

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5016152号
(P5016152)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

A 6 1 B 1/00 3 1 0 C

請求項の数 7 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-516420 (P2012-516420)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成23年9月7日(2011.9.7)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/070407		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02012/043179	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成24年4月5日(2012.4.5)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成24年4月2日(2012.4.2)	(72) 発明者	杉山 勇太
(31) 優先権主張番号	特願2010-222476 (P2010-222476)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成22年9月30日(2010.9.30)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
早期審査対象出願		審査官	樋熊 政一
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 挿入補助具及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入される内視鏡の挿入部に沿って長軸方向に相対移動可能に配設され、曲げ剛性が低く形状保持力が小さい第1の状態と、曲げ剛性が高く形状保持力が大きい第2の状態と、の間で状態変化し得る長尺なガイド部を有する挿入補助具であって、

前記ガイド部は、当該ガイド部の長軸方向に沿って延在され、温度によって強度が変化する強度可変部材を有し、

前記強度可変部材の基端側が硬化を開始する境界温度を、先端側の境界温度よりも相対的に低く設定することにより、前記ガイド部の基端側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも相対的に高くなるよう曲げ剛性に勾配を持たせることを特徴とする挿入補助具。

10

【請求項 2】

前記ガイド部における前記強度可変部材の基端側の肉厚を、先端側の肉厚よりも相対的に大きく設定したことを特徴とする請求項1記載の挿入補助具。

【請求項 3】

前記ガイド部は、当該ガイド部の長軸方向に同心円上に延在する複数のチューブから構成される部分を含み、

前記強度可変部材を前記複数のチューブの何れかによって構成したことを特徴とする請求項1記載の挿入補助具。

【請求項 4】

被検体内に挿入される挿入部を備えた内視鏡と、

20

請求項 1 に記載の挿入補助具と、を具備し、

前記挿入部の曲げ剛性は、前記第 1 の状態にあるときの前記ガイド部の曲げ剛性よりも相対的に高く、且つ、前記第 2 の状態にあるときの前記ガイド部の曲げ剛性よりも相対的に低く設定されていることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 5】

前記挿入部は、湾曲時の形状を保持する保形性を有することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記ガイド部は、前記挿入部の外周に配設される筒状の部材であって、

前記挿入部の外周面は、先端側の外径が基端側の外径よりも相対的に大きなテーパ面で構成され、

10

前記ガイド部の内周面は、先端側の内径が基端側の内径よりも相対的に大きなテーパ面で構成されていることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記ガイド部は、前記挿入部の内部に形成された挿通チャンネル内に挿通される棒状の部材であって、

前記挿通チャンネルの内周面は、先端側の内径が基端側の内径よりも相対的に小さなテーパ面で構成され、

前記ガイド部の外周面は、先端側の外径が基端側の外径よりも相対的に小さなテーパ面で構成されていることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に挿入される挿入部の長軸方向に沿って配設される挿入補助具、及び、これを用いた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、医療分野において広く利用されている内視鏡は、被検体内に挿入される細長い挿入部を有する。このような内視鏡の挿入部を S 字結腸等の曲がりくねった管路内に挿入する際の挿入性を向上させるための補助具として、所謂オーバーチューブ等の挿入補助具が知られている。

30

【0003】

この種の挿入補助具として、例えば、日本国特表 2006-505302 号公報には、内部にワイヤが包埋された熱軟化ポリマー層を含んで構成したオーバーチューブが開示されている。このポリマー層は通電によるワイヤの抵抗加熱によって軟化されるようになっており、このポリマー層の軟化により、オーバーチューブは、形状保持力が小さく可撓性を有した状態となる。一方、ワイヤに対する通電が停止されると、ポリマー層が硬化され、オーバーチューブは、形状保持力が大きく曲げ変形しにくい状態となる。このような特性を用い、特許文献 1 の技術では、挿入補助具（オーバーチューブ）を選択的に硬化させることにより、内視鏡の挿入部の進行によって引き起こされる器官の膨張を減少させることが可能となっている。

40

【0004】

ところで、例えば、被検体内への挿入時等において、挿入部や挿入補助具の基端側には、先端側に加わった力のモーメントが働く。周知のように、モーメントは力と距離との積で表されるため、基本的には、挿入経路が長くなるほど挿入部等の基端側に作用するモーメントは大きくなる。従って、このようなモーメントに起因する座屈等を防止して高い挿入性を実現するためには、挿入補助具の曲げ剛性を高く設定することが望ましい。

【0005】

その一方で、挿入補助具の曲げ剛性を高く設定すると、特に挿入経路が複雑に曲折している S 字結腸等においては、腸壁に対して挿入補助具が必要以上に干渉する等して被検体

50

に負担を強いる虞がある。

【 0 0 0 6 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、挿入経路が長い場合や複雑に曲折している場合等においても、被検体に負担を与えることなく高い挿入性を実現することができる挿入補助具及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様による挿入補助具は、被検体内に挿入される内視鏡の挿入部に沿って長軸方向に相対移動可能に配設され、曲げ剛性が低く形状保持力が小さい第 1 の状態と、曲げ剛性が高く形状保持力が大きい第 2 の状態と、の間で状態変化し得る長尺なガイド部を有する挿入補助具であって、前記ガイド部は、当該ガイド部の長軸方向に沿って延在され、温度によって強度が変化する強度可変部材を有し、前記強度可変部材の基端側が硬化を開始する境界温度を、先端側の境界温度よりも相対的に低く設定することにより、前記ガイド部の基端側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも相対的に高くなるよう曲げ剛性に勾配を持たせるものである。

10

【 0 0 0 8 】

また、本発明の一態様による内視鏡装置は、被検体内に挿入される挿入部を備えた内視鏡と、前記挿入補助具と、を具備し、前記挿入部の曲げ剛性は、前記第 1 の状態にあるときの前記ガイド部の曲げ剛性よりも相対的に高く、且つ、前記第 2 の状態にあるときの前記ガイド部の曲げ剛性よりも相対的に低く設定されているものである。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係わり、内視鏡装置の概略構成図

【図 2】同上、挿入補助具を装着した内視鏡の斜視図

【図 3】同上、内視鏡の挿入部の要部断面図

【図 4】同上、挿入補助具の要部断面図

【図 5】同上、図 4 の V - V 断面図

【図 6】同上、図 4 の VI - VI 断面図

【図 7】同上、反力についての説明図

30

【図 8】同上、S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図

【図 9】同上、S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図

【図 10】同上、S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図

【図 11】同上、S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図

【図 12】同上、S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図

【図 13】同上、S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図

【図 14】同上、S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図

【図 15】同上、挿入補助具の変形例を示す要部断面図

【図 16】同上、挿入補助具の変形例を示す要部断面図

【図 17】同上、挿入部及び挿入補助具の変形例を示す要部断面図

40

【図 18】同上、挿入部及び挿入補助具の変形例を示す要部断面図

【図 19】本発明の第 2 の実施形態に係わり、挿入補助具の要部断面図

【図 20】同上、図 18 の XIX - XIX 断面図

【図 21】同上、図 18 の XX - XX 断面図

【図 22】同上、挿入補助具が挿入された挿入部の要部を示す断面図

【図 23】同上、挿入部及び挿入補助具の変形例を示す要部断面図

【図 24】同上、挿入部及び挿入補助具の変形例を示す要部断面図

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の形態を説明する。図 1 乃至図 18 は本発明の第 1 の実施

