

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4530717号
(P4530717)

(45) 発行日 平成22年8月25日(2010.8.25)

(24) 登録日 平成22年6月18日(2010.6.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 1 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-150966 (P2004-150966)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年5月20日 (2004.5.20)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-329079 (P2005-329079A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成17年12月2日 (2005.12.2)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成19年3月6日 (2007.3.6)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	石黒 努
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	鈴木 明
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	倉 康人
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部の軸線周りに回転可能に設けられた、体腔内を撮像可能である撮像手段と、挿入部の軸線周りに回転可能に外表面として形成された螺旋形状部を備え、回転作している螺旋形状部が体腔壁に接触して挿入部に推進力を与え得る回転体と、
を備え、

前記撮像手段が、前記回転体と同期して独立に回転する

ことを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、推進力を得るための回転アダプタが挿入部に設けられる内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、挿入部を体腔内に挿入することにより体腔内の臓器を観察したり、必要に応じて挿入部に設けられている処置具挿通用チャンネル内に処置具を挿通させることによって各種治療や処置を行える、内視鏡が広く利用されている。

【0003】

一般的に、細長い挿入部を有する内視鏡では、前記挿入部の先端側に湾曲部が設けられている。前記湾曲部は、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を進退

させることによって、例えば上下方向/左右方向に湾曲動作するように構成されている。前記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える。

【0004】

前記挿入部を複雑に入り組んだ体腔内である、例えば大腸などのように360°のループを描く管腔に挿入する際、術者は、湾曲ノブを操作して湾曲部を湾曲動作させるとともに、挿入部を捻り操作しながら、前記挿入部の先端部を観察目的部位に向けて導入していく。

【0005】

しかし、複雑に入り組んだ大腸の深部まで挿入部を導入させる際、患者に苦痛を与えることなく、スムーズに、短時間で目的部位までの導入を行えるようになるまでには熟練を要する。このため、挿入部の導入性を向上させるための提案が各種なされている。

10

【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で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。したがって、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る。すると、推進装置に連結されている医療機器は、前記推進力によって深部に向かって移動される。

【0007】

20

また、特開2001-179700号公報には移動可能なマイクロマシンおよびその移動制御システムが開示されている。このマイクロマシンは、外部回転磁界によって微小磁石に働く磁気トルクを利用した、磁気力を駆動源とする磁気マイクロマシンである。この磁気マイクロマシンでは、エネルギー供給のためのケーブルを必要とせず、ケーブルや電源等の制約から離れ、シンプルな構造で所望の運動が実現される。そして、静水中や流水中で良好な移動特性を示すことから医用マイクロロボットへの応用において極めて有望であることが判明している。

【0008】

また、特開2003-260026号公報には患者に抵抗感を与えず、小型で取り扱い易い医療用磁気誘導装置が示されている。この医療用磁気誘導装置では、磁界発生部が形成する回転磁界により、磁石を設けたカプセル型医療機器である内視鏡やカテーテル、ガイドワイヤ等の挿入部を磁氣的に誘導するようになっている。

30

【0009】

そして、前記特開2003-260026号公報、特開2001-179700号公報及び特開平10-113396号公報等の記載から図13に示す構成の内視鏡装置を容易に想到することができる。

【0010】

図14に示すように内視鏡装置は、内視鏡100と、この内視鏡100の挿入部101の先端部102に取り付けられる回転アダプタ103と、この回転アダプタ103を回転させる図示しない医療用磁気誘導装置とを備えて構成される。前記回転アダプタ103は、内部に図示しない磁石が設けられ、外周面には螺旋形状部104が設けられている。

40

【0011】

このため、図14に示すように回転アダプタ103を矢印Aに示す回転磁界中に配置させることによって、回転アダプタ103が挿入部101に対して矢印B方向に回転される。したがって、挿入部101を例えば大腸などの管腔臓器内に挿通配置させた状態において、回転アダプタ103が回転磁界中に配置されていることにより、この回転アダプタ103は回転状態になる。すると、回転アダプタ103の外周面に設けられた螺旋形状部104が図示しない大腸壁に接触することによって摩擦力が発生し、この摩擦力が挿入部101を体腔内の深部に向けて導入する推進力になる。

【特許文献1】特開平10-113396号公報

50

【特許文献2】特開2001-179700号公報

【特許文献3】特開2003-260026号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、前記図13及び図14に示した内視鏡装置では、前記回転アダプタを挿入部を構成する先端部に設けることで大腸等の体腔内への挿入補助を行っていたが、前記内視鏡に設けられた観察光学系が直視方向で前記先端部内に固定されたいるため、大腸の壁裏などの病変を見落とす虞れがあった。

【0013】

本発明は前記事情に鑑みてなされたものであり、大腸の壁裏などの病変を見落とすことなく、より詳細に体腔内を観察することのできる内視鏡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】

【0014】

本発明の内視鏡は、挿入部の軸線周りに回動可能に設けられた、体腔内を撮像可能である撮像手段と、挿入部の軸線周りに回動可能に外表面として形成された螺旋形状部を備え、回動作している螺旋形状部が体腔壁に接触して挿入部に推進力を与え得る回転体と、を備え、前記撮像手段が、前記回転体と同期して独立に回動することを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明の内視鏡は、大腸の壁裏などの病変を見落とすことなく、より詳細に体腔内を観察することのできるといった利点がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0020】

図1乃至図11は本発明の第1実施例に係り、図1は第1実施例の内視鏡装置の全体構成を示す構成図、図2は図1の内視鏡の挿入部先端側及び回転アダプタ先端側を示す斜視図、図3は図2の回転アダプタの内部構成を示す断面図、図4は図1の医療用磁気誘導装置による前記回転アダプタの発生する回転磁界を説明する模式図、図5乃至図11は前記内視鏡装置の動作を説明する説明図で、図5は内視鏡の挿入部先端部を肛門から挿入し回転アダプタを駆動させた状態を示す図、図6は挿入部先端部が回転アダプタにより得られた推進力によりS状結腸部を進む状態を示す図、図7は図6に示す状態からさらに挿入部先端部がS状結腸部を介して進んだ状態を示す図、図8は図7に示す状態からさらに挿入部先端部が大腸の奥へと進んだ状態を示す図、図9は大腸内の挿入時において回転アダプタの観察光学系により挿入部の軸方向に対して上部斜方向の撮像範囲内の腸壁を撮像した状態を示す図、図10は図9の状態から前記回転アダプタを180度回転させて観察光学系により挿入部の軸方向に対して下部斜方向の撮像範囲内の腸壁を撮像した状態を示す図、図11は前記回転アダプタとともに観察光学系を1回転させることで得た6つの映像で1フレームの合成斜視映像を生成したモニター表示図をそれぞれ示している。

【0021】

図1に示すように、内視鏡装置1は、体腔内に挿入される挿入部11とこの挿入部11の挿入性を向上させるために前記挿入部11の先端側に設けられた回転アダプタ8とを有する内視鏡2と、前記回転アダプタ8を制御する内視鏡挿入補助装置3とを有している。

