

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2007/032055

発行日 平成21年3月19日 (2009. 3. 19)

(43) 国際公開日 **平成19年3月22日 (2007. 3. 22)**

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B 4 C 0 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

出願番号	特願2007-535338 (P2007-535338)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/016766		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成17年9月12日 (2005. 9. 12)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	石崎 良輔 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム (参考)	4C061 AA04 GG22 JJ03 JJ06

(54) 【発明の名称】 推進力発生手段、挿入補助具及び内視鏡システム

(57) 【要約】

本発明の推進力発生手段 (7) は、体腔内へ内視鏡挿入部 1 1 1 を案内し、外周に螺旋溝が形成された長尺な案内部材 (1 2 1) を備えた医療機器 (1 0 0, 2 0 0) と併用される挿入補助具 (1) に配設される推進力発生手段であって、前記案内部材を挿通するための挿入受け部 (9 a) と、前記挿入受け部に前記案内部材が挿入されたときに、前記案内部材の外周面を接触する接触部 (9 b) と、を具備する。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内へ内視鏡挿入部を案内し、外周に螺旋溝が形成された長尺な挿入部案内部材を備えた医療機器と併用される挿入補助具に配設される推進力発生手段であって、

前記案内部材を挿通するための挿入受け部と、

前記挿入受け部に前記挿入部案内部材が挿入されたときに、前記挿入部案内部材の外周面と接触する接触部と、

を具備することを特徴とする推進力発生手段。

【請求項 2】

前記挿入受け部は、板状の弾性部材の略中央で板面に対して直交する方向に貫通する貫通部であることを特徴とする請求項 1 に記載の推進力発生手段。 10

【請求項 3】

前記貫通部は、スリットであり、該スリットにより分割された前記板状の弾性部材が前記接触部を形成することを特徴とする請求項 2 に記載の推進力発生手段。

【請求項 4】

前記スリットが複数配設され、これら複数の前記スリットが互いに略中央で交差していることを特徴とする請求項 3 に記載の推進力発生手段。

【請求項 5】

前記スリットの両端には、裂け防止用孔部が形成されていることを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載の推進力発生手段。 20

【請求項 6】

前記スリットの略中央には、前記案内部材を保持するための保持孔が形成されていることを特徴とする請求項 3 から請求項 5 のいずれかに記載の推進力発生手段。

【請求項 7】

少なくとも 1 つの前記スリットの一端が前記板状の弾性部材の外縁部まで延設されていることを特徴とする請求項 3 から請求項 6 のいずれかに記載の推進力発生手段。

【請求項 8】

前記貫通部は、前記板状の弾性部材の板面と略直交する貫通孔であり、該貫通孔の端面が前記接触部を形成することを特徴とする請求項 2 に記載の推進力発生手段。

【請求項 9】 30

前記端面には、前記板状の弾性部材の板面に沿って中央に向けて形成された突出部が形成されていることを特徴とする請求項 8 に記載の推進力発生手段。

【請求項 10】

前記貫通部は、前記板状の弾性部材の側面に開口部を有する溝部であり、該溝部の溝面が前記接触部を形成することを特徴とする請求項 2 に記載の推進力発生手段。

【請求項 11】

前記接触部は、前記挿入補助具内において、鉛直下方に配置されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の推進力発生手段。

【請求項 12】

前記弾性部材は、硬さ範囲 A 20 から A 90 の弾性体により形成されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれかに記載の推進力発生手段。 40

【請求項 13】

体腔内へ内視鏡挿入部を案内し、外周に螺旋溝が形成された長尺な挿入部案内部材を備えた医療機器と併用される挿入補助具であって、

前記挿入部案内部材が挿通されるチューブ本体と、

前記チューブ本体内に配設され、前記挿入部案内部材の外周を圧接して推進力を発生する推進力発生手段と、

を備え、

前記推進力発生手段は、前記挿入部案内部材を挿通するための挿入受け部と、

前記挿入受け部に前記挿入部案内部材が挿入されたときに、前記挿入部案内部材の外周 50

面と接触する接触部と、
を具備することを特徴とする挿入補助具。

【請求項 14】

体腔内へ挿入される内視鏡挿入部を備えた内視鏡と、
前記内視鏡挿入部を前記体腔内へ案内し、外周に螺旋溝が形成された長尺な挿入部案内
部材と、

該挿入部案内部材を回転させる回転装置と、
該挿入部案内部材に推進力を発生させる推進力発生手段を有する挿入補助具と、
を備え、

前記推進力発生手段は、前記挿入部案内部材を挿通するための挿入受け部と、
前記挿入受け部に前記挿入部案内部材が挿入されたときに、前記挿入部案内部材の外周
面と接触する接触部と、
を具備することを特徴とする内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の一部を構成する挿入部を体腔内に挿入する際に使用される医療機器
に推進力を発生させる推進力発生手段、挿入補助具及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、細長の挿入部を大腸などの管腔内に挿入することにより、管腔内の臓器を観察し
、必要に応じて挿入部に設けられている処置具挿通チャンネル内に処置具を挿通させて
、各種治療及び処置を行える内視鏡が広く利用されている。

20

【0003】

一般的に細長い挿入部を有する内視鏡には、挿入部の先端側に湾曲部が設けられている
。湾曲部は、この湾曲部を構成する湾曲駒に接続されている操作ワイヤが進退されること
によって、例えば上下方向及び左右方向に湾曲動作する。操作ワイヤの進退は、術者が操
作部に設けられている例えば湾曲ノブを回動操作することによって行うことができる。

【0004】

挿入部を複雑に入り組んだ管腔、例えば大腸などのように略360°のループを描く管
腔内に挿入する際、術者は、湾曲ノブを操作して湾曲部を湾曲動作させると共に、挿入部
の進退や捻り操作をして、挿入部の先端部を観察目的部位に向けて挿入していく。

30

【0005】

しかし、術者は、複雑に入り組んだ大腸に、患者に苦痛を与えることなく、挿入部を、
短時間にスムーズに挿通させることができるようになるまでには熟練を要する。経験の浅
い術者において、挿入部を深部まで挿入していく際に、挿入方向を見失って挿入に手間取
ってしまい患者に苦痛を与えてしまうおそれがあった。このため、挿入部の挿入性を向上
させるための各種技術が開示されている。

【0006】

例えば、特開平10-113396号公報には、生体管の深部まで容易に且つ低侵襲の
医療機器を誘導し得る、医療機器の推進装置が示されている。この推進装置では、回転部
材に、この回転部材の軸方向に対して斜めのリブが設けてある。このため、回転部材を回
転動作させることにより、回転部材の回転力がリブによって推進力に変換され、推進装置
に連結されている医療機器が前記推進力によって、深部方向に移動される。

40

【0007】

しかしながら、前記特開平10-113396号公報の医療機器の推進装置においては
、例えば推進装置の回転部材が管腔の屈曲部を通過する際、回転部材の一部だけが管腔内
壁に対して接触した状態になってしまうことがある。この場合、管腔内壁に対する接触状
態が不十分であることによって、推進力を得られなくなるおそれがある。

【0008】

50

さらに、回転部材を管腔に挿入する際に、例えば回転部材の先端部位が腸の襞や小さな凹み等に引っかかり、これによって円滑に前進することが妨げられるような場合もある。

【0009】

このような事情により、体腔内において常に円滑に前進させることができ確実に所望の部位まで内視鏡の挿入部を案内し得るようになる必要がある。

【0010】

そこで、本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは所望の部位まで内視鏡の挿入部を案内し得るようになる医療機器の推進装置に対して、体腔内において常に円滑に前進させるために、確実に推進力を発生させることで体腔内への挿入性を向上させる推進力発生手段、挿入補助具及び内視鏡システムを提供することを

10

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成すべく、本発明の推進力発生手段は、体腔内へ内視鏡挿入部を案内し、外周に螺旋溝が形成された長尺な案内部材を備えた医療機器と併用される挿入補助具に配設される推進力発生手段であって、前記案内部材を挿通するための挿入受け部と、前記挿入受け部に前記案内部材が挿入されたときに、前記案内部材の外周面を接触する接触部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

20

【0012】

【図1】 第1の実施の形態に係る挿入補助具の外観図である。

【図2】 同、挿入補助具の保持部の分解斜視図である。

【図3】 同、長手方向に沿って部分的に切断した挿入補助具の部分断面図である。

【図4】 同、図3に示した挿入補助具の保持部近傍を拡大した部分断面図である。

【図5A】 同、推進力発生部材の平面図であり、円形の推進力発生部材の平面図である。

【図5B】 同、推進力発生部材の平面図であり、矩形の推進力発生部材の平面図である。

【図6】 第1の内視鏡システムの概略構成を説明する図である。

【図7】 挿入部案内部材の構成を説明する図である。

【図8】 第2の内視鏡システムの概略構成を説明する図である。

30

【図9】 第2の内視鏡システムの導入管の構成を説明する図である。

【図10】 第1の実施の形態に係る挿入補助具が患者の肛門から直腸内へ挿入された状態の図である。

【図11】 同、図10の円Aで囲んだ部分の保持部内を示す部分断面図である。

【図12】 内視鏡システムにおける挿入部案内部材の大腸内への挿入状態を説明する図である。

【図13】 内視鏡システムにおける挿入部案内部材が盲腸近傍まで挿入された挿入部案内部材を示す図である。

【図14】 内視鏡システムにおける挿入部案内部材を内視鏡の挿入部に設けられている処置具挿通チャンネルに挿通する手順を説明する図である。

40

【図15】 内視鏡システムにおける挿入部案内部材を案内にして内視鏡の挿入部を大腸内に挿入している状態を説明する図である。

【図16】 第1の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図17】 同、図16の推進力発生部材に案内管が挿通された状態を示す平面図である。

【図18】 第2の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図19】 同、図18の推進力発生部材に形成される押圧部を説明する図である。

【図20】 同、第1の実施の形態に係る推進力発生部材に形成される押圧部を説明する図である。

【図21】 第3の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図22】 第4の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

50

【図 2 3】 同、推進力発生部材の平面図である。

【図 2 4】 第 5 の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図 2 5】 同、間隔を開けたスリットを有する推進力発生部材の平面図である。

【図 2 6】 同、推進力発生部材に案内管が挿通された状態を示し、挿入補助具の保持部近傍を拡大した部分断面図である。

【図 2 7】 第 6 の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図 2 8】 同、図 2 7 の推進力発生部材に案内管が挿通された状態を示す断面図である。

【図 2 9】 第 7 の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図 3 0】 第 8 の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図 3 1】 同、推進力発生部材の平面図である。