50

形態に係わり、図 1 は内視鏡装置の概略構成図、図 2 は挿入補助具を装着した内視鏡の斜視図、図 3 は内視鏡の挿入部の要部断面図、図 4 は挿入補助具の要部断面図、図 5 は図 4 の V - V 断面図、図 6 は図 4 の VI - VI 断面図、図 7 は反力についての説明図、図 8 ~ 図 14 は S 字結腸内への挿入時における先端部及び補助具の状態を示す説明図、図 15、16 は挿入補助具の変形例を示す要部断面図、図 17、18 は挿入部及び挿入補助具の変形例を示す要部断面図である。

【0011】

図 1 に示す内視鏡装置 1 は、例えば、内視鏡 2 と、モニタ 3 と、ビデオプロセッサ 4 と、光源装置 5 と、送気送水タンク 6 と、吸引ポンプ 7 と、信号ケーブル 8 と、挿入補助システム 9 とを有して主要部が構成されている。

10

【0012】

例えば、図 2 に示すように、内視鏡 2 は、長尺で細長な挿入部 15 と、操作部 16 と、各種電気信号伝送ケーブルやライトガイド等を内包するユニバーサルコード 17 と、を有して構成されている。また、挿入部 15 は、先端側から順に、先端部 12 と、湾曲部 13 と、可撓管部 14 とを有して構成されている。

【0013】

ここで、例えば、図 3 に示すように、先端部 12 は、金属ブロック体である先端硬質部 30 と、この先端硬質部 30 の後方（基部側）に嵌合された金属製の硬質管 31 とを有し、これら先端硬質部 30 と硬質管 31 とが一体的に外皮 32 に被覆されて要部が構成されている。

20

【0014】

先端硬質部 30 には、対物光学系を構成するレンズユニット 33 が保持されている。このレンズユニット 33 の光軸方向後方には、撮像素子（図示せず）等を内蔵した撮像ユニット 34 が配設され、この撮像ユニット 34 からはユニバーサルコード 17 に内包される電気信号伝送ケーブル 35 が延出されている。

【0015】

また、湾曲部 13 内には、複数の湾曲駒 37 が一列に配列されている。これら湾曲駒 37 のうち、最先端に位置する湾曲駒 37 は硬質管 31 の後端に挿嵌固定され、以降の各湾曲駒 37 は、隣接する湾曲駒 37 に対し、それぞれ枢軸部材 38 を介して回動自在に連結されている。

30

【0016】

また、先端硬質部 30 の先端には開口部が形成されており、この開口部にチューブ接続管 39 が挿嵌固定されている。このチューブ接続管 39 の外周部にはチャンネルチューブ 40 が接続され、このチャンネルチューブ 40 は、挿入部 15 内を長軸方向に沿って延在されている。これにより、挿入部 15 内には、処置具等を挿通可能な挿通チャンネル 41 が形成されている。

【0017】

また、挿入部 15 内には、例えば、複数の針金からなる保形部材 42 が、長軸方向に沿って延設されている。この保形部材 42 を構成する針金としては、通常の使用領域（変形・力領域）における塑性特性が弾性特性に比べて顕著に示されるものが選定されている。これにより、保形部材 42 は、例えば、外力による挿入部 15 の受動的な湾曲、或いは、術者の湾曲操作による挿入部 15 の能動的な湾曲等が行われた際に塑性変形され、外皮 32 の復元力等に抗して挿入部 15 の湾曲形状を保持する。なお、保形部材 42 としては、例えば、針金等に代えて、周知のインターロックチューブ（フレキシブルチューブ）等を用いてもよい。

40

【0018】

図 2 に示すように、操作部 16 は、挿入部 15 の可撓管部 14 の基端側に接続される折れ止め部 18 と、挿入部 15 内の挿通チャンネル 41 に連通するチャンネル挿通部 19 と、操作部本体 20 とを有して構成されている。

【0019】

50

操作部本体 20 には、挿入部 15 の湾曲部 13 を湾曲操作するための湾曲操作ノブ 23 が回動自在に配設されるとともに、各種内視鏡機能のスイッチ類等が設けられている。なお、湾曲操作ノブ 23 は、湾曲部 13 を上下方向に湾曲操作するための U D 湾曲操作ノブ 21 と、湾曲部 13 を左右方向に湾曲操作するための R L 湾曲操作ノブ 22 とを有し、これらは重畳配設されている。

【0020】

ユニバーサルコード 17 は、操作部 16 から延出され、その延出端に光源装置 5 と着脱自在な内視鏡コネクタ 25 を有する（図 1 参照）。

【0021】

ビデオプロセッサ 4 は、例えば、内視鏡 2 のコネクタ 25 と信号ケーブル 8 を介して電気的に接続されており、信号ケーブル 8 を介して撮像ユニット 34 の動作制御を行うとともに、撮像ユニット 34 において撮像された画像信号の処理を行う。なお、ビデオプロセッサ 4 によって処理された画像信号は、内視鏡画像としてモニタ 3 に表示される。

10

【0022】

光源装置 5 は、内視鏡 2 内に設けられた図示しない既知のライトガイドに、照明光を供給するものである。すなわち、本実施形態の内視鏡 2 のユニバーサルコード 17、操作部 16、及び、挿入部 15 内にはライトガイドが配設されており、このライトガイドを介して、光源装置 5 は先端部 12 まで照明光を供給する。

【0023】

送気送水タンク 6 は、光源装置 5 にチューブを介して接続されており、内視鏡 2 内に設けられた図示しない既知の送気送水管路に、気体または液体を供給するものである。

20

【0024】

吸引ポンプ 7 は、例えば、内視鏡 2 のコネクタ 25 にチューブを介して接続されており、内視鏡 2 内に設けられた図示しない既知の吸引管路を介して、腸管内の液体または組織を吸引する際に用いられる。

【0025】

図 1, 2 に示すように、挿入補助システム 9 は、内視鏡 2 の挿入部 15 に沿って長軸方向に相対移動可能に配設される挿入補助具 50 と、この挿入補助具 50 を制御する制御装置 51 と、を有する。

【0026】

30

図 1, 2, 4 に示すように、本実施形態の挿入補助具 50 は、挿入部 15 の外周に配置される中空のオーバーチューブによって構成されている。具体的に説明すると、挿入補助具 50 は、長尺な略円筒形状をなすガイド部 55 と、このガイド部 55 の基部に連設された中空のグリップ部 56 とを有して構成され、これらの内部に内視鏡 2 の挿入部 15 を挿通可能となっている。

【0027】

図 4 乃至図 6 に示すように、ガイド部 55 は、その長軸方向に延在する第 1 ~ 第 3 のチューブ 55a ~ 55c が同心円上に配設されて要部が構成されている。

【0028】

これら第 1 ~ 第 3 のチューブ 55a ~ 55c のうち、最内周に位置する第 1 のチューブ 55a と最外周に位置する第 3 のチューブ 55c は、可撓性を有する樹脂製のチューブで構成されている。なお、第 1 のチューブ 55a の内径は内視鏡 2 の挿入部 15 の外径よりも僅かに大きく設定されており、これにより、ガイド部 55 は、内部に挿通された挿入部 15 の長軸方向への相対移動を許容する。

40

【0029】

第 2 のチューブ 55b は、例えば、温度に応じて強度が変化する強度可変部材を用いたチューブで構成されている。本実施形態において、強度可変部材としては、例えば、高温側で軟化し且つ低温側で硬化する熱軟化ポリマー樹脂を用いることが可能である。この場合において、強度可変部材としては、例えば、硬化を開始する境界温度（ガラス転位温度）が、例えば、25 ~ 35 程度の範囲にある熱軟化ポリマー樹脂を用いることが望ま