【0022】

前記内視鏡2には、前記内視鏡2に照明光を供給する光源装置5と、前記内視鏡2の前記回転アダプタ8内の撮像部に対する信号処理を行うCCU(カメラコントロールユニット)6と、このCCU6から映像信号が入力されて内視鏡画像を表示するモニター7との外部装置が接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

前記内視鏡挿入補助装置 3 は、前記内視鏡 2 の前記回転アダプタ 8 の推進力を得るための回転磁界を発生する医療用磁気誘導装置（以下、磁気誘導ユニットと略記）9 と、この磁気誘導ユニット 9 に電源を供給する電源ユニット 1 0 A と、前記磁気誘導ユニット 9 を制御する制御ユニット 1 0 B と、を有している。

【 0 0 2 4 】

次に、前記内視鏡 2 の構成を説明する。

【 0 0 2 5 】

前記内視鏡 2 は、細長で可撓性を有する挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の基端側に連設され、把持部 1 2 a を兼ねる操作部 1 2 と、前記内視鏡 2 の挿入部 1 1 を体腔内の目的部位に導くために体腔内壁と当接して推進力を発生する回転アダプタ 8 と、を有して構成されている。

10

前記内視鏡 2 は、前記操作部 1 2 側部から軟性のユニバーサルコード 1 3 が延出して設けられている。前記ユニバーサルコード 1 3 には、ライトガイド 1 1 A や信号線 1 1 B（図 3 参照）、吸引チャンネルや送気送水チャンネルが挿通配設されている。このユニバーサルコード 1 3 の端部にはコネクタ部 1 4 が設けられている。このコネクタ部 1 4 は、前記光源装置 5 及び前記 C C U 6 に接続されている。

【 0 0 2 6 】

前記内視鏡 2 の挿入部 1 1 は、先端側から順に硬質の先端部 1 5 と、湾曲自在な湾曲部 1 6 と、長尺で可撓性を有する可撓管部 1 7 とが連設されて構成され、前記先端部 1 5 には前記回転アダプタ 8 が設けられている。なお、前記回転アダプタ 8 の詳細な構成については後述する。

20

【 0 0 2 7 】

前記内視鏡 2 の操作部 1 2 は、基端側に把持部 1 2 a を有している。前記把持部 1 2 a は、術者が握って把持する部位である。前記操作部 1 2 の上部側には、送気動作、送水動作を操作するための送気送水スイッチ 2 1 a や吸引動作を操作するための吸引スイッチ 2 1 b が設けられている。

【 0 0 2 8 】

また、前記操作部 1 2 には、前記 C C U 6 を遠隔操作するためのビデオスイッチや各種周辺機器の制御行ったりリモートスイッチ 2 2 等が配置されている。

30

【 0 0 2 9 】

また、前記操作部 1 2 には、湾曲操作ノブ 2 0 が設けられ、把持部 1 2 a を把持して湾曲操作ノブ 2 0 を操作することにより湾曲部 1 6 を湾曲操作することができる。

【 0 0 3 0 】

本実施例では、前記内視鏡挿入補助装置 3 の前記磁気誘導ユニット 9 は、接続コード 3 1 が導出されており、この接続コード 3 1 の端部に設けられたコネクタ 3 2 が前記電源ユニット 1 0 A に接続されている。この電源ユニット 1 0 A は信号線により前記制御ユニット 1 0 B と接続され、この制御ユニット 1 0 B は接続ケーブル 3 3 により前記 C C U 6 と接続されている。

【 0 0 3 1 】

また、前記操作部 1 2 には、前記磁気誘導ユニット 9 をオンオフするための駆動スイッチ 2 3 が設けられている。この駆動スイッチ 2 3 のオン信号が前記 C C U 6 を介して前記制御ユニット 1 0 B に入力されると、この制御ユニット 1 0 B からの制御信号及び前記電源ユニット 1 0 A からの電源電力により前記磁気誘導ユニット 9 が駆動して前記回転アダプタ 8 に回転磁界を発生させるようになっている。なお、前記駆動スイッチ 2 3 は、前記制御ユニット 1 0 B に電氣的に接続されていて、前記操作部 1 2 に着脱可能に取り付けられるようにしても良い。

40

【 0 0 3 2 】

前記内視鏡 2 は、ユニバーサルコード 1 3、挿入部 1 1、操作部 1 2 にライトガイド 1 1 A 及び信号線 1 1 B（図 3 参照）が挿通配設されている。このライトガイド 1 1 A は、

50

基端側が操作部 1 2 を経てユニバーサルコード 1 3 のコネクタ部 1 4 に至り、光源装置 5 からの照明光を伝達するようになっている。ライトガイド 1 1 A から伝達された照明光は、挿入部先端側の後述する前記回転アダプタ 8 のアダプタ先端部 3 4 に配置された照明光学系 4 4 を介して照明窓 3 5 (図 2 参照) から患部などの被写体を照明するようになっている。

【 0 0 3 3 】

前記照明された被写体の反射光は、前記照明窓 3 5 に隣接して配置された観察窓 3 6 から被写体像として取り込まれる。取り込まれた被写体像は、前記対物光学系を介してその結像位置に配置された C C D (電荷結像素子) 等の撮像部により撮像されて光電変換され、撮像信号に変換されるようになっている。そして、この撮像信号は、前記撮像部から延出する信号線 4 7、信号線 1 1 B を伝達し、前記操作部 1 2 を経て前記ユニバーサルコード 1 3 のビデオコネクタに至り、前記接続ケーブルを介して前記 C C U 6 へ出力される。

10

【 0 0 3 4 】

前記 C C U 6 は、前記内視鏡 2 の撮像部からの撮像信号を信号処理して、後述する 1 画面分の映像信号を生成し、前記モニタ 7 に内視鏡画像を表示させるようになっている。

【 0 0 3 5 】

次に、前記内視鏡挿入補助装置 3 の構成について説明する。

図 1 に示すように、前記内視鏡挿入補助装置 3 の前記磁気誘導ユニット 9 は、患者収納領域として患者が横になれるベット型に形成され、磁界発生部 2 6 を有して構成されている。

20

前記磁界発生部 2 6 は、互いに向かい合う一対の電磁コイル 2 7 がヘルムホルツコイル 2 8 を形成し、このヘルムホルツコイル 2 8 を 3 組組み合わせさせてベット 2 9 上に略キュービク状に構成されている。

【 0 0 3 6 】

前記磁界発生部 2 6 は、接続コード 3 1 を介して前記 3 組のヘルムホルツコイル 2 8 に前記制御ユニット 1 0 B が接続されるようになっている。この制御ユニット 1 0 B は、前記 3 組のヘルムホルツコイル 2 8 に通電する電流を例えば、電流の向きを反転させたり、電流を変化させたりすることで、前記 3 組のヘルムホルツコイル 2 8 が 3 次元的に回転磁界を形成するように制御を行うようになっている。

【 0 0 3 7 】

この構成により、前記磁気誘導ユニット 9 は、前記磁界発生部 2 6 が形成する回転磁界により、前記挿入部 1 1 の先端側の前記回転アダプタ 8 内に設けられた磁石に作用して体腔内での進行方向を誘導すると共に、前記回転アダプタ 8 を体腔内中で移動させるための動力発生手段を構成している。