10

【図 3 2】 同、推進力発生部材の平面図である。

【図 3 3】 同、図 3 0 ~ 図 3 2 の推進力発生部材に案内管が挿通された状態を示し、挿入補助具の保持部近傍を拡大した部分断面図である。

【図 3 4】 第 9 の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

【図 3 5】 同、推進力発生部材の平面図である。

【図 3 6】 同、推進力発生部材の平面図である。

【図 3 7】 同、推進力発生部材の平面図である。

【図 3 8】 同、図 3 4 ~ 図 3 7 の推進力発生部材に案内管が挿通された状態を示し、挿入補助具の保持部近傍を拡大した部分断面図である。

【図 3 9】 第 9 の変形例に係る推進力発生部材の平面図である。

20

【図 4 0】 同、図 3 9 の推進力発生部材に案内管が挿通された状態を示す平面図である。

【図 4 1】 同、更に変形例となる推進力発生部材の平面図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図示の実施の形態によって本発明の推進力発生手段を説明する。

先ず、図面を参照して、本実施の形態に係る本発明の推進力発生手段が配設される挿入補助具について説明する。

図 1 から図 5 は、挿入補助具の構成を示す第 1 の実施の形態に係り、図 1 は挿入補助具の外観図、図 2 は挿入補助具の保持部の分解斜視図、図 3 は長手方向に沿って部分的に切断した挿入補助具の部分断面図、図 4 は図 3 に示した挿入補助具の保持部近傍を拡大した部分断面図、図 5 (A, B) は推進力発生部材の平面図であり、図 5 A は円形の推進力発生部材の平面図、図 5 B は矩形の推進力発生部材の平面図である。

30

【0014】

図 1 及び図 2 に示すように、本実施の形態の挿入補助具 1 は、挿入部 2 と、迷入防止手段である迷入防止部 3 と、内周面に雌螺子部 4 b が形成された保持部 4 と、外周面に雄螺子部 5 b が形成された固定環 5 と、押さえ環 6 と、本発明の推進力発生手段である第 1, 第 2 の推進力発生部材 7 a, 7 b (以下の説明において、単に推進力発生部材 7 と記載する場合がある) とを有して構成されている。

【0015】

図 3 に示すように、挿入部 2 は、略筒状をしており、先細りとなるように外周にテーパ面が形成されたシリコンなどの柔軟性を有する合成樹脂からなる略円環状の先端挿入部 2 a と、挿入部 2 の本体を形成している挿入筒体 2 b と、先端挿入部 2 a と挿入筒体 2 b とを内周側で連結している繋ぎ環 2 c と、を有して構成されている。

40

【0016】

この挿入筒体 2 b は、外表面側から順に、ポリウレタンなどの合成樹脂により形成された外チューブ 2 d と、金属線を網目状に織り込んで筒状に形成したブレード 2 e と、金属性の螺旋管であるフレックス管 2 f と、ポリウレタンなどの合成樹脂により形成された内チューブ 2 g とを有し構成されている。これらの外チューブ 2 d、ブレード 2 e、フレックス管 2 f 及び内チューブ 2 g は、4 層構造となってそれぞれ対応した部材間が接着、溶着などにより一体となるように固着されている。これにより、挿入筒体 2 b は、所定の剛

50

性が設定された可撓性を有するチューブ体である。

【0017】

尚、挿入筒体2bは、所定の剛性及び所定の可撓性が十分に得られる場合には、単一の部材からなるチューブ体として形成しても良い。さらに、挿入筒体2bは、その外周面及び内周面に滑り性を良くする、例えば、テフロン（登録商標）加工などのコーティングを施しても良い。

【0018】

この挿入筒体2bの基端部分には、シリコンなどの合成樹脂からなる中空の円盤である迷入防止部3が配設されている。この迷入防止部3は、その孔径が挿入筒体2bの外形よりも小さく設定されており、その弾性変形により、所定の保持強度を有して挿入筒体2bに密着固定されている。これにより、迷入防止部3の位置を変更することで、挿入部2の先端から基端にかけての体腔内への所望の挿入長が設定可能となっている。

10

また、挿入筒体2bの基端部分は、図4に示すように、ブレード2e、フレックス管2f及び内チューブ2gの3層構造となっており、円環状の口金4aと接着などにより固着されている。

【0019】

保持部4は、両端外周部分が外径方向に突出した形状をしている略筒状の金属環（プラスチックなどからなる筒体でも良い）である。この保持部4は、挿入部2の挿入筒体2bの基端部と固着された口金4aと螺着されている。保持部4内には、金属円環（プラスチックなどからなる円環でも良い）からなる押さえ環6と、シリコンゴム、ウレタンなどの弾性部材からなる摩擦部材である2枚の推進力発生部材7と、が配設されている。保持部4は、基端部内部に固定環5が後述するように螺着されている。

20

【0020】

ここで、挿入部2、迷入防止部3及び保持部4は、一体となり、挿入補助具1におけるチューブ本体8を構成している。このチューブ本体8は、先端に上述の先端挿入部2aの先端開口である開口部8aと、基端に上述の保持部4の基端開口である開口部8bとを有している。尚、開口部8aは、後述する案内管が突出するための、挿入補助具1における第1の開口部を構成している。

【0021】

固定環5は、上述した雄螺子部5bが外周面に形成された金属（プラスチックなどでも良い）からなる略円環状の固定環本体5aと、この固定環本体5aの基端外周に被覆されたシリコンなどの合成樹脂からなるキャップ5cと、を有して構成されている。この固定環5は、その雄螺子部5bが保持部4の雌螺子部4bに螺合することで、保持部4の基端部分に螺着されている。これら固定環5、押さえ環6及び2枚の推進力発生部材7は、夫々の外径が略同一の径を有している。また、前記外径は保持部4の孔径と略同一に設定されている。尚、符号5dは、後述する案内管が挿入されるための開口部であり、挿入補助具1における第2の開口部を構成している。

30

【0022】

本発明の推進力発生手段である推進力発生部材7は、所定の厚さを有する略円盤形状をしている板部材からなり、図5Aに示すように、中央で略直交するように形成された挿入受け部を構成し、板面に対して直交する方向に形成された貫通部である2つのスリット9aと、この2つのスリット9aにより4分割された接触部である4つの押圧部9bと、外周側となる各スリット9aの両端部に形成された裂け防止用の裂け防止用孔部9cとを有している。

40

【0023】

この推進力発生部材7は、上述のチューブ本体8の挿入部2よりも柔らかい材質、例えば、合成天然ゴム、シリコンゴムなどのスプリング式デュロメータ硬さ試験タイプA（規格番号：JIS-K-6253，国際標準化機構：ISO7619）により行われた硬さ範囲がA20～A90の弾性体により形成されている。尚、本実施の形態における推進力発生部材7は、ディスポーザブルタイプで、使用毎に交換される。

50

【0024】

ここで、図2から図4に戻って、保持部4内における固定環5、押さえ環6及び2枚の推進力発生部材7の夫々の配置について詳しく説明する。

まず、第1の推進力発生部材7aが口金4aの基端部に当接するように配置され、次いで押さえ環6及び第2の推進力発生部材7bの順で保持部4内に収容される。すなわち、この状態において、保持部4内には、先端側から順に第1の推進力発生部材7a、押さえ環6及び第2の推進力発生部材7bが配置されている。

【0025】

そして、固定環5が保持部4の基端開口部に挿入され、固定環5の雄螺子部5bと保持部4の雌螺子部4bが螺合される。この状態において、第1の推進力発生部材7aは、その円周部が口金4aの基端円周部と押さえ環6の先端円周部と当接して、各部材間で挟持された状態となる。また、第2の推進力発生部材7bは、その円周部が押さえ環6の基端円周部と固定環5の先端円周部と当接して、各部材間で挟持された状態となる。

尚、保持部4の口金4a、押さえ環6及び固定環5は、夫々の軸方向の長さが第1、第2の推進力発生部材7a、7bを夫々所定の押圧力で挟持できるように設定されている。ここで、第1の推進力発生部材7aと第2の推進力発生部材7bとの対向面間の距離は、押さえ環6の軸方向の長さと同じ距離となる。そのため、押さえ環6の軸方向の長さによって、第1の推進力発生部材7aと第2の推進力発生部材7bとが所定の距離で離間するように設定されている。

【0026】

また、押さえ環6の両端面6a、6b(図2参照)には、第1、第2の推進力発生部材7a、7bとの当接時に、確実な挟持性を維持させるため、ズレ防止用の凹凸面などのズレ防止手段である粗面を形成しても良い。つまり、第1、第2の推進力発生部材7a、7bは、押さえ環6の両端面6a、6bを粗面とすることで、これら粗面との接触面に大きな摩擦力が発生するため、外部からの力に対して、ズレが防止され、対応する保持部4の口金4a、押さえ環6及び固定環5により確実に挟持される。また、第1、第2の推進力発生部材7a、7bの形状は、図5Bに示すように、略四角形状(矩形状)とすることも、ズレを防止することができる。尚、押さえ環6の両端面6a、6bに矩形状の第1、第2の推進力発生部材7a、7bの形状に合わせた溝などを形成することで、更に、外部からの力に対するズレを防止することができる。

【0027】

以上のように構成された、挿入補助具1は、例えば、大腸などの体腔内の検査、処置などを行える医療機器である内視鏡システムと共に使用される。

ここで、内視鏡システムについて、簡単に図6～図7を参照して説明する。

図6は、第1の内視鏡システムの概略構成を説明する図、図7は挿入部案内材の構成を説明する図である。

【0028】

図6に示すように、第1の内視鏡システム100は、内視鏡102と、第1の内視鏡用挿入補助装置103とにより主に構成されている。

【0029】

内視鏡102は、挿入部111と、この挿入部111の基端側に設けられた操作部112及び操作部112の側部から延出するユニバーサルコード113を備えて構成されている。

【0030】

挿入部111は、先端側から順に先端硬性部114と、例えば上下左右方向に湾曲自在に構成された湾曲部115及び柔軟性を有する可撓管部116を連設して構成されている。

【0031】

内視鏡102の操作部112には、挿入部111内に設けられ処置具(特に図示せず)を挿通するための内視鏡管路である処置具挿通用チャンネルに連通する処置具挿入口11

10

20

30

40

50

7が設けられている。

【0032】

第1の内視鏡システム100には、外部装置として光源装置104と、ビデオプロセッサ105及びモニタ106が備えられている。光源装置104は、内視鏡102に照明光を供給する。ビデオプロセッサ105は信号処理回路を有し、内視鏡102に設けられている撮像素子（特に図示せず）を駆動させる駆動信号の供給とともに、撮像素子によって光電変換されて伝送された電気信号を映像信号に変換し生成された映像信号をモニタ106へと出力する。モニタ106の画面上にはビデオプロセッサ105から出力された映像信号を受けて内視鏡画像が表示される。