50

しい。なお、前述した境界温度の温度範囲は、人体の体温に近く且つ人体の体温よりも低い温度範囲であり、このような温度範囲の熱軟化ポリマー樹脂を用いることにより、被検体内において強度を変化させる際の温度制御等が容易となる。

【0030】

第2のチューブ55bの内径は第1のチューブ55aの外径よりも大径に設定され、第2のチューブ55bの外径は第3のチューブ55cの内径よりも小径に設定されている(図4乃至図6参照)。これにより、第2のチューブ55bの内周面と第1のチューブ55aの外周面との間には空隙57aが形成され、第2のチューブ55bの外周面と第3のチューブ55cの内周面との間には空隙57bが形成されている。そして、これら第2のチューブ55bの内外周に形成された空隙57a, 57bが第2のチューブ55bの先端側

10

【0031】

流路57の各端部は、グリップ部56から延出する流体給排管路52を介して制御装置51に接続されている。これにより、制御装置51は、例えば、制御流体として所定温度に調温された制御用水を流路57内に循環させることが可能となっており、この流路57内を流通する制御流体を通じて第2のチューブ55bを加熱制御或いは冷却制御する。そして、制御流体を通じた加熱によって第2のチューブ55b全体が軟化されると、ガイド部55は、形状保持力が小さく可撓性を有する第1の状態となる。一方、制御流体を通じた冷却によって第2のチューブ55b全体が硬化されると、ガイド部55は、形状保持力が大きく可撓性が制限された第2の状態となる。このように、本実施形態のガイド部55は、第2のチューブ55bに対する温度制御を通じて、形状保持力が小さい第1の状態と、形状保持力が大きい第2の状態と、の間で状態変化し得るよう構成されている。

20

【0032】

ここで、本発明において、ガイド部55の形状保持力とは、ガイド部55の現在の形状に対する変形しにくさ(曲がりにくさ)をいう。このような形状保持力は一般には種々の物理量等に基づいて総合的に判断されるものであるが、本実施形態において、ガイド部55上の各部の形状保持力は、特に、曲げ剛性に基づいて判断される。すなわち、本実施形態においては、例えば、図7に示すように、設定間隔L(例えば、 $L = 150\text{ mm}$)離間した一对の支持台にガイド部55を架設し、当該ガイド部55の架設中央を設定幅D(例えば、 $D = 50\text{ mm}$)だけ撓ませる三点曲げ試験において発生する反力(曲げ剛性)が大きい程、形状保持力が高いと判断する。なお、説明を省略するが、本実施形態においては、挿入部15の形状保持力についても、同様の判断がなされる。

30

【0033】

本実施形態において、ガイド部55の曲げ剛性は、例えば、内視鏡2の挿入部15の曲げ剛性との関係に基づいて設定される。すなわち、ガイド部55の曲げ剛性は、当該ガイド部55が第1の状態にあるとき挿入部15の曲げ剛性よりも相対的に低く、且つ、第2の状態にあるとき挿入部15の曲げ剛性よりも相対的に高くなるよう設定されている。この場合において、第2の状態にあるときのガイド部55の曲げ剛性は、挿入部15の曲げ剛性の3倍以上であることが特に好ましい。また、第2の状態にあるときのガイド部55の曲げ剛性は、第1の状態にあるときの曲げ剛性の5倍以上であることが望ましい。

40

【0034】

加えて、ガイド部55自身の曲げ剛性には、基端側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも相対的に大きくなるよう勾配が設定されている。このような曲げ剛性の勾配は、例えば、図4乃至図6に示すように、第2のチューブ55bに対し、基端側の肉厚が先端側の肉厚よりも相対的に大きくなるよう肉厚に勾配を設けることによって実現されている。すなわち、肉厚に勾配を有するテーパ管によって第2のチューブ55bを構成することにより、ガイド部55には、第1の状態及び第2の状態の何れの場合においても、基端側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも相対的に大きくなるよう曲げ剛性の勾配が設定されている。

。

50

【 0 0 3 5 】

次に、このような構成の挿入補助システム 9 を用いて被検体内に挿入部 1 5 を挿入する際の手順の一例として、挿入部 1 5 を S 字結腸内に挿入する際の手順について、図 8 乃至図 1 4 を参照して説明する。

【 0 0 3 6 】

まず、術者は、制御装置 5 1 への操作を通じて第 2 のチューブ 5 5 b を軟化させ、可撓性を有する第 1 の状態へとガイド部 5 5 の状態をセットする。そして、術者は、ガイド部 5 5 を挿入部 1 5 と一体的に進行させ、S 字結腸 1 0 0 の入口近傍まで導く（図 8 参照）。このとき、第 1 の状態にあるときのガイド部 5 5 の曲げ剛性は、先端側よりも基端側が相対的に高くなるよう設定されているため、挿入部 1 5 及びガイド部 5 5 の先端側の可撓性が十分に確保され、しかも、挿入部 1 5 等の先端側に腸壁等からの力が加えられた場合にも、当該力に基づくモーメントに起因した座屈等が防止される。すなわち、第 1 の状態にあるときのガイド部 5 5 の曲げ剛性に勾配を設けることにより、ガイド部 5 5 の曲げ剛性を全域に渡って必要以上に高く設定することなく、良好な挿入性の確保と、ガイド部 5 5 及び挿入部 1 5 の座屈等の防止とが両立される。

10

【 0 0 3 7 】

次に、術者は、湾曲操作ノブ 2 3 の操作を通じて湾曲部 1 3 を S 字結腸 1 0 0 の曲折方向に沿って進行方向に湾曲させる（図 9 参照）。

【 0 0 3 8 】

その後、術者は、制御装置 5 1 への操作を通じて第 2 のチューブ 5 5 b を硬化させ、可撓性が制限された第 2 の状態へとガイド部 5 5 の状態を変更する。これにより、ガイド部 5 5 の先端側は、S 字結腸 1 0 0 の曲折方向に沿って湾曲したままの形状で保持される（図 1 0 参照）。

20

【 0 0 3 9 】

その後、術者は、挿入部 1 5 をガイド部 5 5 に対して前方に相対移動させ、挿入部 1 5 の先端側のみを S 字結腸 1 0 0 内に進出させる（図 1 1 参照）。このとき、第 2 の状態にあるガイド部 5 5 の曲げ剛性は、挿入部 1 5 の曲げ剛性よりも相対的に高く（例えば、3 倍以上）設定されているため、湾曲状態に保持されたガイド部 5 5 の先端側に挿入部 1 5 を押し出す際の力が加わったとしても、当該力によってガイド部 5 5 の先端側が変形されることがなく、ガイド部 5 5 の湾曲形状は維持される。従って、挿入部 1 5 の先端側（湾曲部 1 3 等）は、ガイド部 5 5 の湾曲形状に沿って的確に S 字結腸 1 0 0 内の所望の進行方向にガイドされる。また、挿入部 1 5 は保形部材 4 2 による保形性を有するため、ガイド部 5 5 から突出された後においても、挿入部 1 5 の先端側は、所望の進行方向に指向したままの状態で保持される。加えて、第 2 の状態にあるときのガイド部 5 5 の曲げ剛性は、先端側よりも基端側が相対的に高くなるよう設定されているため、湾曲状態にあるガイド部 5 5 の先端側に挿入部 1 5 側からの力が加えられた場合にも、当該力に基づくモーメントに起因したガイド部 5 5 の座屈等を防止することができる。すなわち、第 2 の状態にあるときのガイド部 5 5 の曲げ剛性に勾配を設けることにより、ガイド部 5 5 の曲げ剛性を全域に渡って必要以上に高く設定することなく、ガイド部 5 5 の座屈等の防止が実現される。

