった柔軟な挿入経路に沿って挿入される。そのため、内視鏡挿入部は、挿入経路に沿って挿入可能な柔軟性を有している。

[0003] ところで、挿入経路の一例である腸管は体に固定されていない部分があり（例えばS状結腸等）、内視鏡挿入部の挿入時には挿入部を押し込んでも途中で上記の部分に変形してしまうため挿入部の先端部が前進し難いという問題がある。また、内視鏡の処置時には挿入部の先端部から処置具を導出して病変部を切り取る精緻な操作を行う場合があるが、上記の部分の変形によりその精緻な操作を妨げる場合がある。

[0004] そこで、特許文献1には、挿入時及び処置時の不安定な操作を解消するためのガイド管が開示されている。特許文献1のガイド管は、可撓性を有する内管及び外管との間の密閉空間内に、係合面と強度保持部材とを有する長尺の筋体を配置し、密閉空間内から流体を排出して係合面を内管若しくは外管の少なくとも一方に押圧して押圧状態とし、密閉空間内へ流体を供給して押圧状態を解除する構成を有している。このガイド管によれば、曲げ方向への可撓状態と高剛性状態との硬度変化を生じさせることができる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2011-194126号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献1のようなガイド管（医療器具用案内装置）は、高剛性状態に硬度を変化させた場合、筋体の係合面と内管若しくは外管との接触面積を十分に確保することが難しい。このため、医療器具用案内装置の形状を腸管の湾曲部に沿った湾曲形状に保持することが難しくなるので、内視鏡挿入部又は処置具等の医療器具の挿入性が低下するという問題がある。一方で、上記の筋体の本数を増やせば上記の接触面積を十分に確保することが可能となるが、その場合、医療器具用案内装置の可撓性が損なわれるので医療器具の挿入性が低下するという問題がある。

[0007] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、医療器具の挿入性を向上させることができる医療器具用案内装置及び内視鏡装置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

[0008] 本発明の医療器具用案内装置は、上記の課題を解決するために、医療器具を体内に案内する医療器具用案内装置であって、可撓性の外側チューブと、外側チューブの内側に配置された可撓性の内側チューブと、を有するチューブ本体と、外側チューブと内側チューブとの間に設けられ、チューブ本体の形状に倣って変形可能な形状可変体と、を備える。

[0009] 本発明の一形態によれば、外側チューブと内側チューブとの間に設けられ、形状可変体に接触可能な中間層を備え、形状可変体に設けられた第1接触面と、中間層に設けられ第1接触面に対向する第2接触面と、を有し、第1接触面と第2接触面とのいずれか一方の接触面の少なくとも一部が高摩擦面を含むことが好ましい。

[0010] 本発明の一形態によれば、中間層は、外側チューブと形状可変体との間に設けられることが好ましい。

[0011] 本発明の一形態によれば、高摩擦面は、第2接触面に設けられることが好ましい。

[0012] 本発明の一形態によれば、高摩擦面は、第1接触面に設けられることが好

ましい。

- [0013] 本発明の一形態によれば、中間層は、外側チューブ及び内側チューブよりも弾性率が高いことが好ましい。
- [0014] 本発明の一形態によれば、中間層は、シート材を円筒状に形成したものであることが好ましい。
- [0015] 本発明の一形態によれば、外側チューブと内側チューブとの間の内部空間に流体を供給及び排出する流体給排手段を有し、流体給排手段によって内部空間の流体が排出された場合、チューブ本体は、形状可変体と中間層とが高摩擦面を介して摩擦係合することにより形状可変体の形状が保持されることが好ましい。
- [0016] 本発明の一形態によれば、形状可変体に設けられた第1接触面と、外側チューブ及び内側チューブのうち少なくとも一方のチューブに設けられ第1接触面に対向する第2接触面と、を有し、第1接触面と第2接触面とのいずれか一方の接触面の少なくとも一部が高摩擦面を含むことが好ましい。
- [0017] 本発明の一形態によれば、外側チューブと内側チューブとの間の内部空間に流体を供給及び排出する流体給排手段を有し、流体給排手段によって内部空間の流体が排出された場合、チューブ本体は、形状可変体と一方のチューブとが高摩擦面を介して摩擦係合することにより形状可変体の形状が保持されることが好ましい。
- [0018] 本発明の一形態によれば、高摩擦面は、一方の接触面に樹脂がコーティングされた樹脂層であることが好ましい。
- [0019] 本発明の一形態によれば、高摩擦面は、一方の接触面に形成された粗面であることが好ましい。
- [0020] 本発明の一形態によれば、高摩擦面は、一方の接触面に形成された粗面に樹脂がコーティングされた樹脂層であることが好ましい。
- [0021] 本発明の一形態によれば、形状可変体は、内側チューブの外周側に帯状部材を螺旋状に巻回形成した螺旋管を有することが好ましい。
- [0022] 本発明の一形態によれば、形状可変体は、チューブ本体の軸方向に沿って

配置された複数の関節リング部材を有し、関節リング部材は、外側チューブ又は内側チューブに対する軸方向の相対位置を固定可能に設けられた円環状の固定リング部材と、固定リング部材から軸方向の少なくとも一方側へ櫛歯状に延びる複数の関節片であって、軸方向周りの周方向に並べて配置された複数の関節片と、を有することが好ましい。

[0023] 本発明の一形態によれば、関節リング部材は、固定リング部材から軸方向の両側にそれぞれ延びる複数の関節片を有することが好ましい。

[0024] 本発明の一形態によれば、複数の関節リング部材のうち、軸方向に隣接する関節リング部材同士を第1関節リング部材及び第2関節リング部材とし、第1関節リング部材の第2関節リング部材の側に延びる関節片を第1関節片とし、第2関節リング部材の第1関節リング部材の側に延びる関節片を第2関節片とした場合、第1関節片の第2関節リング部材の側の第1関節片端部領域と、第2関節片の第1関節リング部材の側の第2関節片端部領域とは、軸方向の位置が互いに重なる位置に配置され、且つ、周方向の位置が互いずれた位置に配置されることが好ましい。

[0025] 本発明の一形態は、第1関節片と第2関節片は周方向に沿って一つずつ交互に配置されることが好ましい。

[0026] 本発明の一形態によれば、2つ以上の第1関節片からなる複数の第1関節片群と、2つ以上の第2関節片からなる複数の第2関節片群とが周方向に沿って交互に配置されることが好ましい。

[0027] 本発明の一形態によれば、複数の関節リング部材のうち、軸方向に隣接する関節リング部材同士を第1関節リング部材及び第2関節リング部材とし、第1関節リング部材の第2関節リング部材の側に延びる関節片を第1関節片とし、第2関節リング部材の第1関節リング部材の側に延びる関節片を第2関節片とした場合、第1関節片と、第2関節片とは、軸方向の位置が互いずれた位置に配置され、且つ、周方向の位置が互いずれた位置に配置されることが好ましい。

[0028] 本発明の一形態によれば、関節リング部材の軸方向の幅を $W1$ とし、関節

リング部材の軸方向の配置ピッチを P とした場合、次式 $P < W1$ を満たすことが好ましい。

[0029] 本発明の一形態によれば、関節リング部材の軸方向の幅を $W1$ とし、関節リング部材の軸方向の配置ピッチを P とした場合、次式 $P > W1$ を満たすことが好ましい。

[0030] 本発明の一形態によれば、周方向に並べて配置された複数の関節片は、周方向に沿って等間隔に配置されることが好ましい。

[0031] 本発明の一形態によれば、複数の固定リング部材は、軸方向に沿って等間隔に配置されることが好ましい。

[0032] 本発明の一形態によれば、関節片は、軸方向に細長に形成された矩形状の片本体と、片本体と固定リング部材との間に設けられ、片本体よりも細幅に形成された連結部材と、を有することが好ましい。

[0033] 本発明の一形態によれば、外側チューブの外周面及び内側チューブの内周面の少なくとも一方の面は、親水コートを有することが好ましい。

[0034] 本発明の一形態によれば、医療器具は、体内に挿入される挿入部を有する内視鏡であることが好ましい。

[0035] 本発明の一形態によれば、医療器具用案内装置は、外側チューブと内側チューブとの間に位置する内部空間に対し、大気開放と大気流入とを切り替え可能な切替部材を有することが好ましい。

[0036] 本発明の一形態によれば、チューブ本体は、チューブ本体の先端部に設けられた体内密着部を有することが好ましい。

[0037] 本発明の一形態によれば、体内密着部は、チューブ本体の先端部に配置された膨縮自在なチューブ本体用バルーンにより構成されることが好ましい。

[0038] 本発明の一形態によれば、体内密着部は、チューブ本体の先端部に配置された吸引口を有して構成されることが好ましい。

[0039] 本発明の一形態によれば、体内密着部は、吸引口を覆う多孔質状の巻き込み防止部材を有することが好ましい。

[0040] 本発明の内視鏡装置は、上記の課題を解決するために、医療器具と、本発

明の医療器具用案内装置と、を備え、医療器具は、体内に挿入される挿入部を有する内視鏡である。

[0041] 本発明の一形態によれば、内視鏡は、外側チューブと内側チューブとの間に位置する内部空間に対し、大気開放と大気流入とを切り替え可能な切替手段を有することが好ましい。

[0042] 本発明の一形態によれば、挿入部は、チューブ本体に挿入可能であり、チューブ本体に挿入部が挿入された状態において、チューブ本体と挿入部との間には、体内組織の挟み込みを防止するためのクリアランスが形成されていることが好ましい。

[0043] 本発明の一形態によれば、クリアランスは4 mm以下であることが好ましい。

[0044] 本発明の一形態によれば、挿入部は、チューブ本体の全長よりも300 mm以上長い有効長を有することが好ましい。

[0045] 本発明の一形態によれば、挿入部は、挿入部の先端部に設けられた膨縮自在な挿入部用バルーンを有することが好ましい。

発明の効果

[0046] 本発明によれば、医療器具の挿入性を向上させることができる。

図面の簡単な説明

[0047] [図1]図1は、本発明の第1実施形態の内視鏡装置の外観図である。

[図2]図2は、図1のガイド管の構造を示した要部拡大断面である。

[図3]図3は、図1のガイド管に備えられる形状可変体の構造を示した斜視図である。

[図4]図4は、図3の関節リング部材の配置位置を模式的に示した説明図である。

[図5]図5は、湾曲したチューブ本体の模式図である。

[図6]図6は、ガイド管を使用して病変部の処置を行う場合の説明図である。

[図7]図7は、内視鏡のみで病変部の処置を行う場合の説明図である。

[図8]図8は、第2実施形態に係るガイド管の関節リング部材の配置位置を模

式的に示した説明図である。

[図9]図9は、第3実施形態に係るガイド管の関節リング部材の配置位置を模式的に示した説明図である。

[図10]図10は、第4実施形態に係るガイド管の関節リング部材の配置位置を模式的に示した説明図である。

[図11]図11は、第5実施形態に係るガイド管の関節リング部材の配置位置を模式的に示した説明図である。

[図12]図12は、第6実施形態のガイド管に採用された螺旋管の構造図である。

[図13]図13は、螺旋管が湾曲形状に変形した説明図である。

[図14]図14は、第7実施形態に係るガイド管の構造を示した拡大断面図である。

[図15]図15は、図14の15-15線に沿うガイド管の縦断面図である。

[図16]図16は、図14に示したガイド管の基端側の要部拡大断面図である。

[図17]図17は、図14に示したガイド管の先端側の要部拡大断面図である。

[図18]図18は、螺旋管の外観図である。

[図19]図19は、図18に示した螺旋管が湾曲形状に変形した説明図である。

[図20]図20は、シート材の斜視図である。

[図21]図21は、図20に示したシート材の正面図である。

[図22]図22は、螺旋管の第1変形例を示した側面図である。

[図23]図23は、螺旋管の第2変形例を示した外観図である。

[図24]図24は、螺旋管の第3変形例を示した外観図である。

[図25]図25は、螺旋管の第4変形例を示した外観図である。

[図26]図26は、螺旋管の第5変形例を示した外観図である。

[図27]図27は、第8実施形態に係るガイド管の構造を示した縦断面図であ

る。

[図28]図28は、本発明の第2実施形態に係る内視鏡装置の斜視図である。

[図29]図29は、挿入部が挿入されたガイド管の断面図である。

[図30]図30は、ポンプを併用した場合の配管図である。

[図31]図31は、図28に示した内視鏡装置の手技手順を示した説明図である。

[図32]図32は、図28に示した内視鏡装置の手技手順を示した説明図である。

[図33]図33は、第1変形例のバルーンを示した断面図である。

[図34]図34は、第2変形例のバルーンを示した断面図である。

[図35]図35は、第3変形例のバルーンを示した断面図である。

[図36]図36は、第4変形例のバルーンを示した断面図である。

[図37]図37は、第5変形例のバルーンを示した断面図である。

[図38]図38は、第6変形例のバルーンを示した正面図である。

[図39]図39は、体内密着部の他の形態が適用されたチューブ本体の要部斜視図である。

[図40]図40は、図39に示したチューブ本体の要部断面図である。

発明を実施するための形態

[0048] 以下、添付図面に従って本発明の医療器具用案内装置及び内視鏡装置の実施形態について説明する。

[0049] 図1は、本発明の第1実施形態に係る内視鏡装置1の外観図である。図1に示すように、内視鏡装置1は、第1実施形態の医療器具用案内装置（以下、「ガイド管」と言う。）10と内視鏡12とを備えている。図1では、ガイド管10に内視鏡12の挿入部14が挿通された使用形態が示されている。図1において、内視鏡12は、挿入部14と手元操作部16とを有しており、挿入部14の基端側が手元操作部16に連結されている。ここで、挿入部14を有する内視鏡12は、本発明の医療器具の一例である。

[0050] 挿入部14は、先端側から基端側に向けて先端硬質部18、湾曲部20及

び軟性部 22 が順に接続されて構成される。図 1 においては、先端硬質部 18 と湾曲部 20 とがガイド管 10 の先端開口 10A から外部に突出した状態が示されている。

[0051] 先端硬質部 18 には、体内を照明する一対の照明窓 24 と、これらの照明窓 24 からの照明下で体内の映像を取得するための観察窓 26 とが設けられている。また、先端硬質部 18 には、鉗子又は高周波処置具等の処置具を導出するための不図示の処置具導出口が設けられている。一方、湾曲部 20 は、手元操作部 16 に設けられた不図示のアングルノブを操作することにより所望の方向に湾曲操作される。軟性部 22 は、曲げ方向に可撓性を有する柔軟な部材によって構成されている。なお、内視鏡 12 の構成は従来から周知であるので、ここでは詳細な図示及び説明は省略する。以下、第 1 実施形態に係るガイド管 10 について説明する。

[0052] 図 2 は、ガイド管 10 の構造を示した要部拡大断面図である。図 2 に示すように、ガイド管 10 は、可撓性の外側チューブ 30 と、外側チューブ 30 の内側に配置された可撓性の内側チューブ 32 と、を有する二重管構造のチューブ本体 34 を有する。外側チューブ 30 と内側チューブ 32 は、例えば腸管の湾曲部に沿って湾曲可能な軟性樹脂材料によってそれぞれ作製されている。軟性樹脂材料としては、ウレタン又はポリエステル樹脂を例示することができるが、これに限定されるものではない。また、外側チューブ 30 及び内側チューブ 32 の厚さは、一例としてそれぞれ 100 μm 程度であり、また、外側チューブ 30 と内側チューブ 32 との間に位置する内部空間 36 の厚さは、一例として 800 μm 程度である。なお、外側チューブ 30、内側チューブ 32 及び内部空間 36 のそれぞれの厚さは、上記の厚さに限定されるものではなく、挿入部 14 (図 1 参照) の直径、及び挿入部 14 が挿入される対象の挿入経路の直径等に基づいて設定される。

[0053] 上記の内部空間 36 は、ガイド管 10 の軸 Ax に対して直交する方向の断面形状が内側チューブ 32 の周囲 (外周) を取り囲むように環状 (ドーナツ状) に形成された空間であり、後述する形状可変体 28 が配置されている。

この内部空間36は、チューブ本体34の先端側及び基端側において外側チューブ30と内側チューブ32とが封着されることにより密閉空間として形成されている。また、ガイド管10には、図1に示したように、上記の内部空間36に流体（例えば空気）を供給及び排出するためのポンプ38が配管40を介して接続されている。ここで、ポンプ38及び配管40は、本発明の流体給排手段として機能する。

[0054] 形状可変体28は、外側チューブ30と内側チューブ32との間（すなわち、上述した内部空間36）に設けられている。形状可変体28は、チューブ本体34の形状に倣って変形可能であり、後述するようにチューブ本体34の軸Ax方向に沿って配置された複数の関節リング部材42を有している。

[0055] 以下、形状可変体28を構成する複数の関節リング部材42について、図3を参照しながら詳しく説明する。図3は、ガイド管10に備えられる形状可変体28の構造を示した斜視図である。図3では、複数の関節リング部材42のうち、軸Ax方向に隣接する2つの関節リング部材42A、42Bが示されている。ここで、関節リング部材42は本発明の関節リング部材に相当する。また、関節リング部材42Aは本発明の第1関節リング部材に相当し、関節リング部材42Bは本発明の第2関節リング部材に相当する。

[0056] 形状可変体28を構成する複数の関節リング部材42（図2参照）は、チューブ本体34の軸Ax方向に沿って等間隔に配置されており、各関節リング部材42は同一の構成を有している。図3に示すように、軸Ax方向に隣接する2つの関節リング部材42A、42Bは、後述する関節片48が互いに干渉しないように、関節リング部材42A、42Bにおける軸Ax方向周りの周方向Cの位置が互いにずれた状態で配置される。

[0057] 関節リング部材42（42A、42B）は、内側チューブ32の周囲（外周）を取り囲むように円環状に形成された固定リング部材46と、固定リング部材46から軸Ax方向の両側へ櫛歯状に延びた複数の関節片48とを有している。関節リング部材42は、固定リング部材46と複数の関節片48

とが一体に同一材料で形成されている。関節リング部材42の構成材料としては、ポリプロピレン樹脂などの樹脂材料により好ましく形成される。また、関節リング部材42は、ステンレスなどの金属材料により構成されてもよい。

[0058] 固定リング部材46は、外側チューブ30又は内側チューブ32に対する軸A×方向の相対位置を固定可能に設けられている。本実施形態における固定リング部材46は、図2に示すように、内側チューブ32の側に突出された固定片49を有し、この固定片49が内側チューブ32の外周面に接着等の固定手段で固定される。その結果、固定リング部材46が上記の相対位置に固定される。なお、固定リング部材46の固定形態は、図2に示した構成に限定されず、固定片49を外側チューブ30の側に突出させて外側チューブ30の内周面に固定する形態でもよく、固定片49を内側チューブ32の側と外側チューブ30の側の双方に突出させて内側チューブ32と外側チューブ30の双方に固定する形態でもよい。

[0059] 複数の関節片48は、図3に示すように、固定リング部材46から軸A×方向の両側へ櫛歯状に延びている。固定リング部材46から一方側に延びた各関節片48は、固定リング部材46の形状（円環状）に倣う形で軸A×方向周りの周方向Cに沿って等間隔に並べて配置されている。

[0060] 関節片48は、片本体50と連結部材52とを有している。片本体50は、軸A×方向に細長の矩形状に形成されている。連結部材52は、片本体50と固定リング部材46との間を連結するものである。連結部材52は、片本体50よりも細幅に形成されており、チューブ本体34が例えば腸管の湾曲部に沿って湾曲された場合に、固定リング部材46に対して片本体50をチューブ本体34の湾曲方向に円滑に沿わせる機能を有している。

[0061] 関節リング部材42は、外側チューブ30に接する面（以下、「第1接触面」という。）上に高摩擦面54を有している。具体的には、関節リング部材42を構成する固定リング部材46及び関節片48の双方の第1接触面上に高摩擦面54が設けられている。ここで、内部空間36の空気がポンプ3

8（図1参照）によって排出された場合、外側チューブ30の内周面が関節リング部材42に押圧されて密着し、且つ内側チューブ32の外周面が関節リング部材42に押圧されて密着することで関節リング部材42の位置が固定される。その結果、チューブ本体34の状態が可撓状態から高剛性状態に変化する。そして、このとき、関節リング部材42と外側チューブ30とが高摩擦面54を介して密着して摩擦係合する。その結果、形状可変体28の形状（例えば湾曲形状）が変形不能に保持されるので、高剛性状態時（硬化時）におけるチューブ本体34の形状保持力が高められる。これとは逆に、空気が排出された状態から空気を内部空間36に流入させると、形状可変体28の形状保持が解除されるので、チューブ本体34が高剛性状態（硬化状態）から可撓状態（非硬化状態、軟化状態）に変化する。

[0062] ここで、本明細書で説明する高摩擦面とは、接触面のうち高摩擦面が形成されていない接触面よりも摩擦係数が高い面を指している。高摩擦面の摩擦係数は、例えば、JIS P 8147：2010に記載の方法又はそれに準拠した方法で測定することができる。なお、この高摩擦面は、外側チューブ30の外周面及び内側チューブ32の内周面よりも摩擦係数が高い。また、本明細書で説明する変形不能とは、内部空間36の空気が排出された場合に、形状可変体28の形状が固定されることを指す。また、本明細書で説明する摩擦係合とは、それぞれの接触面が摩擦力をもって係合することを指す。この摩擦力は、軸A×方向からチューブ本体34を見た場合に、それぞれの接触面がチューブ本体34の径方向に互い接触したときに発生する摩擦力である。また、それぞれの接触面は、軸A×方向から見た場合に略円形状に形成されている。以下、高摩擦面の具体例について説明する。

[0063] 高摩擦面54としては、関節リング部材42の第1接触面に樹脂をコーティングした樹脂層を例示でき、この場合の樹脂としては、例えば摩擦係数の高いシリコン等の樹脂を採用することが好ましい。また、高摩擦面54としては、上記の第1接触面に形成された粗面を例示でき、この粗面はブラスト加工、レーザ照射加工、化成処理又はエッチング等の粗面処理を第1接触

面に施すことにより形成される。更に、他の高摩擦面 5 4 の態様として、第 1 接触面にコーティングした樹脂層を粗面化した態様、及び第 1 接触面を粗面化した後にその粗面を樹脂でコーティングした態様も例示できる。

[0064] なお、本実施形態では、一例として、高摩擦面 5 4 が設けられる関節リング部材 4 2 の第 1 接触面として、外側チューブ 3 0 の内周面に接する面を例示したが、これに限定されず、内側チューブ 3 2 の外周面に接する面（第 1 接触面）上に高摩擦面 5 4 を設けてもよい。つまり、高摩擦面 5 4 は、外側チューブ 3 0 及び内側チューブ 3 2 のうち少なくとも一方のチューブに接する面上に設ければよい。例えば、内側チューブ 3 2 に接する面上に高摩擦面 5 4 を設けた場合でも、関節リング部材 4 2 と内側チューブ 3 2 との間の摩擦力が高められて硬化時におけるチューブ本体 3 4 の形状保持力を高めることができる。また、外側チューブ 3 0 と内側チューブ 3 2 とに接するそれぞれの面上に高摩擦面 5 4 を設けてもよい。更に、本実施形態では、好ましい態様として、固定リング部材 4 6 及び関節片 4 8 の双方に高摩擦面 5 4 を設けた形態を示したが、これに限らず、高摩擦面 5 4 は、固定リング部材 4 6 及び関節片 4 8 の少なくとも一方に設けられていればよい。なお、固定リング部材 4 6 及び関節片 4 8 のいずれか一方に高摩擦面 5 4 を設ける場合には、関節片 4 8 に高摩擦面 5 4 を設けた態様の方が好ましく、固定リング部材 4 6 に高摩擦面 5 4 を設けた態様に比べて、硬化時におけるチューブ本体 3 4 の形状保持力を高める効果を得ることができる。また、高摩擦面 5 4 は、外側チューブ 3 0 の内周面であって、関節リング部材 4 2 に接する面（第 2 接触面）上に設けてもよく、また、内側チューブ 3 2 の外周面であって、関節リング部材 4 2 に接する面（第 2 接触面）上に設けてもよい。更には、外側チューブ 3 0 と内側チューブ 3 2 の双方に設けてもよい。

[0065] 図 4 は、図 3 に示した関節リング部材 4 2 A、4 2 B の相対的な配置位置を模式的に示した説明図である。以下、図 4 を用いて図 3 に示した関節リング部材 4 2 A、4 2 B 同士の配置位置の一例について説明する。