【0033】

10

第1の内視鏡用挿入補助装置103は、挿入部案内部材である案内管121と、案内管回転装置122と、により主に構成されている。

【0034】

案内管回転装置122は、モータ123と案内管固定部124とを有している。モータ123は、案内管121を案内管長手軸廻り（以下、軸廻りと略記する）の所定の方向に回転させる。モータ123は、患者300が横たわるベッド108の近くに配置される回転装置用カート（以下、カートと略記する）125の台125aの上に設置される。具体的には、例えばモータ123は、台125a上の所定の固定部材（図示せず）に固定されている。この場合において、当該モータ123のモータ軸123aは、カート125の台125aの上部平面に対して平行になるように設定されている。

20

【0035】

モータ123のモータ軸123aには、案内管固定部124が一体的に固設されている。この案内管固定部124には、案内管121の一端部である基端側端部が着脱自在に取り付けられている。したがって、モータ123を駆動状態にしてモータ軸123aが回転すると、モータ軸123aに一体に固定されている案内管固定部124に取り付けられた案内管121が軸廻りに回転するようになっている。

【0036】

なお、案内管121は、当該案内管121が手術室内の床等に直接接触することを防止する管状部材からなる保護管126によって覆われている。この保護管126の内孔には、案内管121が遊嵌状態で挿通される。これによって、案内管121が床等に直接接触することが防止される。保護管126の両端部126a, 126bは、それぞれ保護管保持部材127, 128に対して着脱自在に取り付け固定されている。ここで、一方の保護管保持部材127は、ベッド108上に例えば高さ位置調整可能なスタンド129を介して配置され、他方の保護管保持部材128は、カート125に設けられたテーブル125b上にモータ123に対峙する位置に配置されている。

30

【0037】

そして、案内管回転装置122には、例えばモータ123の駆動制御をおこなう制御回路及び複数の操作部材等を備え、これにより案内管121の回転制御をおこなう回転制御装置である図示しない回転コントロールボックスが接続されている。

【0038】

40

図7に示す案内管121は、体腔内への挿通性を考慮した螺旋管であり、例えばステンレス製で所定の径寸法の金属素線131を螺旋状に2層に巻回して所定の可撓性を有するように形成したものである。また、多条（例えば4条）に巻いても良い。螺旋状に巻いていくときに、金属素線間の密着度を高めることができたり、螺旋の角度を種々設定できたりする。従って、案内管121の外表面には金属素線131の表面が形成する螺旋形状部121aが設けられる。なお、案内管121の外径寸法は、前記内視鏡102の処置具挿通用チャンネル内に挿通可能となる寸法に設定されている。

【0039】

また、図8に示すように、この案内管121を内視鏡102の挿入部111に外挿した第2の内視鏡システム200のような構成にしても良い。図8は第2の内視鏡システムの

50

概略構成を説明する図、図9は第2の内視鏡システムの導入管の構成を説明する図である。

詳しくは、第2の内視鏡システム200は、上述の内視鏡102と第2の内視鏡用挿入補助具203とによって主に構成されている。

【0040】

第2の内視鏡用挿入補助具203は、導入管210と、回転装置240とにより主に構成されている。

図9に示すように導入管210は、先端部本体221、基端部本体222及びカバー部材223と、推進力を発生させる案内管である螺旋管224とを備えて構成されている。

【0041】

螺旋管224は、上述の案内管121のように、例えばステンレス製で所定の径寸法の金属素線224aを螺旋状に巻回して所定の可撓性を有するように形成したものである。したがって、螺旋管224の外表面には金属素線224aの表面で形成される螺旋形状部224bが設けられる。この螺旋管224は、導入管210と一体となるように外挿固定されている。

10

【0042】

導入管210を構成するカバー部材223は細長いチューブ状で摩擦抵抗の小さな、例えばテフロン（登録商標）加工された樹脂で形成されている。

導入管210を構成する先端部本体221は、筒状で、光学特性を有する透明な樹脂部材である例えばポリカーボネートによって形成されている。先端部本体221は前記内視鏡102の挿入部111を構成する先端硬性部114に被覆配置される。すなわち、先端部本体221の先端面は、内視鏡102の視野を確保するための観察窓221aとして構成されている。

20

【0043】

一方、導入管210を構成する基端部本体222は管状で、摺動性の良好な樹脂部材である例えばポリアセタールによって形成されている。基端部本体222は、内視鏡102の操作部112の先端部分に対して、回動自在に連結されている。

【0044】

以上に説明した導入管210を構成する、先端部本体221、基端部本体222、カバー部材223及び螺旋管224は、一体となるように、夫々対応して固着されている。導入管210は、内視鏡102の挿入部111を収容する可撓性を有するチューブ体であり、回転装置240によって、回転力が伝達されることにより、挿入部111に対して軸廻り方向に回転するようになっている。

30

【0045】

これより、上述の各内視鏡システム100、200に対する挿入補助具1の作用を図6、図10～図15を参照して説明する。

図10は、挿入補助具が患者の肛門から直腸内へ挿入された状態の図、図11は図10の円Aで囲んだ部分の保持部内を示す部分断面図、図12は内視鏡システムにおける挿入部案内材の大腸内への挿入状態を説明する図、図13は内視鏡システムにおける挿入部案内材が盲腸近傍まで挿入された挿入部案内材を示す図、図14は内視鏡システムにおける挿入部案内材を内視鏡の挿入部に設けられている処置具挿通用チャンネルに挿通する手順を説明する図、図15は内視鏡システムにおける挿入部案内材を案内にして内視鏡の挿入部を大腸内に挿入している状態を説明する図である。

40

【0046】

尚、以下の説明において、大腸検査を例に挙げ、第1の内視鏡システム100に対して挿入補助具1を使用した場合についてのみ説明するものとし、第2の内視鏡システム200に対しても同様に適用可能である。

【0047】

先ず、内視鏡102の挿入部111を大腸の例えば盲腸まで挿通するにあたり、医療関係者（スタッフと略記する）によって、第1の内視鏡システム100の保護管126と所

50

望の挿入性を備えた案内管 121 が準備される。そして、スタッフは、保護管 126 のそれぞれの端部を保護管保持部材 127, 128 に固定する。

【0048】

次いで、スタッフは、保護管 126 の内孔に案内管 121 を挿通させる。そして、保護管 126 から突出させた案内管 121 の基端部をモータ 123 のモータ軸 123a に固定されている案内管固定部 124 に取り付け、他端部側を例えばベッド 108 上あるいはスタンド 129 に配置する。これによって、案内管 121 を大腸内に挿通させるための準備が完了する。また、第 1 の内視鏡用挿入補助装置 103 の準備とともに、内視鏡 102, 光源装置 104, ビデオプロセッサ 105 及びモニタ 106 の準備もおこなう。

【0049】

次に、案内管 121 を大腸に挿入する手順を説明する。

まず、スタッフ（ここでは医師である術者）は、挿入補助具 1 をベッド 108 上に横たわっている患者 300 の肛門から挿入する。このとき、挿入補助具 1 は、図 10 に示すように、迷入防止部 3 が患者 300 の肛門 171 近傍の臀部 180 に当接することで、挿入部 2 のみが肛門 171 から直腸 172 内に挿入された状態となっている。すなわち、挿入補助具 1 は、迷入防止部 3 によって、その全体が直腸 172 内に挿入されることが防止される。

【0050】

次に、術者によって、案内管 121 の先端側部を把持して、肛門に挿入されている挿入補助具 1 の基端開口部、ここでは固定環 5 の開口部 5d から案内管 121 の先端部を挿入補助具 1 内へ挿入し、チューブ本体 8 の挿入部 2 の開口部 8a から突出させる。尚、術者は、挿入補助具 1 を患者 300 の肛門から挿入する前に、事前に案内管 121 の先端部を挿入補助具 1 内へ挿入しても良い。

【0051】

挿入補助具 1 内へ挿入された案内管 121 は、図 11 に示すように、保持部 4 内において、各推進力発生部材 7a, 7b の 4 つの押圧部 9b を捲り上げ、これら 4 つの押圧部 9b が圧接された状態となっている。このとき、挿入補助具 1 内に挿入された案内管 121 は、術者によって、各推進力発生部材 7a, 7b の各スリット 9a 間に形成された 4 つの押圧部 9b からの均等な押圧力を受けて各推進力発生部材 7a, 7b の略中央の位置で保持された状態となる。さらに、各推進力発生部材 7a, 7b は、各スリット 9a 間の押圧部 9b の弾性力により案内管 121 を略中央で所定の摩擦抵抗が与えられた状態となる。

【0052】

これにより、各押圧部 9b は、案内管 121 と接触する面が案内管 121 の外表面に形成されている螺旋形状部 121a を所定の摩擦抵抗を与えた状態で圧接する。このとき、各推進力発生部材 7a, 7b に形成された案内管 121 を押圧する各押圧部 9b と案内管 121 に形成されている螺旋形状部 121a との接触状態が、摩擦による雄ねじと雌ねじとの関係になる。

【0053】

この接触状態において、スタッフは、案内管回転装置 122 のモータ 123 を回転駆動状態にする。すると、案内管固定部 124 が回転して、この案内管固定部 124 に取り付けられている案内管 121 の基端部が所定の回転をする。この回転は、基端部から先端側に伝達されて、図 10 及び図 11 の矢印に示すように案内管 121 の螺旋形状部 121a が基端側から先端側に移動するように軸廻り方向に回転した状態になる。

【0054】

このことによって、各推進力発生部材 7a, 7b の各押圧部 9b と回転された案内管 121 の螺旋形状部 121a との接触部分に、雄ねじが雌ねじに対して移動するような、案内管 121 を前進させる推進力が発生する。すると、案内管 121 は、推進力によって大腸内の深部に向かって進んでいく。このとき、術者は、案内管 121 を把持して押し進めることなく、挿入補助具 1 の保持部 4 を軽く把持し、各推進力発生部材 7a, 7b による推進力のみで案内管 121 を大腸内の深部に向かって前進させることができる。

10

20

30

40

50

【0055】

また、案内管121は、挿入補助具1内において、2つの第1、第2の推進力発生部材7a、7bとが所定の距離で離間していることにより、長軸方向に安定した状態で保持されると共に、前進する推進力が効率良く発生する。

【0056】

これに加えて、案内管121の外表面に形成されている螺旋形状部121aが腸壁に接触する。このとき、案内管121に形成されている螺旋形状部121aと腸壁の襞との接触状態が、雄ねじと雌ねじとの関係になる。このとき、案内管121は、挿入補助具1の各推進力発生部材7a、7bにより発生した推進力と、腸壁の襞との接触により発生した推進力により、スムーズに前進してゆく。