30

【 0 0 3 8 】

また、前記磁界発生部 2 6 は、前記略キュービク状の 4 面にそれぞれ前記電磁コイル 2 7 の存在しない部分に患者の首、両脚及び両腕が自在に抜き差し可能な切欠部 3 0 を形成している

前記電源ユニット 1 0 A は、前記磁気誘導ユニット 9 に電源を供給する。この電源ユニット 1 0 A は、前記前記制御ユニット 1 0 B によって制御されるようになっている。この制御ユニット 1 0 B は、前記磁気誘導ユニット 9 の磁界発生部 2 6 の 3 組のヘルムホルツコイル 2 8 にそれぞれ電流を供給して、図 4 に示すように 3 次元的に回転磁界 4 9 を形成するように制御する。

40

【 0 0 3 9 】

こうして、後述する回転アダプタ 8 は、内蔵された磁石 3 8 (図 3 参照) が前記回転磁界 4 5 に作用すると、この磁石 3 8 が受ける作用により回転するようになっている。

【 0 0 4 0 】

次に、前記内視鏡 2 の前記回転アダプタ 8 の構成を説明する。

図 1 及び図 2 に示すように、前記回転アダプタ 8 は、前記内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端部 1 5 に設けられた円筒形状の本体部 2 4 と、この本体部 2 4 の外周面に形成され、回転

50

により推力を発生する螺旋状突起 2 5 と、前記本体 2 4 に一体的に構成され、内部に照明光学系 4 4 及び観察光学系 4 5 を設けたアダプタ先端部 3 4 とを有している。

前記螺旋状突起 2 5 は、ゴムのような弾性体或いは、硬質樹脂により形成されている。なお、図中では、前記螺旋状突起 2 5 は、前記回転アダプタ 8 の中央部付近に形成されているが、推進し易くするために前記本体部 2 4 の端部（縁部）まで形成されても良い。また、前記螺旋状突起 2 5 は、数、幅、及び突起の高さについても図中の構成例に限定されず、より推進力が得られる数、幅、及び突起の高さに形成すれば良い。

【 0 0 4 1 】

図 3 に示すように、前記回転アダプタ 8 の前記本体部 2 4 は、内部に回転磁界を発生するための永久磁石 3 8 を内蔵し前記回転アダプタ 8 の推進力を得るために回転する回転体 4 0 と、この回転体 4 0 を後述する筒体 4 2 に回転可能にするベアリング 4 1 と、前記ベアリング 4 1 によって前記回転体 4 0 を回転可能に支持するとともに前記内視鏡 2 の前記挿入部 1 1 を挿通しこの挿入部 1 1 の先端部 1 5 に固定される筒体 4 2 と、を有している。

10

【 0 0 4 2 】

前記回転体 4 0 は、前記本体部 2 4 の外側の表面部を構成するとともにその表面部に前記螺旋状突起 2 5 を形成した第 1 回転筒体 3 7 と、前記第 1 回転筒体 3 7 内に配設され、前記筒体 4 2 に前記ベアリング 4 1 を介して前記第 1 回転筒体 3 7 及び後述する永久磁石 3 8 とともに回転する第 2 回転筒体 3 9 と、前記第 1 回転筒体 3 7 と前記第 2 回転筒体 3 9 に挟まれるように設けられた永久磁石（以下、磁石と略記）3 8 と、前記第 2 回転筒体 3 9 に一体的に固定されてこの第 2 回転筒体 3 9 とともに回転するアダプタ先端部 3 4 と、を有している。

20

【 0 0 4 3 】

なお、ここで使用する前記磁石 3 8 は、ネオジウム磁石、サマリウムコバルト磁石、フェライト磁石、鉄・クロム・コバルト磁石、プラチナ磁石、アルニコ（Alnico）磁石などの永久磁石である。前記フェライト磁石は、安価であるというメリットがある。また、プラチナ磁石は、耐腐食性が優れており、医療用に適している。

【 0 0 4 4 】

前記筒体 4 2 には、前記内視鏡 2 の前記挿入部 1 1 を挿通するための挿通口 1 1 a が設けられている。

30

前記挿通口 1 1 a には、前記挿入部 1 1 の先端部 1 5 が挿通される。そして、前記挿入部 1 1 の前記先端部 1 5 と湾曲部 1 6 との境界近傍の外周面には、ネジ溝 8 B が設けられている。また、前記挿入部 1 1 の湾曲部 1 6 側には、予め前記回転アダプタ 8 の端面と係合し且つ前記ネジ溝 8 B と螺合して前記回転アダプタ 8 を固定するためのナット（リブであっても良い）8 A が設けられている。

【 0 0 4 5 】

そして、前記回転アダプタ 8 は、図 3 に示すように、前記挿入部 1 1 に挿通された先端部 1 5 の先端面が前記アダプタ先端部 3 4 の内側接触面により当接された状態で、前記挿入部 1 1 のネジ溝 8 B にナット 8 A を螺合することにより、前記先端部 1 5 に固定される。

40

【 0 0 4 6 】

本実施例の内視鏡 2 は、前記回転アダプタ 8 のアダプタ先端部 3 4 を設けたことにより、斜視観察可能な内視鏡 2 として構成されている。

【 0 0 4 7 】

図 3 に示すように、前記アダプタ先端部 3 4 は、全体形状が略円筒状で、円筒部を一部切り欠いた斜面部 3 4 a を有して形成されている。前記斜面部 3 4 a には、観察光学系 4 5 及び照明光学系 4 4 が配置されている。

【 0 0 4 8 】

前記観察光学系 4 5 は、前記斜面部 3 4 a に水密的に設けられた観察窓 3 6 に配置された対物レンズである第 1 レンズ 3 6 a と、この第 1 レンズ 3 6 a の光軸上に、第 2 レンズ

50

4 5 a、プリズム 4 5 b、及び後群レンズ 4 5 c が順次配置されている。

また、前記後群レンズ 4 5 c には、この後群レンズ 4 5 c から出射された被写体の反射光が投影されて、且つその反射光を撮像信号に光電変換する CCD 4 6 が設けられている。

前記 CCD 4 6 には、CCD を駆動させる駆動信号を供給する信号線 4 6 a と CCD で変換された電子映像信号を取り込む映像信号線 4 6 b を有する信号線 4 7 が接続された構成となっている。

【 0 0 4 9 】

前記信号線 4 7 の基端部には、前記アダプタ先端部 3 4 の内側面上に配された伝送部 4 8 の一方の接続部が接続されている。前記伝送部 4 8 の他方の接続部は、前記内視鏡 2 の先端部 1 5 の端面上に配されており、前記先端部 1 5 内に挿通された信号線 1 1 B に接続している。

【 0 0 5 0 】

前記伝送部 4 8 は、例えば一对のブラシ等の接続部を有して構成されたもので、前記アダプタ先端部 3 4 前記回転アダプタ 8 の回転に同期して回転した場合でも双方の接続部によって前記信号線 4 7 と前記信号線 1 1 A との間を電氣的に接触させて信号の伝送が行えるようになっている。