[0066] ここで、上記の配置位置を分かり易く説明するために、関節リング部材 4

2 Aの関節リング部材4 2 Bの側に延びる関節片4 8を第1関節片Aと称し、関節リング部材4 2 Bの関節リング部材4 2 Aの側に延びる関節片4 8を第2関節片Bと称して説明する。この場合、第1関節片Aの関節リング部材4 2 Bの側の第1関節片端部領域aと、第2関節片Bの関節リング部材4 2 Aの側の第2関節片端部領域bとは、軸A x方向の位置が互いに重なる位置に配置され、且つ、周方向Cの位置が互いずれた位置に配置されている。すなわち、関節リング部材4 2 A、4 2 Bは、関節リング部材4 2 A、4 2 Bの軸A x方向の幅をW1とし、関節リング部材4 2 A、4 2 Bの軸A x方向の配置ピッチをPとした場合、 $P < W1$ を満たすように配置されている。また、第1関節片Aと第2関節片Bはそれぞれ周方向Cに沿って一つずつ交互に配置されている。

[0067] 図3及び図4に示した配置位置によれば、チューブ本体3 4が湾曲していくと、チューブ本体3 4の曲率半径の小さい内周側に位置する第1関節片端部領域aと第2関節片端部領域bとが互いに近づく方向に相対的に移動していき、且つチューブ本体3 4の曲率半径の大きい外周側に位置する第1関節片端部領域aと第2関節片端部領域bとが互いに離れる方向に相対的に移動していく。そして、図5に示す湾曲したチューブ本体3 4の模式図の如く、図3に示した形状可変体2 8がチューブ本体3 4の湾曲形状に倣って湾曲状に変形する。この状態でチューブ本体3 4を硬化すると、チューブ本体3 4はそのときの形状である湾曲形状に保持される。また、図3に示したように関節リング部材4 2 Aと関節リング部材4 2 Bとを軸A x方向に沿って配置することで、チューブ本体3 4（特に内側チューブ3 2）が複数の関節リング部材4 2によって覆われるため、チューブ本体3 4を座屈させることなく硬化させることができる。

[0068] なお、チューブ本体3 4の最大湾曲形状は、チューブ本体3 4自体の柔軟性、及び周方向Cにおける第1関節片端部領域aと第2関節片端部領域bとの間の隙間等によって規定される。その結果、チューブ本体3 4は、図1に示した直棒形状から最大湾曲形状に至るまで柔軟性をもって湾曲し、且つチ

チューブ本体 34 を硬化させたときの湾曲形状でその形状が保持可能となる。

[0069] 一方、図 2 に示すように、ガイド管 10 は、チューブ本体 34 の内部空間 36 に網状管（ブレード又は編組ネットとも言う。）56 を有している。この網状管 56 は、一例として内部空間 36 のうち内側チューブ 32 と形状可変体 28 との間の空間に配置され、内側チューブ 32 の外周を被覆している。この網状管 56 によってもチューブ本体 34 の座屈が防止されている。なお、ガイド管 10 において網状管 56 は必須の部材ではないが、上記の座屈を防止する観点から網状管 56 を備えることが好ましい。

[0070] 次に、ガイド管 10 を利用して内視鏡 12 の挿入部 14 を大腸に案内する場合の操作の一例について図 6 に示した大腸 500 の模式図を参照して説明する。

[0071] 図 6 に示したように、ガイド管 10 のチューブ本体 34 は、内視鏡 12 の挿入部 14 が挿通された状態で経肛門的に大腸 500 に挿入される。このとき、内視鏡 12 においては、挿入部 14 の先端硬質部 18 をチューブ本体 34 の先端開口 10A（図 1 参照）から前方に突出させた状態で大腸 500 に挿入することが好ましい。これにより、先端硬質部 18 の照明窓 24 及び観察窓 26 によって挿入方向前方の視野を得ることができる。このように視野を得つつ、チューブ本体 34 及びチューブ本体 34 に挿通された挿入部 14 を、大腸 500 に沿って挿入していく。このとき、挿入部 14 及びチューブ本体 34 は、それぞれ柔軟性を有しているため、大腸 500 の湾曲した形状に沿って円滑に挿入される。

[0072] ここで、例えば、チューブ本体 34 を S 字結腸（体に固定されていない部分）502 の湾曲形状に沿わせた状態で、内視鏡 12 によって横行結腸 504 の病変部 506 を処置する場合、ポンプ 38（図 1 参照）を作動させて配管 40 から内部空間 36 の空気を吸引する。このとき、チューブ本体 34 においては、S 字結腸 502 の湾曲形状に倣って湾曲状に変形している。その結果、複数の関節リング部材 42 により構成されている形状可変体 28（図 3 参照）がチューブ本体 34 の湾曲形状（すなわち、S 字結腸の湾曲形状）

に倣って湾曲状に変形している。

[0073] そして、上記の如く内部空間36の空気を吸引していくと、チューブ本体34の外側チューブ30及び内側チューブ32が、形状可変体28を構成する複数の関節リング部材42にそれぞれ押圧されていく。その結果、各関節リング部材42が内側チューブ32に密着し、且つ各関節リング部材42の高摩擦面54が外側チューブ30に密着して摩擦係合する。これにより、チューブ本体34がS字結腸502の湾曲形状に対応した形状で硬化し、その形状が保持されるので、S字結腸502に対する挿入部14の挿入性が向上する。

[0074] 次に、挿入部14の湾曲部20をガイド管10の先端開口10Aから前方に突出させると共に処置具（不図示）を先端硬質部18の処置具導出口（不図示）から前方に導出させて横行結腸504の病変部506の処置を開始する。この際、S字結腸502に対する挿入部14の挿入性がガイド管10によって向上されているため、先端硬質部18を的確な処置位置に位置させることができ、その結果、病変部506に対する的確な処置を行うことが可能となる。

[0075] 図7は、ガイド管10を使用することなく内視鏡12のみで病変部506の処置を行う場合の模式図であり、図6の処置と比較した説明図である。図7の処置方法によれば、挿入部14を大腸500に押し込んでもS字結腸502が変形してしまうため挿入部14の先端硬質部18が前進し難くなり、また、先端硬質部18の位置の調整も難しくなる。その結果、病変部506に対する的確な処置を行うことが難しくなる。これに対し、ガイド管10を併用して処置を行う図6の処置方法によれば、S字結腸502に対する挿入部14の挿入性がガイド管10によって向上されているため、先端硬質部18が前進し易くなり、また、先端硬質部18の位置の調整も容易となる。その結果、病変部506に対する的確な処置を行うことが可能となる。

[0076] このように第1実施形態に係るガイド管10によれば、形状可変体28は、チューブ本体34の軸A×方向に沿って配置された複数の関節リング部材

42を有し、各関節リング部材42は、それぞれ、固定リング部材46と複数の関節片48とを有し、更には各関節リング部材42の第1接触面（外側チューブ30及び内側チューブ32のうち少なくとも一方のチューブに接する面）上に高摩擦面54を有しているため、柔軟性を維持しつつチューブ本体34の形状保持力を高めることができる。これにより、第1実施形態に係るガイド管10によれば、内視鏡12の挿入部14の挿入性を向上させることができる。

[0077] また、各関節リング部材42のそれぞれの複数の関節片48は、周方向Cに沿って等間隔に配置されているため、チューブ本体34がどの方向に湾曲された場合でも均一な形状保持力を得ることができる。

[0078] なお、本実施形態では、好ましい態様の1つとして、各関節片48の周方向Cに等間隔に配置される形態を示したが、これに限らず、各関節片48の周方向Cに等間隔に配置されていなくてもよい。例えば、各関節片48の周方向Cの配置間隔を周期的に変えるようにしてもよい。

[0079] 次に、ガイド管に関する幾つかの他の実施形態について説明する。

[0080] 図8は、第2実施形態に係るガイド管60に備えられる形状可変体28Aの要部構成を示した概略図である。図8では、軸Ax方向に沿って配置された複数の関節リング部材142のうち、軸Ax方向に隣接する関節リング部材142A、142Bの相対的な配置位置を模式的に示している。なお、第1実施形態と共通する構成要素については同一の符号を付している。

[0081] ここで、第1実施形態と第2実施形態との相違点としては、第1実施形態のガイド管10では、第1関節片Aと第2関節片Bとが周方向Cに沿って一つずつ交互に配置されているのに対し、第2実施形態のガイド管60では、2つの第1関節片Aからなる複数の第1関節片群D（図8では2つの第1関節片群Dが図示）と、2つの第2関節片Bからなる複数の第2関節片群E（図8では1つの第2関節片群Eが図示）とが周方向Cに沿って交互に配置されている点にある。他の構成については同一であるので説明は省略する。

[0082] 第2実施形態のガイド管60もガイド管10と同様に、チューブ本体34

(図2参照)が湾曲していくと、チューブ本体34の内周側に位置する第1関節片群Dと第2関節片群Eとが互いに近づく方向に相対的に移動していき、且つチューブ本体34の外周側に位置する第1関節片群Dと第2関節片群Eとが互いに離れる方向に相対的に移動していく。そして、チューブ本体34が湾曲した状態でチューブ本体34を硬化させることにより、チューブ本体34を湾曲形状に保持することができる。

[0083] したがって、第2実施形態のガイド管60もガイド管10と同様に、柔軟性を維持しつつチューブ本体34の形状保持力を高めることができるので、内視鏡12の挿入部14の挿入性を向上させることができる。

[0084] なお、第2実施形態では、2つの第1関節片Aによって第1関節片群Dを構成し、2つの第2関節片Bによって第2関節片群Eを構成した態様を示したが、これに限定されるものではなく、それぞれ3つ以上の第1関節片A及び第2関節片Bによって、第1関節片群D及び第2関節片群Eを構成してもよい。また、第1関節片群D及び第2関節片群Eは、周方向Cにおいてそれぞれ等間隔に構成されていることが好ましく、その結果、チューブ本体34がどの方向に湾曲された場合でも均一な形状保持力を得ることができる。

[0085] 図9は、第3実施形態に係るガイド管70に備えられる形状可変体28Bの要部構成を示した概略図である。図9では、軸Ax方向に沿って配置された複数の関節リング部材242のうち、軸Ax方向に隣接する関節リング部材242A、242Bの相対的な配置位置を模式的に示している。なお、第1実施形態と共通する構成要素については同一の符号を付している。

[0086] ここで、第1実施形態と第3実施形態との相違点としては、第1実施形態のガイド管10では、第1関節片端部領域aと第2関節片端部領域bのそれぞれの軸Ax方向の位置が互いに重なる位置に配置されているのに対し、第3実施形態のガイド管70では、第1関節片Aと第2関節片Bのそれぞれの軸Ax方向の位置が互いにずれた位置に配置されている点にある。すなわち、ガイド管70における関節リング部材242A、242Bは、関節リング部材242A、242Bの軸Ax方向の幅をW1とし、関節リング部材24

2 A、2 4 2 Bの軸A x方向の配置ピッチをPとした場合、 $P > W 1$ を満たすように配置されている。なお、 $P = W 1$ を満たすように配置されていてもよい。他の構成については同一であるので説明は省略する。

[0087] 第3実施形態のガイド管70もガイド管10と同様に、チューブ本体34（図2参照）が湾曲していくと、チューブ本体34の内周側に位置する第1関節片端部領域aと第2関節片端部領域bとが互いに近づく方向に相対的に移動していき、且つチューブ本体34の外周側に位置する第1関節片端部領域aと第2関節片端部領域bとが互いに離れる方向に相対的に移動していく。そして、チューブ本体34が湾曲した状態でチューブ本体34を硬化させることにより、チューブ本体34を湾曲形状に保持することができる。

[0088] したがって、第3実施形態のガイド管70もガイド管10と同様に、柔軟性を維持しつつチューブ本体34の形状保持力を高めることができるので、内視鏡12の挿入部14の挿入性を向上させることができる。

[0089] 図10は、第4実施形態に係るガイド管80に備えられる形状可変体28Cの要部構成を示した概略図である。図10では、軸A x方向に沿って配置された複数の関節リング部材342のうち、軸A x方向に隣接する関節リング部材342 A、342 Bの相対的な配置位置を模式的に示している。なお、第3実施形態と共通する構成要素については同一の符号を付している。

[0090] ここで、第3実施形態と第4実施形態との相違点としては、第3実施形態のガイド管70では、周方向Cにおける複数の第1関節片A及び複数の第2関節片Bのそれぞれの間隔が広いのに対し、第4実施形態のガイド管80では、周方向Cにおける複数の第1関節片A及び複数の第2関節片Bのそれぞれの間隔が狭くなっている点と、第1関節片端部領域aと第2関節片端部領域bとの周方向Cの位置が互い重なる位置に配置された点にある。他の構成については同一であるので説明は省略する。

[0091] このように構成された第4実施形態のガイド管80もガイド管70と同様に、柔軟性を維持しつつチューブ本体34の形状保持力を向上させることができるので、内視鏡12の挿入部14の挿入性を向上させることができる。

[0092] 図11は、第5実施形態に係るガイド管90に備えられる形状可変体28Dの要部構成を示した概略図である。図11では、軸Ax方向に沿って配置された複数の関節リング部材442のうち、軸Ax方向に隣接する関節リング部材442A、442Bの相対的な配置位置を模式的に示している。なお、第4実施形態と共通する構成要素については同一の符号を付している。

[0093] ここで、第4実施形態と第5実施形態との相違点としては、第4実施形態のガイド管80では、複数の関節片48が固定リング部材46から軸Ax方向の両側に延びているのに対し、第5実施形態のガイド管90では、関節リング部材442A、442Bのそれぞれの複数の関節片48が固定リング部材46から軸Ax方向の一方側（図11の左側）へのみ延びている点にある。他の構成については同一であるので説明は省略する。なお、ガイド管90では、関節片48が両側へ延びているガイド管80の場合の幅(W1)と比較してその幅(W2)は小さくなるが、ガイド管80と同様に $P > W2$ を満たすように配置されている。

[0094] 第5実施形態のガイド管90によれば、チューブ本体34（図2参照）が湾曲していくと、チューブ本体34の内周側に位置する関節リング部材442Aの固定リング部材46と関節リング部材442Bの関節片48とが互いに近づく方向に相対的に移動していき、且つチューブ本体34の外周側に位置する関節リング部材442Aの固定リング部材46と関節リング部材442Bの関節片48とが互いに離れる方向に相対的に移動していく。そして、チューブ本体34が湾曲した状態でチューブ本体34を硬化させることにより、チューブ本体34を湾曲形状に保持することができる。

[0095] したがって、第5実施形態のガイド管90もガイド管80と同様に、柔軟性を維持しつつチューブ本体34の形状保持力を高めることができるので、内視鏡12の挿入部14の挿入性を向上させることができる。

[0096] 図12は、第6実施形態に係るガイド管100に備えられる形状可変体28Eの要部構成を示した概略図である。

[0097] 第1乃至第5実施形態と第6実施形態と相違点としては、第1乃至第5実

施形態のガイド管10、60、70、80、90では、形状可変体28、28A～28Dとして関節リング部材42、142、242、342、442を採用したのに対し、第6実施形態のガイド管100では、形状可変体28Eとして螺旋管104を採用した点にある。他の構成については同一であるので説明は省略する。

[0098] 螺旋管104は、帯状部材106を螺旋状に巻回することにより形成されて内側チューブ（図2参照）の外周側に備えられている。また、螺旋管104は、図2に示した外側チューブ30及び内側チューブ32のうち少なくとも一方のチューブ（図12では外側チューブ30）に接する面（第1接触面）上に高摩擦面54を有している。これにより、内部空間36の空気がポンプ38（図1参照）によって排出された場合、ガイド管100のチューブ本体34（図2参照）は、螺旋管104と外側チューブ30とが高摩擦面54を介して密着して摩擦係合する。その結果、螺旋管104の形状が変形不能に保持されるので、高剛性状態時（硬化時）におけるチューブ本体34の形状保持力が高められる。また、螺旋管104は、曲げ方向に柔軟性を有しているため、例えば、図13に示したように湾曲形状に形状が変形可能である。

[0099] 次に、ガイド管100を利用して内視鏡12の挿入部14を大腸500（図6参照）に案内する場合の操作の一例について説明する。

[0100] まず、チューブ本体34及びチューブ本体34に挿通された挿入部14を、大腸500に沿って挿入していくと、挿入部14、チューブ本体34及び螺旋管104は、それぞれ柔軟性を有しているため、大腸500の湾曲した形状に沿って円滑に挿入される。

[0101] 次に、チューブ本体34をS字結腸502の湾曲形状に沿わせた状態でポンプ38を作動させて、配管40から内部空間36の空気を吸引していくと、外側チューブ30及び内側チューブ32が、螺旋管104に押圧されていく。その結果、螺旋管104が内側チューブ32に密着し、且つ螺旋管104の高摩擦面54が外側チューブ30に密着して摩擦係合する。これにより

、チューブ本体34がS字結腸502の湾曲形状に対応した形状で硬化し、その形状が保持されるので、S字結腸502に対する挿入部14の挿入性が向上する。

[0102] 次に、挿入部14の湾曲部20をガイド管100の先端開口10Aから前方に突出させると共に処置具（不図示）を先端硬質部18の処置具導出口（不図示）から前方に導出させて横行結腸504の病変部506の処置を開始する。この際、S字結腸502に対する挿入部14の挿入性がガイド管100によって向上されているため、先端硬質部18を的確な処置位置に位置させることができ、その結果、病変部506に対する的確な処置を行うことが可能となる。

[0103] このように第6実施形態に係るガイド管100によれば、形状可変体102は螺旋管104を有し、螺旋管104は高摩擦面54を有しているため、柔軟性を維持しつつチューブ本体34の形状保持力を高めることができる。これにより、第6実施形態に係るガイド管100によれば、内視鏡12の挿入部14の挿入性を向上させることができる。なお、第6実施形態においても、内側チューブ32に接する螺旋管104の面に高摩擦面54を設けてもよく、外側チューブ30及び内側チューブ32のうち少なくとも一方のチューブに高摩擦面54を設けてもよい。

[0104] 図14は、第7実施形態に係るガイド管600の構造を示した拡大断面図である。図14では、ガイド管600の軸A×方向の一部を破断して示している。また、図15は、図14のXV-XV線に沿うガイド管600の概略断面図である。なお、第1実施形態のガイド管10と共通する構成要素については同一の符号を付している。

[0105] 図14及び図15に示すように、ガイド管600は、可撓性の外側チューブ602と、外側チューブ602の内側に配置された可撓性の内側チューブ604と、を有する二重管構造のチューブ本体606を有する。外側チューブ602と内側チューブ604は、例えば腸管の湾曲部に沿って湾曲可能な軟性樹脂材料によってそれぞれ作製されている。軟性樹脂材料としては、ウ

レタン（ポリウレタン樹脂）を例示することができる。但し、これに限定されるものではなく、例えば、外側チューブ602と内側チューブ604は、JIS K 7161（引張試験）に記載の方法又はそれに準拠した方法で求められる、伸び率100%の弾性率が5から20MPa程度の素材であれば適用可能である。また、外側チューブ602及び内側チューブ604の厚さは、一例としてそれぞれ100 μ mから200 μ m程度であり、外側チューブ602と内側チューブ604の合計厚さは200 μ mから400 μ m程度である。なお、破れ防止の観点から外側チューブ602の厚さを内側チューブ604よりも厚くすることが好ましい。

[0106] 外側チューブ602と内側チューブ604との間に位置する内部空間608の厚さは、例えば図15に示すチューブ本体606の厚さTを1mm程度（例えば最大1mm）とした場合、600 μ mから800 μ m程度である。なお、外側チューブ602、内側チューブ604及び内部空間608のそれぞれの厚さは、上記の厚さに限定されるものではなく、挿入部14（図1参照）の直径、及び挿入部14が挿入される対象の挿入経路の直径等に基づいて設定される。また、内側チューブ604の内径においても挿入部14の直径に基づいて設定され、その内径は例えば6mmから16mm程度である。

[0107] 外側チューブ602の外周面、及び内側チューブ604の内周面は、それぞれ親水コート610を有している。外側チューブ602の外周面に親水コート610を形成することにより、外側チューブ602と大腸500（図6参照）との間の摩擦抵抗を軽減できる。その結果、大腸500に対するチューブ本体606の挿通性（前進性）が向上する。また、内側チューブ604の内周面に親水コート610を形成することにより、内側チューブ604と挿入部14（図1参照）との間の摩擦抵抗を軽減できる。その結果、チューブ本体606に対する挿入部14の挿通性が向上する。なお、本例では、外側チューブ602及び内側チューブ604の双方に親水コート610を形成した形態を例に挙げて説明したが、これに限定されるものではなく、親水コート610は外側チューブ602及び内側チューブ604のうち少なくとも一

方に形成されていてもよい。但し、外側チューブ602及び内側チューブ604の双方に親水コート610を形成することにより上述の2つの効果を同時に得ることができるので好ましい。

[0108] 上記の内部空間608は、ガイド管600の軸Axに対して直交する方向の断面形状が内側チューブ604の周囲（外周）を取り囲むように環状（ドーナツ状）に形成された空間であり、後述する形状可変体612及び中間層614が配置されている。

[0109] 図14に示すように、チューブ本体606の基端側及び先端側にはリング形状のキャップ616、618がそれぞれ接着されており、これらのキャップ616、618によって外側チューブ602と内側チューブ604とが封着されている。その結果、内部空間608は、密閉空間として形成されている。また、チューブ本体606の基端側のキャップ616には、内部空間608に流体（例えば空気）を供給及び排出するためのポンプ38が配管40を介して接続されている。

[0110] 図16は、図14に示したガイド管600の基端側の要部拡大断面図である。図16に示すように、チューブ本体606の基端側のキャップ616は、接着剤620を介して外側チューブ602の基端側に接着されると共に接着剤622を介して内側チューブ604の基端側に接着されている。また、接着剤622によって、形状可変体612と中間層614のそれぞれの基端側がキャップ616に接着されている。

[0111] 図17は、図14に示したガイド管600の先端側の要部拡大断面図である。図17に示すように、チューブ本体606の先端側のキャップ618は、接着剤624を介して外側チューブ602の先端側に接着されると共に接着剤626を介して内側チューブ604の先端側に接着されている。また、接着剤626によって、形状可変体612と中間層614のそれぞれの先端側がキャップ618に接着されている。

[0112] 図16に戻り、基端側のキャップ616は、内部空間608と配管40とを連通する通気孔628を有している。配管40は、三方活栓630を介し

てポンプ38に接続されている。三方活栓630は、ポンプ38に接続される第1ポート630Aと、配管40に接続される第2ポート630Bと、大気開放の第3ポート630Cと、を有する。また、三方活栓630は、本発明の切替部材の一例であるコック632を有している。このコック632を施術者が操作することにより、第1ポート630Aと第2ポート630Bとを連通させるONモードと、第1ポート630Aと第3ポート630Cとを連通させるOFFモードと、に選択的に切り替え可能である。コック632をONモードに切り替えると、ポンプ38と内部空間608とが連通される。その結果、内部空間608内の空気がポンプ38により吸引されて大気開放されたり、ポンプ38により内部空間608に空気（大気）が供給（流入）されたりする。また、コック632をOFFモードに切り替えると、ポンプ38と外気とが連通される。その結果、内部空間608に対する空気の供給及び排出が停止する。なお、三方活栓630を利用した上記の切り替え操作は、ポンプ38を常時運転状態で行う操作であるが、これに代えてポンプ38を起動（ON）及び停止（OFF）させて上記の切り替え操作を行うこともできる。この場合、ポンプ38のON及びOFF操作は、本発明の切替部材の他の例であるフットスイッチ（不図示）にて操作可能である。また、内視鏡12（図1参照）の手元操作部16に、ポンプ38のON及びOFF操作を行う操作ボタン（不図示）を設けてもよい。この操作ボタンは、本発明の切替手段の一例である。

[0113] 次に、図14及び図15に示した形状可変体612について説明する。形状可変体612は、外側チューブ602と内側チューブ604との間（すなわち、内部空間608）に設けられている。形状可変体612は、チューブ本体606の形状に倣って変形可能であり、チューブ本体606の軸A×方向に沿って配置された螺旋管640を有している。

[0114] 図18は、螺旋管640の外観図である。図18に示すように、螺旋管640は、帯状部材642を螺旋状に巻回することにより形成されて内側チューブ604（図14参照）の外周側に備えられている。また、螺旋管640

は、後述の中間層614（図14参照）に接する面（外周面、第1接触面）上に高摩擦面644を有している。これにより、内部空間608（図14参照）の空気がポンプ38（図14参照）によって排出された場合、チューブ本体606（図14参照）は、螺旋管640と中間層614とが高摩擦面644を介して密着して摩擦係合する。その結果、螺旋管640の形状（例えば湾曲形状）が変形不能に保持されるので、高剛性状態時（硬化時）におけるチューブ本体606の形状保持力が高められる。また、螺旋管640は、曲げ方向に柔軟性を有しているため、例えば、図19に示したように湾曲形状に形状が変形可能である。