30

40

【 0 0 4 0 】

その後、術者は、制御装置 5 1 への操作を通じて第 2 のチューブ 5 5 b を軟化させ、可撓性を有する第 2 の状態へとガイド部 5 5 の状態を変更する（図 1 2 参照）。

【 0 0 4 1 】

そして、術者は、ガイド部 5 5 を挿入部 1 5 に対して前方に相対移動させる。これにより、ガイド部 5 5 の先端側は、挿入部 1 5 の先端側の形状に沿って S 字結腸 1 0 0 内に進出される（図 1 3 参照）。このとき、第 1 の状態にあるガイド部 5 5 の曲げ剛性は、挿入部 1 5 の曲げ剛性よりも相対的に低く、しかも、挿入部 1 5 は、保形部材 4 2 による保形性を有しているため、ガイド部 5 5 の先端側は、挿入部 1 5 の形状に沿って的確に S 字結腸 1 0 0 内の所望の進行方向にガイドされる。

50

【 0 0 4 2 】

その後、術者は、図 9 で説明した手順と同様に、湾曲操作ノブ 2 3 の操作を通じて湾曲部 1 3 を S 字結腸 1 0 0 の曲折方向に沿って進行方向に湾曲させる（図 1 1 参照）。以後、図 1 0 以降の手順を順次繰り返すことにより、挿入部 1 5 は S 字結腸 1 0 0 の形状に沿って奥部まで挿入される。

【 0 0 4 3 】

このような実施形態によれば、基端側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも相対的に高くなるようガイド部 5 5 の曲げ剛性に勾配を持たせることにより、挿入経路が長い場合や複雑に曲折している場合等においても、被検体に負担を与えることなく高い挿入性を実現することができる。

10

【 0 0 4 4 】

すなわち、比較的大きなモーメントが作用する基部側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも高くなるようガイド部 5 5 の曲げ剛性に勾配を持たせることにより、ガイド部 5 5 の曲げ剛性を全域に渡って必要以上に高く設定することなく、挿入部 1 5 及びガイド部 5 5 の座屈等を的確に防止して良好な挿入性を実現することができる。また、このように曲げ剛性に勾配を持たせることにより、特に先端側における挿入抵抗を軽減することができ、更なる挿入性の向上を実現することができるとともに、被検体に与える負担を軽減することができる。

【 0 0 4 5 】

ここで、ガイド部 5 5 の曲げ剛性に勾配を持たせるための構成としては、上述のように第 2 のチューブ 5 5 b 等の肉厚を変化させる構成に代えて、例えば、図 1 5 , 1 6 に示すように、ガラス転位温度が異なる複数種類の熱軟化ポリマー樹脂を組み合わせる構成を採用することも可能である。

20

【 0 0 4 6 】

すなわち、図 1 5 に示すガイド部 5 5 は、例えば、第 2 のチューブ 6 0 を構成する熱軟化ポリマー樹脂を、長軸方向の位置に応じて異ならせることによって曲げ剛性に勾配を持たせるものである。具体的には、図 1 5 に示す第 2 のチューブ 6 0 は、例えば、ガラス転位温度が 2 5 のチューブ部 6 0 a と、ガラス転位温度が 3 0 のチューブ部 6 0 b と、ガラス転位温度が 3 5 のチューブ部 6 0 c とが先端側から順に連結されて構成されている。そして、このような構成のガイド部 5 5 では、制御装置 5 1 を通じた制御流体の温度調節によって各チューブ部 6 0 a ~ 6 0 c の硬化（或いは、軟化）の進行状態を異ならせることにより、曲げ剛性の勾配が実現される。

30

【 0 0 4 7 】

また、図 1 6 に示すガイド部 5 5 は、例えば、第 2 のチューブ 6 1 を、ガラス転位温度が異なる熱軟化ポリマー樹脂による多層構造とし、長軸方向の位置に応じて層数を異ならせることによって曲げ剛性の勾配を持たせるものである。具体的には、図 1 6 に示す第 2 のチューブ 6 1 は、例えば、ガラス転位温度が 2 5 の層 6 1 a のみからなる領域と、ガラス転位温度が 2 5 の層 6 1 a と 3 0 の層 6 1 b とからなる領域と、ガラス転位温度が 2 5 の層 6 1 a と 3 0 の層 6 1 b と 3 5 の層 6 1 c とからなる領域とが先端側から順に設定されて構成されている。そして、このような構成のガイド部 5 5 では、制御装置 5 1 を通じた制御流体の温度調節によって各層 6 1 a ~ 6 1 c の硬化（或いは、軟化）の進行状態を異ならせることにより、曲げ剛性の勾配が実現される。

40

【 0 0 4 8 】

ところで、この種の内視鏡装置 1 においては、被検体内への挿入時に、万が一、挿入部 1 5 及びガイド部 5 5 の中途が座屈した場合にも、挿入作業を続行可能とするための対策を施すことが望ましい。その対策として、例えば、図 1 7 に示すように、挿入部 1 5 の外周面を先端側の外径が基端側の外径よりも相対的に大きなテーパ面によって形成するとともに、ガイド部 5 5 の内周面を先端側の内径が基端側の内径よりも相対的に大きなテーパ面によって形成することが可能である。

【 0 0 4 9 】

50

このようなテーパ面によって各面を形成することにより、仮に挿入部 15 及びガイド部 55 の中途が座屈した場合にも、ガイド部 55 に対して、挿入部 15 を相対的に前方に押し出すことが容易となる。そして、このように挿入部 15 が押し出されると、挿入部 15 及びガイド部 55 の座屈位置を相対的にずらすことができ、軽度の座屈等であればその座屈状態を回復させることが可能となる。

【0050】

なお、上述のような各テーパ面を形成する際の各部の径としては、例えば、挿入部 15 の先端の外径を 15 mm に設定すると共に基端の外径を 10 mm に設定し、ガイド部 55 の先端の内径を 16 mm に設定すると共に基端の内径を 11 mm に設定することが可能である。

10

【0051】

ところで、一般に、内視鏡 2 の挿入部 15 の先端部 12 には、撮像ユニット 34 をはじめとする各種機能部が密集して設けられている。従って、先端部 12 の外径は、可能な限り大径に形成されることが望ましい。その一方で、挿入部 15 の外周側に挿入補助具 50 が装着される内視鏡装置 1 においては、全体としての挿入径が大きくなる。そこで、例えば、図 18 に示すように、挿入部 15 の先端部 12 の外径をガイド部 55 の外径と一致させ、且つ、湾曲部 13 及び可撓管部 14 の外径を先端部 12 の外径よりも小径に形成してガイド部 55 内に挿通可能とすることにより、全体としての挿入径を大型化させることなく、挿入部 15 に挿入補助具 50 を装着することが可能となる。なお、上述の図 8 乃至図 14 で示した挿入手順からも明らかなように、挿入時においてはガイド部 55 の先端を挿入部 15 の先端よりも前方に突出させる必要がないため、このような構成においても、被検体内への良好な挿入性を実現することができる。