【 0 0 5 1 】

したがって、前記観察光学系 4 5 は、第 1、第 2 レンズ 3 6 a , 4 5 a が、斜面部 3 4 a に配置されているために、図 3 においては、内視鏡 2 の先端部 1 5 の軸方向に対して図中前方上方である斜視方向の観察対象部位の反射光を取り込み、且つ撮像信号を生成することができるものである。

前記照明光学系 4 4 は、前記斜面部 3 4 a に水密的に設けられた照明窓 3 5 に配置された照明レンズ 3 5 a と、この照明レンズ 3 5 a に前記光源装置 4 からの照明光を前記先端部 1 5 を介して導くライトガイド 4 4 a と、このライトガイド 4 4 a の基端側に設けられ伝送レンズ（集光レンズ） 4 3 b と、を有している。

【 0 0 5 2 】

前記伝送レンズ 4 3 b は、前記アダプタ先端部 3 4 の内側面に面一となるように設けられている。一方、前記内視鏡 2 の先端部 1 5 の対応する箇所には、前記挿入部 1 1 内に挿通されたライトガイド 1 1 A の基端部に接続された照明レンズ 4 3 a が設けられている。つまり、前記伝送レンズ 4 3 b は、前記アダプタ先端部 3 4 記回転アダプタ 8 の回転に同期して回転した場合でも前記先端部 1 5 の照明レンズ 4 3 a からの照明光を取り込むと同時に前記ライトガイド 4 4 a を介して前記照明レンズ 3 5 a に取り込んだ照明光を導くことができるようになっている。

【 0 0 5 3 】

前記照明光学系 4 4 のライトガイド 4 4 a に前記内視鏡 2 の先端部 1 5 の照明レンズ 4 3 a から導かれた照明光は、前記照明レンズ 3 5 a から観察対象部位に照射される。この照明光学系 4 4 の照明レンズ 3 5 a から照射される照明光の照射角度は、前記観察光学系 4 5 の観察範囲角度をカバーするように設定されている。

【 0 0 5 4 】

このような構成により、本実施例の内視鏡 2 は、前記観察光学系 4 5 及び照明光学系 4 4 を有するアダプタ先端部 3 4 が前記回転アダプタ 8 の回転に同期して回転するので、前記観察光学系 4 5 による視野方向は、前記挿入部 1 1 の先端部 1 5 の軸方向に対して 3 6 0 度斜方向となり、すなわち、大腸などの腸壁内全周を観察撮像可能となる。

【 0 0 5 5 】

前記照明光学系 4 4 によって斜視の被写体の反射光が得られ、前記 CCD 4 6 で変換生成された撮像信号は、前記信号線 4 7、伝送部 4 8、信号線 1 1 B を介して、前記 CCU 6 に伝送され、この CCU 6 で表示映像信号処理を行うことで、前記モニター 7 に例えば観察部位の観察光学系 4 5 で撮像した斜視映像又は前記アダプタ先端部 3 4 を回転しながら観察部位の観察光学系 4 5 で撮像した合成斜視映像が表示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

本実施例では、前記内視鏡 2 は、前記回転アダプタ 8 のアダプタ先端部 3 4 が 3 6 0 度 1 回転あるに当たり、所定角度（例えば 6 0 度）毎に 6 回観察部位を撮像し、この 6 つの撮像信号を前記 C C U 6 に供給する。

【 0 0 5 7 】

この場合、前記 C C U 6 は、図 1 1 に示すように、6 回の撮像信号に基づく斜視映像を A 斜視映像、B 斜視映像、C 斜視映像、D 斜視映像、E 斜視映像及び F 斜視映像とすると、これら 6 つの A ~ F 斜視映像を合成して 1 つのフレームの合成斜視映像 2 A を生成するように映像信号処理を行う。これにより、モニター 7 には、大腸の腸壁内全周の合成斜視映像 2 A が示されることになる。

10

【 0 0 5 8 】

なお、前記 C C U 6 は前記回転アダプタ 8 の挿入に応じて重複する映像部分 L 1（各斜視映像に該当する）を考慮して映像信号処理を行うことも可能である。これにより、一層、腸壁の裏の部位を見逃すことなくモニター表示することが可能である。

【 0 0 5 9 】

次に、前記内視鏡装置 1 によって実際の内視鏡検査を行う際の手順、及び前記内視鏡装置の作用について図 1、図 5 乃至図 1 1 を参照しながら説明する。

【 0 0 6 0 】

図 1 に示すように、本実施例の内視鏡装置 1 において、検査にあたっては、検査を受ける患者がベット 2 9 に寝た上程で検査を行う。

20

このとき、検査対象となる患部は、前記磁界発生 2 6 の内部に配置する。前記内視鏡 2 のアダプタ先端部 3 4 を患者の体腔内、例えば大腸に挿入する際には、術者は、前記電源ユニット 1 0 A の電源をオンし、磁気誘導ユニット 9 を作動させる。

【 0 0 6 1 】

すると、前記磁気誘導ユニット 9 を制御する前記制御ユニット 1 0 B は、磁界発生部 2 6 の 3 組のヘルムホルツコイル 2 8 にそれぞれ電流を供給して、図 4 に示すように 3 次元的に回転磁界 4 9 を形成するように制御する。なお、図 4 中、回転磁界 4 9 は、模式的に描かれている。

【 0 0 6 2 】

前記回転アダプタ 8 は、回転磁界 4 9 に磁石 3 8（図 3 参照）が作用すると、この磁石 3 8 が受ける作用により回転するようになっている。

30

【 0 0 6 3 】

いま、前記回転アダプタ 8 を設けた前記内視鏡 2 の前記挿入部 1 1 を、前記磁気誘導ユニット 9 の内部空間に導入すると、前記回転アダプタ 8 は、回転を開始する。

この状態にて、術者は、前記回転アダプタ 8 を取付けた前記内視鏡 2 の前記挿入部 1 1 を、例えば図 5 に示すように経肛門的に体腔内に挿入すると、前記回転アダプタ 8 は、この回転アダプタ 8 の外周部に設けられた螺旋状突起 2 5 と腸壁 5 0 との間で摩擦力が発生し、この摩擦力が推進力となる。この推進力によって前記内視鏡 2 の前記挿入部 1 1 は体腔内の直腸 S 状部 5 1 へと挿入されていくようになっている。

【 0 0 6 4 】

40

その後、術者は、前記回転アダプタ 8 を回転させながら前記挿入部 1 1 の挿入を継続すると、前記挿入部 1 1 の先端部 1 5 は、図 6 に示すように、直腸 S 状部 5 1 を経て S 状結腸部 5 2 へと挿入される。このとき、通常の内視鏡 2 では、前記挿入部 1 1 の先端部 1 5 は、直腸 S 状部 5 1 から S 状結腸部 5 2 へ到る途中において、挿入部 1 1 の外周面と体腔内壁との摺接面の接線方向に挿入力分散が大きくなり、挿入作業が困難となる。

【 0 0 6 5 】

しかしながら、本実施例では、上述したように内視鏡挿入補助装置 3 及び前記回転アダプタ 8 を設けており、この回転アダプタ 8 による推進力によって、図 6 及び図 7 に示すように、内視鏡 2 の前記挿入部 1 1 を S 状結腸部 5 2 から体腔内の奥へと容易に挿入させることができるようになっている。