[0115] 螺旋管640の帯状部材642は、一例としてステンレス鋼（SUS：Steel Use Stainless）製である。但し、これに限定されるものではなく、チューブ本体606の形状に倣って変形可能な材質（例えばプラスチック）であれば適用可能である。帯状部材642の厚さは、例えばチューブ本体606の厚さT（図15参照）を1mm程度（例えば最大1mm）とした場合、300 μ m以下であることが好ましい。高摩擦面644としては、螺旋管640の外周面（第1接触面）にウレタンコート又はシリカコート等の樹脂をコーティングした樹脂層、第1接触面に形成された粗面、又は第1接触面に形成された粗面に樹脂がコーティングされた樹脂層を例示できる。上記の樹脂層を形成する場合、螺旋管640全体を溶融樹脂に浸漬して乾燥させることで形成できる。この場合、螺旋管640の面のうち内側チューブ604に接触する面（内周面）にも高摩擦面となる樹脂層が形成される。

[0116] 上記のように螺旋管640の内周面に高摩擦面を形成した場合、螺旋管640と内側チューブ604とが高摩擦面を介して密着して摩擦係合する。また、内側チューブ604の外周面にも高摩擦面を形成した場合、螺旋管640と内側チューブ604はそれぞれの高摩擦面を介して密着して摩擦係合する。いずれの場合もチューブ本体606の形状保持力がより一層向上する。このように構成された螺旋管640は、図16及び図17に示すように、その基端側及び先端側のそれぞれ2巻部分が接着剤622、626によって内

側チューブ604の基端側及び先端側に接着されている。その結果、螺旋管640が内側チューブ604に強固に接着されている。

[0117] 次に、図14に示した中間層614について説明する。中間層614は、外側チューブ602と内側チューブ604との間に設けられ、形状可変体612（螺旋管640）に接触可能なシート材650である。このシート材650は、一例として外側チューブ602と螺旋管640との間に配置されている。

[0118] 図20は、シート材650の斜視図である。図20に示すように、シート材650は、円筒状に形成されて、チューブ本体606（図14参照）の軸A×方向に沿って配置されている。これにより、螺旋管640（図18）の外周面（第1接触面）がシート材650によって覆われる。また、シート材650は、チューブ本体606（図14参照）の形状に倣って変形可能な柔軟性を有している。具体的に説明すると、シート材650は、柔軟性を有しつつ外側チューブ602（図14参照）及び内側チューブ604よりも高い弾性率を有している。この弾性率については後述する。

[0119] シート材650は、例えば図21に示すシート材650の正面図のように、一枚の矩形状のシート652を円筒状に曲げて、突き合わされた両縁部を接着剤654で接着することで構成される。なお、シート材650の形態は円筒状に限定されるものではなく、例えばシート652をC字状に曲げた形態でもよく、又は、複数枚の短冊状のシートを外側チューブ602と螺旋管130との間に挿入配置させた形態でもよい。また、本例では、中間層614としてシート材650を例に挙げて説明するが、これに限定されるものではなく、形状可変体612（螺旋管640）に接触可能なものであれば、例えば網状又は線状のような部材でも適用可能である。以下、中間層614として適用されるシート材650について説明する。

[0120] シート材650は、一例としてウレタン等の樹脂製である。但し、これに限定されるものではなく、例えばアルミ蒸着フィルムでも適用可能である。アルミ蒸着フィルムとは、基材フィルムの表面にアルミニウム（アルミ箔）

を真空蒸着（熱圧着）したものである。シート材650としてアルミ蒸着フィルムを適用することにより、シート材650の剛性を高めることができる。この場合、基材フィルムとしては、PET（Polyethylene terephthalate）又はPE（polyethylene）等のヒートシール性を有するものを例示できる。また、シート材650は、JISK7161（引張試験）に記載の方法又はそれに準拠した方法で求められる、弾性率が外側チューブ602及び内側チューブ604よりも高い方が好ましい。これにより、シート材650によって外側チューブ602及び内側チューブ604を補強できる。つまり、チューブ本体606の引張強度及び引張剛性がシート材650によって高められる。その結果、チューブ本体606の非硬化時（可撓状態時）におけるチューブ本体606の前進性が向上する。アルミ蒸着フィルム又はアルミ箔に各種のクロス及びフィルムを組合せたものを使用することで最適な弾性率の素材を選定できる。

[0121] シート材650の厚さは、例えばチューブ本体606の厚さを1mm程度（例えば最大1mm）とした場合、300 μ m以下が好ましい。但し、剛性の観点で外側チューブ602及び内側チューブ604の厚さよりも厚い方が好ましい。また、シート材650としてアルミ蒸着フィルムを適用した場合、その基材フィルムを変更することでシート材650の剛性を変更できる。その結果、チューブ本体606の非硬化時の硬さを大腸等の下部消化管、又は食道等の上部消化管に適した硬さにチューニング可能となる。

[0122] 図20に示すように、シート材650は、螺旋管640（図17参照）に接する面（内周面、第2接触面）上に高摩擦面656を有している。これにより、内部空間608（図14参照）の空気がポンプ38によって排出された場合、チューブ本体606（図14参照）は、螺旋管640（図17参照）とシート材650とがそれぞれの高摩擦面644、656を介して密着して摩擦係合する。その結果、螺旋管640の形状（例えば湾曲形状）が変形不能に保持されるので、高剛性状態時（硬化時）におけるチューブ本体606の形状保持力がより一層高められる。

[0123] なお、本例では、螺旋管640の第1接触面（外周面）とシート材650の第2接触面（内周面）の双方に高摩擦面644、656を形成した形態を例に挙げて説明したが、高摩擦面はいずれか一方の接触面に形成されていてもよく、シート材650の第2接触面（内周面）のみに形成した形態も採用し得る。また、高摩擦面はいずれか一方の接触面の全体に好ましく形成されるが、これに限らず、いずれか一方の接触面の一部に形成されていてもよい。すなわち、高摩擦面はいずれか一方の接触面の少なくとも一部に形成されていてもよい。但し、双方の接触面（好ましくは双方の接触面の全体）に高摩擦面644、656を形成することにより、チューブ本体606の形状保持力が向上する。また、高摩擦面656の形成方法は高摩擦面644と同様である。また、非硬化時におけるチューブ本体606の柔軟性を担保する観点から、螺旋管640とシート材650との間の隙間は50 μ mから500 μ m程度が好ましい。

[0124] また、高摩擦面は、シート材650の外周面の少なくとも一部（好ましくは、シート材650の外周面の全体）に形成されていてもよい。その結果、シート材650と外側チューブ602とが高摩擦面を介して密着して摩擦係合する。また、高摩擦面は、外側チューブ602の内周面の少なくとも一部（好ましくは、外側チューブ602の内周面の全体）に形成されていてもよい。その結果、シート材650と外側チューブ602とがそれぞれの高摩擦面を介して密着して摩擦係合する。いずれの場合もチューブ本体606の形状保持力がより一層向上する。

[0125] 次に、ガイド管600を利用して内視鏡12の挿入部14を大腸500（図6参照）に案内する場合の操作の一例について説明する。

[0126] まず、チューブ本体606及びチューブ本体606に挿通された挿入部14（図1参照）を、大腸500（図6参照）に沿って挿入していくと、挿入部14、チューブ本体606、螺旋管640及びシート材650は、それぞれ柔軟性を有しているため、大腸500の湾曲した形状に沿って円滑に挿入される。

[0127] 次に、チューブ本体606をS字結腸502の湾曲形状に沿わせた状態でポンプ38を作動させて、配管40から内部空間608の空気を吸引していくと、外側チューブ602がシート材650に押圧されていくと共に内側チューブ604が螺旋管640に押圧されていく。その結果、螺旋管640の高摩擦面644がシート材650の高摩擦面656に密着して摩擦係合する。これにより、チューブ本体606がS字結腸502の湾曲形状に対応した形状で硬化しその形状が保持されるので、S字結腸502に対する挿入部14の挿入性が向上する。なお、上記の操作例は、チューブ本体606をS字結腸502の湾曲形状に対応した形状で硬化させるものであるが、この操作例に限定されるものではない。例えば、他の操作例として、S字結腸502を略直線状にした状態でチューブ本体606を硬化させてもよい。

[0128] 次に、挿入部14の湾曲部20をガイド管100の先端開口10Aから前方に突出させると共に処置具（不図示）を先端硬質部18の処置具導出口（不図示）から前方に導出させて横行結腸504の病変部506の処置を開始する。この際、S字結腸502に対する挿入部14の挿入性がガイド管600によって向上されているため、先端硬質部18を的確な処置位置に位置させることができ、その結果、病変部506に対する的確な処置を行うことが可能となる。

[0129] このように第7実施形態に係るガイド管600によれば、外側チューブ602と内側チューブ604との間に、チューブ本体606の形状に倣って変形可能な形状可変体612を有しているので、内視鏡12の挿入部14の挿入性を向上させることができる。

[0130] また、本例のガイド管600によれば、外側チューブ602と内側チューブ604との間に位置する内部空間608に螺旋管640とシート材650とを配置した構成を採用しているので以下のメリットがある。すなわち、チューブ本体606の硬化時の硬さが、螺旋管640及びシート材650のうち、螺旋管640のみを有する構成（すなわち、シート材650を有しない構成）よりも硬くなる。その結果、挿入部14の挿入性がより一層向上する

。また、シート材650を有しない構成の場合、チューブ本体606を大腸500に挿入する動作によって螺旋管640が軸A×方向に伸縮動作した場合、チューブ本体606の前進性に影響を与える場合があるが、本例のガイド管600によれば、螺旋管640とシート材650との間の摩擦力によってその伸縮動作を抑制できる。その結果、非硬化時におけるチューブ本体606の前進性がより一層向上する。

[0131] また、本例のガイド管600においても、図2に示した網状管56を備えることが好ましい。この網状管56によってチューブ本体606の座屈を防止することができる。

[0132] また、上記の操作例は、大腸500に挿入されたチューブ本体606を1回だけ硬化状態とした状態で病変部506の処置を行うものであるが、この操作例に限定されるものではない。例えば、大腸500に挿入されたチューブ本体606を非硬化状態と硬化状態との間で複数回変化させながら、挿入部14とチューブ本体606とをそれぞれ段階的に前進させて病変部506の処置を行う操作を行ってもよい。この場合の操作は、挿入部14を大腸500に挿入する工程（挿入部挿入工程）と、挿入部14が挿入されたチューブ本体606を非硬化状態とした状態で、挿入部14に対してチューブ本体606を大腸500に挿入する工程（チューブ本体挿入工程）と、挿入部14が挿入されたチューブ本体606を硬化状態とした状態で、チューブ本体606に対して挿入部14を相対的に前進させる工程（挿入部前進工程）と、挿入部14が挿入されたチューブ本体606を非硬化状態とした状態で、挿入部14に対してチューブ本体606を相対的に前進させる工程（チューブ本体前進工程）と、を有する。そして、上記の挿入部前進工程とチューブ本体前進工程とを複数回繰り返すことで、先端硬質部18を病変部506に接近させて病変部506の処置を行う工程（処置工程）を有する。このような操作において、挿入部14は、後述するように、チューブ本体606の全長よりも300mm以上長い有効長を有しているため、施術者はチューブ本体606が邪魔になることなく軟性部22を確実に把持して挿入操作を行う

ことができる。

[0133] 次に、形状可変体612である螺旋管640のいくつかの変形例について説明する。図22から26には、螺旋管640の変形例の一例である螺旋管700、710、720、730及び740の側面図が示されている。

[0134] ここで、螺旋管の剛性及び柔軟性は、螺旋管を構成する帯状部材の材質と厚さ t と帯幅 f に支配される。一例として、材質をステンレス鋼とし、厚さ t を $200\mu\text{m}$ から $300\mu\text{m}$ 程度とし、帯幅 f を 2mm から 4mm 程度とした場合、螺旋管として求められる初期の剛性及び柔軟性を確保することができる。また、螺旋管を湾曲させたときの最大曲率は、帯状部材の巻ピッチ（螺旋ピッチ） p に支配される。そこで、図22に示す第1変形例の螺旋管700、図23に示す第2変形例の螺旋管710、及び図24に示す第3変形例の螺旋管720を見ると、螺旋管700、710、720の帯状部材702、712、722はそれぞれステンレス鋼であり、且つ上記の好適な厚さ t 及び帯幅 f を満たしている。そして、螺旋管700は、他の螺旋管710、720よりも巻ピッチ p が長い（ $p > p_1 > p_2$ ）ため、例えば、大きな曲率が要求される下部消化管内視鏡のガイド管用として適用可能である。これに対して螺旋管710、720は、巻ピッチ p_1 、 p_2 が螺旋管700よりも小さいため、例えば、小さな曲率でも使用可能な上部消化管内視鏡のガイド管用として適用可能である。

[0135] 一方、図25に示す第4変形例の螺旋管730、及び図26に示す第5変形例の螺旋管740のそれぞれの帯状部材732、742はステンレス鋼であり、且つ上記の好適な厚さ t 及び帯幅 f を満たし、更にそれぞれの巻ピッチ p_3 は等しい。そこで、螺旋管730、740を見ると、螺旋管730の帯状部材732は、軸 A_x の基端側及び先端側に向けて交互に折り曲げられている折曲部734、736を有している。これに対して螺旋管740の帯状部材742は、軸 A_x の基端側及び先端側に向けて交互に突出した突起部744、746を有している。折曲部734、736を有する螺旋管730、及び突起部744、746を有する螺旋管740によれば、短冊状の帯状部

材を単に螺旋状に巻回した螺旋管と比較して、シート材との接触面積を増やすことができる。その結果、高剛性状態時（硬化時）におけるチューブ本体の形状保持力をより一層高めることができる。

[0136] なお、第7実施形態のガイド管600では、外側チューブ602と形状可変体612との間に中間層614を配置した構成を例に挙げて説明したが、これに限定されるものではない。例えば、図27に示す第8実施形態のガイド管750の縦断面図の如く、内側チューブ604と形状可変体612との間に中間層614を配置した構成を採用してもよい。但し、ガイド管600の組立性の観点から見れば、例えば図14に示したように、内側チューブ604と形状可変体612との間の狭い空間に中間層614を配置する構成よりも、外側チューブ602と形状可変体612との間の広い空間に中間層614を配置する構成が好ましい。

[0137] また、第7実施形態のガイド管600では、形状可変体612（螺旋管640）と中間層614とを有する構成を例に挙げて説明したが、これに限定されるものではない。例えば、ガイド管600の構成に関節リング部材42（図2参照）を有する形状可変体28を組み込んだ構成のガイド管でも適用可能である。この場合、形状可変体28は、外側チューブ602と中間層614との間に配置してもよく、内側チューブ604と形状可変体612との間に配置してもよく、形状可変体612と中間層614との間に配置してもよい。

[0138] 以上説明した第1乃至第8実施形態では、内部空間36、608の空気を給排することによってチューブ本体34、606を可撓状態と高剛性状態とに切り替える例を示したが、本発明の医療器具用案内装置では、関節リング部材及び螺旋管の材質を変えることにより、可撓状態（初期時）及び高剛性状態（硬化時）におけるチューブ本体の硬さを調整することが可能となる。例えば、関節リング部材と螺旋管をポリプロピレン樹脂で作製する場合、ポリプロピレン樹脂に含まれるガラス繊維を繊維長の短い短繊維とするか、又は繊維長の長い長繊維とするかによって上記の硬さを調整することができる。

。この場合、前者の硬さの方が後者の硬さよりも硬くなる。このように材質を変えることによってチューブ本体の硬さを調整できるので、適用手技に対応した硬さのガイド管を適用手技毎に揃えることができる。

[0139] 以下、図1に示した内視鏡12の挿入部14とチューブ本体34、606（図14参照）の好適な寸法の一例について説明する。まず、チューブ本体34、606の内径と挿入部14の外径に関しては、チューブ本体34、606に挿入部14が挿入された状態において、チューブ本体34、606と挿入部14との間にクリアランスが形成される寸法であることが好ましい。つまり、チューブ本体34、606の内径をD1とし、挿入部14の外径をD2とした場合、D1とD2とは $D1 > D2$ の関係にあることが好ましい。また、上記のクリアランスは、4mm以下であることがより好ましく、1mm以上4mm以下であることがより一層好ましい。

[0140] 具体的な寸法を例に挙げて説明すると、挿入部14の外径が例えば8mmの場合、チューブ本体34、606の内径は12mm以下であることがより好ましく、9mm以上12mm以下であることがより一層好ましい。また、挿入部14の外径が例えば13mmの場合、チューブ本体34、606の内径は17mm以下であることがより好ましく、14mm以上17mm以下であることがより一層好ましい。

[0141] このように上記のクリアランスを4mm以下とすることにより、チューブ本体34、606と挿入部14との間の隙間に体内組織（例えば、腸壁）が挟み込まれることを防止することができる。特に、チューブ本体34、606を非硬化状態とした状態で、挿入部14に対してチューブ本体34、606を相対的に前進させる工程（チューブ本体前進工程）において、上記の隙間に体内組織（例えば、腸壁）が挟み込まれることを防止することができる。また、上記のクリアランスを1mm以上とすることにより、チューブ本体34、606に対する挿入部14の相対的な進退動作を円滑に行うことができる。

[0142] 次に、挿入部14の長さやチューブ本体34、606の長さとの関係につ

いて説明すると、挿入部14は、チューブ本体34、606の全長よりも300mm以上長い有効長を有することが好ましい。ここで、挿入部14の有効長とは、挿入部14の基端から先端までの長さを指す。

[0143] 具体的な寸法を例に挙げて説明すると、チューブ本体34、606の全長が例えば400mmである場合、挿入部14は700mm以上の有効長を有することが好ましい。また、チューブ本体34、606の全長が例えば700mmである場合、挿入部14は1000mm以上の有効長を有することが好ましい。

[0144] このように挿入部14の有効長を、チューブ本体34、606の全長よりも300mm以上長くすることにより、チューブ本体34、606と挿入部14を体腔内に挿入する手技において、施術者はチューブ本体34、606が邪魔になることなく軟性部22を確実に把持して挿入操作を行うことができる。なお、挿入部14の有効長は、一例として1200mmである。また、全長が400mmのチューブ本体34、606は、大腸検査に用いることができ、全長が700mmのチューブ本体34、606は、大腸及び小腸検査に用いることができる。

[0145] 図28は、本発明の第2実施形態に係る内視鏡装置800の斜視図である。

[0146] 図28に示すように、内視鏡装置800に適用されるガイド管は、図14に示した第7実施形態に係るガイド管600にバルーン802が装着されたものである。また、上記の内視鏡装置800に適用される内視鏡は、図1に示した内視鏡12の挿入部14にバルーン804が装着されたものである。上記のバルーン802は、本発明の体内密着部の一例であり、且つ本発明のチューブ本体用バルーンの一例である。また、上記のバルーン804は、本発明の挿入部用バルーンの一例である。なお、本例では、ガイド管として、ガイド管600にバルーン802が装着されたものを例に挙げて説明するが、これに限定されるものではなく、第1乃至第6実施形態のガイド管10、60、70、80、90、100及び第8実施形態のガイド管750にバル

ーン802が装着されたガイド管であっても適用可能である。

[0147] 図29は、挿入部14が挿入されたガイド管600の要部断面図である。なお、ガイド管600の詳細構造については図14において既に説明しているため、図29においてはガイド管600の詳細構造の図示を省略し、またその説明も省略する。

[0148] 図28及び図29に示すように、ガイド管600のチューブ本体606の先端部には、膨縮自在なバルーン802が着脱自在に装着される。このバルーン802は、ゴム等の弾性体からなり、中央の膨出部802Aと、その両端の取付部802B、802Bとから構成されている。取付部802B、802Bは共に糸806が巻回されてチューブ本体606の外表面に固定されている。

[0149] 図29に示すように、チューブ本体606の外表面には、軸Axに沿ってエアチューブ808が取り付けられており、このエアチューブ808の先端は、膨出部802A内において開口され、空気供給吸引口810として形成されている。また、エアチューブ808の基端は、チューブ本体606の外部に配置されたポンプ812に接続される。このポンプ812は、空気の供給（加圧）と吸引とを行うことが可能なマルチ型のエアポンプである。このポンプ812からエアチューブ808に空気を供給すると空気供給吸引口810から空気が吹き出され、膨出部802Aが膨張する。一方でポンプ812から空気を吸引すると空気供給吸引口810から空気がエアチューブ808を介して吸引され、膨出部802Aが収縮する。

[0150] ここで、チューブ本体606には、図14に示したポンプ38が配管40を介して接続されているが、このポンプ38に代えて図29に示したポンプ812を代用することもできる。この場合、例えば、図30に示す配管図の如く、三方活栓630の第1ポート630Aにポンプ812を接続し、第2ポート630Bに配管40を接続し、第3ポート630Cにエアチューブ808を接続する。また、配管40には、内部空間608（図14参照）を大気に開放して内部空間608に大気を流入させるための弁634が設けられ

ている。

- [0151] 三方活栓630のコック632を手動操作して第1ポート630Aと第2ポート630Bとを連通させた場合、吸引側に切替られたポンプ812によって内部空間608（図14参照）内の空気を吸引することができる。これにより、チューブ本体606が軟化状態から硬化状態に変化する。また、弁634を開放することにより内部空間608を大気に開放して内部空間608に大気を流入させることができる。これにより、チューブ本体606が硬化状態から非硬化状態に変化する。
- [0152] また、三方活栓630のコック632を手動操作して第1ポート630Aと第3ポート630Cとを連通させた場合、加圧側に切替られたポンプ812によって空気供給吸引口810（図29参照）から空気を吹き出すことができる。これにより、膨出部802Aが膨張する。また、上記のように第1ポート630Aと第3ポート630Cとを連通させた場合、吸引側に切替られたポンプ812によって空気供給吸引口810（図29参照）から空気を吸引することができる。これにより、膨出部802Aが収縮する。
- [0153] なお、三方活栓630を使用した手動による切替操作に代えて切替操作を自動化することもできる。この場合、例えば、配管40とエアチューブ808とを別々の電磁弁を介してポンプ812に接続すると共に上記の弁634を電磁弁で構成し、これらの電磁弁の開閉タイミングと、ポンプ812の加圧及び吸引の切替タイミングとを、コントローラによってコントロールすればよい。これによって、上記の切替操作を自動化することが可能となる。
- [0154] 図28及び図29に戻り、挿入部14の先端部には、膨縮自在なバルーン804が着脱自在に装着される。このバルーン804は、ゴム等の弾性体からなり、中央の膨出部804Aと、その両端の取付部804B、804Bとから構成されている。取付部804B、804Bは共に湾曲部20の外表面に固定されている。
- [0155] 図29に示すように、挿入部14内には、挿入部14の長手軸Gに沿ってエアチューブ814が挿通されており、このエアチューブ814の先端は、

膨出部 804 A 内に位置する湾曲部 20 の外表面に開口され、空気供給吸引口 816 として形成されている。また、エアチューブ 814 の基端は挿入部 14 の外部に配置されたポンプ（不図示）に接続される。したがって、ポンプからエアチューブ 814 に空気を供給すると空気供給吸引口 816 から空気が吹き出され、膨出部 804 A が膨張する。一方でポンプから空気を吸引すると空気供給吸引口 816 から空気がエアチューブ 814 を介して吸引され、膨出部 804 A が収縮する。なお、バルーン 804 用のポンプとしてバルーン 802 用のポンプ 812 を使用することが好ましい。この場合、電磁弁等を介してエアチューブ 814 をポンプ 812 に接続する構成を採用することで、バルーン 804 に対する空気の供給と吸引とを行うことができる。このようにバルーン 804 用のポンプとしてバルーン 802 用のポンプ 812 を使用すれば、内視鏡装置 800 のイニシャルコスト及びランニングコストを削減することができる。

[0156] 次に、図 28 に示した内視鏡装置 800 の操作方法について、図 31 及び図 32 を参照して説明する。図 31 の XXX | A から図 32 の XXX | H には、内視鏡装置 800 を小腸鏡用装置として適用した場合の手技手順の一例が時系列的に図示されている。また、図 31 及び図 32 において、符号 Q は胃、符号 R は幽門、符号 S は十二指腸、符号 U は小腸、符号 Z は病変部を示している。

[0157] まず、チューブ本体 606 に挿入部 14 を挿入した状態で、且つバルーン 804 を収縮させた状態で、挿入部 14 を体内に挿入する。すなわち、挿入部 14 の先端部を被検体の口から食道を介して胃 Q の内部に挿入する。図 31 の XXX | A には、挿入部 14 の先端部が胃 Q の内部に挿入された状態が示されている。

[0158] 次に、バルーン 802 を収縮状態とし且つチューブ本体 606 を非硬化状態とした状態で、チューブ本体 606 を挿入部 14 に沿って体内に挿入する。すなわち、チューブ本体 606 の先端部を被検体の口から食道を介して胃 Q の内部に挿入する。図 31 の XXX | B には、挿入部 14 とチューブ本体