20

【0052】

次に、図 19 乃至図 24 は本発明の第 2 の実施形態に係わり、図 19 は挿入補助具の要部断面図、図 20 は図 19 の XX - XX 断面図、図 21 は図 19 の XXI - XXI 断面図、図 22 は挿入補助具が挿入された挿入部の要部を示す断面図、図 23 , 24 は挿入部及び挿入補助具の変形例を示す要部断面図である。なお、挿入補助具 50 を挿入部 15 の外部に沿って配設した第 1 の実施形態に対し、本実施形態は、挿入補助具 50 を挿入部 15 の内部に沿って配設した点が主として異なる。その他、同様の構成等については同符号を付して説明を省略する。

30

【0053】

図 19 乃至図 22 に示すように、本実施形態の挿入補助具 70 は、挿入部 15 の挿通チャンネル 41 内に挿通される棒状の部材によって構成されている。具体的に説明すると、挿入補助具 70 は、長尺な略円柱形状をなすガイド部 75 と、このガイド部 75 の基部に連設されたグリップ部 76 とを有して構成され、ガイド部 75 が内視鏡 2 の挿通チャンネル 41 内に挿通可能となっている。

【0054】

ガイド部 75 は、その長軸方向に延在する第 1 , 第 2 のチューブ 75 a , 75 b が同心円上に配設されて要部が構成されている。

【0055】

これら第 1 , 第 2 のチューブ 75 a , 75 b のうち、外周に位置する第 2 のチューブ 75 b は、可撓性を有する樹脂製のチューブで構成されている。なお、第 2 のチューブ 75 b の外径は、内視鏡 2 の挿通チャンネル 41 の内径よりも僅かに小さく設定されており、これにより、ガイド部 75 は、挿通チャンネル 41 内を長軸方向に沿って相対移動することが可能となっている。

40

【0056】

第 1 のチューブ 75 a は、例えば、温度に応じて強度が変化する強度可変部材を用いたチューブで構成されている。本実施形態において、強度可変部材としては、上述の第 1 の実施形態と同様、例えば、高温側で軟化し且つ低温側で硬化する熱軟化ポリマー樹脂を用いることが可能である。

50

【 0 0 5 7 】

第1のチューブ75aの外径は、第2のチューブ75bの内径よりも小径に設定されている。これにより、第1のチューブの外周面と第2のチューブ75bの内周面との間には空隙77bが形成されている。そして、この空隙77bが第1のチューブ75a内の空隙77aと連通されることにより、ガイド部75の内部には一連の流路77が形成されている。

【 0 0 5 8 】

流路77の各端部は、グリップ部76から延出する流体供給管路72を介して制御装置51に接続されている。これにより、制御装置51は、制御流体として所定温度に調温された制御用水を流路77内に循環させることが可能となっており、この流路77内を流通する制御流体を通じて第1のチューブ75aを加熱制御或いは冷却制御する。そして制御流体を通じた加熱によって第1のチューブ75a全体が軟化されると、ガイド部75は、形状保持力が小さく可動性を有する第1の状態となる。一方、制御流体を通じた冷却によって第1のチューブ75a全体が硬化されると、ガイド部75は形状保持力が大きく可撓性が制限された第2の状態となる。

【 0 0 5 9 】

本実施形態において、ガイド部75の曲げ剛性は、例えば、内視鏡2の挿入部15の曲げ剛性との関係に基づいて設定される。すなわち、ガイド部75の曲げ剛性は、当該ガイド部75が第1の状態にあるとき挿入部15の曲げ剛性よりも相対的に低く、且つ、第2の状態にあるとき挿入部15の曲げ剛性よりも相対的に高くなるよう設定されている。この場合において、第2の状態にあるときのガイド部75の曲げ剛性は、挿入部15の曲げ剛性の3倍以上であることが特に好ましい。また、第2の状態にあるときのガイド部75の曲げ剛性は、第1の状態にあるときの曲げ剛性の5倍以上であることが望ましい。

【 0 0 6 0 】

加えて、ガイド部75自身の曲げ剛性には、基端側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも相対的に大きくなるよう勾配が設定されている。このような曲げ剛性の勾配は、例えば、図19乃至図21に示すように、第1のチューブ75aに対し、基端側の肉厚が先端側の肉厚よりも相対的に大きくなるよう肉厚に勾配を設けることによって実現されている。すなわち、肉厚に勾配を有するテーパ管によって第1のチューブ75aを構成することにより、ガイド部75には、第1の状態及び第2の状態の何れの場合においても、基端側の曲げ剛性が先端側の曲げ剛性よりも相対的に大きくなるよう曲げ剛性の勾配が設定されている。

【 0 0 6 1 】

このような実施形態によれば、上述の第1の実施形態と略同様の作用効果を奏することができる。

【 0 0 6 2 】

ここで、ガイド部75の曲げ剛性に勾配を持たせるための構成としては、上述の第1の実施形態と同様、ガラス転位温度が異なる複数種類の熱軟化ポリマー樹脂を組み合わせる構成を採用することも可能である。

【 0 0 6 3 】

また、被検体内への挿入時に、万が一、挿入部15及びガイド部75の中途が座靴した場合にも、挿入作業を続行可能とするための対策として、例えば、図23に示すように、チャンネルチューブ40の内周面を先端側の内径が基端側の内径よりも相対的に小さなテーパ面によって形成するとともに、ガイド部75の外周面を先端側の外径が基端側の外径よりも相対的に小さなテーパ面によって形成することが可能である。

【 0 0 6 4 】

このようなテーパ面によって各面を形成することにより仮に挿入部15及びガイド部75の中途が座屈した場合にも、ガイド部75に対して、挿入部15を相対的に押し出すことが容易となる。そして、このように挿入部15が押し出されると、挿入部15及びガイド部75の座屈位置を相対的にずらすことができ、軽度の座屈等であればその座屈状態を

回復させることが可能である。

【 0 0 6 5 】

なお、上述のような各テーパ面を形成する際の各部の径としては、例えば、チャンネルチューブ 4 0 の先端の内径を 2 . 2 mm に設定すると共に基端の内径を 3 . 7 mm に設定し、ガイド部 7 5 の先端の外径を 2 mm に設定すると共に基端の外径を 3 . 5 mm に設定することが可能である。

【 0 0 6 6 】

ところで、一般に、内視鏡 2 の挿入部 1 5 の先端部 1 2 には、撮像ユニット 3 4 をはじめとする各種機能部が密集して設けられている。従って、先端硬質部 3 0 に開口する挿通チャンネル 4 1 の開口部の内径は、可能な限り小径に形性されることが望ましい。その一方で、挿通チャンネル 4 1 内に挿通されるガイド部 7 5 の所定の曲げ剛性を確保するためには、ガイド部 7 5 の外径をある程度大径に設定する必要がある。そこで、例えば、図 2 4 に示すように、先端硬質部 3 0 に開口する挿通チャンネル 4 1 の開口部の内径のみをガイド部 7 5 の外径よりも小径なものとし、以降のチャンネルチューブ 4 0 の内径をガイド部 7 5 の外径に基づいて設定することにより、挿入部 1 5 を大径化させることなく、挿入部 1 5 に挿入補助具 7 0 を装着することが可能となる。なお、挿入時においてはガイド部 7 5 の先端を挿入部 1 5 の先端よりも前方に突出させる必要がないため、このような構成においても、被検体内への良好な挿入性を実現することができる。

10

【 0 0 6 7 】

なお、上述の各実施形態は、ガイド部 5 5 或いは 7 5 の曲げ剛性に勾配を設けるものであるが、このような構成に加え、例えば、挿入部 1 5 についても、先端側から基端側へと曲げ剛性が高くなるよう勾配を設けても良い。