50

【0066】

そして、術者は、前記回転アダプタ8を回転させながら、さらに前記挿入部11の挿入を継続することによって、図8に示すように、前記挿入部11の先端部15は体腔内の目的部位まで導かれ、検査、治療又は処置などの医療行為を行うことが可能である。

【0067】

ここで、本実施例では、図9に示すように前記内視鏡2は、前記挿入部11の体腔内への挿入時に、観察光学系45の視野方向が前記挿入部11の先端部15の軸方向に対して前方斜め方向(腸壁50の前方上部を撮像する斜め方向)だとすると、このときの視野方向にて撮像した腸壁50の撮像信号を前記CCU6に供給する。CCU6はこの供給された撮像信号に映像信号処理を施してA斜視映像を生成する。

10

【0068】

そして、前記内視鏡2は、前記回転アダプタ8及びアダプタ先端部34の回転角が例えば60度になったときの視野方向で腸壁50を撮像し、この撮像信号を前記CCU6に供給する。CCU6はこの供給された撮像信号に映像信号処理を施してB斜視映像を生成する。

【0069】

その後、同じように、前記内視鏡2は、前記回転アダプタ8及びアダプタ先端部34の回転角がさらに60度になったときの視野方向で腸壁50を撮像し、この撮像信号を前記CCU6に供給する。CCU6はこの供給された撮像信号に映像信号処理を施してC斜視映像を生成する。

20

【0070】

そして、前記内視鏡2は、前記回転アダプタ8及びアダプタ先端部34の回転角がさらに60度になったとき、すなわち、図10に示すように、図9に示す状態から180回転したときの視野方向で腸壁50を撮像し、この撮像信号を前記CCU6に供給する。CCU6はこの供給された撮像信号に映像信号処理を施してD斜視映像を生成する。

【0071】

このように、前記内視鏡2は、前記回転アダプタ及びアダプタ先端部34を回転させながら1回転にて6回の撮像を行って撮像信号を前記CCU6に供給し、前記CCU6は供給された6つの映像信号に映像信号処理を行うことにより、6枚のA~F斜視映像を生成すると同時に、これら6枚のA~F斜視映像から1フレームの合成斜視映像2A(図11参照)を生成する。

30

【0072】

このような動作は、前記回転アダプタ8及びアダプタ先端部34の回転及び挿入にともなって繰り返し行われるようになっていく。すなわち、1フレームの合成斜視映像2Aが連続して前記モニター7に供給されて表示される

これにより、前記モニター7は、図11に示すように、腸壁50の全周を含む合成斜視映像2Aが表示されることになり、術者は、大腸の壁裏などの病変を見落とすことなく、より詳細に大腸などの体腔内を観察することが可能となる。

【0073】

また、上記構成の内視鏡装置1は、前記内視鏡2の前記挿入部11の先端部15に、前記回転アダプタ8を設けたことにより、この回転アダプタ8による推進力によって、内視鏡挿入部の操作性の向上を図ることができるのはいうまでもない。

40

【実施例2】

【0074】

図12は本発明の第2実施例の内視鏡に設けられた回転アダプタの構成を示す側面図である。なお、図12は、前記第1実施例と同様の構成要素については同一の符号付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0075】

図12に示すように、本実施例の内視鏡2は、前記観察光学系45の視野方向が前記内視鏡2の挿入部11の軸方向に対して側視方向となる位置に前記観察光学系45が設けら

50

れとともに、この観察光学系 4 5 とは反対方向に超音波を発するように超音波振動子 5 3 が設けられたアダプタ先端部 3 4 A を有している。

【 0 0 7 6 】

前記アダプタ先端部 3 4 A は、略円筒上に形成され前記第 1 実施例と同様に前記回転アダプタ 8 と一体的に構成して前記回転アダプタ 8 とともに回転するようになっている。

前記アダプタ先端部 3 4 A の外周面の一部には観察窓 3 6 が水密に設けられている。このアダプタ先端部 3 4 内には、前記観察窓 3 6 の配置に応じて図示はしないが前記第 1 実施例の観察光学系 4 5 が配設されている。ただし、この観察光学系 4 5 の視野方向は、前記挿入部 1 1 の先端部 1 5 の挿入軸方向に対して側視方向になっており、その観察視野の幅が W となっている。

10

【 0 0 7 7 】

また、本実施例では、図 1 2 に示すように、前記アダプタ先端部 3 4 A の前記観察窓 3 6 とは逆側の外周面には、超音波振動子 5 3 が設けられている。

この超音波振動子 5 3 は、図中に示す超音波観察範囲 U (観察範囲の幅が U である) で超音波を発することにより、この超音波観察範囲の腸壁 U からの超音波信号を受信して、アダプタ先端部 3 4 A、回転アダプタ 8、挿入部 1 1 内に挿通された図示しない信号線を介して、図示しない超音波処理装置に供給する。

【 0 0 7 8 】

そして、この超音波信号は図示しない超音波処理装置によって画像処理された後、超音波聴音画像用モニタ (図示せず) に供給されて超音波信号に基づく画像が表示されるようになっている。

20

【 0 0 7 9 】

なお、本実施例では、前記回転アダプタ 8 の螺旋状突起 2 5 のピッチ幅を P とすると、このピッチ幅 P と、前記観察光学系 4 5 の観察視野幅 W、前記超音波振動子 5 3 の超音波観察範囲 U との関係は、 $P < W$ 、 $P < U$ となるように設定されている。

【 0 0 8 0 】

すなわち、前記回転アダプタ 8 が一回転して進む時に、前記観察光学系 4 5 及び前記超音波振動子 6 3 は、確実に進行した観察範囲内の観察が可能になっている。

【 0 0 8 1 】

本実施例の内視鏡 2 は、前記第 1 実施例と同様の撮像方法であり、例えば前記回転アダプタ 8 及びアダプタ先端部 3 4 A が 1 回転するたびに 6 回の撮像を行い、得られた撮像信号を前記 C C U 6 に供給する。そして、前記 C C U 6 は、供給された 6 つの撮像信号に映像信号処理を行うことにより、6 枚の A ~ F 側視映像を生成すると同時に、これら 6 枚の A ~ F 側視映像から 1 フレームの合成側視映像 (図示せず) を生成する。このようにして 1 フレームの合成側視映像が連続して前記モニタ 7 に供給されて表示される。

30

【 0 0 8 2 】

これにより、前記第 1 実施例と同様に、前記モニタ 7 は、腸壁 5 0 の全周を含む合成側視映像 (図示せず) が表示されることになる。

【 0 0 8 3 】

その他の構成及び作用は前記第 1 実施例と同様である。

40

【 0 0 8 4 】

したがって、本実施例によれば、前記回転アダプタ 8 が一回転して進む時に、前記観察光学系 4 5 及び前記超音波振動子 6 3 は、確実に進行した観察範囲内の観察が可能になっているため、術者は、大腸の壁裏などの病変を見落とすことなく、より詳細に大腸などの体腔内を観察することが可能となる。