10

【0057】

すると、案内管121は、前記推進力によって、直腸172からS字状結腸173に向かって進んでいく。そして、図12に示すように案内管121がS字状結腸173に到達する。このとき、案内管121は、挿入補助具1により発生した推進力が常に与えられている状態であり、且つ、螺旋形状部121aと腸壁との接触長が長くなる。

【0058】

そのため、螺旋形状部121aの一部がS字状結腸173の襞に接触している状態、案内管121が複雑に屈曲している状態などでも安定した大腸深部方向への推進力が得られる。加えて、案内管121が十分な可撓性を有していることから、容易に位置が変化するS字状結腸173の走行状態を変化させることなく、腸壁に沿ってスムーズに前進してゆく。

20

【0059】

そして、回転されている状態の案内管121は、S字状結腸173を通過し、その後、S字状結腸173と可動性に乏しい下行結腸174との境界である屈曲部、下行結腸174と可動性に富む横行結腸175との境界である脾湾曲176、横行結腸175と上行結腸178との境界である肝湾曲177の壁に沿うようにスムーズに前進して、図13に示すように大腸の走行状態を変化させることなく、例えば目的部位である盲腸179近傍に到達する。

【0060】

術者によって案内管121が盲腸179近傍まで到達したと判断されたなら、術者からの指示に基づいて、スタッフは、回転コントロールボックス（不図示）の回転オフボタンを操作して案内管回転装置122のモータ123の回転駆動状態をオフ状態にする。

30

【0061】

そして、術者からの指示に基づいて、スタッフは保護管126から突出している案内管121の基端部を案内管固定部124から取り外し、その後、案内管121を保護管126から抜去する。

【0062】

その後、術者は、患者300の肛門171から直腸172に挿入している挿入補助具1を抜去すると共に、案内管121を大腸への挿入を保ったままで挿入補助具1から抜き取る。

40

【0063】

次に、内視鏡102の挿入部111を大腸に挿入する手順を説明する。

術者は、保護管126から抜去された案内管121の基端部を、図14の矢印に示すように先端硬性部114の先端面114aに設けられている処置具挿通用チャンネル111aに連通する先端開口114bから操作部112側に向けて挿入していく。そして、案内管121の基端部を、図中の一点鎖線に示すように操作部112に設けられている処置具挿入口117から突出させる。

【0064】

術者は、案内管121が処置具挿入口117から所定量突出したことを確認したなら、挿入部111を大腸内に挿入するために内視鏡102を観察可能な状態にする。そして、

50

術者は、挿入部 111 の処置具挿通用チャンネル 111 a 内に案内管 121 が挿通されている状態で、挿入部 111 を構成する先端硬性部 114 を肛門 171 から大腸内に挿入する。すると、先端硬性部 114 の先端面に設けられている照明窓 114 c (図 14) から出射されている照明光で照らされた大腸内の観察画像が観察窓 114 d (図 14) を通して撮像素子の撮像面に結像されて、モニタ 106 の画面上に案内管 121 の画像を含んだ内視鏡画像が表示される。

【0065】

ここで、術者は、モニタ 106 の画面上において大腸内に挿通されている案内管 121 の延出方向を確認しながら、湾曲部 115 を湾曲させる操作や、挿入部 111 を捻る操作等をおこないながら、図 15 に示すように挿入部 111 の先端硬性部 114 を大腸内の深部に向けて挿入していく。この際、予め大腸内に挿通されている案内管 121 が、挿入部 111 の挿入させる方向を示す目印になるので、術者は挿入方向を見失うことなく、挿入部 111 の先端硬性部 114 をスムーズに盲腸 179 近傍まで挿入させられる。

10

【0066】

そして、術者が、挿入部 111 が目的部位である盲腸 179 近傍に到達したことをモニタ 106 の画面上に表示されている内視鏡画像で確認したなら、大腸内の内視鏡検査をおこなうために挿入部 111 の引き戻しに移行する。その際、案内管 121 を処置具挿通用チャンネル 111 a 内に挿通させたままの状態、又は案内管 121 を予め処置具挿通用チャンネル 111 a から抜去した状態で検査をおこなう。

【0067】

以上に説明したように、上述した各内視鏡システム 100, 200 と併用される挿入補助具 1 は、案内管 121 を容易に大腸深部へと挿入することができ、これに伴って、内視鏡 102 の挿入部 111 の挿入性を向上させることができる。

20

【0068】

この挿入補助具 1 は、上述のように、患者 300 の肛門 171 位置で直腸 172 内に挿入配置される。そのため、術者は、案内管 121 を把持して手元操作による押し込み操作することなく、案内管 121 と案内管 121 との各推進力発生部材 7 a, 7 b の接触による推進力及び案内管 121 と腸壁の接触による推進力により、大腸深部まで円滑に挿入することができる。また、体腔内への挿入前の案内管 121 は、挿入補助具 1 によって、患者 300 の肛門 171 による締め付けなどの抵抗を受けることが無いため、撓みの発生を軽減できると共に、回転による捩れが防止される。

30

【0069】

さらに、案内管 121 は、挿入補助具 1 により、大腸への導入時に、直接的に肛門 171 と接触しない。そのため、可撓性の高い案内管 121 は、肛門 171 による締め付けなどの抵抗を受けることが無いため、大腸への導入性が向上する。

【0070】

また、挿入補助具 1 内に本発明の 2 つの推進力発生部材 7 a, 7 b が設けられており、これら第 1, 第 2 の推進力発生部材 7 a, 7 b が押さえ環 6 の軸方向の長さに等しい距離で離間しているため、案内管 121 は、その挿入方向の安定性が向上すると共に、確実に安定した推進力が発生する。

40

【0071】

以上の結果、挿入補助具 1 内に配設される本発明の第 1, 第 2 の推進力発生部材 7 a, 7 b は、第 1 の内視鏡システム 100 の案内管 121 に推進力を発生させ、その案内管 121 を体腔内、ここでは大腸内への導入性及び挿入性を向上させることができる。また、案内管 121 には、挿入補助具 1 内に 2 つの第 1, 第 2 の推進力発生部材 7 a, 7 b が設けられることによって、挿入補助具 1 内における長軸方向の位置が略中央で安定することで、第 1, 第 2 の推進力発生部材 7 a, 7 b から均等な押圧力を受けて前進する推進力が効率良く発生する。

【0072】

尚、第 1, 第 2 の推進力発生部材 7 a, 7 b と当接する押さえ環 6 の両端面 6 a, 6 b

50

(図2)にズレ防止手段である粗面を形成している場合、第1, 第2の推進力発生部材7a, 7bは、回転する案内管121からの回転力を受けても、上記粗面での挟持摩擦抵抗により回転防止され確実に案内管121に推進力を発生させることができる。また、保持部4の口金4a及び固定環5に、押さえ環6と同様にして、第1, 第2の推進力発生部材7a, 7bに当接する夫々の当接面に凹凸などの粗面を形成しても良い。

【0073】

詳述していないが、上述した第1の内視鏡システム100同様に、本発明の挿入補助具1により、第2の内視鏡システム200においても、内視鏡102の挿入部111に外挿された導管210は、挿入部111と共に、螺旋管224と挿入補助具1の各推進力発生部材7a, 7bとの接触により発生した推進力と、螺旋管224と腸壁の襞との接触により発生した推進力により、スムーズに大腸深部へと前進する。これにより、第1の内視鏡システム100に適用される上述した効果を得ることができる。

10

【0074】

尚、本発明の推進力発生部材7を以下に説明する図16～図40に示すような種々の特徴に変形した構造とすることで、夫々に対応した効果を奏することが可能となる。尚、以下の説明においても、第1の内視鏡システム100の案内管121を例に挙げて説明する。

【0075】

先ず、図16及び図17を参照して第1の変形例となる推進力発生部材7について説明する。図16は第1の変形例に係る推進力発生部材7の平面図、図17は、図16の推進力発生部材7に案内管121が挿通された状態を示す平面図である。

20

【0076】

図16に示すように、推進力発生部材7の略中央に孔部9dを形成しても良い。すなわち、この孔部9dは、推進力発生部材7に形成された2つのスリット9aが略垂直に交わる略中央部分に形成されている。

【0077】

この孔部9dは、図17に示すように、推進力発生部材7に案内管121が挿通された状態において、2つのスリット9aにより4分割される押圧部9bの夫々の端部で凹部9d1～9d4となる。そして、夫々、凹部9d1～9d4を有する各押圧部9bの端部が案内管121を押圧しながら当接する。これにより、案内管121は、推進力発生部材7の略中央で常に保持された状態となる。その結果、案内管121は、挿入補助具1内における長軸方向の位置が略中央でさらに安定することで、第1, 第2の推進力発生部材7a, 7bから均等な押圧力を受けて前進する推進力が効率良く発生する。

30

【0078】

次いで、図18～図19を参照して第2の変形例となる推進力発生部材7について説明する。図18は、第2の変形例に係る推進力発生部材7の平面図、図19は図18の推進力発生部材7に形成される押圧部を説明する図、図20は第1の実施の形態に係る推進力発生部材7に形成される押圧部を説明する図である。

【0079】

図18に示すように、推進力発生部材7に形成される各両端部に裂け防止用孔部9cが形成されたスリット9aを2つ以上、ここでは4つ配設しても良い。この4つのスリット9aは、推進力発生部材7の略中央で夫々交わり、外周方向に略等間隔で形成されている。

40

【0080】

この第2の変形例に係る推進力発生部材7には、図19に示すように、4つのスリット9aによって、略中央から8分割される押圧部9bが形成される。また、図20に示すように、上述した第1の実施の形態における2つのスリット9aを有する推進力発生部材7は、4分割された押圧部9bが形成される。

【0081】

そのため、推進力発生部材7は、挿入受け部を構成し貫通部であるスリット9aの数を

50

増やすと、接触部である押圧部 9 b の数が増え、案内管 1 2 1 との接触面積が大きくなる。その反面、押圧部 9 b による案内管 1 2 1 への押圧力が低下する。そのため、挿入補助具 1 が径の異なる種々の案内管 1 2 1 に対応可能となる。また、挿入補助具 1 は、第 2 の変形例に係る推進力発生部材 7 からの押圧力の低下に伴い、案内管 1 2 1 の導入性が向上する。

【0082】

従って、本変形例に係る推進力発生部材 7 によれば、推進力発生部材 7 に形成するスリット 9 a の数を変更することで、径の異なる種々の案内管 1 2 1 に対応でき、所望の押圧部 9 b による案内管 1 2 1 への押圧力を設定することができる。