20

【 0 0 6 8 】

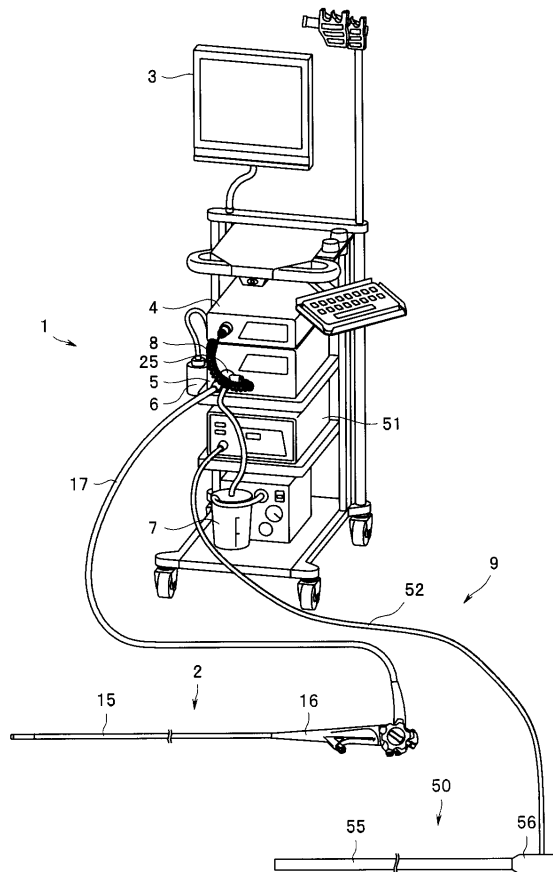
また、本発明は、上述の各図示例にのみ限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内において種々変更を加え得ることは勿論である。また、上述の各実施形態及びその変形例で示した各構成を適宜組み合わせてもよいことは勿論である。

【 0 0 6 9 】

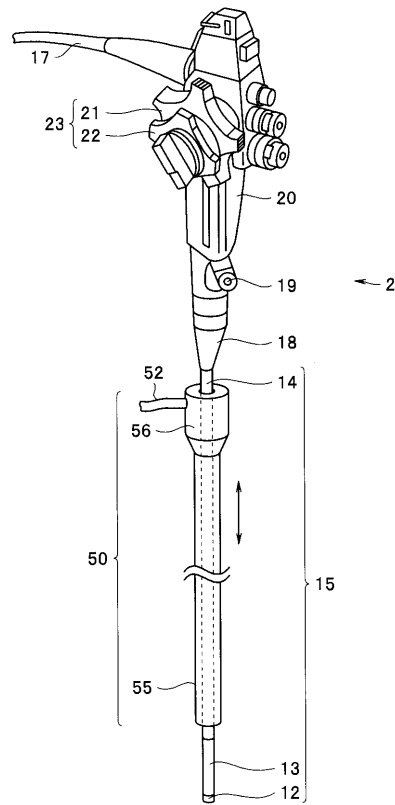
本出願は、2010年9月30日に日本国に出願された特願2010-222476号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の内容は、本願明細書、請求の範囲、および図面に引用されたものである。