【 0 0 8 5 】

なお、本実施例では、前記超音波振動子 5 3 により得られた超音波画像は新たに設けた超音波画像表示用モニタに表示するように説明したが、前記 C C U 6 による画像処理によって前記モニタ 7 上に内視鏡画像と前記超音波画像とを 2 画面表示させても良い。

【 0 0 8 6 】

50

また、本発明に係る前記第 1、第 2 実施例において、前記回転アダプタ 8 は、回転駆動するための手段として内部に磁石 3 8 を設けた構成について説明したが、これに限定されることはなく、例えば内部に電磁モータ等の手段を設けて回転駆動するように構成しても良い。

【 0 0 8 7 】

また、本発明に係る第 1、第 2 実施例では、前記内視鏡 2 は主に観察目的とした内視鏡の構成について説明したが、これに限定されるものではなく、前記把持部 1 2 a の先端側に処置具挿通口を設けるとともに、この処置具挿通口から前記回転アダプタ 8 の後端側にかけて処置具挿通チャンネルを前記挿入部 1 1 内部、または外周面に設けることにより、処置具による処置が行えるように構成しても良い。ただし、この場合、前記処置具挿通チャンネルの開口は、前記回転アダプタ 8 の外表面よりも外側に配置することが必要である。

10

【 0 0 8 8 】

さらに、本発明は前記第 1、第 2 実施例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。

【 0 0 8 9 】

[付 記]

(1) 挿入部の軸線周りに回転可能に設けられた、体腔内を撮像可能である撮像手段と、

挿入部の軸線周りに回転可能に外表面として形成された螺旋形状部を備え、回転動作している螺旋形状部が体腔壁に接触して挿入部に推進力を与え得る回転体と、
を備えることを特徴とする内視鏡。

20

【 0 0 9 0 】

(2) 前記撮像手段が、前記回転体と一体に回転するように構成したことを特徴とする付記 (1) に記載の内視鏡。

【 0 0 9 1 】

(3) 前記撮像手段が、前記回転体と独立して回転するように構成したことを特徴とする付記 (1) に記載の内視鏡。

【 0 0 9 2 】

(4) 前記撮像手段が、前記回転体と同期して回転するように構成したことを特徴とする付記 (3) に記載の内視鏡。

30

【 0 0 9 3 】

(5) 細長な挿入部に湾曲部を有し、前記挿入部の基端部に設けられた操作部に前記湾曲部を湾曲動作させる湾曲操作手段を設けた内視鏡において、

体腔内壁に接触して前記挿入部に対して推進力を与える螺旋形状部が外周表面に設けられた回転部を有し、前記内視鏡の挿入部を構成する湾曲部より先端側に設けた回転アダプタと、

体腔内を撮像する観察光学系及び撮像する体腔内に照明光を与える照明光学系を有し、前記観察光学系及び前記照明光学系を前記回転アダプタと同期して回転可能に前記回転アダプタの先端側に設けた撮像手段と、

40

を具備したことを特徴とする内視鏡。

【 0 0 9 4 】

(6)

前記撮像手段は、前記観察光学系の視野方向が前記内視鏡の挿入部の軸方向に対して斜方向となる位置に前記観察光学系を設けていることを特徴とする付記 (5) に記載の内視鏡。

【 0 0 9 5 】

(7)

前記撮像手段は、前記観察光学系の視野方向が前記内視鏡の挿入部の軸方向に対して側視方向となる位置に前記観察光学系を設けていることを特徴とする付記 (5) に記載の内

50

視鏡。

【 0 0 9 6 】

(8)

前記回転アダプタの前記回転部は磁界発生手段を有し、この磁界発生手段が外部の医療用磁気誘導ユニットにより発生した外部磁場に作用することにより、前記回転部を所望の状態に回転させることを特徴とする付記(5)乃至付記(7)のいずれか1つに記載の内視鏡。

【 0 0 9 7 】

(9)

前記回転アダプタの前記螺旋形状部の回転ピッチは、前記観察光学系の観察範囲の幅と同じまたは小さいことを特徴とする付記(5)または付記(7)に記載の内視鏡。

10

【 0 0 9 8 】

(1 0)

細長い挿入部に湾曲部を有し、前記挿入部の基端部に設けられた操作部に前記湾曲部を湾曲動作させる湾曲操作手段を設けた内視鏡と、この内視鏡の挿入部の先端側に設けられ、体腔内壁に接触して前記挿入部に対して推進力を与える螺旋形状部が外周表面に設けられて磁気的に回転自在な回転体を有する回転アダプタと、前記回転アダプタを回転させる磁力を発生する医療用磁気誘導ユニットとを具備する内視鏡装置において、

体腔内を撮像する観察光学系及び撮像する体腔内に照明光を与える照明光学系を有する撮像手段を、前記観察光学系及び前記照明光学系が前記回転アダプタと同期して回転するように前記回転アダプタの先端側に設けたことを特徴とする内視鏡装置。

20

【 0 0 9 9 】

(1 1)

前記撮像手段は、前記観察光学系の視野方向が前記内視鏡の挿入部の軸方向に対して斜方向となる位置に前記観察光学系を設けていることを特徴とする付記(10)に記載の内視鏡装置。

【 0 1 0 0 】

(1 2)

前記撮像手段は、前記観察光学系の視野方向が前記内視鏡の挿入部の軸方向に対して側視方向となる位置に前記観察光学系を設けていることを特徴とする付記(10)に記載の内視鏡装置。

30

【 0 1 0 1 】

(1 3)

前記回転アダプタの前記回転部は磁界発生手段を有し、この磁界発生手段が外部の医療用磁気誘導ユニットにより発生した外部磁場に作用することにより、前記回転部を所望の状態に回転させることを特徴とする付記(10)乃至付記(12)のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

【 0 1 0 2 】

(1 4)

前記回転アダプタの前記螺旋形状部の回転ピッチは、前記観察光学系の観察範囲の幅と同じまたは小さいことを特徴とする付記(11)または付記(12)に記載の内視鏡装置。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 3 】

【 図 1 】 図 1 乃至図 1 1 は本発明の第 1 実施例に係り、図 1 は第 1 実施例の内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