【0083】

次に、図 2 1 を参照して、第 3 の変形例となる推進力発生部材 7 について説明する。図 2 1 は、第 3 の変形例に係る推進力発生部材 7 の平面図である。

図 2 1 に示すように、推進力発生部材 7 は、挿入受け部を構成する貫通部であるスリット 9 a を間隔が開いた状態に形成し、各押圧部 9 b が接触していない状態にしても良い。この第 3 の変形例に係る推進力発生部材 7 は、上述した第 1 の実施形態と同じ効果を得ることができる。

【0084】

次に、図 2 2 及び図 2 3 を参照して、第 4 の変形例となる推進力発生部材 7 について説明する。図 2 2 及び図 2 3 は、第 4 の変形例に係る推進力発生部材 7 の平面図である。

図 2 2 に示すように、推進力発生部材 7 には、上述したスリット 9 a に代えて、略中央に挿入受け部を構成し、板面に対して直交する方向に形成された貫通部である円形の貫通孔 1 0 a と、この貫通孔 1 0 a の縁辺部から中央に向かって突出する突出部となり略矩形形状の接触部である 2 つの押圧部 1 0 b とが形成されていても良い。

【0085】

尚、図 2 3 に示すように、推進力発生部材 7 に形成される略矩形形状の押圧部 1 0 b は、2 つに限定されることなく、4 つでも良く、更には、4 つ以上でも良い。また、これらの押圧部 1 0 b は、略矩形形状に限ることなく、例えば、三角形形状、半円形状などでも良く、好ましくは、円形の貫通孔 1 0 a の外周方向に等間隔に突出しているほうが良い。

【0086】

このように構成された第 4 の変形例に係る推進力発生部材 7 は、案内管 1 2 1 が挿通されると各押圧部 1 0 b が捲れ、夫々の押圧部 1 0 b における案内管 1 2 1 と接触する面が案内管 1 2 1 の外表面に形成されている螺旋形状部 1 2 1 a を所定の摩擦抵抗を与えた状態で圧接する。

【0087】

このとき、第 1 の実施の形態と同様に、推進力発生部材 7 の各押圧部 1 0 b と案内管 1 2 1 に形成されている螺旋形状部 1 2 1 a との接触状態が、摩擦による雄ねじと雌ねじとの関係になる。こうして、本変形例の推進力発生部材 7 は、案内管 1 2 1 に推進力を発生させることができる。

【0088】

従って、第 4 の変形例に係る推進力発生部材 7 は、上述した第 1 の実施形態と同じ効果を得ることができる。また、押圧部 1 0 b が貫通孔 1 0 a の外周方向に等間隔に突出して形成されていると、案内管 1 2 1 は、挿入補助具 1 内の略中央で安定することで、推進力発生部材 7 から均等な押圧力を受けて前進する推進力がより効率良く発生可能となる。

【0089】

次に、図 2 4 ~ 図 2 6 を参照して、第 5 の変形例となる推進力発生部材 7 について説明する。図 2 4 は、第 5 の変形例に係る推進力発生部材 7 の平面図、図 2 5 は間隔を開けたスリット 9 a を有する推進力発生部材 7 の平面図、図 2 6 は推進力発生部材 7 に案内管 1 2 1 が挿通された状態を示し、挿入補助具 1 の保持部 4 近傍を拡大した部分断面図である。

【0090】

10

20

30

40

50

図24に示すように、推進力発生部材7は、両端に裂け防止用孔部9cを有する挿入受け部であるスリット9aが1つのみ設けられていても良い。また、図25に示すように、このスリット9aは、所定の間隔が空けられた状態に形成しても良い。

【0091】

この推進力発生部材7は、挿入補助具1内へ挿入された案内管121を図26に示すように、保持部4内において、スリット9aの切断面となる接触部となる押圧部9eにより圧接する状態となっている。これにより、各押圧部9eは、案内管121と接触する面が案内管121の外表面に形成されている螺旋形状部121aを所定の摩擦抵抗を与えた状態で圧接する。

【0092】

このとき、各推進力発生部材7a, 7bに形成された案内管121を押圧する各押圧部9eと案内管121に形成されている螺旋形状部121aとの接触状態が、摩擦による雄ねじと雌ねじとの関係になる。こうして、本変形例の推進力発生部材7は、案内管121に推進力を発生させることができる。

10

【0093】

また、推進力発生部材7は、スリット9aが1つのみ形成されているため、スリット9aにおける両端側の弾性力の方が大きくなる。そのため、案内管121は、弾性力、つまり押圧力の小さいスリット9aの中央付近に寄せられ、挿入補助具1内の略中央で安定する。

従って、第5の変形例に係る推進力発生部材7は、上述した第1の実施形態及び各変形例と同じ効果を得ることができる。

20

【0094】

次に、図27及び図28を参照して、第6の変形例となる推進力発生部材7について説明する。図27は、第6の変形例に係る推進力発生部材7の平面図、図28は図27の推進力発生部材7に案内管121が挿通された状態を示す平面図である。

【0095】

図27に示すように、第5の変形例の推進力発生部材7に形成したスリット9aの略中央に孔部9dを設けても良い。

これにより、第1の変形例の推進力発生部材7と同様に、図28に示すように、孔部9dは、推進力発生部材7に案内管121が挿通された状態において、スリット9aにより2分割される押圧部9eで略半円状の凹部9d1, 9d2となる。そして、夫々、凹部9d1, 9d2を有する各押圧部9eが案内管121を押圧しながら当接する。

30

【0096】

これにより、案内管121は、推進力発生部材7の略中央で常に保持された状態となる。その結果、案内管121は、挿入補助具1内における長軸方向の位置が略中央でさらに安定することで、第1の変形例の推進力発生部材7と同じ効果が得られる。

【0097】

次に、図29を参照して、第7の変形例となる推進力発生部材7について説明する。図29は、第7の変形例に係る推進力発生部材7の平面図である。

図29に示すように、推進力発生部材7には、スリット9aの両端夫々に、このスリット9aと略直交する方向にスリット9a1と、これらスリット9a1の両端に裂け防止用孔部9cが夫々形成されていても良い。

40

これにより、推進力発生部材7は、第6の変形例と同じ効果が得られると共に、径の異なる、特に太径の案内管121に対応可能となる。

【0098】

次に、図30～図33を参照して、第8の変形例となる推進力発生部材7について説明する。図30～図32は、第8の変形例に係る推進力発生部材7の平面図、図33は図30～図32の推進力発生部材7に案内管121が挿通された状態を示し、挿入補助具1の保持部4近傍を拡大した部分断面図である。

【0099】

50

である。

図30に示すように、推進力発生部材7には、上述のスリット9aに代えて略中央に略矩形状の挿入受け部を構成する貫通部である貫通孔11が形成されていても良い。この貫通孔11の4つの角部には、裂け防止のために断面形状が略円形に形成された溝11bが形成されている。尚、貫通孔11は、貫挿する案内管121の外径よりも若干に小さい孔径が設定されている。また、この貫通孔11の形状は、略矩形状に限ることなく、例えば、図31に示す略円形状、図32に示す各頂点に溝11bが形成された略三角形形状などでも良い。

【0100】

この推進力発生部材7は、挿入補助具1内へ挿入された案内管121を図33に示すように、保持部4内において、貫通孔11の端面となる接触部となる押圧部11aにより圧接する状態となっている。これにより、各押圧部11aは、案内管121と接触する面が案内管121の外表面に形成されている螺旋形状部121aを所定の摩擦抵抗を与えた状態で圧接する。

10

【0101】

このとき、各推進力発生部材7a、7bに形成された案内管121を押圧する各押圧部11aと案内管121に形成されている螺旋形状部121aとの接触状態が、摩擦による雄ねじと雌ねじとの関係になる。こうして、本変形例の推進力発生部材7は、案内管121に推進力を発生させることができる。

【0102】

また、本変形例の推進力発生部材7は、同材質及び同肉厚の上述した第1の実施例及び各変形例におけるスリット9aを有する推進力発生部材7に比して、大きな案内管121への押圧力により、強い抵抗を加えることができる。そのため、案内管121を挿入補助具1内でより安定させることができる。さらに、本変形例の推進力発生部材7は、貫通孔11により、部材体積を軽減できるため、歩留り向上を実現可能な構成とすることができる。

20

【0103】

次に、図34～図38を参照して、第9の変形例となる推進力発生部材7について説明する。図34～図37は、第9の変形例に係る推進力発生部材7の平面図、図38は図34～図37の推進力発生部材7に案内管121が挿通された状態を示し、挿入補助具1の保持部4近傍を拡大した部分断面図である。

30

【0104】

図34に示すように、推進力発生部材7には、各一端が裂け止め用孔部9cを介して2つのスリット9aが形成されていても良い。従って、推進力発生部材7には、3角形状の押圧部9bが形成される。尚、図35に示すように、隙間を有するスリット9aでも良い。

【0105】

また、スリット9aは、2つのスリット9aに限ることなく、例えば、図36に示すように、3つのスリット9aが形成されており、1つのスリット9aの両端部が裂け止め用孔部9cを介して別のスリット9aに夫々繋がれたものでも良い。これにより、推進力発生部材7には、略矩形状の押圧部9bが形成される。さらに、図37に示すように、上述の第4の変形例と同様に、推進力発生部材7の略中央に貫通孔10aを形成し、この貫通孔10aの縁辺部より中央に向かって突出する押圧部10bを1つ形成しても良い。

40

【0106】

これら、図34～図37に示した推進力発生部材7は、図38に示すように、挿入補助具1の保持部4内において、押圧部9b、10bが鉛直方向に対する下部側で案内管121を保持するように設置される。これにより、案内管121は、鉛直方向の自重に対して、推進力発生部材7の押圧部9b、10bにより上部側へ押し付けられるように保持される。

【0107】

50

これにより、本変形例の推進力発生部材 7 は、案内管 1 2 1 を鉛直方向の上部側へ押し上げて、挿入補助具 1 内で安定させることができる。また、この推進力発生部材 7 は、径の異なる案内管 1 2 1 に対応可能な構成となる。

【0108】

次に、図 3 9 ~ 図 4 1 を参照して、第 1 0 の変形例となる推進力発生部材 7 について説明する。図 3 9 は、第 1 0 の変形例に係る推進力発生部材 7 の平面図、図 4 0 は図 3 9 の推進力発生部材 7 に案内管 1 2 1 が挿通された状態を示す平面図、図 4 1 は更に変形例となる推進力発生部材 7 の平面図である。

【0109】

図 3 9 に示すように、第 9 の変形例に係る推進力発生部材 7 は、外周方向から略中央にかけて形成された挿入受け部である切欠き溝 1 2 を有していても良い。この切欠き溝 1 2 は、所定の溝幅、好ましくは、案内管 1 2 1 の外径よりも若干小さな溝幅を有している。