- 606のそれぞれの先端部が胃Qの内部に挿入された状態が示されている。
- [0159] 次に、図31のXXX|Cに示すように、チューブ本体606に対して挿入部14を相対的に前進させて挿入部14の先端部を、幽門Rを介して十二指腸Sに挿入する。図31のXXX|Cには、挿入部14が十二指腸Sの湾曲形状に沿って挿入されて、挿入部14の先端部が十二指腸Sの上行部に挿入された状態が示されている。
- [0160] 次に、図31のXXX|Dに示すように、バルーン804を膨張させて挿入部14を体内に固定する（挿入部固定工程）。図31のXXX|Dには、バルーン804が十二指腸Sの上行部に密着して挿入部14が十二指腸Sに固定された状態が示されている。
- [0161] 次に、図31のXXX|Eに示すように、バルーン802を収縮状態とし且つチューブ本体606を非硬化状態とした状態で、挿入部14に対してチューブ本体606を相対的に前進させる（チューブ本体前進工程）。図31のXXX|Eには、チューブ本体606が十二指腸Sの湾曲形状に沿って挿入されて、チューブ本体606の先端部が挿入部14のバルーン804の手前まで挿入された状態が示されている。
- [0162] 次に、チューブ本体606を非硬化状態から硬化状態に変化させる。すなわち、チューブ本体606の内部空間608（図14参照）内の空気をポンプ812（図30参照）によって吸引することでチューブ本体606を硬化させる。図31のXXX|Eには、チューブ本体606が十二指腸Sの湾曲形状に沿った形状に硬化された状態が示されている。
- [0163] 次に、図31のXXX|Fに示すように、チューブ本体606を硬化状態とした状態で、バルーン802を膨張させてチューブ本体606を体内に固定する（チューブ本体固定工程）。図31のXXX|Fには、バルーン802が十二指腸Sの上行部に密着してチューブ本体606が十二指腸Sに固定された状態が示されている。
- [0164] 次に、図31のXXX|Gに示すように、バルーン804を収縮させる。図31のXXX|Gには、バルーン804が収縮して十二指腸Sに対する挿

入部 14 の固定が解除された状態が示されている。

[0165] 次に、図 31 の XXX | H に示すように、バルーン 804 を収縮状態とした状態で、チューブ本体 606 に対して挿入部 14 を相対的に前進させる（挿入部前進工程）。図 31 の XXX | H には、挿入部 14 の先端部が小腸 U の湾曲形状に沿って小腸 U の深部に挿入された状態が示されている。挿入部 14 の前進時において、チューブ本体 606 は、十二指腸 S の湾曲形状に沿った形状に硬化しているので、挿入部 14 の先端部を小腸 U の深部に向けて安定して前進させることができる。

[0166] 次に、図 32 の XXX | I A に示すように、バルーン 804 を膨張させて挿入部 14 を体内に固定する（挿入部固定工程）。図 32 の XXX | I A には、バルーン 804 が小腸 U に密着して挿入部 14 が小腸 U に固定された状態が示されている。

[0167] 次に、図 32 の XXX | I B に示すように、バルーン 802 を収縮させる。図 32 の XXX | I B には、バルーン 802 が収縮して十二指腸 S に対するチューブ本体 606 の固定が解除された状態が示されている。

[0168] 次に、チューブ本体 606 を硬化状態から非硬化状態に変化させる。すなわち、チューブ本体 606 の内部空間 608（図 14 参照）を大気開放して内部空間 608 に大気を流入させることでチューブ本体 606 を軟化させる。

[0169] 次に、図 32 の XXX | I C に示すように、バルーン 802 を収縮状態とし且つチューブ本体 606 を非硬化状態とした状態で、挿入部 14 に対してチューブ本体 606 を相対的に前進させる（チューブ本体前進工程）。図 32 の XXX | I C には、チューブ本体 606 が小腸 U の湾曲形状に沿って挿入されて、チューブ本体 606 の先端部が挿入部 14 のバルーン 804 の手前まで挿入された状態が示されている。

[0170] 次に、図 32 の XXX | I D に示すように、バルーン 802 を膨張させてチューブ本体 606 を体内に固定する。図 32 の XXX | I D には、バルーン 802 が小腸 U に密着してチューブ本体 606 が小腸 U に固定された状態

が示されている。

[0171] 次に、図32のXXX11EからXXX11Fに示すように、チューブ本体606と挿入部14とを一体的に体外方向に手繰り寄せる。図32のXXX11Fには、バルーン802、804を小腸Uに密着させた状態で小腸Uが胃Q側に手繰り寄せられた状態が示されている。この手技により、小腸Uが長さ方向に収縮するので、小腸Uの病変部Zを挿入部14の先端部に近づけることができる。

[0172] 次に、チューブ本体606を非硬化状態から硬化状態に変化させる。すなわち、チューブ本体606の内部空間608（図14参照）内の空気をポンプ812（図30参照）によって吸引することでチューブ本体606を硬化させる。図32のXXX11Fには、チューブ本体606が、収縮した小腸Uの湾曲形状に沿った形状に硬化された状態が示されている。

[0173] 次に、図32のXXX11Gに示すように、バルーン804を収縮させる。図32のXXX11Gには、バルーン804が収縮して小腸Uに対する挿入部14の固定が解除された状態が示されている。

[0174] 次に、図32のXXX11Hに示すように、バルーン804を収縮状態とした状態で、チューブ本体606に対して挿入部14を相対的に前進させる（挿入部前進工程）。図32のXXX11Hには、挿入部14の先端部が小腸Uの湾曲形状に沿って挿入されて病変部Zの近傍まで挿入された状態が示されている。挿入部14の前進時において、チューブ本体606は、小腸Uの湾曲形状に沿った形状に硬化しているので、挿入部14の先端部を病変部Zに向けて安定して前進させることができる。

[0175] 次に、挿入部14の先端部が病変部Zに到達すると、バルーン804を膨張させて小腸Uに密着させることにより、挿入部14の先端部を小腸Uに固定する。この後、挿入部14の基端側から処置具（不図示）を挿入して、挿入部14の先端側の処置具導出口（不図示）から処置具を導出し、病変部Zの処置を開始する。処置具による病変部Zの処置時において、チューブ本体606がバルーン802によって小腸Uに固定され、且つ挿入部14の先端

部がバルーン804によって小腸Uに固定されているので、挿入部14の先端部（先端硬質部18）を的確な処置位置に位置させることができる。その結果、病変部506に対する的確な処置を行うことが可能となる。

[0176] 処置具による病変部Zの処置が終了すると、挿入部14に関してはバルーン804を収縮させて小腸Uに対する挿入部14の固定を解除する。チューブ本体606に関しては、硬化状態から非硬化状態に変化させると共に、バルーン802を収縮させて小腸Uに対するチューブ本体606の固定を解除する。この後、挿入部14とチューブ本体606とを一体的に体外に抜去する。以上が内視鏡装置800の操作方法の一例である。

[0177] このように、挿入部14にバルーン804を設け、且つチューブ本体606にバルーン802を設けた構成を採用する内視鏡装置800によれば、バルーン804の膨張と収縮とを行う工程（第1膨縮工程）と、バルーン802の膨張と収縮とを行う工程（第2膨縮工程）と、チューブ本体606を非硬化状態と硬化状態との間で変化させる工程（硬度可変工程）と、挿入部14とチューブ本体606とを相対的に進退させる工程（進退工程）とを選択的に実行することにより、挿入部14の先端部を小腸Uの深部に存在する病変部Zに向けて安定して前進させることができる。また、処置具による病変部Zの処置を的確に行うことが可能となる。

[0178] なお、上記実施形態は、内視鏡12側にバルーン804を設けた形態であるが、これに限らず、例えば、内視鏡12側にバルーン804を設けることなくガイド管600側のみにバルーン802を設けた形態であってもよい。この形態（すなわち、ガイド管600側のみにバルーン802を設けた形態）における内視鏡装置の操作方は、基本的には図31及び図32に示した操作方法と同様であるが、内視鏡12側に設けたバルーン804を膨張させる代わりに、湾曲部20を湾曲させて先端部（先端硬質部18）を腸管等に引っ掛ける操作を行うことで挿入部14を腸管に固定することができる。

[0179] 以下、チューブ本体606に装着されるチューブ本体用バルーンに関する幾つかの変形例について説明する。

[0180] 図33は、第1変形例のバルーン820の要部を示した断面図である。このバルーン820は、ゴム等の弾性体からなり、二つの膨出部820A、820Bと、取付部820C、820Cとから構成されている。取付部820C、820Cがチューブ本体606の外表面に固定されることにより、膨出部820Aがチューブ本体606の先端側に取り付けられ、膨出部820Bがチューブ本体606の基端側に取り付けられている。

[0181] 図33に示すように、チューブ本体606の外表面には、軸Axに沿ってエアチューブ822が取り付けられており、このエアチューブ822の先端は、膨出部820B内において開口され、空気供給吸引口824として形成されている。また、エアチューブ822の基端はチューブ本体606の外部に配置されたポンプ（不図示）に接続される。このポンプからエアチューブ822に空気を供給すると空気供給吸引口824から空気が吹き出され、膨出部820A、820Bが膨張する。一方でポンプから空気を吸引すると空気供給吸引口824から空気がエアチューブ822を介して吸引され、膨出部820A、820Bが収縮する。このような二つの膨出部820A、820Bを有するバルーン820であっても、チューブ本体用バルーンとして適用することができる。

[0182] 図34は、第2変形例のバルーン830の要部を示した断面図である。このバルーン830は、中央の膨出部830Aと、その両端の取付部830B、830Bとから構成されており、先端側の取付部830Bがチューブ本体606の内表面に固定され、基端側の取付部830Bがチューブ本体606の外表面に固定されている。このバルーン830によれば、膨出部830Aが膨張すると、この膨出部830Aは、チューブ本体606の半径方向外側と半径方向内側の双方に膨らむことができる。その結果、膨張した膨出部830Aは、腸壁（不図示）と挿入部14の双方に密着可能である。

[0183] 図34に示すように、チューブ本体606の外表面には、軸Axに沿ってエアチューブ832が取り付けられており、このエアチューブ832の先端は、膨出部830A内において開口され、空気供給吸引口834として形成

されている。また、エアチューブ 832 の基端はチューブ本体 606 の外部に配置されたポンプ（不図示）に接続される。このポンプからエアチューブ 832 に空気を供給すると空気供給吸引口 834 から空気が吹き出され、膨出部 830A が膨張する。このとき、膨出部 830A の一部が挿入部 14 に密着するため、チューブ本体 606 と挿入部 14 との間の隙間に体内組織（例えば、腸壁）が挟み込まれることを防止することができる。一方でポンプから空気を吸引すると空気供給吸引口 834 から空気がエアチューブ 832 を介して吸引され、膨出部 830A が収縮する。このような膨出部 830A を有するバルーン 830 であっても、チューブ本体用バルーンとして適用することができる。

[0184] 図 35 は、第 3 変形例のバルーン 840 の要部を示した断面図である。バルーン 840 を説明する前に、本例のチューブ本体 606 は、チューブ本体 606 を内部に收容する筒体 842 を有している。そして、チューブ本体 606 と筒体 842 との間の空間 844 が密閉空間として形成され、この空間 844 が通路として構成されてポンプ（不図示）に接続されている。そして、筒体 842 の先端部に上記のバルーン 840 が取り付けられると共に、バルーン 840 の膨出部 840A 内に位置する筒体 842 の先端部に空気供給吸引口 846 が形成されている。これによって、空間 844 と膨出部 840A とが空気供給吸引口 846 を介して連通されている。なお、バルーン 840 は、膨出部 840A の両端の取付部 840B、840B が筒体 842 の外表面に固定されることにより、チューブ本体 606 に装着される。

[0185] 図 35 に示すバルーン 840 によれば、ポンプから空間 844 に空気を供給すると空気供給吸引口 846 から空気が吹き出され、膨出部 840A が膨張する。一方でポンプから空気を吸引すると空気供給吸引口 846 から空気が空間 844 を介して吸引され、膨出部 840A が収縮する。このように筒体 842 の先端部に装着されるバルーン 840 であっても、チューブ本体用バルーンとして適用することができる。

[0186] 図 36 は、第 4 変形例のバルーン 850 の要部を示した断面図である。バ

ルーン 850 を説明する前に、本例のチューブ本体 606 は、チューブ本体 606 を内部に收容する筒体 852 を有している。そして、チューブ本体 606 と筒体 852 との間の空間 854 が密閉空間として形成され、この空間 854 が通気路として構成されてポンプ（不図示）に接続されている。また、筒体 852 は、先端部がゴム等の弾性体によって構成され、その先端部がバルーン 850 の膨出部 850A として形成されている。また、筒体 852 のうち膨出部 850A として機能する先端部を除く部分は、膨縮不能な素材（例えば、硬質プラスチック）によって構成されている。

[0187] 図 36 に示すバルーン 850 によれば、ポンプから空間 854 に空気を供給すると、図 36 の二点鎖線で示す筒体 852 の先端部（すなわち、膨出部 850A）が、図 36 の実線で示すように膨張する。一方でポンプから空気を吸引すると空気が空間 854 を介して吸引され、膨出部 850A が図 36 の二点鎖線で示すように収縮する。このように筒体 852 に膨出部 850A を形成したバルーン 850 であっても、チューブ本体用バルーンとして適用することができる。

[0188] 図 37 は、第 5 変形例のバルーン 860 の要部を示した断面図である。バルーン 860 を説明する前に、本例のチューブ本体 606 は、チューブ本体 606 を内部に收容する筒体 862 を有している。この筒体 862 の先端部には、バルーン 860 の膨出部 860A として機能する薄肉部が形成されている。また、膨出部 860A とチューブ本体 606 との間には、密閉空間 866 が形成されている。

[0189] 図 37 に示すように、筒体 860 には、軸 A× に沿ってマルチルーメンチューブ 864 が形成されている。このマルチルーメンチューブ 864 の先端は、密閉空間 866 に開口され、空気吸引口 868 として形成されている。また、マルチルーメンチューブ 864 の基端はポンプ（不図示）に接続されている。

[0190] 図 37 に示すバルーン 860 によれば、ポンプからマルチルーメンチューブ 864 に空気を供給すると、空気供給吸引口 868 から密閉空間 866 に

空気が噴出され、膨出部860Aが図37の実線で示すように膨張する。一方でポンプから空気を吸引すると空気が空気供給吸引口868からマルチルーメンチューブ864を介して吸引され、膨出部860Aが図37の二点鎖線で示すように収縮する。このように筒体862に薄肉の膨出部860Aを形成したバルーン860であっても、チューブ本体用バルーンとして適用することができる。

[0191] 図38は、第6変形例のバルーン870を示した正面図である。すなわち、図38は、チューブ本体606の先端側からチューブ本体606の先端を見たときのバルーン870の正面図である。

[0192] 図38に示すように、バルーン870は、チューブ本体606の先端部においてチューブ本体606の外周面に沿った4個の膨出部870A、870B、870C、870Dを有している。また、バルーン870は、これらの膨出部870A、870B、870C、870Dが各々独立して膨縮操作可能に構成されている。

[0193] 図38に示すバルーン870によれば、膨出部870A、870B、870C、870Dを膨張させ、これらの膨出部870A、870B、870C、870Dを腸壁（不図示）に密着させることにより、チューブ本体606の先端部を腸壁に固定することが可能となる。また、膨出部870A、870B、870C、870Dのうち少なくとも1個の膨出部を膨張させ、この膨出部を腸壁（不図示）に密着させることにより、チューブ本体606の先端部の向きを調節することが可能となる。具体的に説明すると、例えば、図38において上側に位置する膨出部870Aのみを膨張させて腸壁に密着させると、チューブ本体606の先端部を図38の下側に傾けることが可能となる。すなわち、膨出部870A、870B、870C、870Dのうち少なくとも1個の膨出部を膨張させることにより、チューブ本体606の先端部を図38の上下左右の4方向に傾けることが可能となる。このような膨出部870A、870B、870C、870Dを有するバルーン870であっても、チューブ本体用バルーンとして適用することができる。

[0194] なお、図38では、チューブ本体606の先端部の向きを変更可能なバルーンとして、4個の膨出部870A、870B、870C、870Dを有するバルーン870を例に挙げて説明したが、これに限定されるものではない。すなわち、膨出部870A、870B、870C、870Dのうち少なくとも1個以上の膨出部を有する構成のバルーンであれば適用可能である。

[0195] [他の実施形態]

上記の実施形態では、チューブ本体606の先端部を体内に密着させる体内密着部として、バルーン802、820、830、840、850、860、870を例に挙げて説明したが、以下、図39及び図40を参照して体内密着部の他の実施形態について説明する。

[0196] 図39は、体内密着部の他の実施形態が適用されたチューブ本体606の要部斜視図である。図40は、図39に示したチューブ本体606の要部断面図である。

[0197] 図39及び図40に示すように、本例のチューブ本体606は、チューブ本体606を内部に收容する筒体880を有し、この筒体880の先端部に、すなわち、チューブ本体606の先端部に本例の体内密着部882が設けられている。

[0198] 図40に示すように、筒体880の先端部には薄肉部884が形成されている。この薄肉部884は、筒体880の周方向に沿って形成されており、この薄肉部884に後述の吸引口892が形成されている。また、薄肉部884は、筒体880の外径よりも小さく筒体880の内径よりも大きい直径を有しており、この薄肉部884とチューブ本体606との間に密閉空間886が形成されている。

[0199] 図40に示すように、筒体880には、軸Axに沿ってマルチルーメンチューブ888が形成されている。このマルチルーメンチューブ888の先端は、密閉空間886に開口され、空気吸引口890として形成されている。また、マルチルーメンチューブ888の基端は吸引ポンプ（不図示）に接続されている。

[0200] 図39に示すように、上記の吸引口892は、薄肉部884の周方向に沿って複数配置されている。よって、本例の体内密着部882は、チューブ本体606の先端部に配置された吸引口892を有して構成されている。

[0201] また、図40に示すように、体内密着部882は、吸引口892を覆う軟質のスポンジ部材894を有している。このスポンジ部材894は、筒状に構成されており、薄肉部884を形成することで凹状となった筒体880の先端部に装着されている。

[0202] 上記の如く構成された体内密着部882によれば、上記の吸引ポンプから空気を吸引すると、腸内空気が複数の吸引口892から密閉空間866を介してマルチルーメンチューブ888に吸引される。この吸引動作によってチューブ本体606の先端部が筒体880（スポンジ部材894）を介して腸壁（不図示）に密着される。その結果、チューブ本体606の先端部が体内に固定される。このように、吸引口892を有する構成の体内密着部882であっても、チューブ本体606の先端部を体内に密着させることができる。

[0203] また、実施形態の体内密着部882は、スポンジ部材894を有しているので、腸壁はスポンジ部材894を介して吸引口892に吸着される。これにより、腸壁が吸引口892に直接吸着される場合と比較して腸壁を吸引口892の周縁部（エッジ部）から保護することができる。なお、スポンジ部材894は必須の部材ではないが、上記のように腸壁を保護する観点で設けることが好ましい。このスポンジ部材894は、本発明の多孔質状の巻き込み防止部材の一例であるが、スポンジ部材894に代えて、例えば、硬質（例えば金属製）の多孔質体（例えばポーラスメタル）を適用してもよい。但し、チューブ本体606の体内固定時において、スポンジ部材904は腸壁に対してクッション材として機能することから、硬質の多孔質体よりも好ましく適用できる。

[0204] 上記の各実施形態では、本発明の医療器具用案内装置に案内される医療器具として、挿入部を有する内視鏡を適用した例を示したが、これに限定され

るものではなく、例えば、マニピュレータ等の医療用処置具にも適用することができる。

[0205] 以上、本発明に係る医療器具用案内装置及び内視鏡装置の例について説明したが、本発明は、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、いくつかの改良又は変形を行ってもよい。

符号の説明

[0206]	1	内視鏡装置
	10	ガイド管
	10A	先端開口
	12	内視鏡
	14	挿入部
	16	手元操作部
	18	先端硬質部
	20	湾曲部
	22	軟性部
	24	照明窓
	26	観察窓
	28	形状可変体
	28A	形状可変体
	28B	形状可変体
	28C	形状可変体
	28D	形状可変体
	28E	形状可変体
	30	外側チューブ
	32	内側チューブ
	34	チューブ本体
	36	内部空間
	38	ポンプ

4 0	配管
4 2	関節リング部材
4 2 A	関節リング部材
4 2 B	関節リング部材
4 6	固定リング部材
4 8	関節片
4 9	固定片
5 0	片本体
5 2	連結部材
5 4	高摩擦面
5 6	網状管
6 0	ガイド管
7 0	ガイド管
8 0	ガイド管
9 0	ガイド管
1 0 0	ガイド管
1 0 4	螺旋管
1 0 6	帯状部材
1 4 2	関節リング部材
1 4 2 A	関節リング部材
1 4 2 B	関節リング部材
2 4 2	関節リング部材
2 4 2 A	関節リング部材
2 4 2 B	関節リング部材
3 4 2	関節リング部材
3 4 2 A	関節リング部材
3 4 2 B	関節リング部材
4 4 2	関節リング部材

- 4 4 2 A 関節リング部材
- 4 4 2 B 関節リング部材
- 5 0 0 大腸
- 5 0 2 S字結腸
- 5 0 4 横行結腸
- 5 0 6 病変部
- 6 0 0 ガイド管
- 6 0 2 外側チューブ
- 6 0 4 内側チューブ
- 6 0 6 チューブ本体
- 6 0 8 内部空間
- 6 1 0 親水コート
- 6 1 2 形状可変体
- 6 1 4 中間層
- 6 1 6 キャップ
- 6 1 8 キャップ
- 6 2 0 接着剤
- 6 2 2 接着剤
- 6 2 4 接着剤
- 6 2 6 接着剤
- 6 2 8 通気孔
- 6 3 0 三方活栓
- 6 3 0 A 第1ポート
- 6 3 0 B 第2ポート
- 6 3 0 C 第3ポート
- 6 3 2 コック
- 6 3 4 弁
- 6 4 0 螺旋管

6 4 2	带状部材
6 4 4	高摩擦面
6 5 0	シート材
6 5 2	シート
6 5 4	接着剤
6 5 6	高摩擦面
7 0 0	螺旋管
7 0 2	带状部材
7 1 0	螺旋管
7 1 2	带状部材
7 2 0	螺旋管
7 2 2	带状部材
7 3 0	螺旋管
7 3 2	带状部材
7 3 4	折曲部
7 3 6	折曲部
7 4 0	螺旋管
7 4 2	带状部材
7 4 4	突起部
7 4 6	突起部
7 5 0	ガイド管
8 0 0	内視鏡装置
8 0 2	バルーン
8 0 2 A	膨出部
8 0 2 B	取付部
8 0 4	バルーン
8 0 4 A	膨出部
8 0 4 B	取付部

- 806 糸
- 808 エアチューブ
- 810 空気供給吸引口
- 812 ポンプ
- 814 エアチューブ
- 816 空気供給吸引口
- 820 バルーン
- 820A 膨出部
- 820B 膨出部
- 820C 取付部
- 822 エアチューブ
- 824 空気供給吸引口
- 830 バルーン
- 830A 膨出部
- 830B 取付部
- 832 エアチューブ
- 834 空気供給吸引口
- 840 バルーン
- 840A 膨出部
- 840B 取付部
- 842 筒体
- 844 空間
- 846 空気供給吸引口
- 850 バルーン
- 850A 膨出部
- 852 筒体
- 854 空間
- 860 バルーン

860A	膨出部
862	筒体
864	マルチルーメンチューブ
866	密閉空間
868	空気供給吸引口
870	バルーン
870A	膨出部
870B	膨出部
870C	膨出部
870D	膨出部
880	筒体
882	体内密着部
884	薄肉部
886	密閉空間
888	マルチルーメンチューブ
890	空気吸引口
892	吸引口
894	スポンジ部材
A	第1関節片
Ax	軸
a	第1関節片端部領域
B	第2関節片
b	第2関節片端部領域
D	第1関節片群
E	第2関節片群
T	厚さ
t	厚さ
f	帯幅

G	長手軸
Q	胃
R	幽門
S	十二指腸
U	小腸
Z	病変部

請求の範囲

- [請求項1] 医療器具を体内に案内する医療器具用案内装置であって、
可撓性の外側チューブと、前記外側チューブの内側に配置された可撓性の内側チューブと、を有するチューブ本体と、
前記外側チューブと前記内側チューブとの間に設けられ、前記チューブ本体の形状に倣って変形可能な形状可変体と、
を備える、
医療器具用案内装置。
- [請求項2] 前記外側チューブと前記内側チューブとの間に設けられ、前記形状可変体に接触可能な中間層を備え、
前記形状可変体に設けられた第1接触面と、前記中間層に設けられ前記第1接触面に対向する第2接触面と、を有し、前記第1接触面と前記第2接触面とのいずれか一方の接触面の少なくとも一部が高摩擦面を含む、
請求項1に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項3] 前記中間層は、前記外側チューブと前記形状可変体との間に設けられる、
請求項2に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項4] 前記高摩擦面は、前記第2接触面に設けられる、
請求項2又は3に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項5] 前記高摩擦面は、前記第1接触面に設けられる、
請求項2から4のいずれか1項に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項6] 前記中間層は、前記外側チューブ及び前記内側チューブよりも弾性率が高い、
請求項2から5のいずれか1項に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項7] 前記中間層は、シート材を円筒状に形成したものである、
請求項6に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項8] 前記外側チューブと前記内側チューブとの間の内部空間に流体を供