30

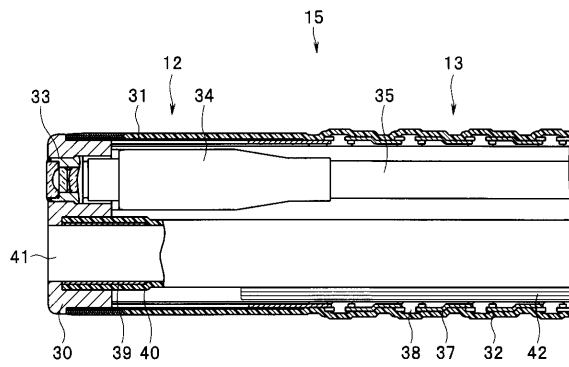
【図 1】



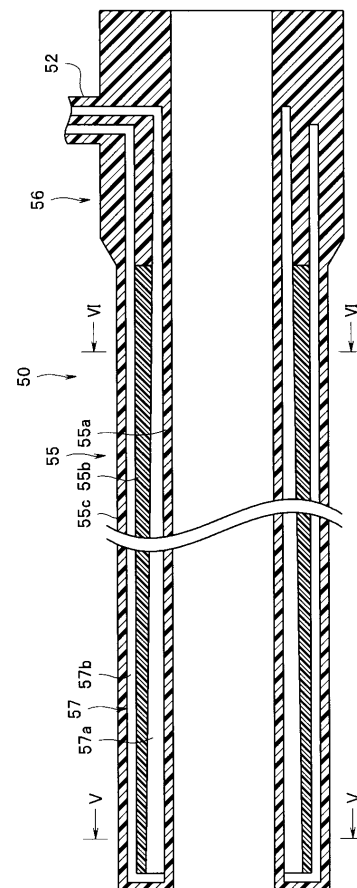
【図 2】



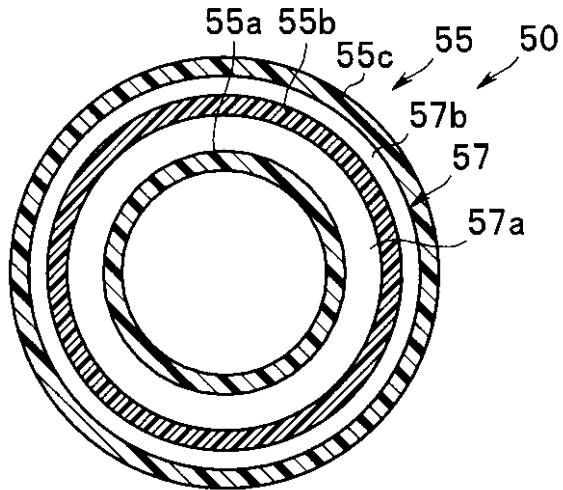
【図 3】



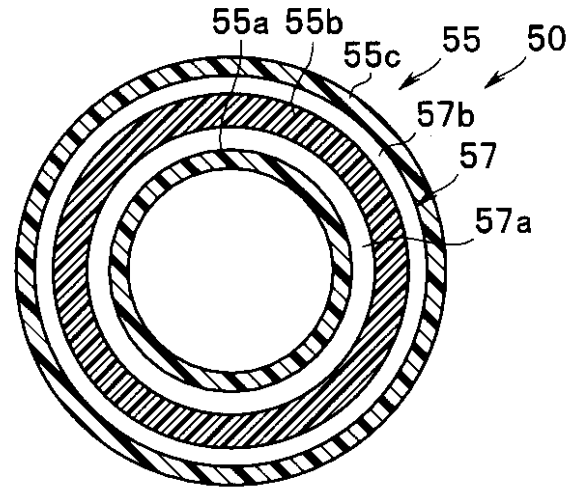
【図 4】



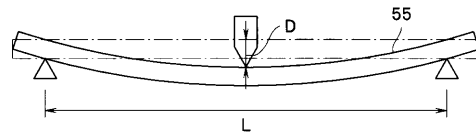
【図 5】



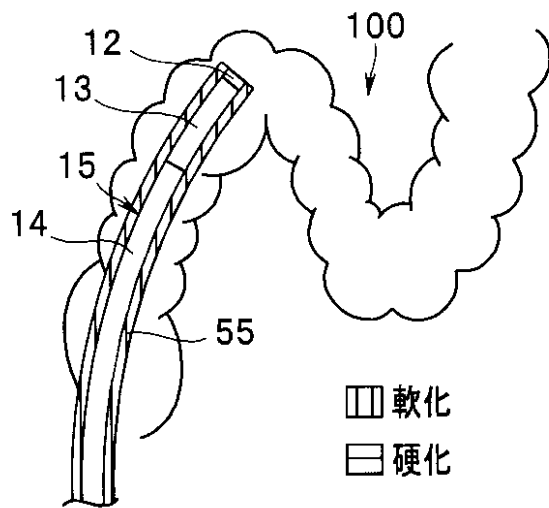
【図 6】



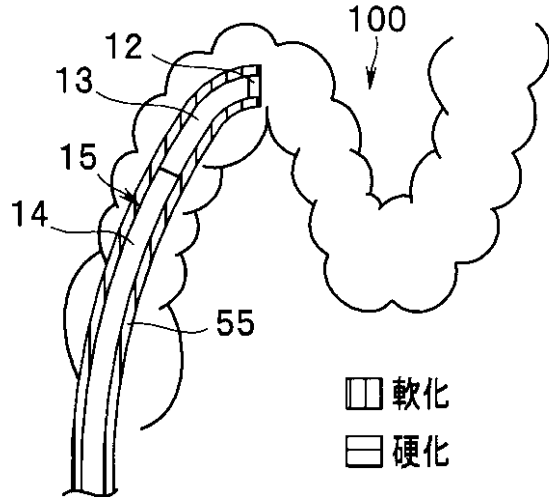
【図 7】



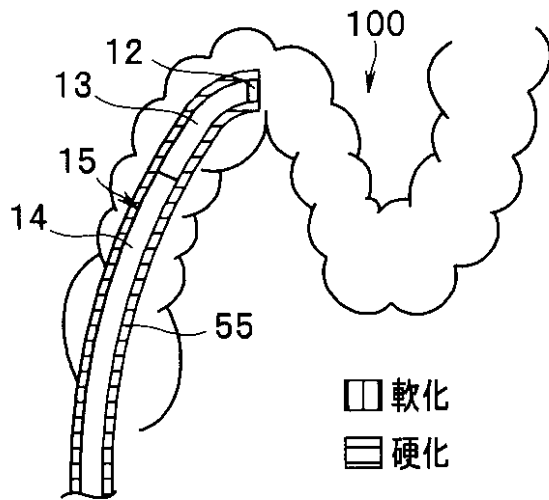
【図 8】



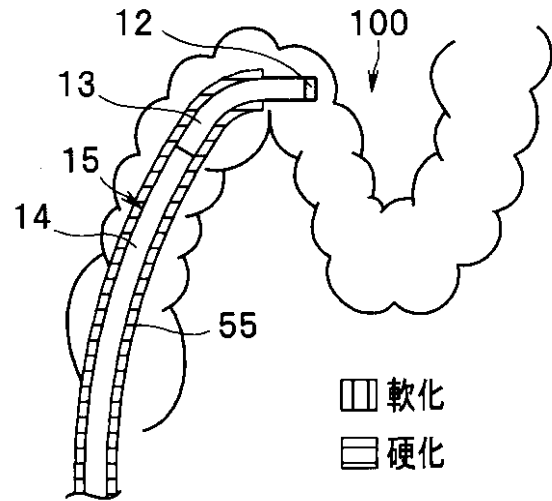
【図 9】



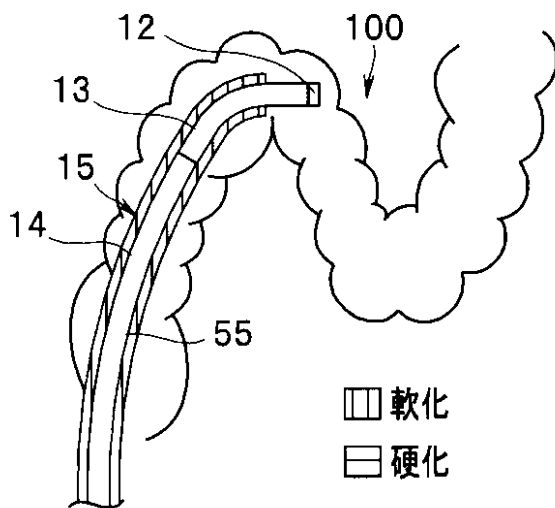
【図10】



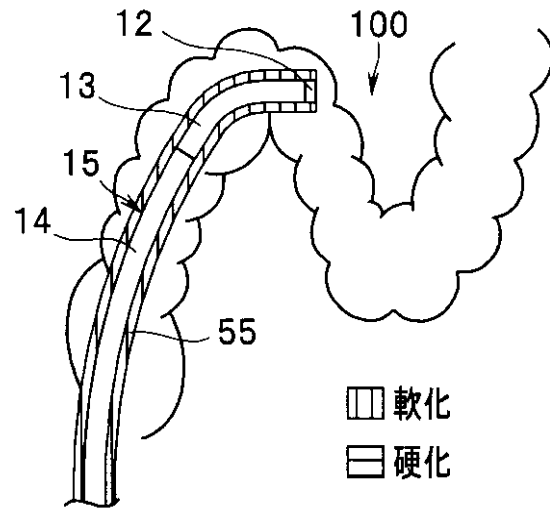
【図11】



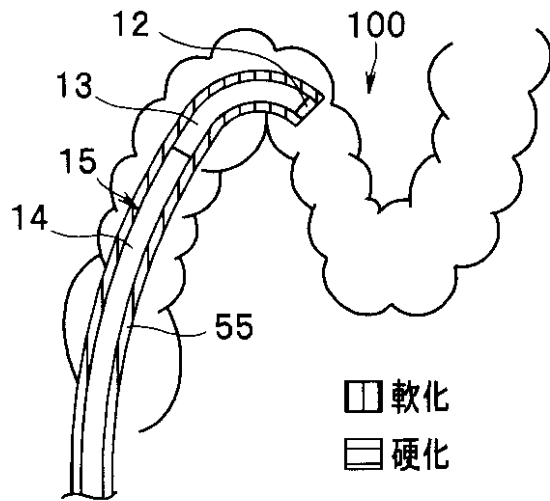
【図12】



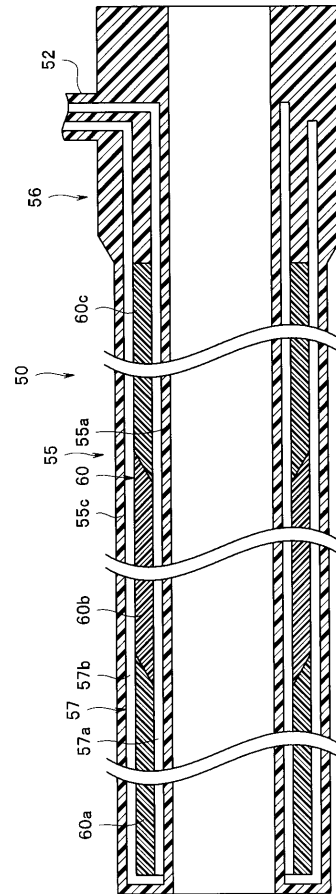
【図13】



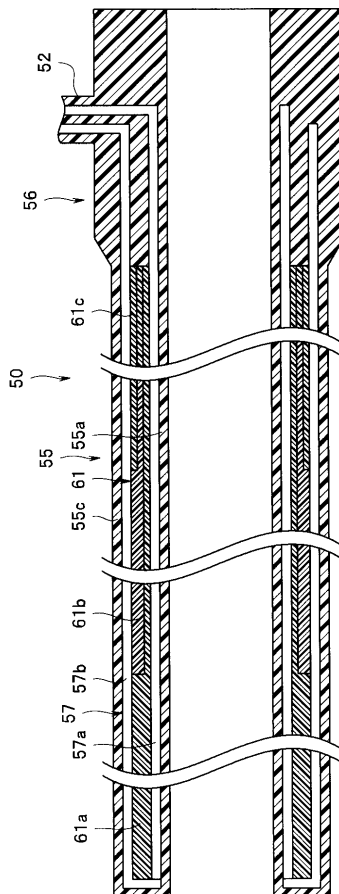
【図 14】



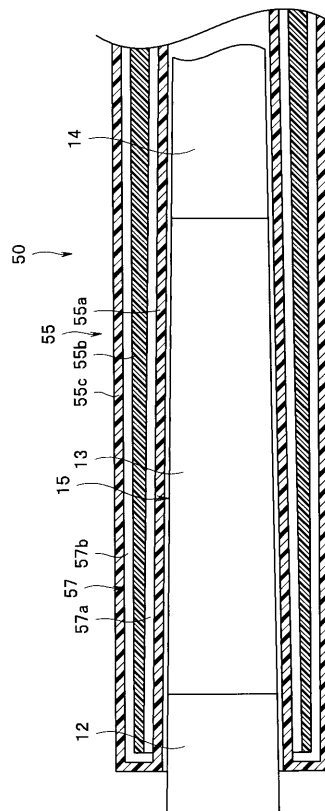
【図 15】



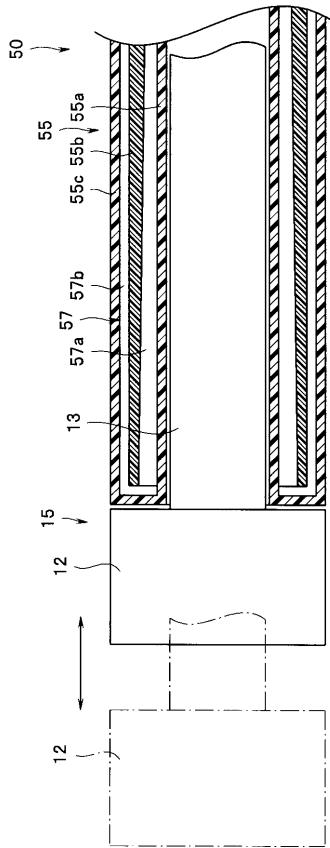
【図 16】



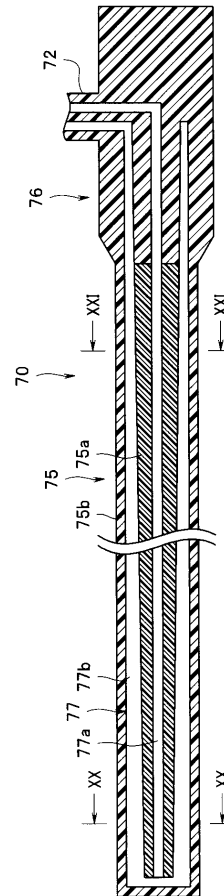
【図 17】



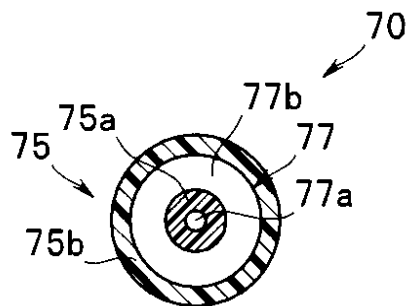
【図 18】



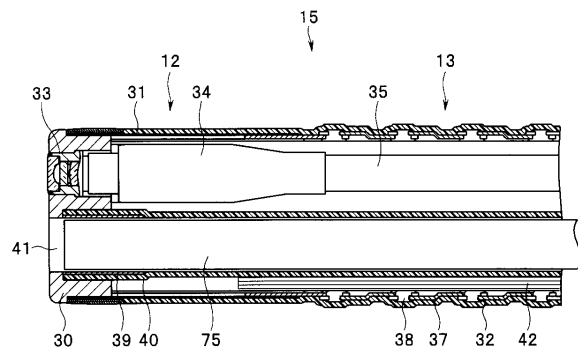
【図 19】



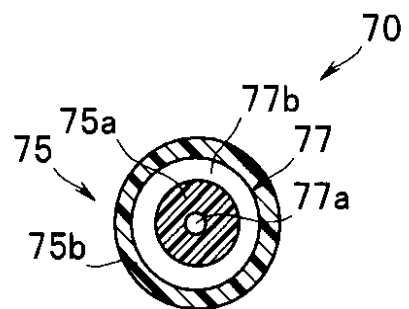
【図 20】



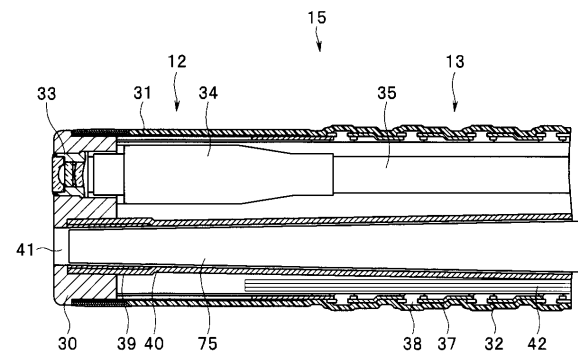
【図 22】



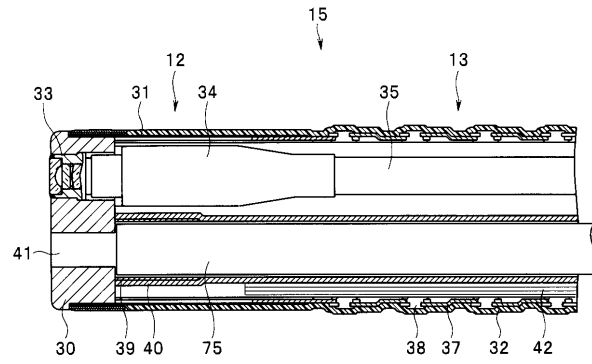
【図 21】



【図 23】



【図 24】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭62-201133(JP,A)
特開平10-262918(JP,A)
特表2006-505348(JP,A)
実開平02-058407(JP,U)
実開平02-055910(JP,U)
特開2005-318957(JP,A)
特開2001-340287(JP,A)
特開2005-046275(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	插入辅助设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5016152B2	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	JP2012516420	申请日	2011-09-07
[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		
当前申请(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	杉山 勇太		
发明人	杉山 勇太		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00071 A61B1/00078 A61B1/00154 A61B1/0051 A61B1/015 A61B1/05 A61B1/128		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.310.C		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2010222476 2010-09-30 JP		
其他公开文献	JPWO2012043179A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

引导部分55的弯曲刚度被分级，使得在相对大的力矩作用的基部侧上的弯曲刚度高于在尖端侧上的弯曲刚度。结果，在不将引导部55的弯曲刚度设定为高于整个区域所需的弯曲刚度的情况下，可以适当地防止插入部15和引导部55的弯曲等，并实现良好的插入性。。此外，通过以这种方式提供具有梯度的弯曲刚度，可以减小特别是在远端侧的插入阻力，以实现可插入性的进一步改善，并且减轻对象的负担。这是可能的。

【 図 1 】