【0110】

図 4 0 に示すように、この推進力発生部材 7 は、切欠き溝 1 2 内へ係入された案内管 1 2 1 を切欠き溝 1 2 の両溝面となる接触部となる押圧部 1 2 a により圧接する状態となっている。これにより、各押圧部 1 2 a は、案内管 1 2 1 と接触する面が案内管 1 2 1 の外表面に形成されている螺旋形状部 1 2 1 a を所定の摩擦抵抗を与えた状態で圧接する。

【0111】

このとき、推進力発生部材 7 に形成された案内管 1 2 1 を押圧する押圧部 1 2 a と案内管 1 2 1 に形成されている螺旋形状部 1 2 1 a との接触状態が、摩擦による雄ねじと雌ねじとの関係になる。こうして、本変形例の推進力発生部材 7 は、案内管 1 2 1 に推進力を発生させることができる。また、本変形例の推進力発生部材 7 は、切欠き溝 1 2 の溝開口を外周に有しているため、案内管 1 2 1 を切欠き溝 1 2 への装着が容易な構成となっている。

【0112】

ところで、シリコンゴムなどの弾性部材からなる摩擦部材である推進力発生部材 7 は、施術中において、案内管 1 2 1 との摩擦により磨耗劣化し案内管 1 2 1 へ十分な推進力を付与できなくなる場合がある。そのため、本変形例の推進力発生部材 7 は、切欠き溝 1 2 により、患者の体腔内に挿入されている案内管 1 2 1 を抜去することなく、挿入補助具 1 において、施術中でも交換可能な構成となっている。

【0113】

また、術者は、推進力発生部材 7 の交換時に、切欠き溝 1 2 の溝開口を鉛直下方に向けてすることで、案内管 1 2 1 の上方から着脱し易く、さらに、装着後の推進力発生部材 7 を案内管 1 2 1 の軸回りに反転させ、切欠き溝 1 2 の溝開口を鉛直上方とすることで、案内管 1 2 1 の自重に対する鉛直下方側への保持を可能とすることができる。

【0114】

尚、このような上述した技術は、例えば、第 1 の実施の形態に示した推進力発生部材 7 にも適用可能である。詳しくは、図 4 1 に示すように、第 1 の実施の形態の推進力発生部材 7 には、両端部が裂け防止用孔部 9 c と繋がるスリット 9 a と、このスリット 9 a と略直交し一端が裂け防止用孔部 9 c と繋がり、他端が推進力発生部材 7 の外縁部まで延設されたスリット 9 f が形成されている。

【0115】

このような構成とすることにより、術者は、推進力発生部材 7 のスリット 9 f の他端である推進力発生部材 7 の外縁部まで延設された端部側から案内管 1 2 1 を挟み込むようにして装着可能となり、施術中でも交換可能とすることができる。

【0116】

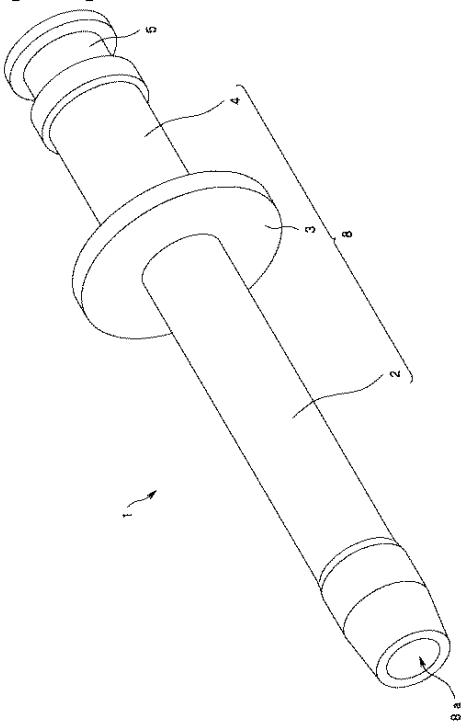
尚、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【産業上の利用可能性】

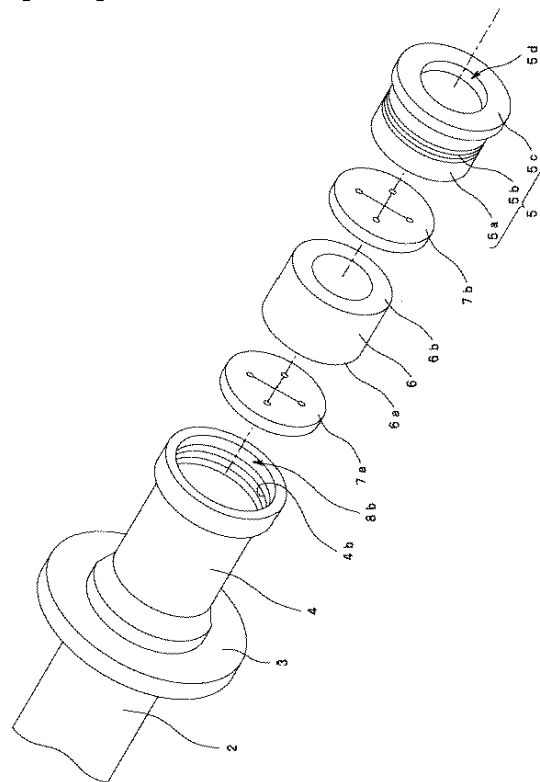
【0117】

本発明の推進力発生手段、挿入補助具及び内視鏡システムによれば、患者の体腔内の所望の部位まで内視鏡の挿入部を案内し得るようにする医療機器を使用する際に、医療機器の案内管、及び導入管を体腔内へ導入し易くなると共に、挿入性が向上するため、それに伴って、内視鏡の挿入部の挿入性が向上する。