給及び排出する流体給排手段を有し、

前記流体給排手段によって前記内部空間の流体が排出された場合、前記チューブ本体は、前記形状可変体と前記中間層とが前記高摩擦面を介して摩擦係合することにより前記形状可変体の形状が保持される、

請求項 2 から 7 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項9] 前記形状可変体に設けられた第 1 接触面と、前記外側チューブ及び前記内側チューブのうち少なくとも一方のチューブに設けられ前記第 1 接触面に対向する第 2 接触面と、を有し、前記第 1 接触面と前記第 2 接触面とのいずれか一方の接触面の少なくとも一部が高摩擦面を含む、

請求項 1 に記載の医療器具用案内装置。

[請求項10] 前記外側チューブと前記内側チューブとの間の内部空間に流体を供給及び排出する流体給排手段を有し、

前記流体給排手段によって前記内部空間の流体が排出された場合、前記チューブ本体は、前記形状可変体と前記一方のチューブとが前記高摩擦面を介して摩擦係合することにより前記形状可変体の形状が保持される、

請求項 9 に記載の医療器具用案内装置。

[請求項11] 前記高摩擦面は、前記一方の接触面に樹脂がコーティングされた樹脂層である、

請求項 2 から 10 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項12] 前記高摩擦面は、前記一方の接触面に形成された粗面である、

請求項 2 から 10 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項13] 前記高摩擦面は、前記一方の接触面に形成された粗面に樹脂がコーティングされた樹脂層である、

請求項 2 から 10 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項14] 前記形状可変体は、前記内側チューブの外周側に帯状部材を螺旋状

に巻回形成した螺旋管を有する、

請求項 1 から 1 3 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項15]

前記形状可変体は、前記チューブ本体の軸方向に沿って配置された複数の関節リング部材を有し、

前記関節リング部材は、

前記外側チューブ又は前記内側チューブに対する前記軸方向の相対位置を固定可能に設けられた円環状の固定リング部材と、

前記固定リング部材から前記軸方向の少なくとも一方側へ櫛歯状に延びる複数の関節片であって、前記軸方向周りの周方向に並べて配置された複数の関節片と、

を有する、

請求項 1 から 1 4 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項16]

前記関節リング部材は、前記固定リング部材から前記軸方向の両側にそれぞれ延びる複数の関節片を有する、

請求項 1 5 に記載の医療器具用案内装置。

[請求項17]

前記複数の関節リング部材のうち、前記軸方向に隣接する前記関節リング部材同士を第 1 関節リング部材及び第 2 関節リング部材とし、前記第 1 関節リング部材の前記第 2 関節リング部材の側に延びる前記関節片を第 1 関節片とし、前記第 2 関節リング部材の前記第 1 関節リング部材の側に延びる前記関節片を第 2 関節片とした場合、

前記第 1 関節片の前記第 2 関節リング部材の側の第 1 関節片端部領域と、前記第 2 関節片の前記第 1 関節リング部材の側の第 2 関節片端部領域とは、前記軸方向の位置が互いに重なる位置に配置され、且つ、前記周方向の位置が互いずれた位置に配置される、

請求項 1 6 に記載の医療器具用案内装置。

[請求項18]

前記第 1 関節片と前記第 2 関節片は前記周方向に沿って一つずつ交互に配置される、

請求項 1 7 に記載の医療器具用案内装置。

- [請求項19] 2つ以上の前記第1関節片からなる複数の第1関節片群と、2つ以上の前記第2関節片からなる複数の第2関節片群とが前記周方向に沿って交互に配置される、
請求項17に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項20] 前記複数の関節リング部材のうち、前記軸方向に隣接する前記関節リング部材同士を第1関節リング部材及び第2関節リング部材とし、前記第1関節リング部材の前記第2関節リング部材の側に延びる前記関節片を第1関節片とし、前記第2関節リング部材の前記第1関節リング部材の側に延びる前記関節片を第2関節片とした場合、
前記第1関節片と、前記第2関節片とは、前記軸方向の位置が互いにずれた位置に配置され、且つ、前記周方向の位置が互いにずれた位置に配置される、
請求項16に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項21] 前記関節リング部材の前記軸方向の幅を $W1$ とし、前記関節リング部材の前記軸方向の配置ピッチを P とした場合、次式 $P < W1$ を満たす、
請求項16に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項22] 前記関節リング部材の前記軸方向の幅を $W1$ とし、前記関節リング部材の前記軸方向の配置ピッチを P とした場合、次式 $P > W1$ を満たす、
請求項16に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項23] 前記周方向に並べて配置された前記複数の関節片は、前記周方向に沿って等間隔に配置される、
請求項16から22のいずれか1項に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項24] 前記複数の固定リング部材は、前記軸方向に沿って等間隔に配置される、
請求項15から23のいずれか1項に記載の医療器具用案内装置。
- [請求項25] 前記関節片は、前記軸方向に細長に形成された矩形状の片本体と、

前記片本体と前記固定リング部材との間に設けられ、前記片本体よりも細幅に形成された連結部材と、を有する、

請求項 15 から 24 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項26] 前記外側チューブの外周面及び前記内側チューブの内周面の少なくとも一方の面は、親水コートを有する、

請求項 1 から 25 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項27] 前記医療器具は、体内に挿入される挿入部を有する内視鏡である、
請求項 1 から 26 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項28] 前記外側チューブと前記内側チューブとの間に位置する内部空間に対し、大気開放と大気流入とを切り替え可能な切替部材を有する、

請求項 1 から 27 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項29] 前記チューブ本体は、前記チューブ本体の先端部に設けられた体内密着部を有する、

請求項 1 から 28 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置。

[請求項30] 前記体内密着部は、前記チューブ本体の先端部に配置された膨縮自在なチューブ本体用バルーンにより構成される、

請求項 29 に記載の医療器具用案内装置。

[請求項31] 前記体内密着部は、前記チューブ本体の先端部に配置された吸引口を有して構成される、

請求項 29 に記載の医療器具用案内装置。

[請求項32] 前記体内密着部は、前記吸引口を覆う多孔質状の巻き込み防止部材を有する、

請求項 31 に記載の医療器具用案内装置。

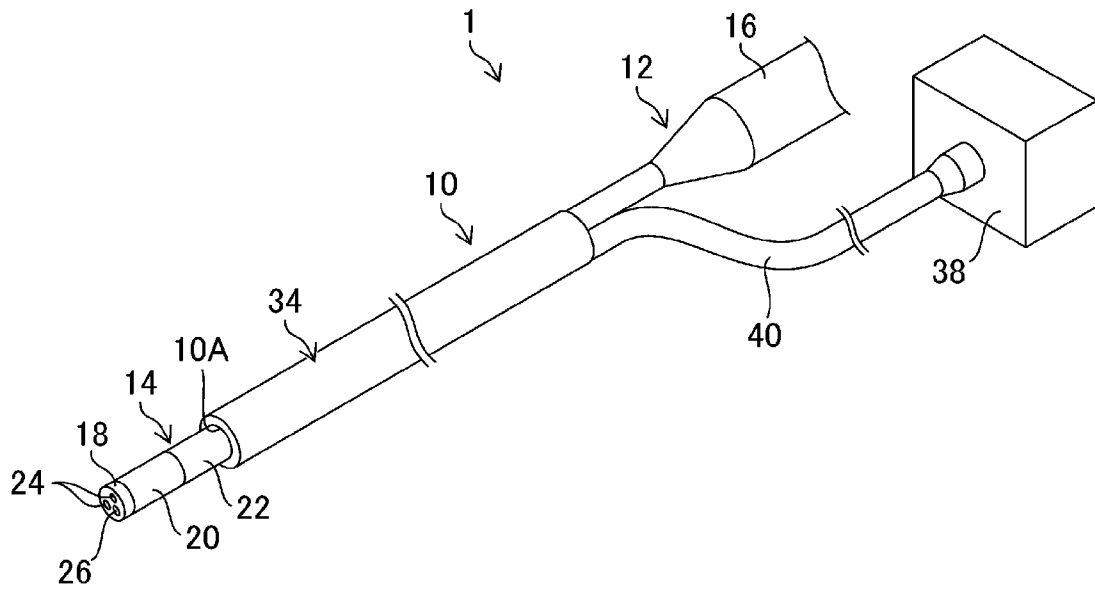
[請求項33] 前記医療器具と、

請求項 1 から 32 のいずれか 1 項に記載の医療器具用案内装置と、
を備え、

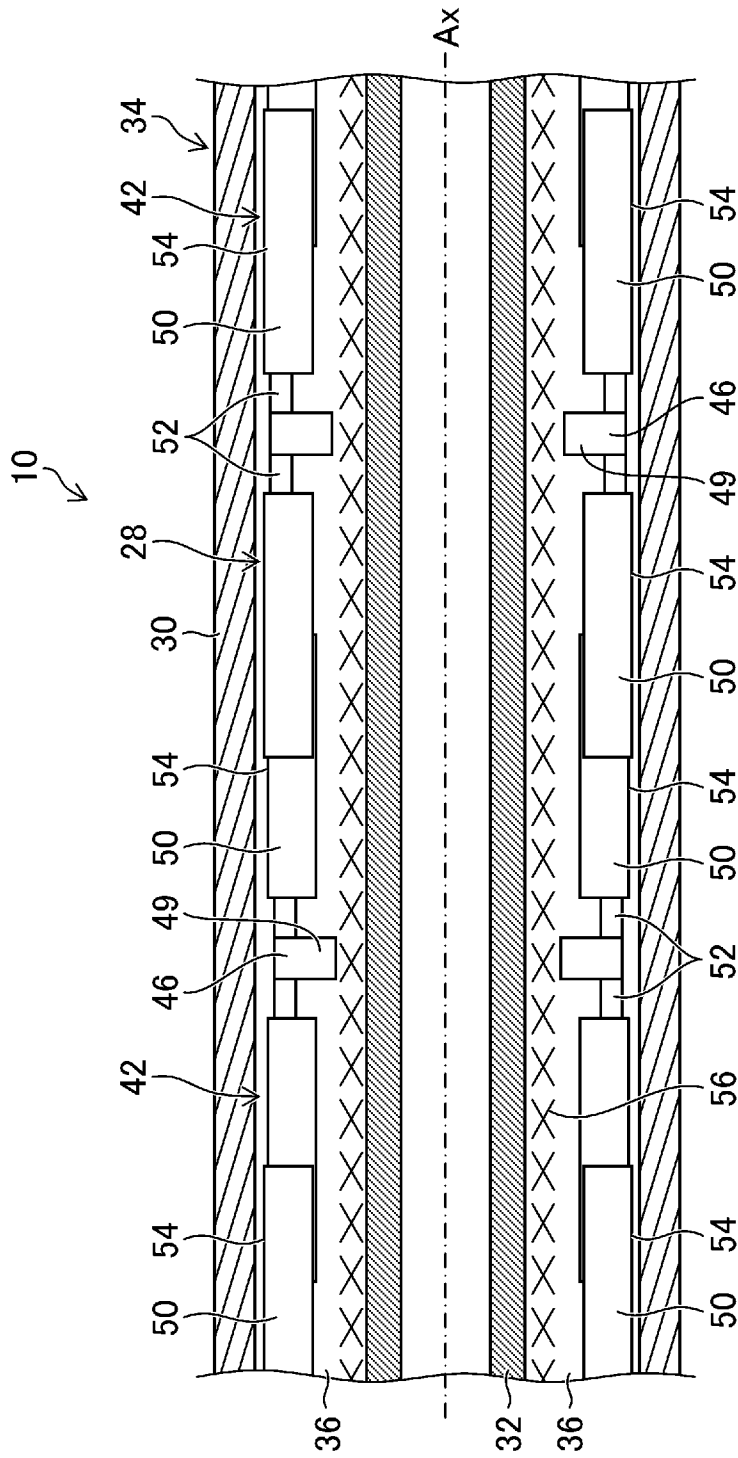
前記医療器具は、体内に挿入される挿入部を有する内視鏡である、
内視鏡装置。

- [請求項34] 前記内視鏡は、前記外側チューブと前記内側チューブとの間に位置する内部空間に対し、大気開放と大気流入とを切り替え可能な切替手段を有する、
請求項33に記載の内視鏡装置。
- [請求項35] 前記挿入部は、前記チューブ本体に挿入可能であり、
前記チューブ本体に前記挿入部が挿入された状態において、前記チューブ本体と前記挿入部との間には、体内組織の挟み込みを防止するためのクリアランスが形成されている、
請求項33又は34に記載の内視鏡装置。
- [請求項36] 前記クリアランスは4mm以下である、
請求項35に記載の内視鏡装置。
- [請求項37] 前記挿入部は、前記チューブ本体の全長よりも300mm以上長い有効長を有する、
請求項33から36のいずれか1項に記載の内視鏡装置。
- [請求項38] 前記挿入部は、前記挿入部の先端部に設けられた膨縮自在な挿入部用バルーンを有する、
請求項33から37のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

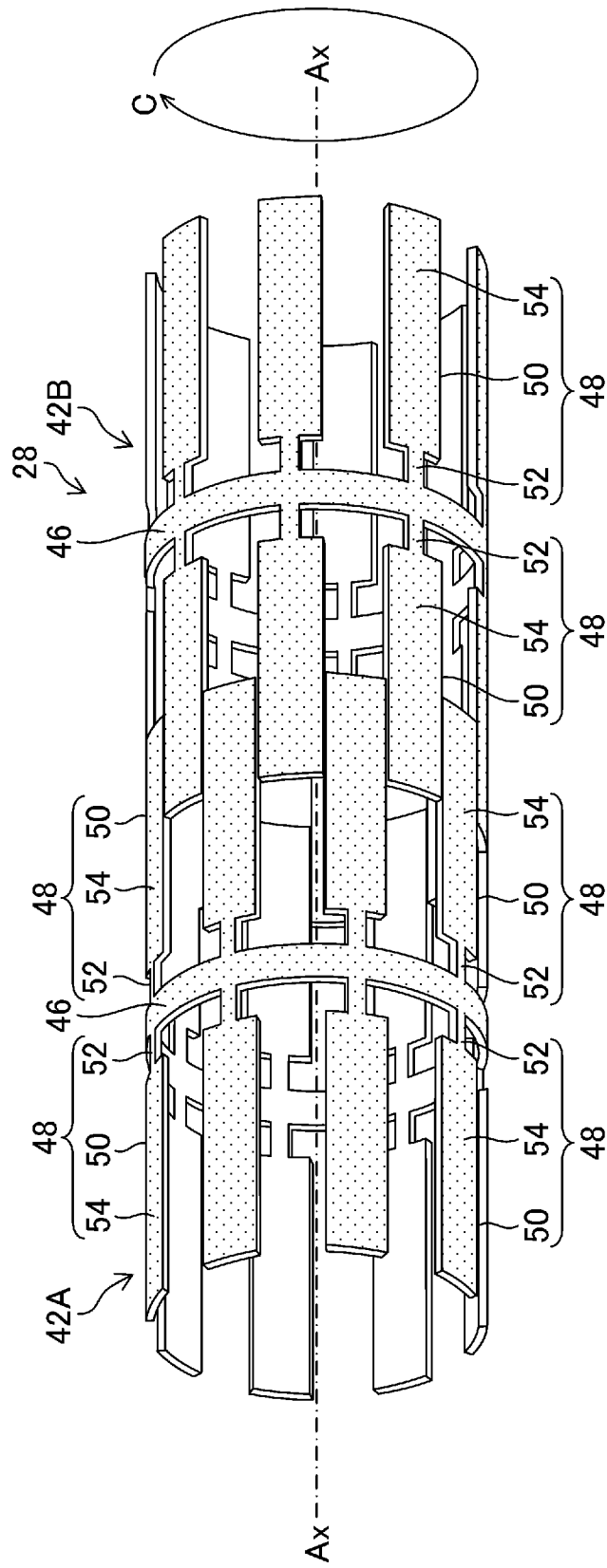
[図1]



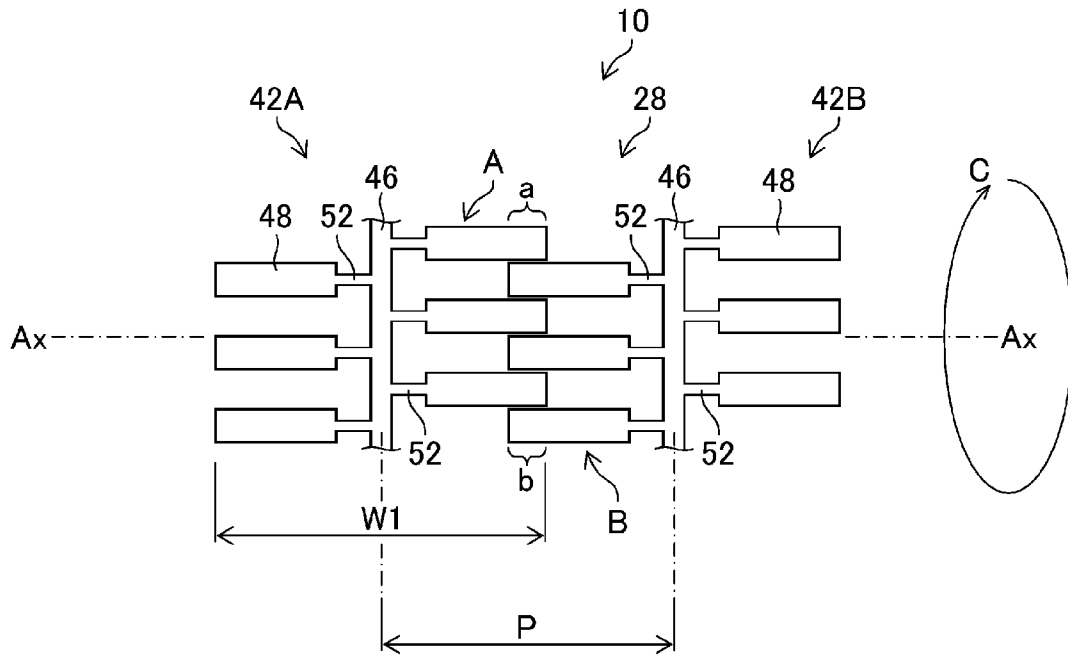
[図2]



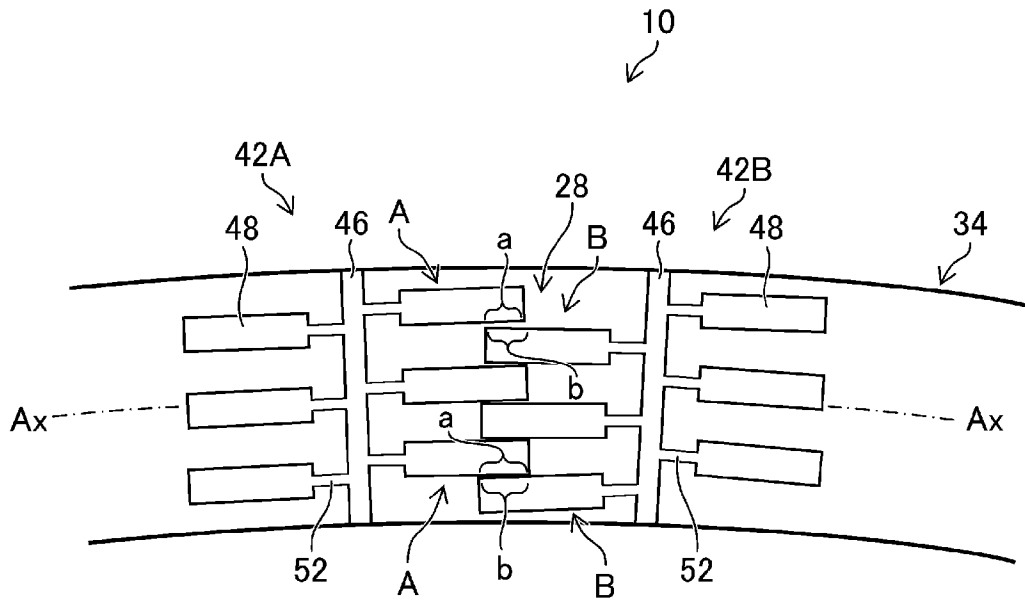
[図3]



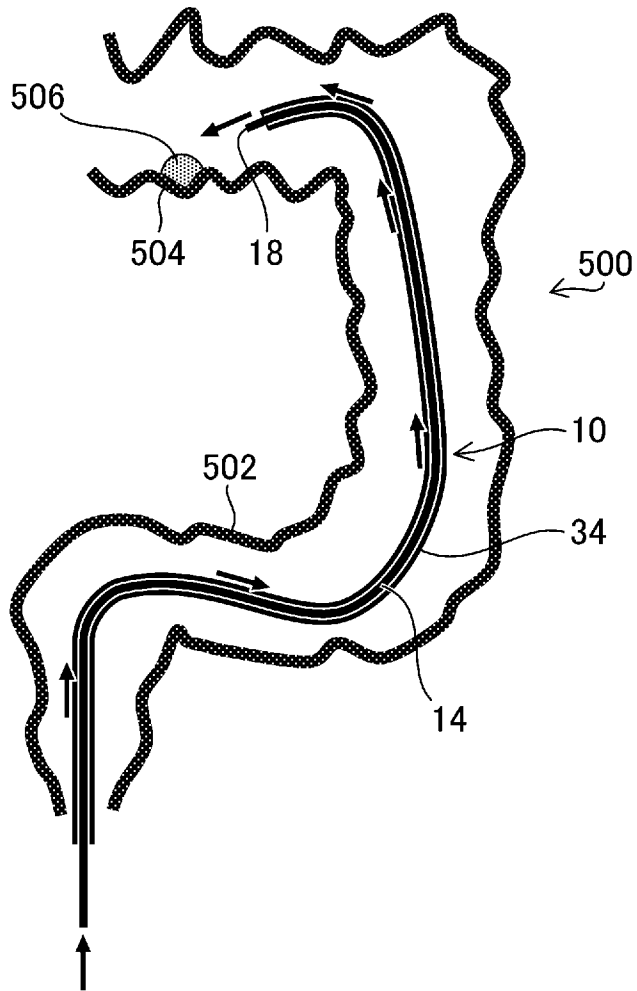
[図4]



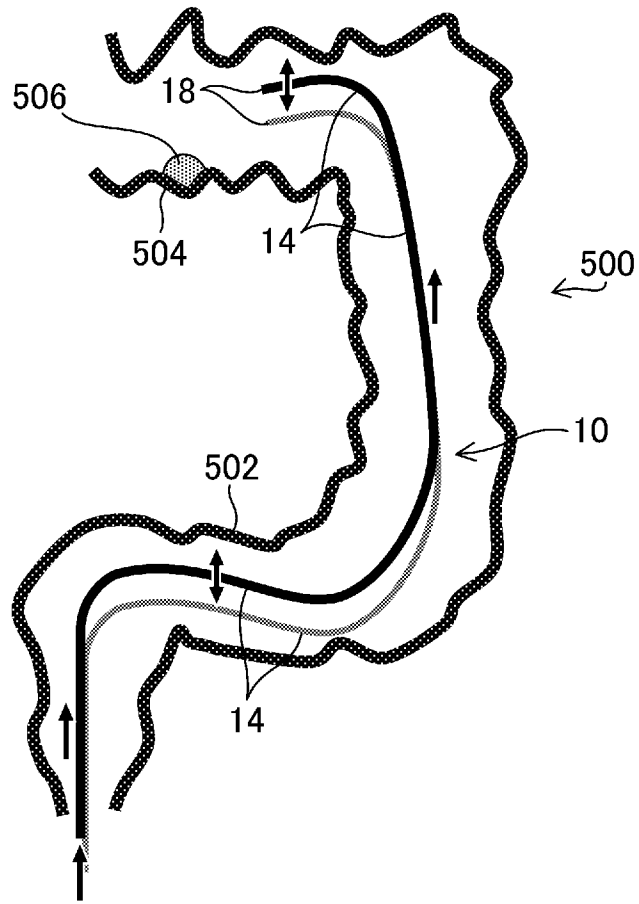
[図5]