【 図 2 】 図 1 の内視鏡の挿入部先端側及び回転アダプタ先端側を示す斜視図。

【 図 3 】 図 2 の回転アダプタの内部構成を示す断面図。

【 図 4 】 図 1 の医療用磁気誘導装置による前記回転アダプタの発生する回転磁界を説明する模式図。

50

【図 5】図 5 乃至図 11 は前記内視鏡装置の動作を説明する説明図で、図 5 は内視鏡の挿入部先端部を肛門から挿入し回転アダプタを駆動させた状態を示す図。

【図 6】挿入部先端部が回転アダプタにより得られた推進力により S 状結腸部を進む状態を示す図。

【図 7】図 6 に示す状態からさらに挿入部先端部が S 状結腸部を介して進んだ状態を示す図。

【図 8】図 7 に示す状態からさらに挿入部先端部が大腸の奥へと進んだ状態を示す図。

【図 9】大腸内の挿入時において回転アダプタの観察光学系により挿入部の軸方向に対して上部斜方向の撮像範囲内の腸壁を撮像した状態を示す図。

【図 10】図 9 の状態から前記回転アダプタを 180 度回転させて観察光学系により挿入部の軸方向に対して下部斜方向の撮像範囲内の腸壁を撮像した状態を示す図。

【図 11】回転アダプタとともに観察光学系を 1 回転させることで得た 6 つの映像で 1 フレームの合成斜視映像を生成し表示したモニター表示図。

【図 12】本発明の第 2 実施例の内視鏡に設けられた回転アダプタの構成を示す側面図。

【図 13】従来の内視鏡装置の構成を示す構成図。

【図 14】図 13 の回転アダプタの発生する回転磁界を説明する模式図。

【符号の説明】

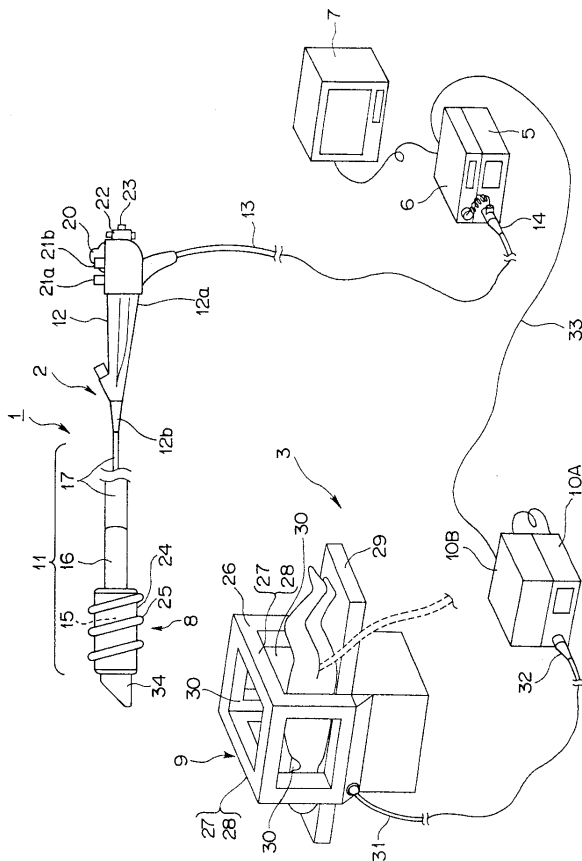
【0104】

- | | |
|--------------------|----|
| 1 ... 内視鏡装置、 | |
| 2 ... 内視鏡、 | 20 |
| 3 ... 内視鏡挿入補助装置、 | |
| 5 ... 光源装置、 | |
| 6 ... C C U、 | |
| 7 ... モニタ、 | |
| 8 ... 回転アダプタ、 | |
| 9 ... 磁気誘導ユニット、 | |
| 10 A ... 電源ユニット、 | |
| 10 B ... 制御ユニット、 | |
| 11 ... 挿入部、 | |
| 11 A ... ライトガイド、 | 30 |
| 11 A、11 B ... 信号線、 | |
| 12 ... 操作部、 | |
| 15 ... 先端部、 | |
| 16 ... 湾曲部、 | |
| 17 ... 可撓管部、 | |
| 23 ... 駆動スイッチ、 | |
| 24 ... 本体部、 | |
| 25 ... 螺旋状突起、 | |
| 26 ... 磁界発生部、 | |
| 27 ... 電磁コイル、 | 40 |
| 28 ... ヘルムホルツコイル、 | |
| 29 ... ベット、 | |
| 30 ... 切欠部、 | |
| 34 ... アダプタ先端部、 | |
| 34 a ... 斜面部、 | |
| 35 a ... 照明レンズ、 | |
| 35 ... 照明窓、 | |
| 36 ... 観察窓、 | |
| 37 ... 第 1 回転筒体、 | |
| 38 ... 永久磁石、 | 50 |

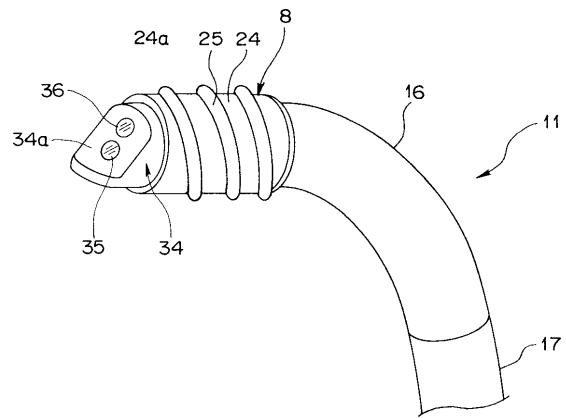
- 39 ... 第2回転筒体、
- 40 ... 回転体、
- 41 ... ベアリング、
- 42 ... 筒体、
- 43 a ... 照明レンズ
- 43 b ... 伝送レンズ、
- 44 a ... ライトガイド、
- 44 ... 照明光学系、
- 45 ... 観察光学系、
- 45 a ... レンズ、
- 45 b ... プリズム、
- 45 c ... 後群レンズ、
- 47 ... 信号線、
- 48 ... 伝送部、
- 49 ... 回転磁界、
- 50 ... 腸壁。