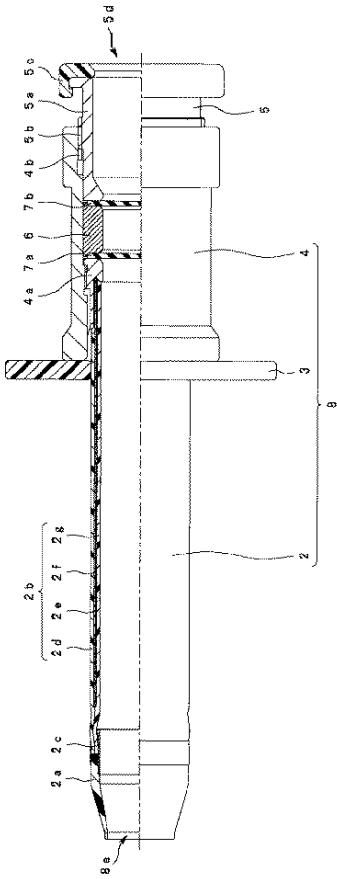
【図 1】



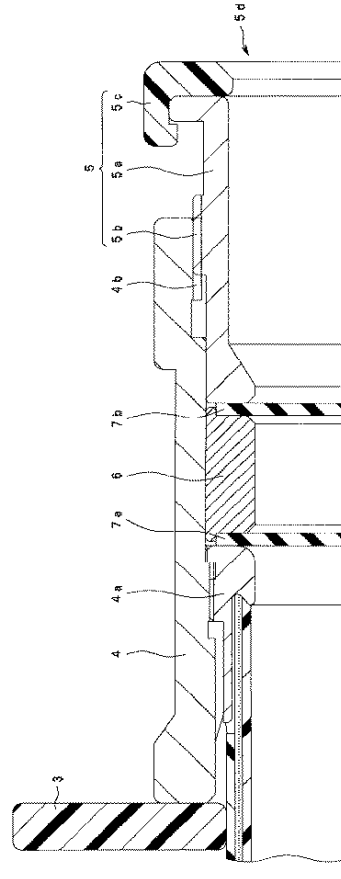
【図 2】



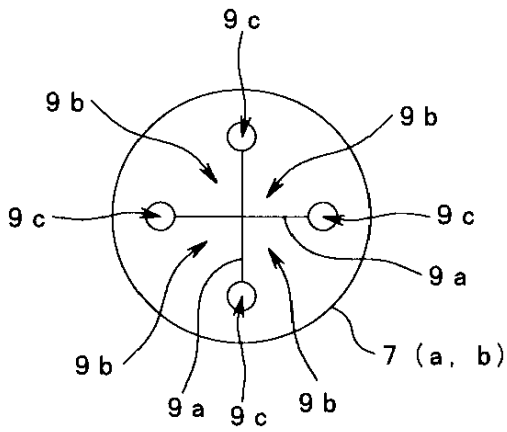
【図 3】



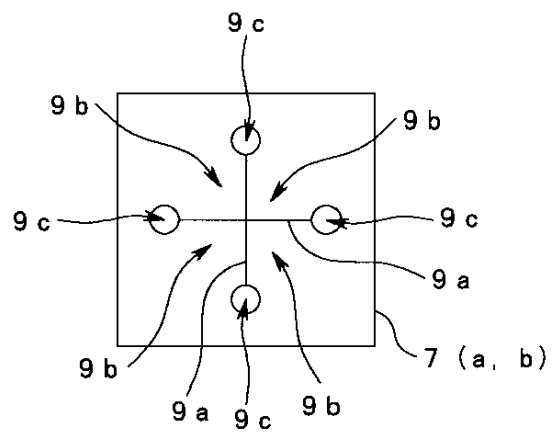
【図 4】



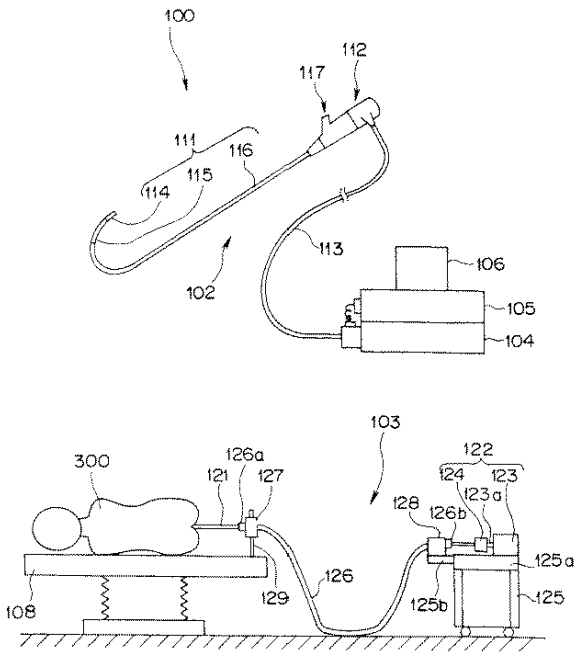
【図 5 A】



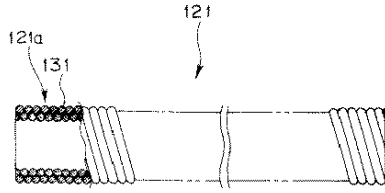
【図 5 B】



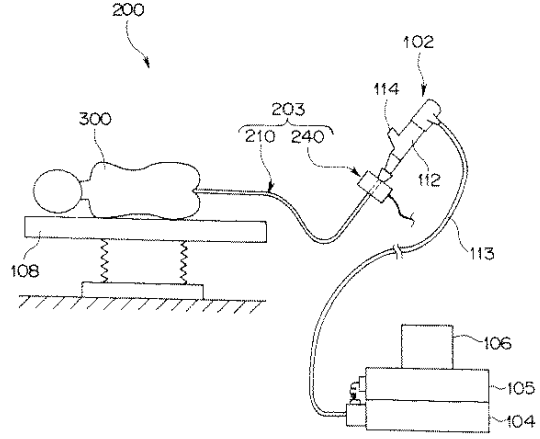
【図 6】



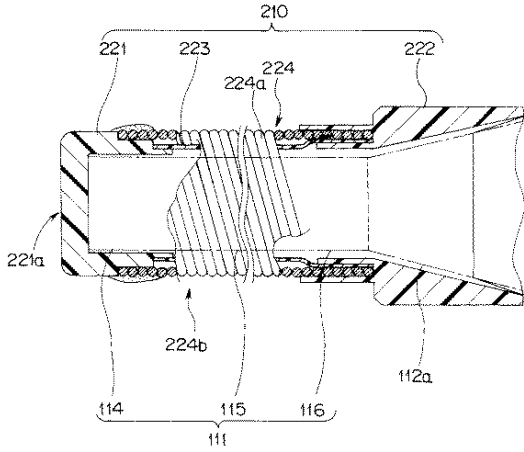
【図 7】



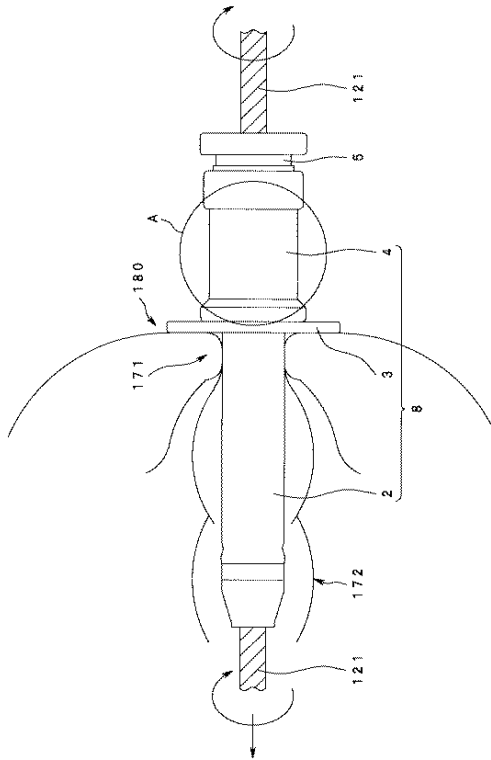
【図 8】



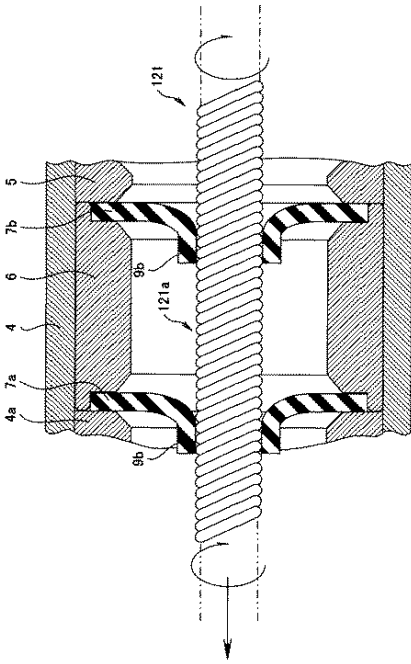
【図 9】



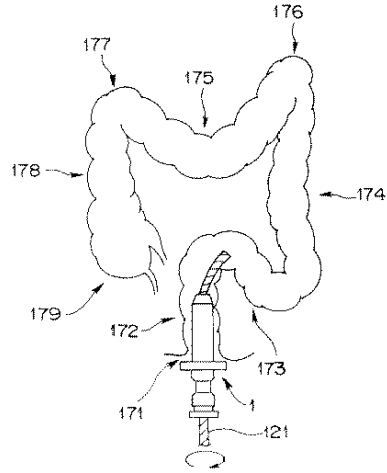
【図 10】



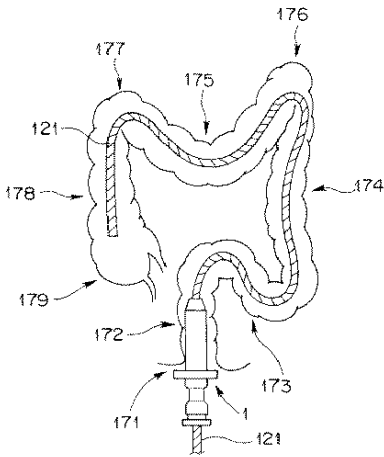
【図 1 1】



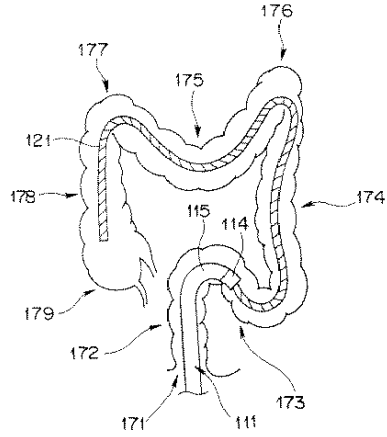
【図 1 2】



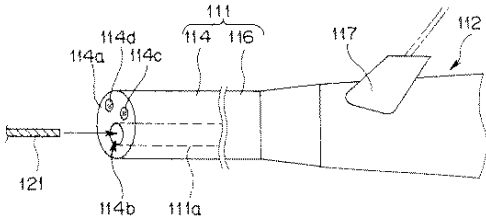
【図 1 3】



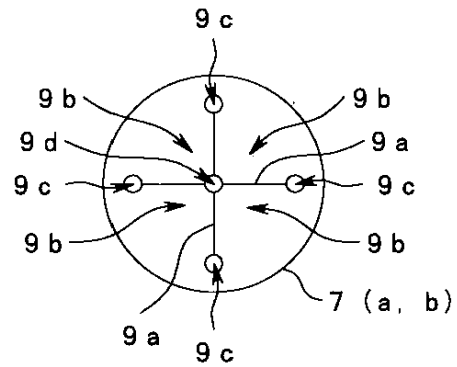
【図 1 5】



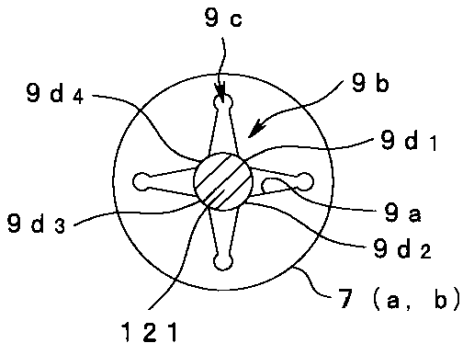
【図 1 4】



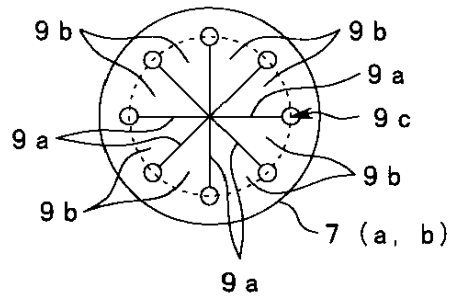
【図 1 6】



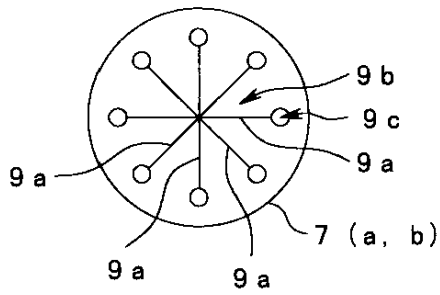
【図17】



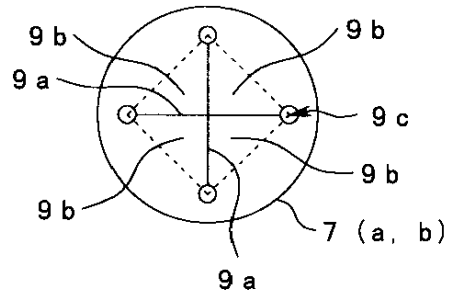
【図19】



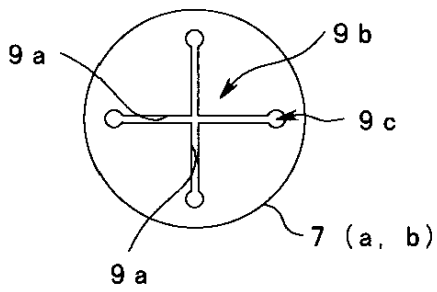
【図18】



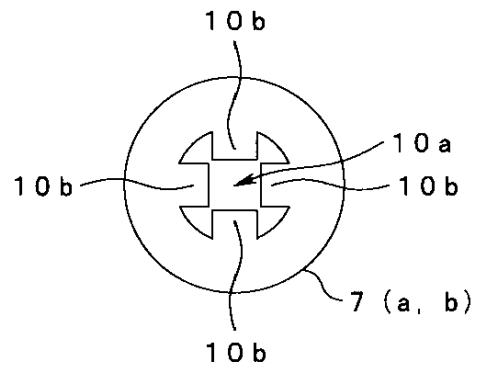
【図20】



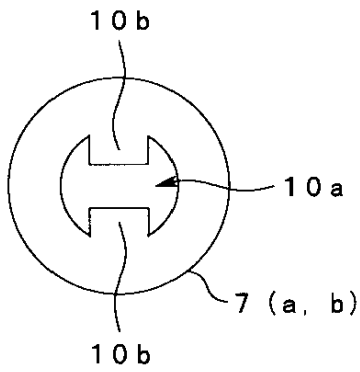
【図21】



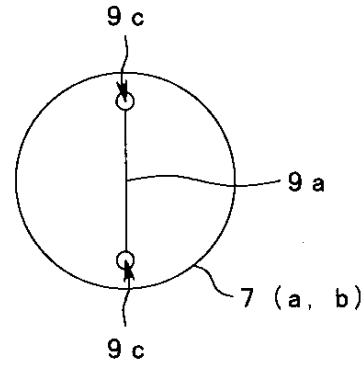
【図23】



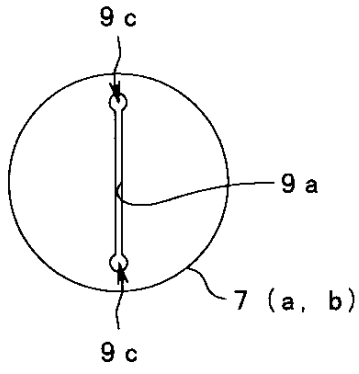
【図22】



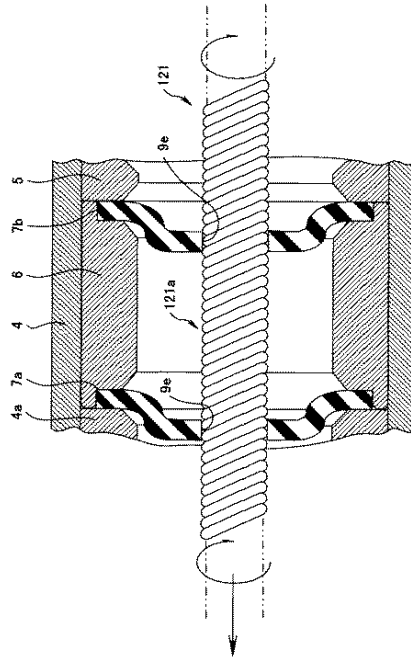
【図24】



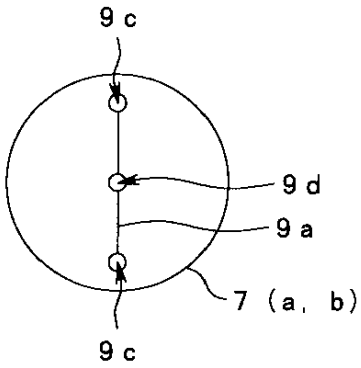
【図 25】