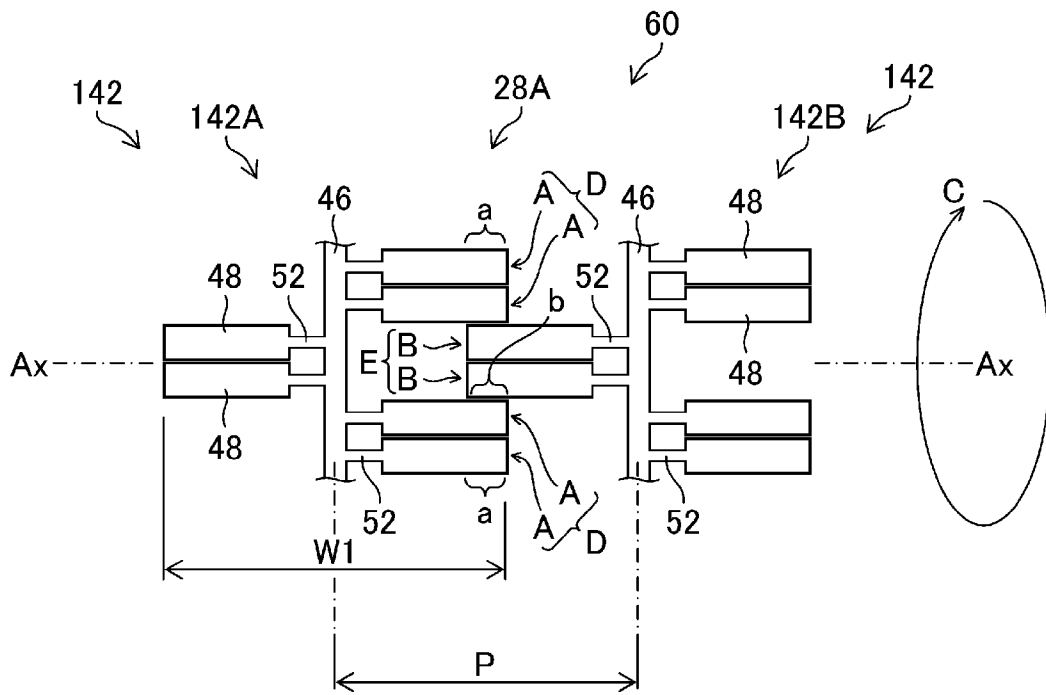
[図6]



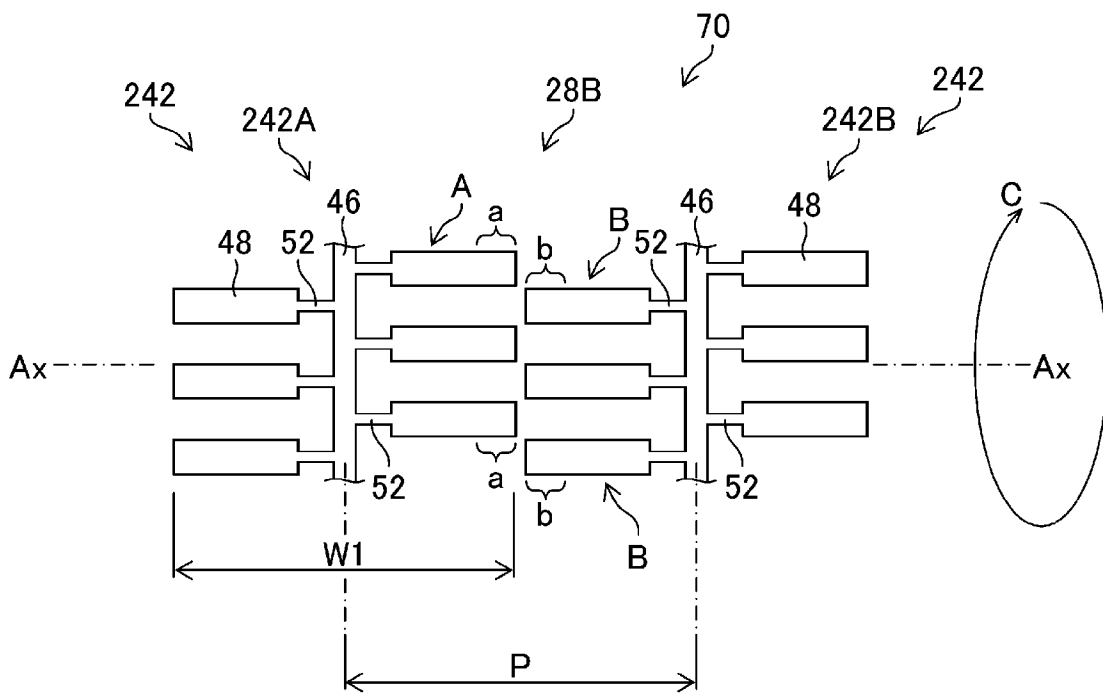
[図7]



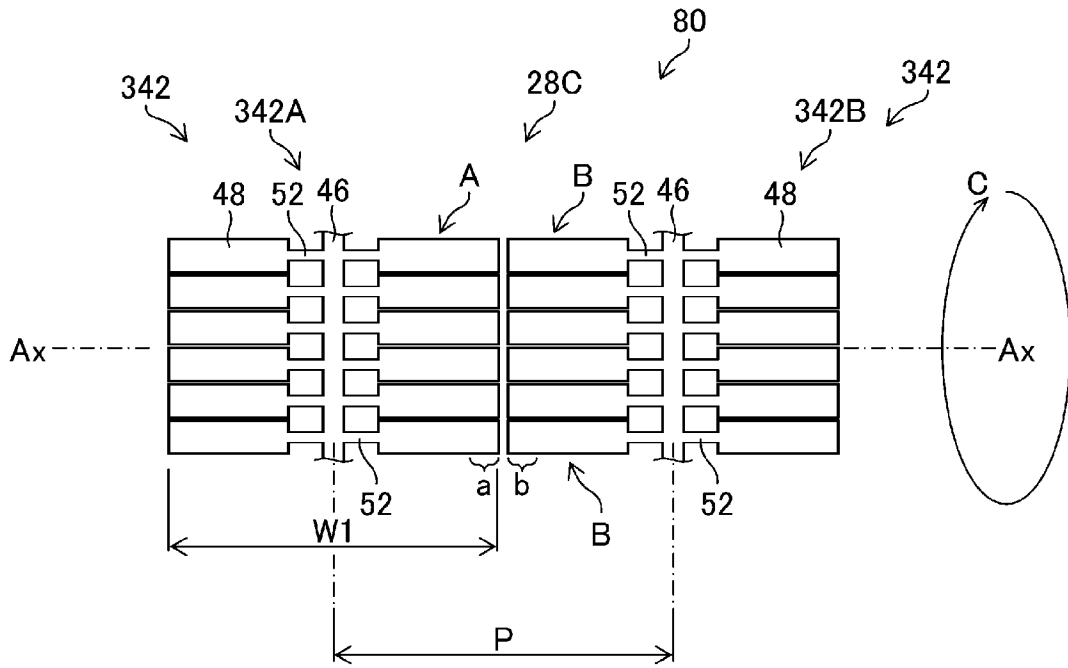
[図8]



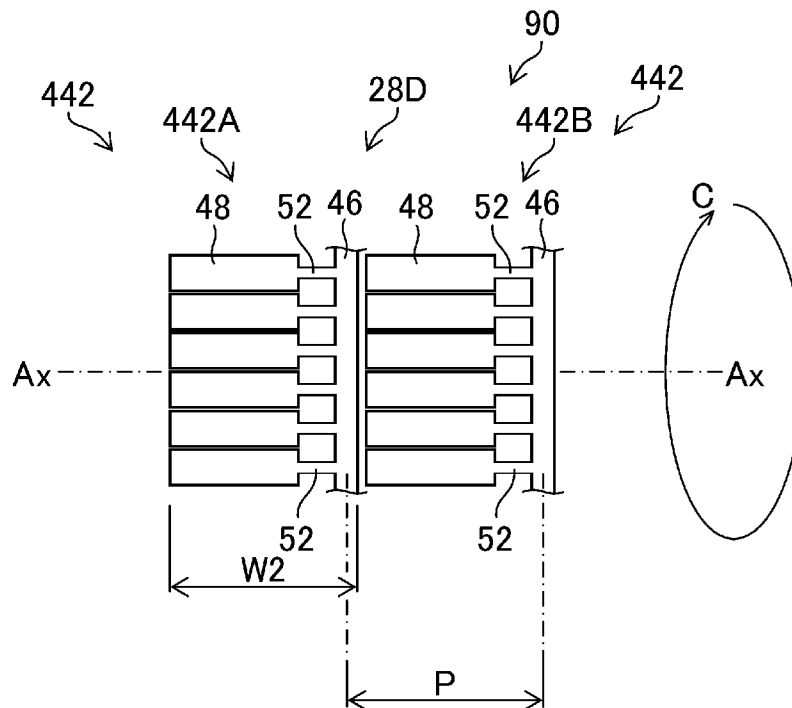
[図9]



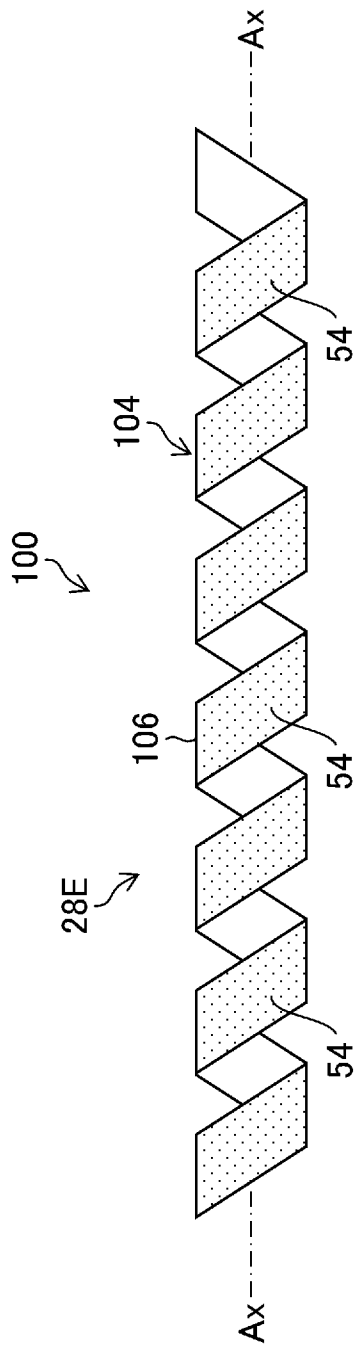
[図10]



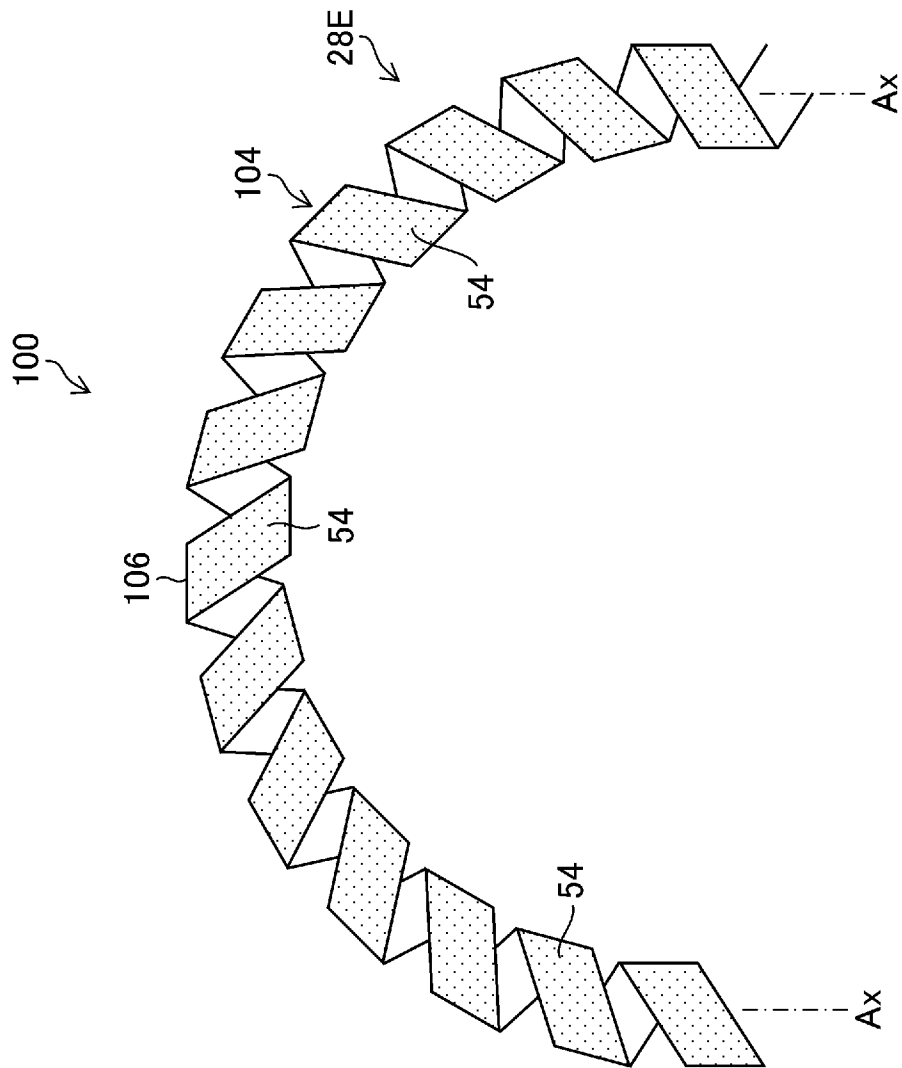
[図11]



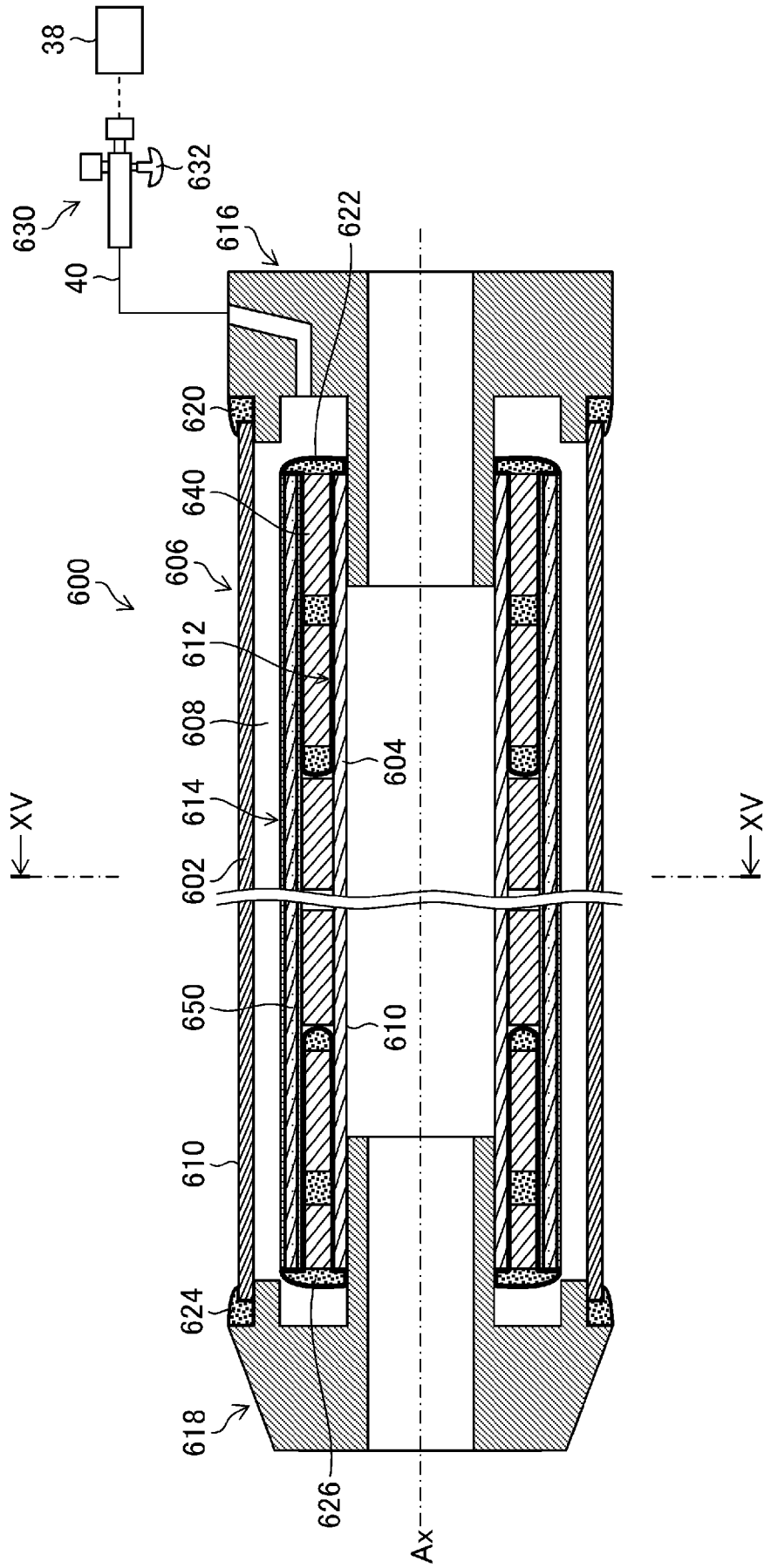
[図12]



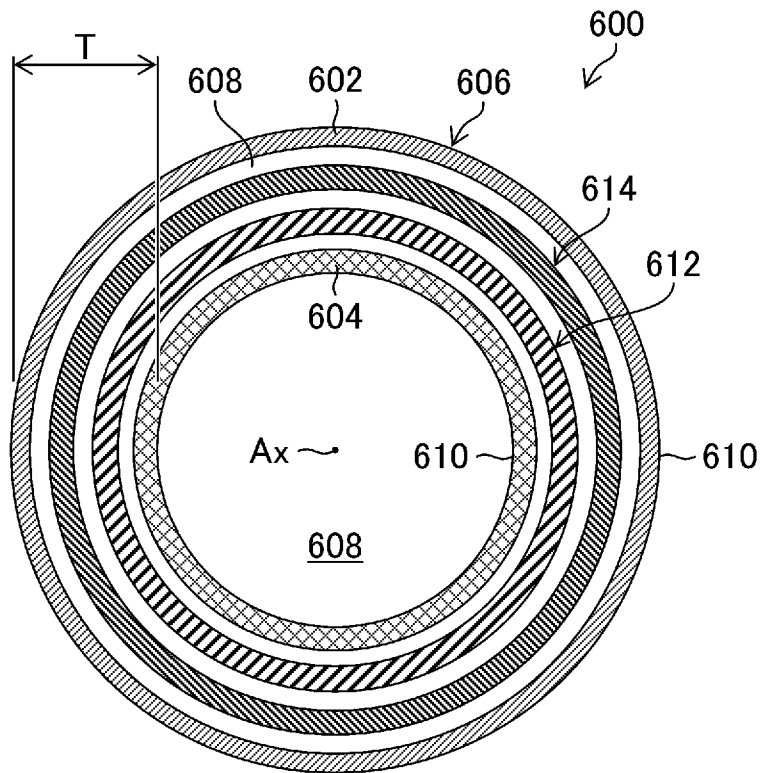
[図13]



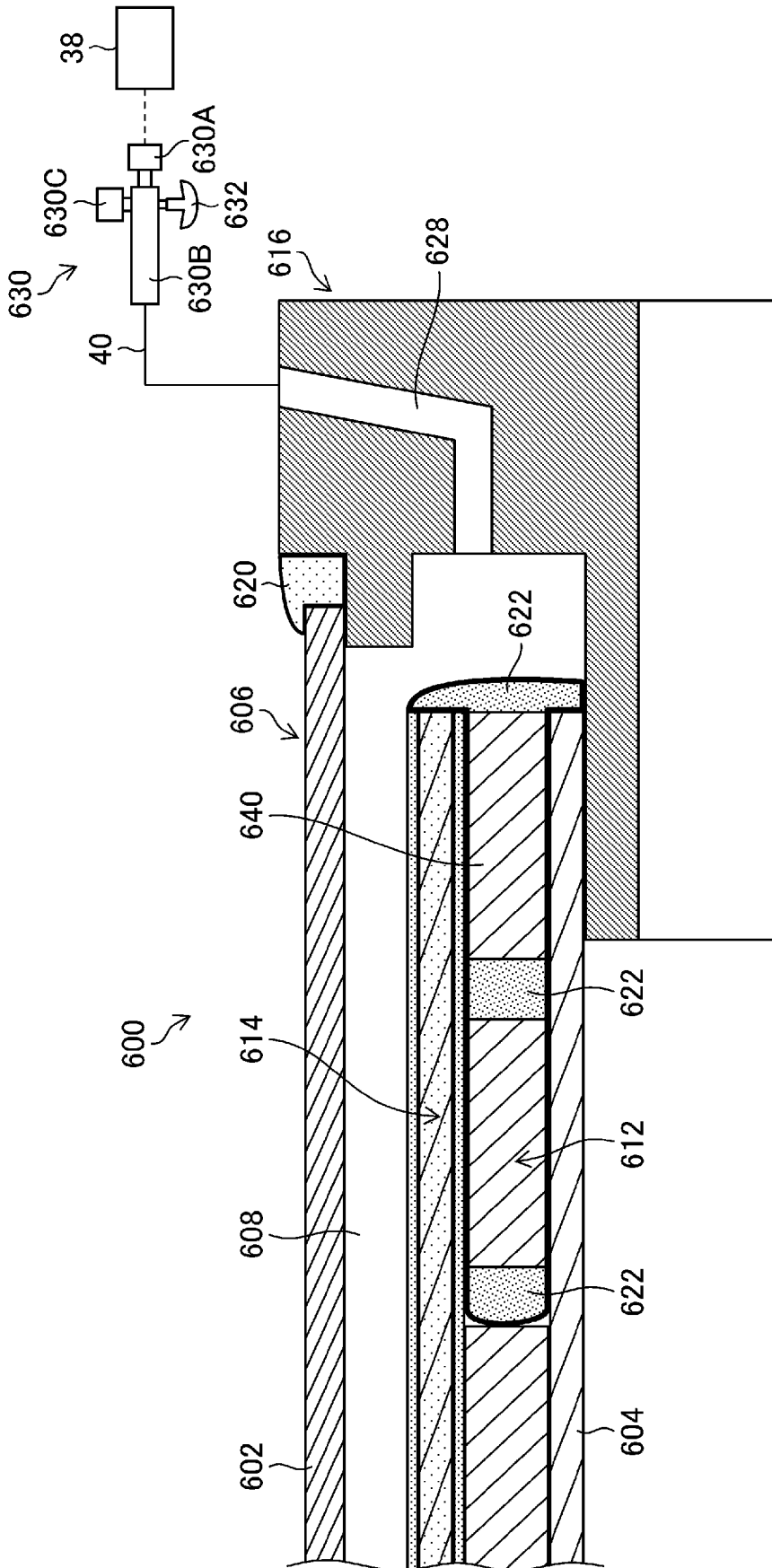
[14]



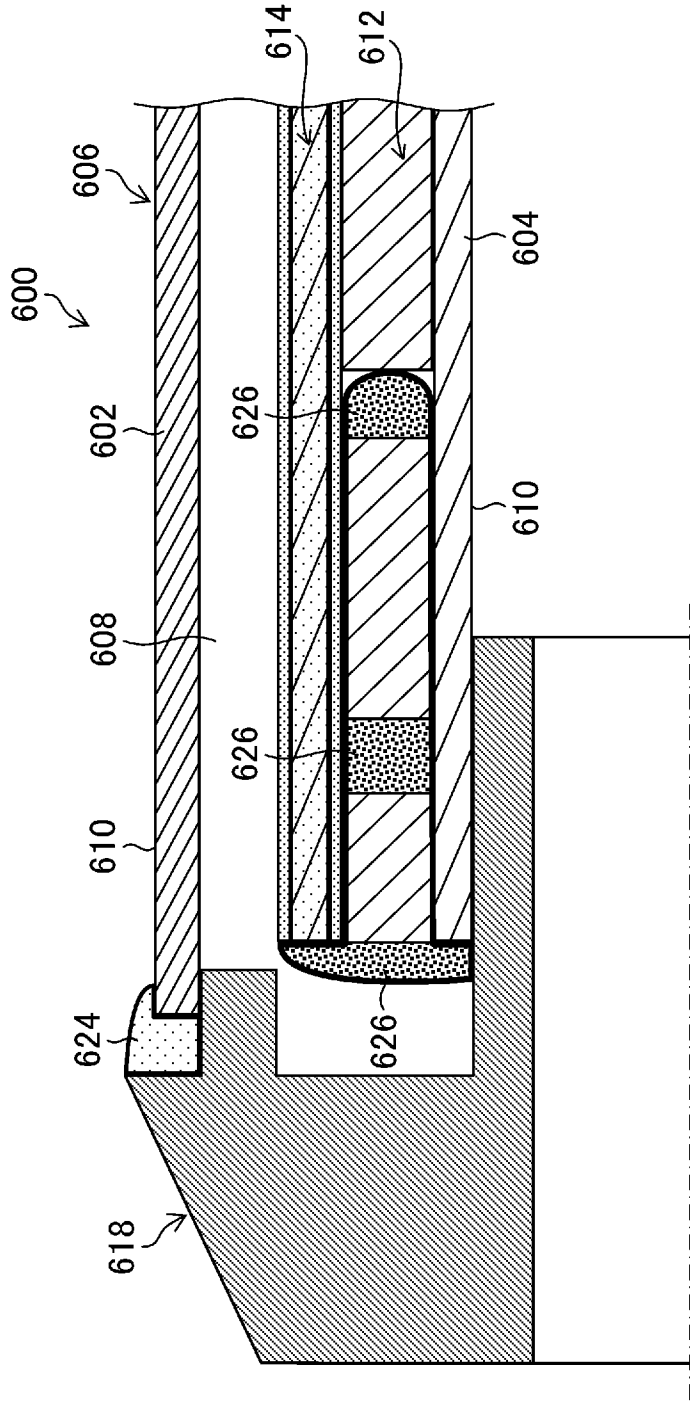
[図15]