代理人 弁理士 伊藤 進

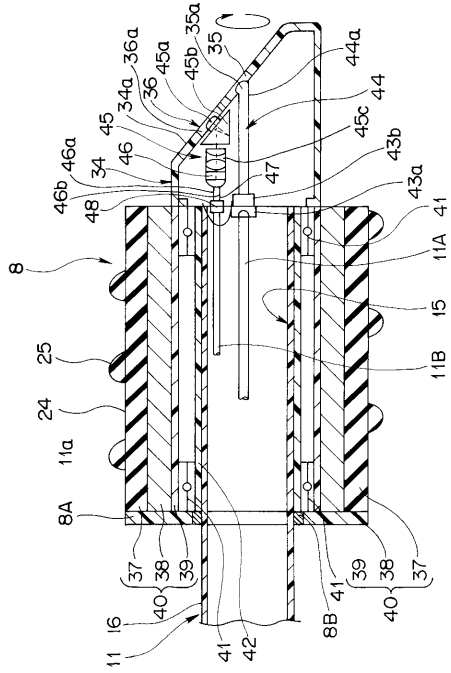
【図1】



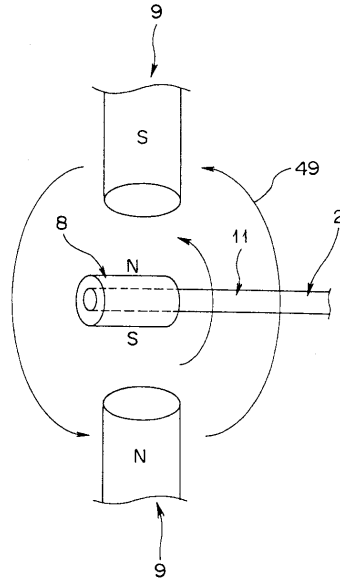
【図2】



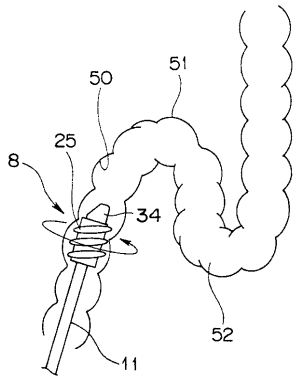
【 図 3 】



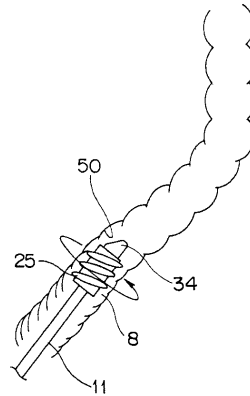
【 図 4 】



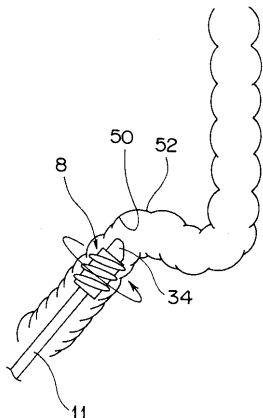
【 図 5 】



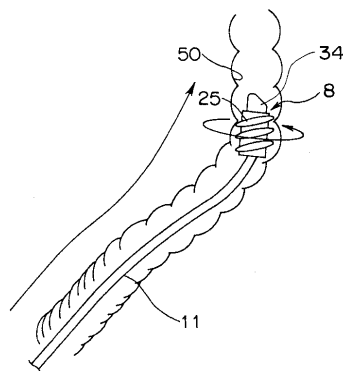
【 図 7 】



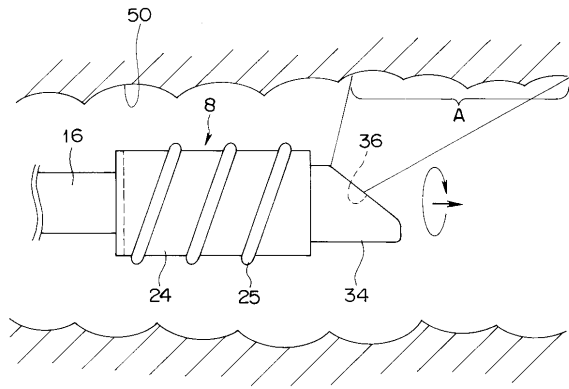
【 図 6 】



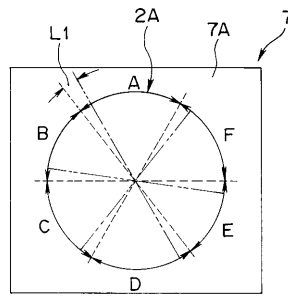
【 図 8 】



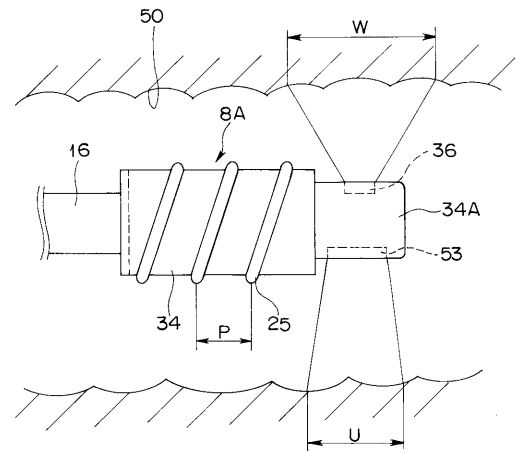
【図 9】



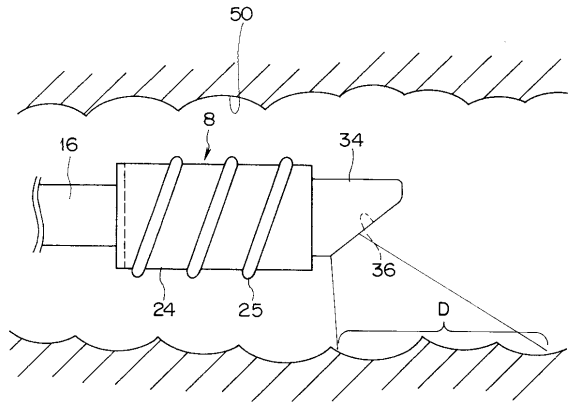
【図 11】



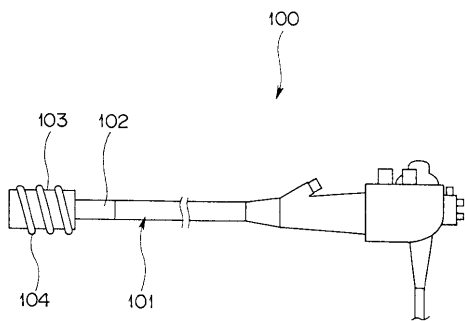
【図 12】



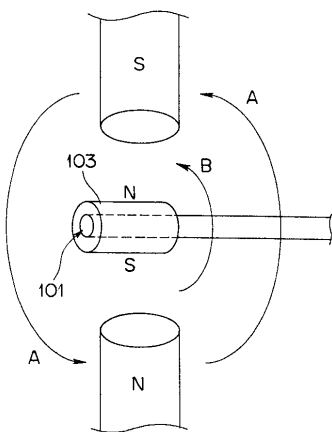
【図 10】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

- (72)発明者 中村 俊夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 松尾 茂樹
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 岸 孝浩
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 飯嶋 一雄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 橋本 雅行
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2003-038424(JP,A)
特開平09-054254(JP,A)
特開昭55-045426(JP,A)
実開平01-068003(JP,U)
実開昭57-076601(JP,U)
特開平03-037034(JP,A)
特開2003-275170(JP,A)
特開平02-239833(JP,A)
特開昭63-040117(JP,A)
特開平11-032989(JP,A)
特開平10-113396(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00
G02B 23/24

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP4530717B2	公开(公告)日	2010-08-25
申请号	JP2004150966	申请日	2004-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	石黒努 鈴木明 倉康人 中村俊夫 松尾茂樹 岸孝浩 飯嶋一雄 橋本雅行		
发明人	石黒努 鈴木明 倉康人 中村俊夫 松尾茂樹 岸孝浩 飯嶋一雄 橋本雅行		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.372 A61B1/00.523 A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/00.612 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/GG22 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/GG22 4C161/JJ17 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005329079A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：可以在不忽视大肠背面的病理性病变的情况下详细观察管腔内部。ZOLUTION：内窥镜2，具有在细长插入部分11中的弯曲部分16和用于使操作部分12布置在插入部分11的近端部分中的弯曲操作旋钮20弯曲弯曲部分16，具有转子40具有螺旋形突起25，用于向插入部分11提供推进力，该插入部分11接触插入部分11的外周表面上的内腔，旋转适配器8布置在构成插入部分11的弯曲部分16的前面，观察光学系统在内腔中拍摄45，向内腔供应照明光的照明光学系统44，以及布置在旋转适配器8的前端侧的适配器前端部34，以便能够使观察光学系统45旋转，并且照明光学系统44与旋转适配器8同步