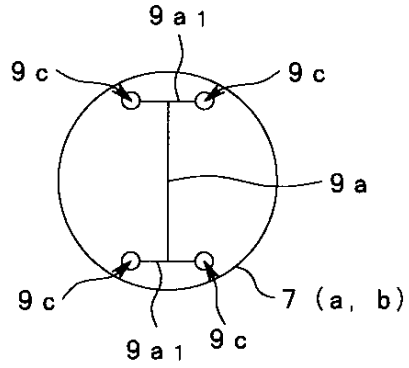
【図 26】



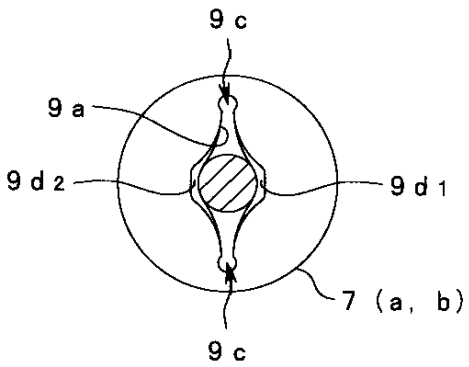
【図 27】



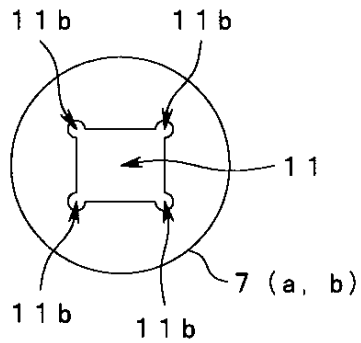
【図 29】



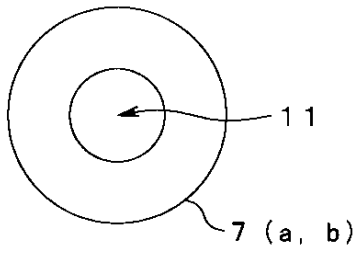
【図 28】



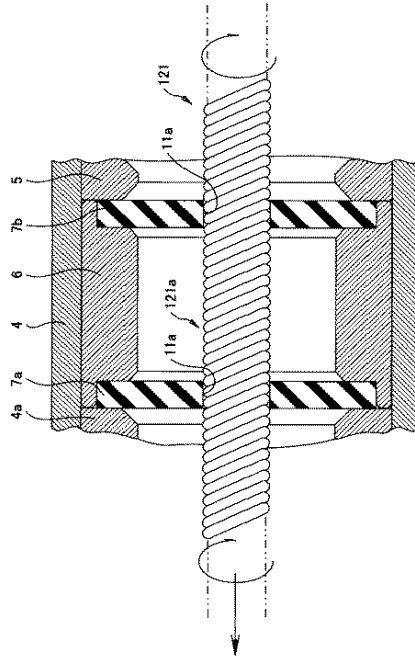
【図 30】



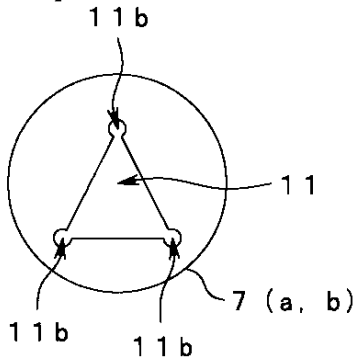
【図 3 1】



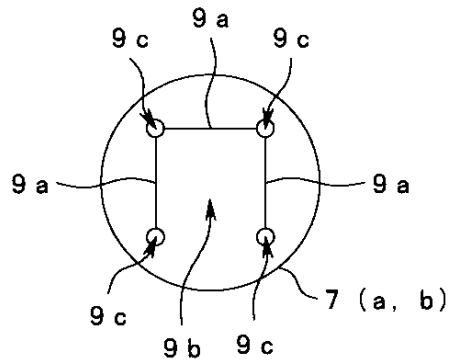
【図 3 3】



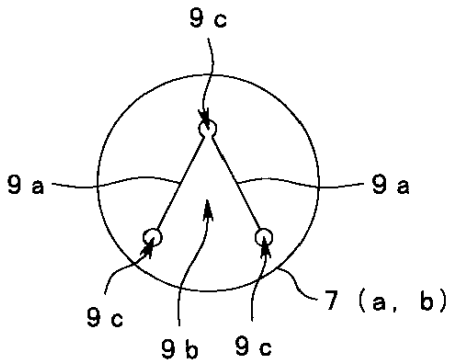
【図 3 2】



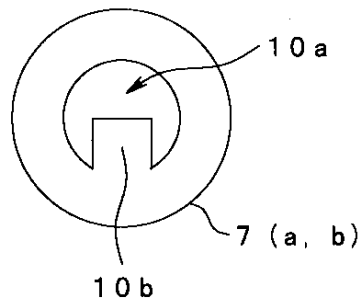
【図 3 6】



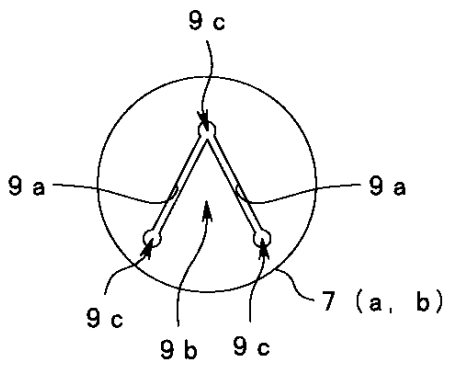
【図 3 4】



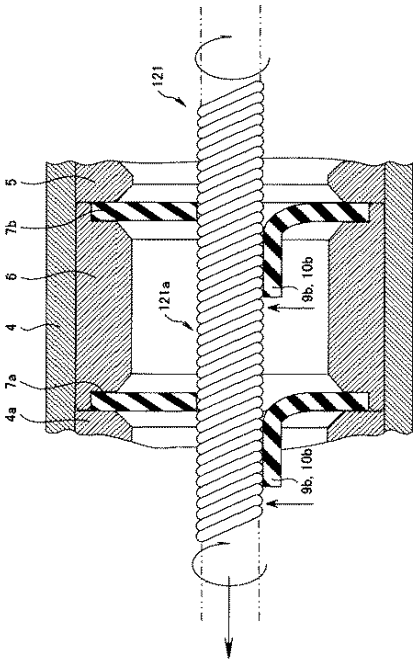
【図 3 7】



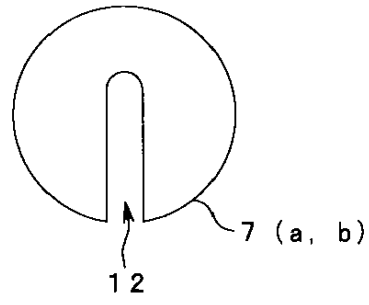
【図 3 5】



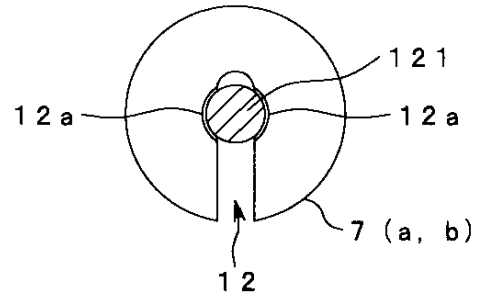
【図 38】



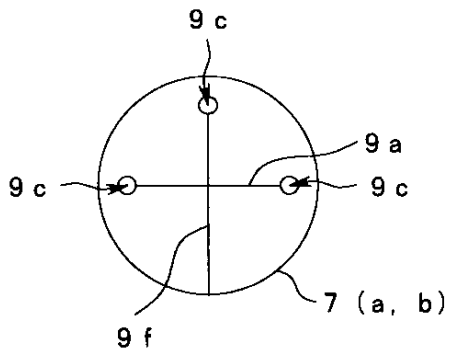
【図 39】



【図 40】



【図 41】



专利名称(译)	推进力产生装置，插入辅助装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2007032055A1	公开(公告)日	2009-03-19
申请号	JP2007535338	申请日	2005-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	石崎良輔		
发明人	石崎 良輔		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/31 A61B1/00147		
FI分类号	A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/GG22 4C061/JJ03 4C061/JJ06		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于将内窥镜插入部(111)引导到体腔中的推进力产生装置(7)，其设置在插入辅助装置(1)上，该插入辅助装置与具有长引导构件(121)的医疗装置(100, 200)一起使用。在其外周上形成的螺旋槽。推进力产生装置(7)具有插入有引导构件的插入承受部(9a)，并且还具有接触部(9b)，当引导构件被插入时，引导部的外周面与该接触部(9b)接触。插入到插入接收部分中。