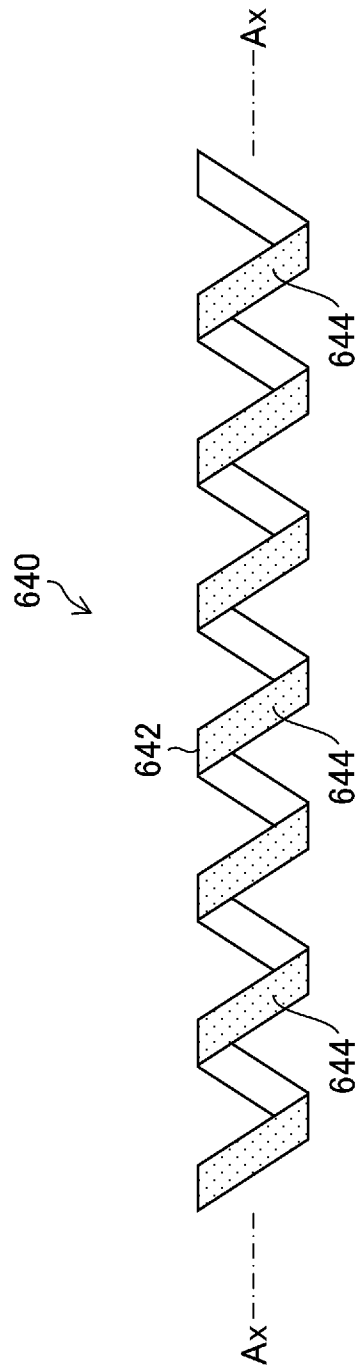
[図16]




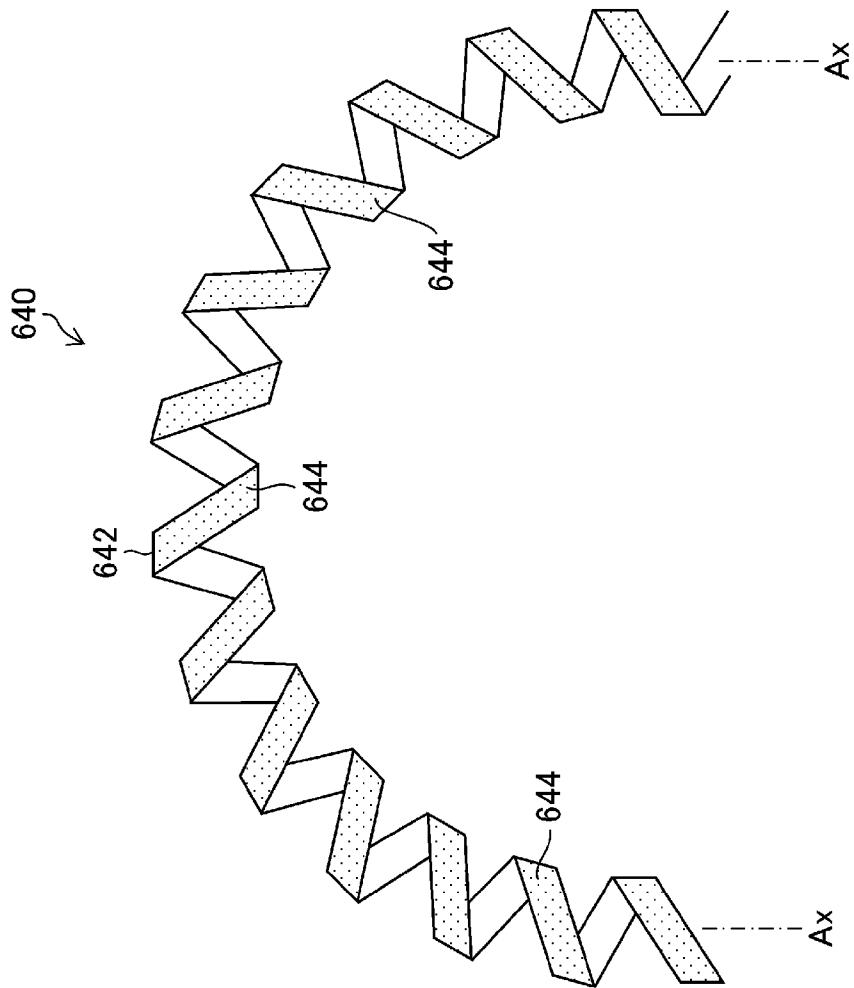
[図17]



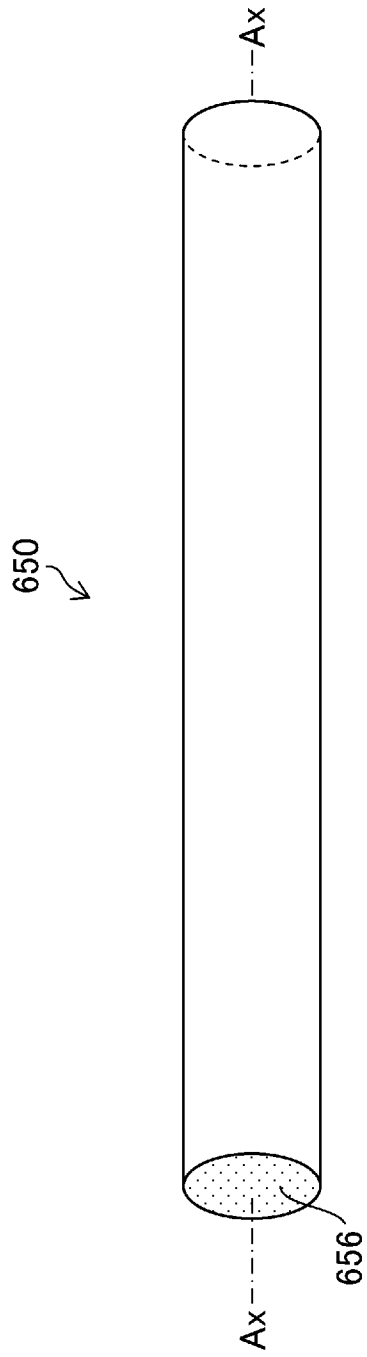
[図18]



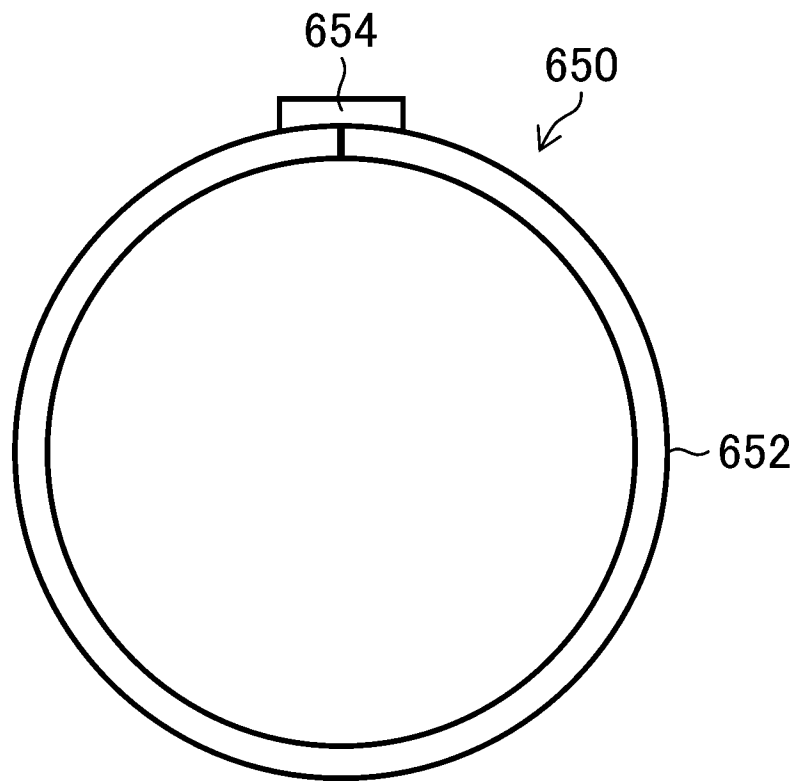
[19]



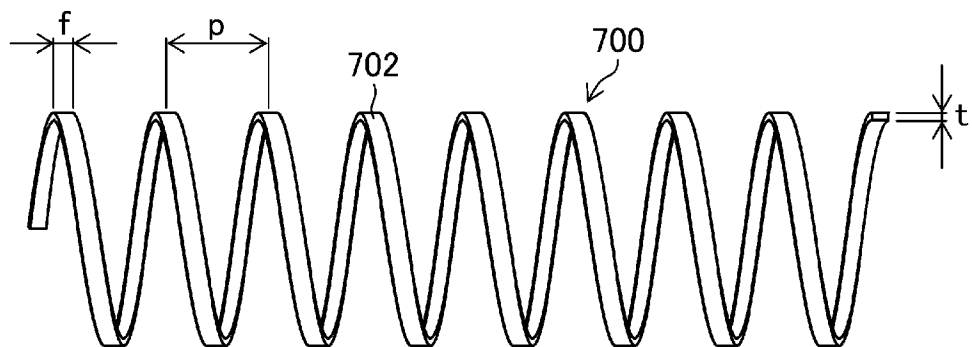
[図20]



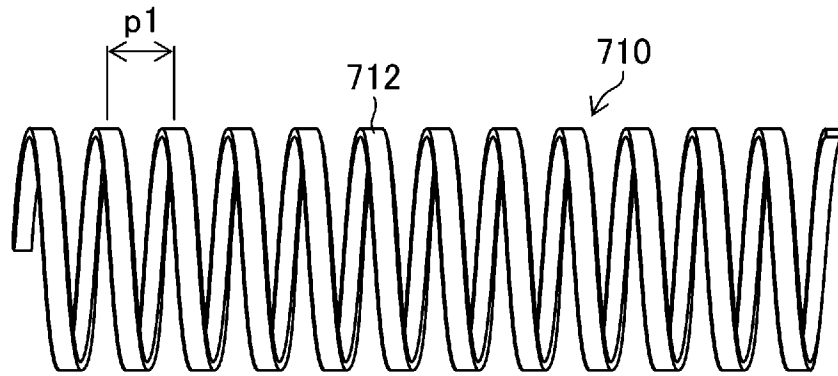
[図21]



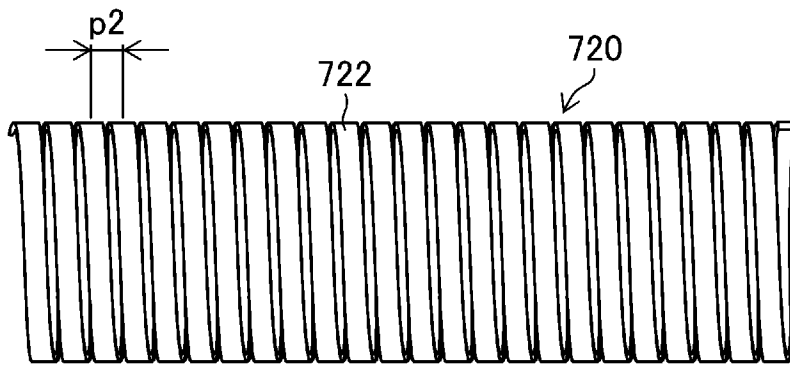
[図22]



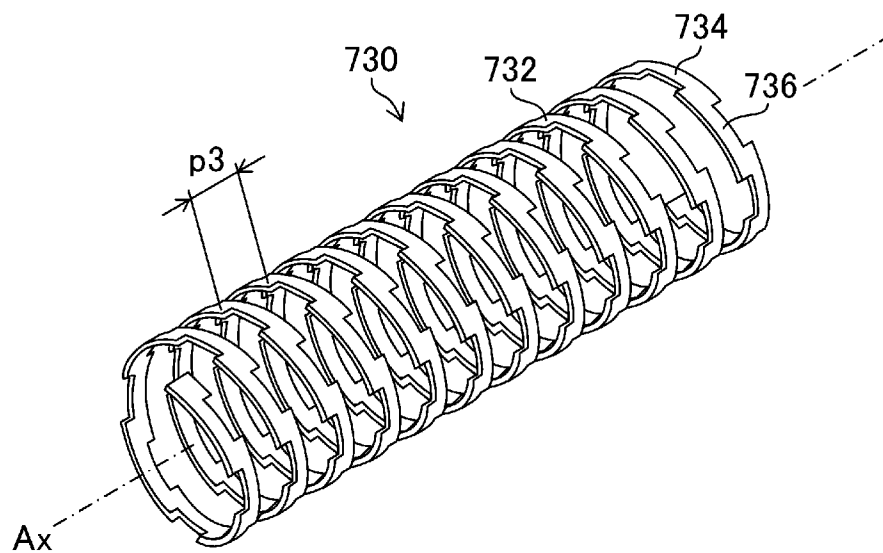
[図23]



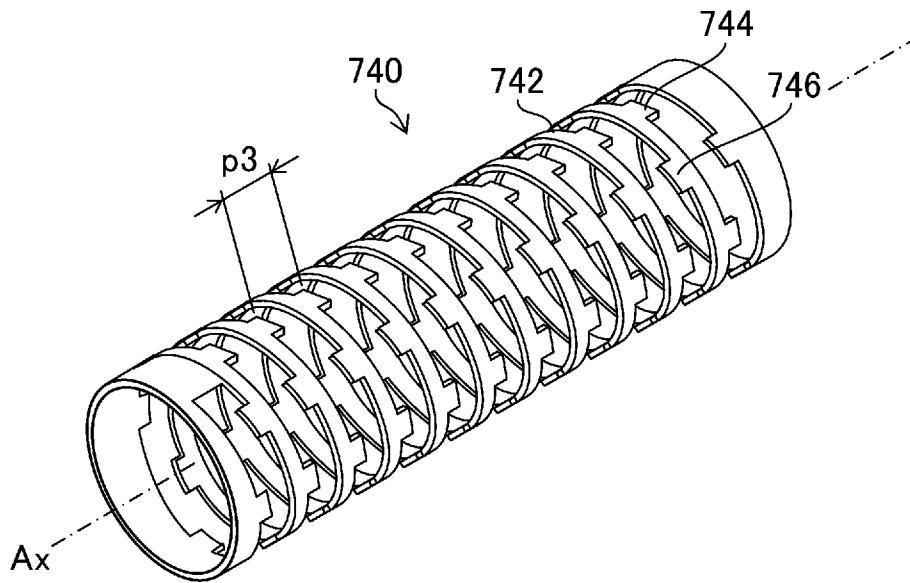
[図24]



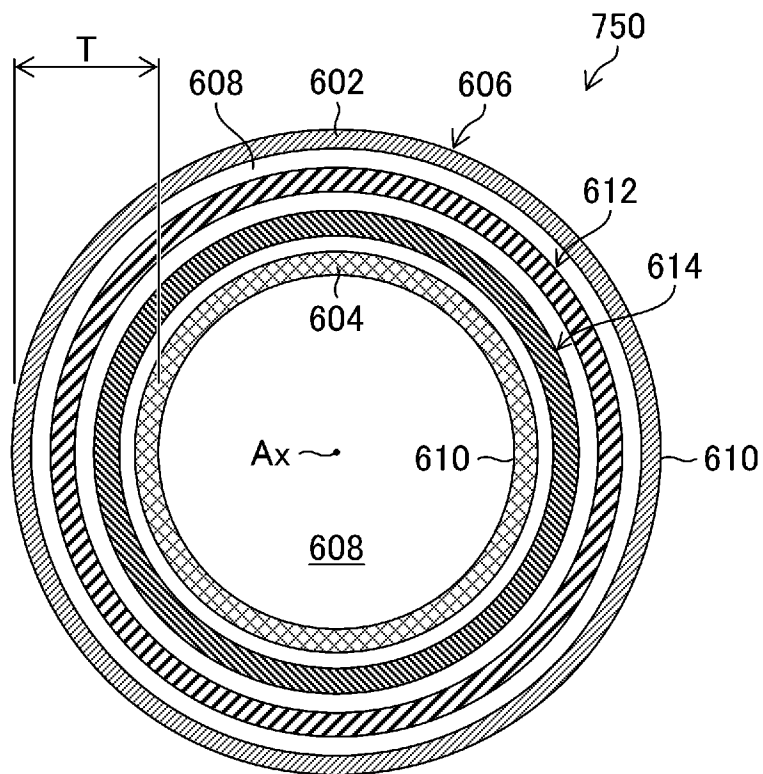
[図25]



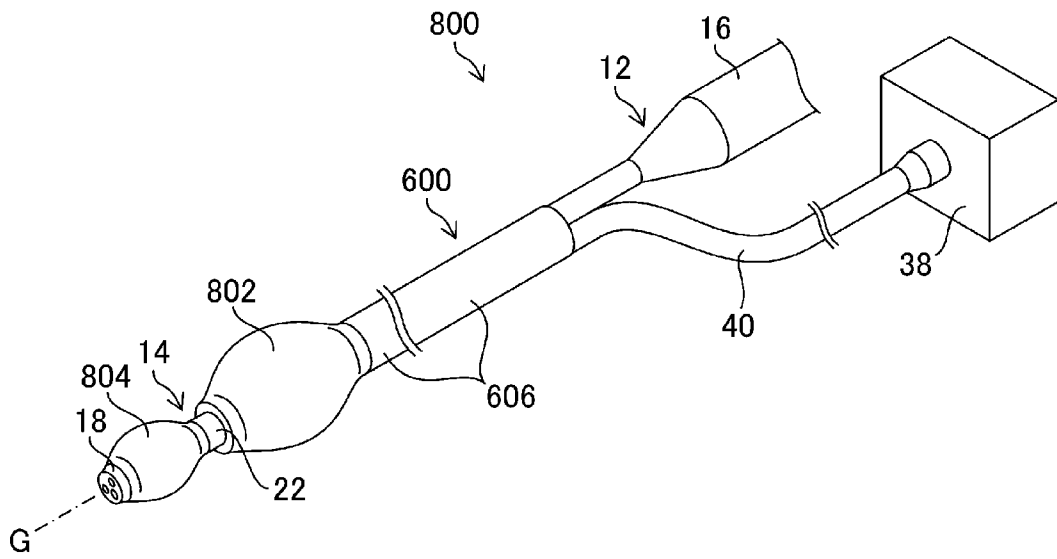
[図26]



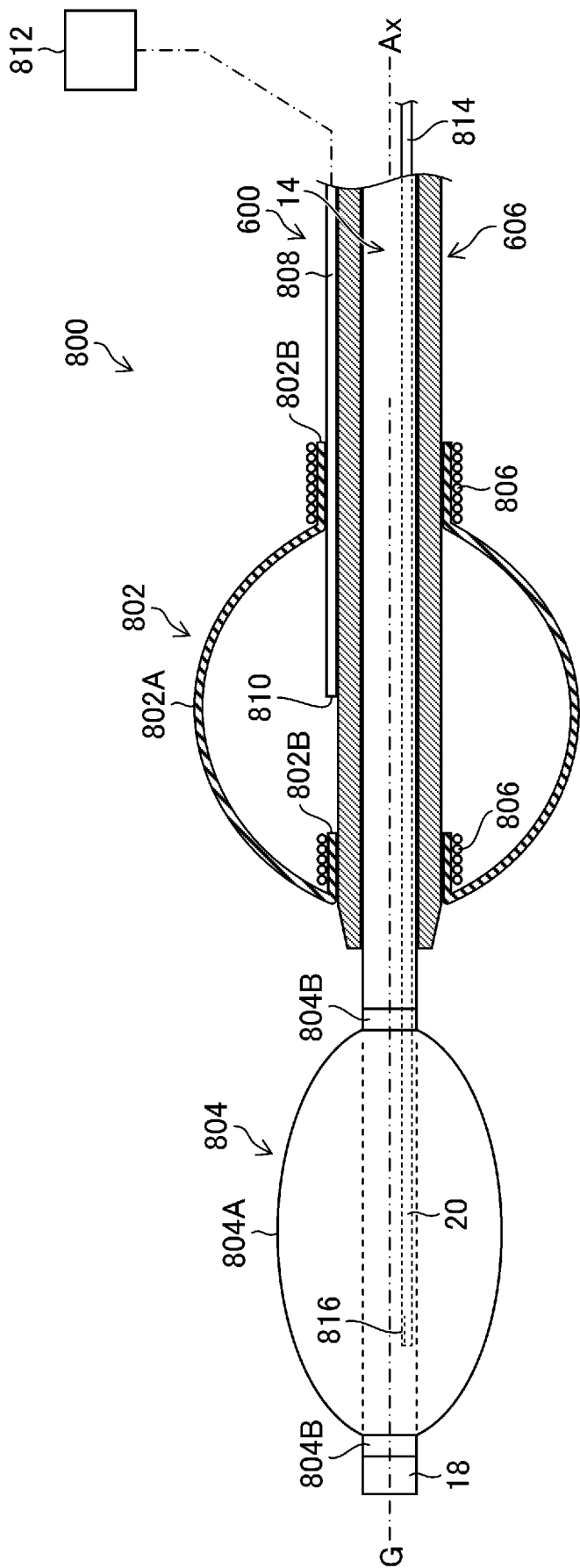
[図27]



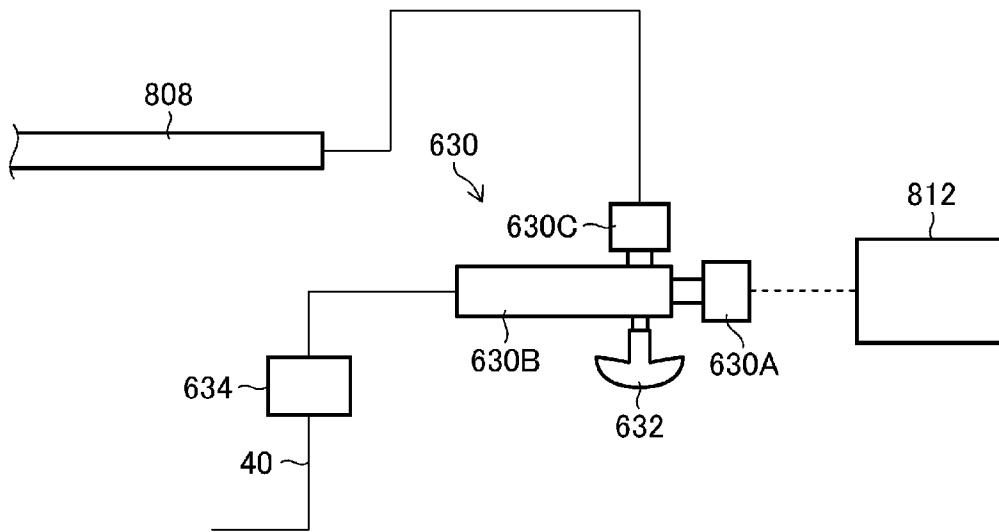
[図28]



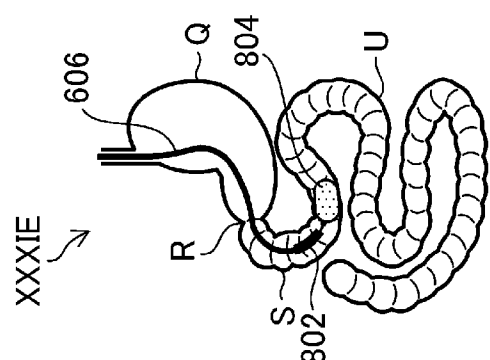
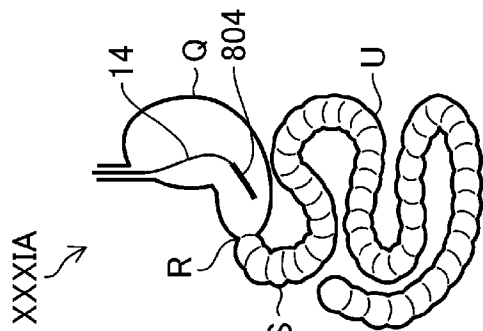
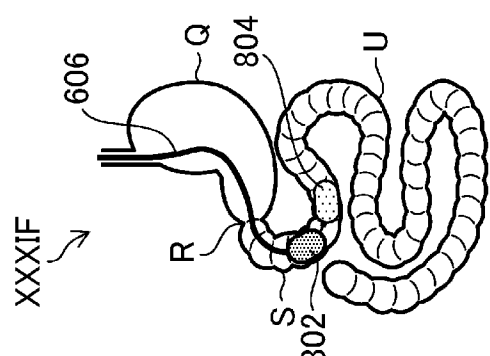
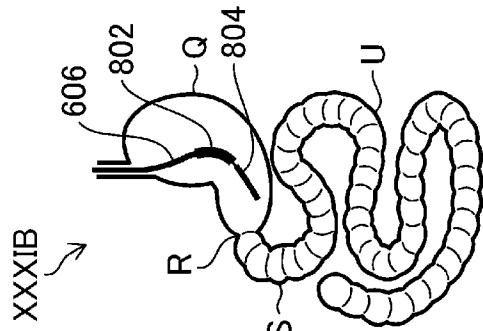
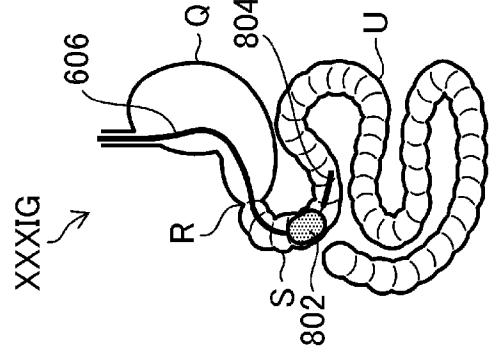
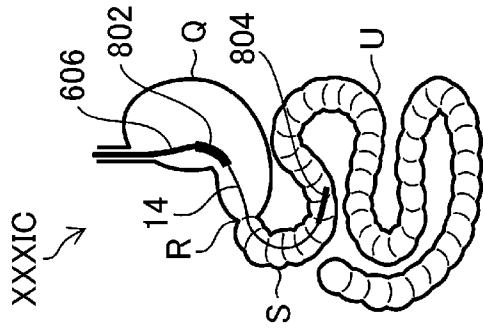
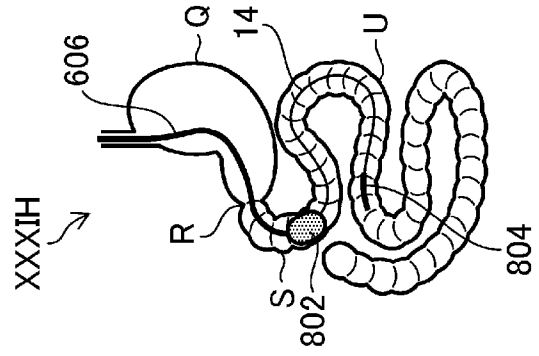
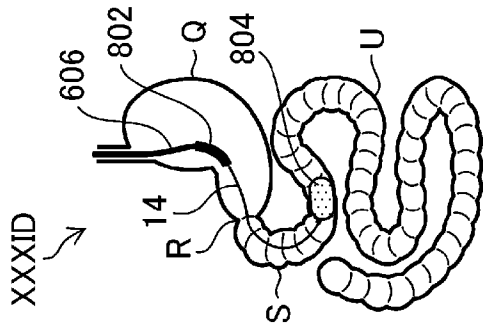
[図29]



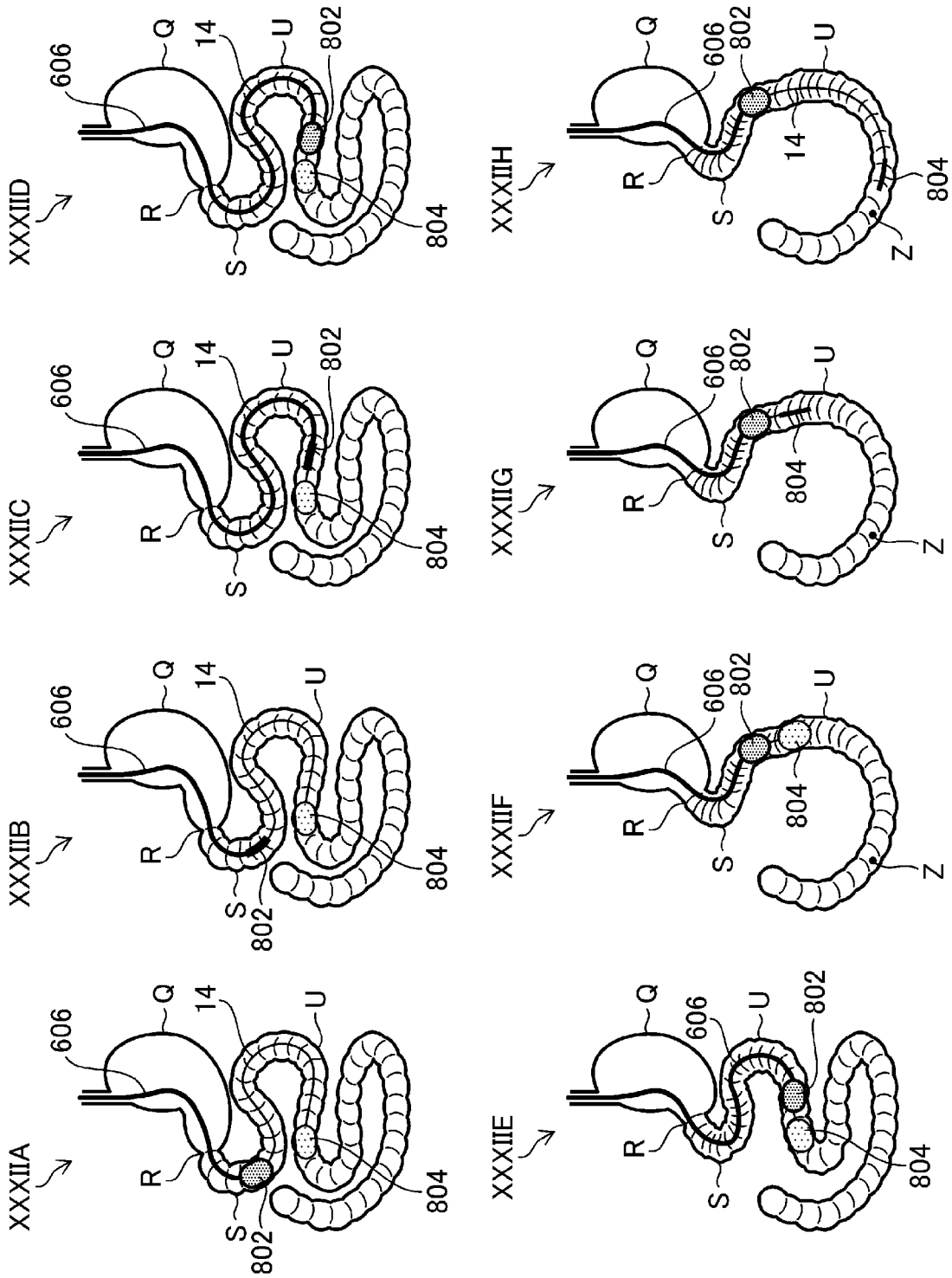
[図30]



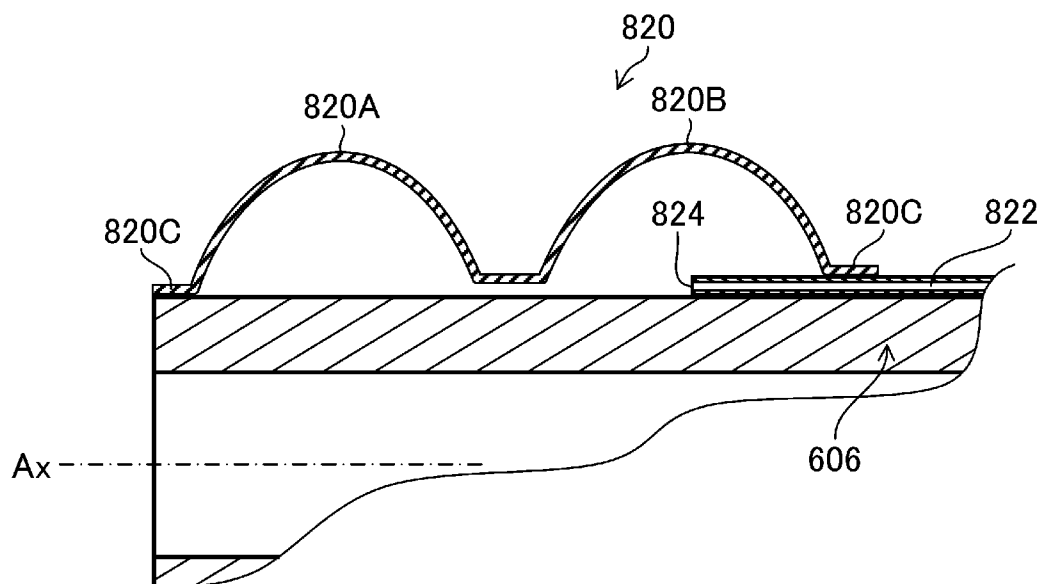
[圖31]



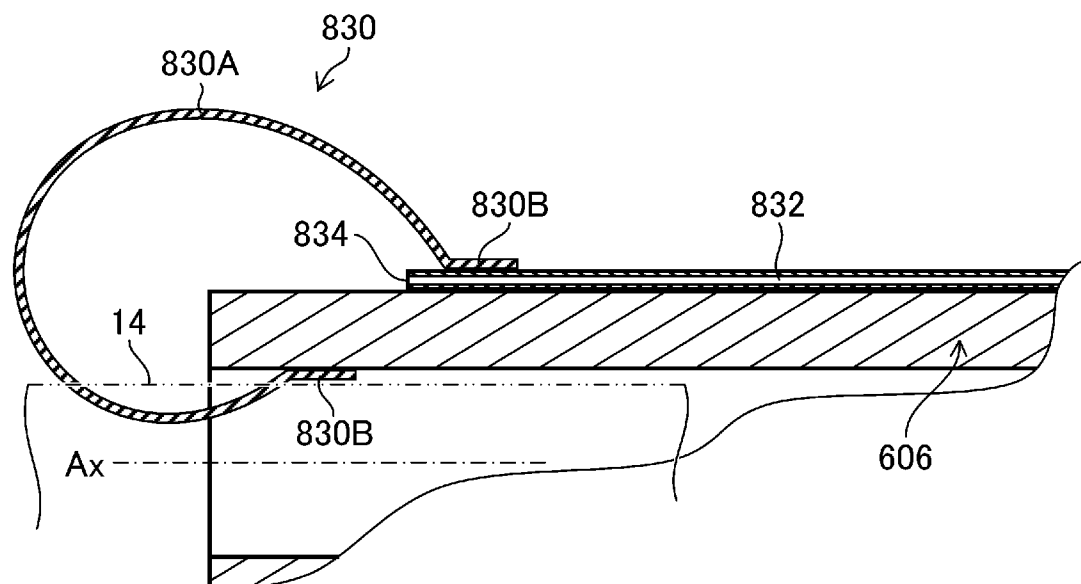
[圖32]



[図33]



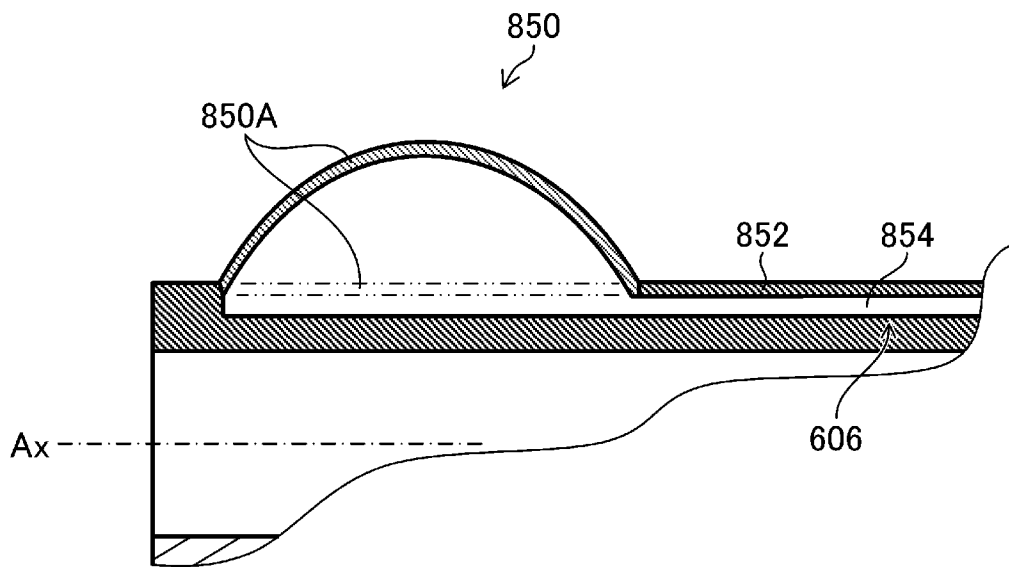
[図34]



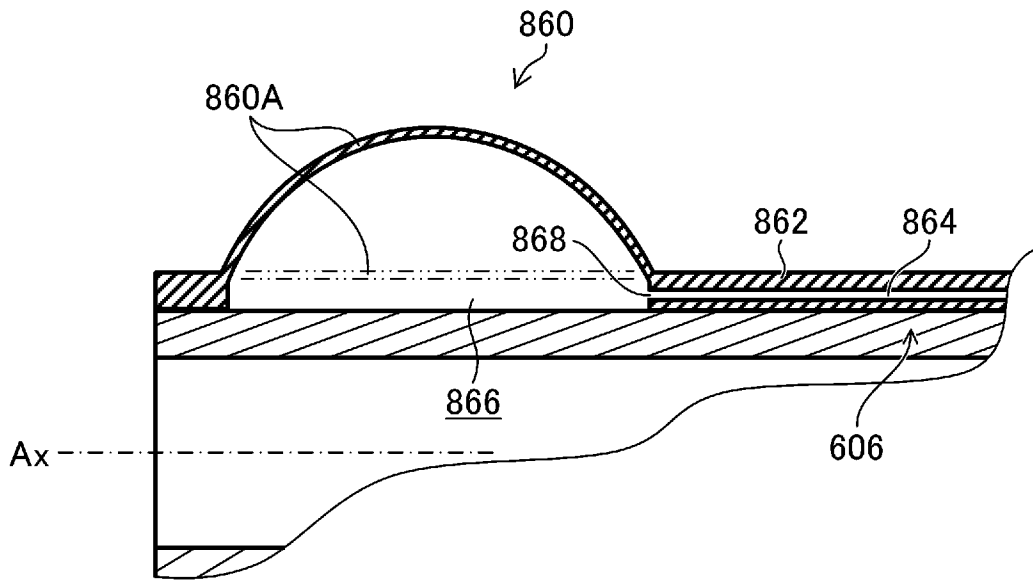
[図35]



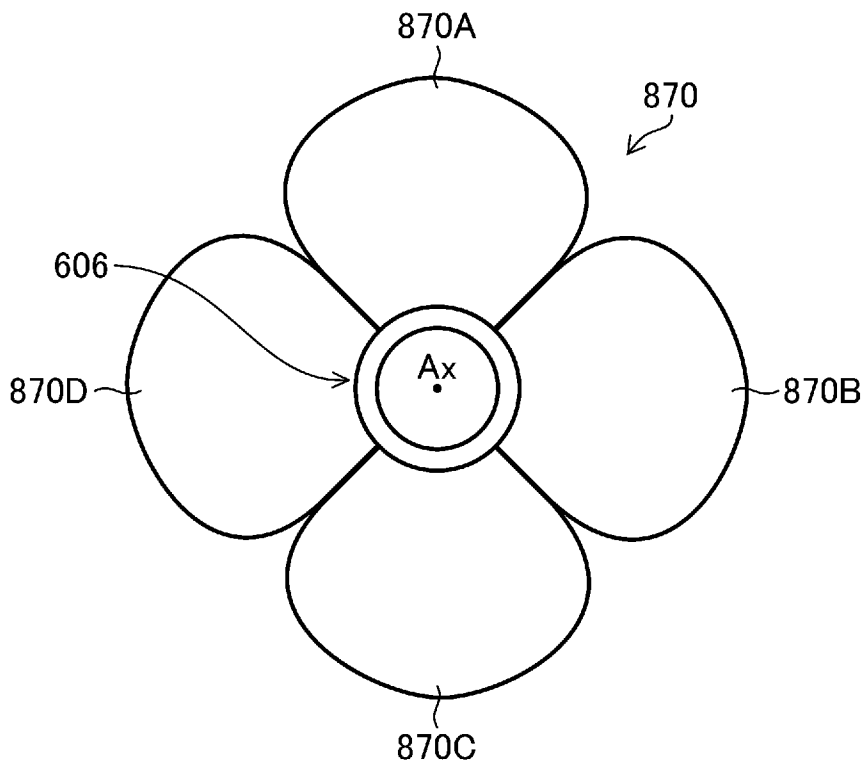
[図36]



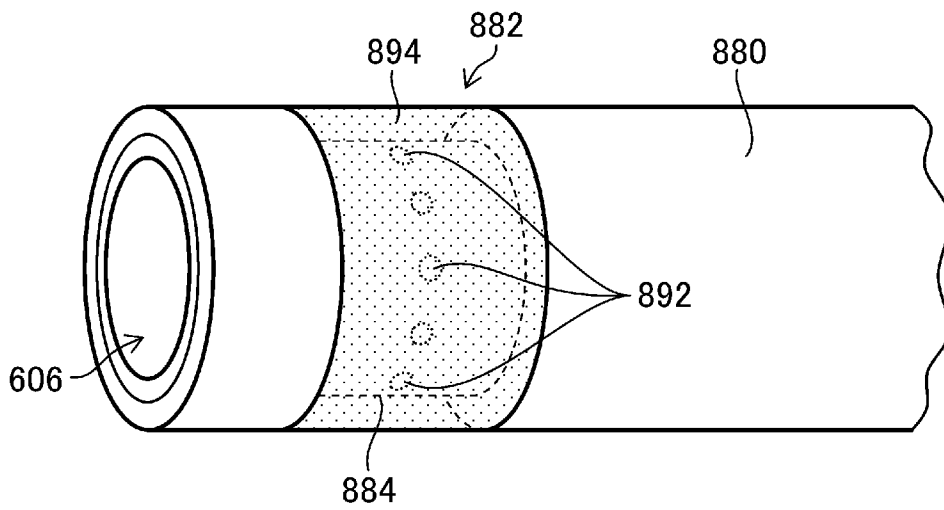
[図37]



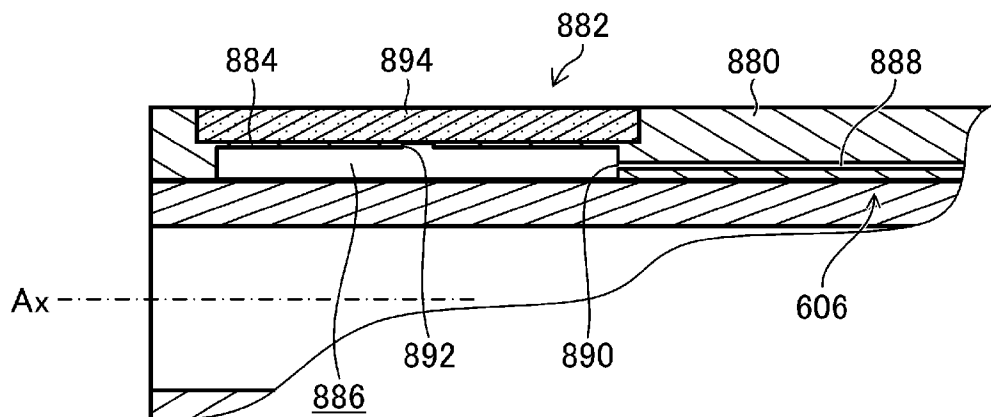
[図38]



[図39]



[図40]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/003292

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<p><i>A61B 1/005</i>(2006.01)i; <i>A61B 1/01</i>(2006.01)i; <i>G02B 23/24</i>(2006.01)i FI: A61B1/01 511; A61B1/005 512; G02B23/24; G02B23/24 A</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G02B23/24; A61B1/005; A61B1/01		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2022 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022		
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.
X	WO 2020/017534 A1 (FUJIFILM CORP) 23 January 2020 (2020-01-23) paragraphs [0006]-[0008], [0021]-[0034], [0084]-[0090], [0109]-[0111], fig. 1-3	1, 26-27, 29-30, 33, 37-38
Y		31-32, 35-36
A		2-25, 28, 34
X	JP 2003-501197 A (SCIMED LIFE SYSTEMS, INC) 14 January 2003 (2003-01-14) paragraphs [0003]-[0006], [0011], [0027]-[0032], fig. 2A-5B	1, 14, 29
A		2-13, 15-28, 30-38
Y	JP 2009-82455 A (MATSUO, Ai et al.) 23 April 2009 (2009-04-23) paragraph [0020], fig. 1	31-32
Y	JP 3204367 U (LIVET INC) 02 June 2016 (2016-06-02) paragraph [0013]	35-36
A	US 2020/0275983 A1 (STEERABLE INSTRUMENTS NV) 03 September 2020 (2020-09-03) entire text	1-38
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 24 March 2022		Date of mailing of the international search report 05 April 2022
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/003292

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2016/185842 A1 (OLYMPUS CORP) 24 November 2016 (2016-11-24) entire text	1-38
A	JP 2012-24597 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP) 09 February 2012 (2012-02-09) entire text	1-38

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/003292

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO	2020/017534	A1	23 January 2020	US 2021/0129510 A1 fig. 1-3, paragraphs [0006]-[0008], [0067]-[0074], [0086]-[0097], [0170]-[0176], [0206] EP 3824790 A1	
JP	2003-501197	A	14 January 2003	US 2005/0277949 A1 fig. 2A-5B, paragraphs [0003]-[0006], [0011], [0057]-[0062] WO 2000/076404 A2	
JP	2009-82455	A	23 April 2009	(Family: none)	
JP	3204367	U	02 June 2016	(Family: none)	
US	2020/0275983	A1	03 September 2020	WO 2009/098244 A2 entire text EP 2664270 A1	
WO	2016/185842	A1	24 November 2016	US 2018/0042458 A1 entire text EP 3284389 A1 CN 106999011 A	
JP	2012-24597	A	09 February 2012	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/005(2006.01)i; A61B 1/01(2006.01)i; G02B 23/24(2006.01)i FI: A61B1/01 511; A61B1/005 512; G02B23/24; G02B23/24 A		
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）） G02B23/24; A61B1/005; A61B1/01 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 - 2022年 日本国実用新案登録公報 1996 - 2022年 日本国登録実用新案公報 1994 - 2022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
X Y A	WO 2020/017534 A1 (富士フイルム株式会社) 23.01.2020 (2020 - 01 - 23) [0006]-[0008], [0021]-[0034], [0084]-[0090], [0109]-[0111], [図1]-[図3]	1, 26-27, 29-30, 33, 37-38 31-32, 35-36 2-25, 28, 34
X A	JP 2003-501197 A (サイムド ライフ システムズ, インコーポレイテッド) 14.01.2003 (2003 - 01 - 14) [0003]-[0006], [0011], [0027]-[0032], [図2A]-[図5B]	1, 14, 29 2-13, 15-28, 30-38
Y	JP 2009-82455 A (松尾 愛 他) 23.04.2009 (2009 - 04 - 23) [0020], [図1]	31-32
Y	JP 3204367 U (リプト株式会社) 02.06.2016 (2016 - 06 - 02) [0013]	35-36
A	US 2020/0275983 A1 (STEERABLE INSTRUMENTS NV) 03.09.2020 (2020 - 09 - 03) 全文	1-38
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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、一般的な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抵触するものではなく、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 24.03.2022	国際調査報告の発送日 05.04.2022	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 高松 大 2Q 3310 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

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
A	WO 2016/185842 A1 (オリンパス株式会社) 24.11.2016 (2016 - 11 - 24) 全文	1-38
A	JP 2012-24597 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 09.02.2012 (2012 - 02 - 09) 全文	1-38

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2022/003292

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
WO	2020/017534	A1	23.01.2020	US	2021/0129510	A1	
				FIGs. 1-3, [0006]-[0008], [0067]-[0074], [0086]-[0097], [0170]-[0176], [0206]			
				EP	3824790	A1	
JP	2003-501197	A	14.01.2003	US	2005/0277949	A1	
				FIGs. 2A-5B, [0003]-[0006], [0011], [0057]-[0062]			
				WO	2000/076404	A2	
JP	2009-82455	A	23.04.2009	(ファミリーなし)			
JP	3204367	U	02.06.2016	(ファミリーなし)			
US	2020/0275983	A1	03.09.2020	WO	2009/098244	A2	
				全文			
				EP	2664270	A1	
WO	2016/185842	A1	24.11.2016	US	2018/0042458	A1	
				全文			
				EP	3284389	A1	
				CN	106999011	A	
JP	2012-24597	A	09.02.2012	(ファミリーなし)			