

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-328999

(P2005-328999A)

(43) 公開日 平成17年12月2日(2005.12.2)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 1/00  
G02B 23/24

F I

A61B 1/00 320B  
G02B 23/24 A

テーマコード(参考)

2H040  
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-149644 (P2004-149644)  
(22) 出願日 平成16年5月19日(2004.5.19)

(71) 出願人 000000376  
オリンパス株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
(74) 代理人 100076233  
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43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43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43番2号 オ  
リンパス株式会社内

最終頁に続く

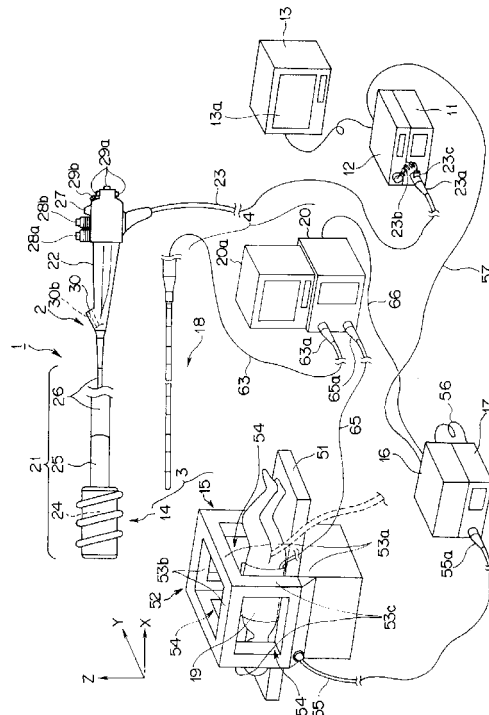
(54) 【発明の名称】 医療装置

(57) 【要約】

【課題】 体腔内管路の深部方向が3次的に容易に解り、挿入部を深部方向へ挿入可能な医療装置を実現する。

【解決手段】 医療装置である内視鏡装置1は、被検体内に挿入するための細長い内視鏡挿入部21と、内視鏡挿入部21の先端側に配置し、外周に設けた螺旋状突起部が体腔内管路の内壁に当接して回転することにより推進力を発生する回転アダプタ14と、被検体外部から回転アダプタ14に設けた磁性体に作用して回転アダプタ14を回転させるための回転磁界を発生する磁気誘導装置15と、被検体内における内視鏡挿入部21の挿入形状を検出するUPD4とを具備して構成されている。磁気誘導装置15は、UPD4から得られる内視鏡挿入部21の挿入形状に基づき、被検体内における内視鏡挿入部21の進退動作を検知して回転磁界を制御するように構成されている。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体内に挿入するための挿入部と、

前記挿入部の先端側に配置し、外周に設けた螺旋状突起部が体腔内管路の内壁に当接して回転することにより推進力を発生する回転アダプタと、

被検体外から前記回転アダプタに設けた磁性体に作用して前記回転アダプタを回転させるための回転磁界を発生する磁気誘導装置と、

前記被検体内における前記挿入部の挿入形状を検出する挿入形状検出装置と、

を具備し、前記磁気誘導装置は、前記挿入形状検出装置から得られる前記挿入部の挿入形状に基づき、被検体内における前記挿入部に設けた前記回転アダプタの回転を制御することを特徴とする医療装置。

10

## 【請求項 2】

前記磁気誘導装置は、前記挿入形状検出装置から得られる前記挿入部の挿入形状を解析する解析部と、この解析部の解析結果に基づき、被検体内における前記挿入部の進退動作を検知する検知部と、この検知部の検知結果に基づき、前記回転磁界を制御する制御部とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

## 【請求項 3】

前記制御部は、被検体内における前記挿入部の進退動作が所定時間を行われないうち、前記回転磁界をオフすることを特徴とする請求項 2 に記載の医療装置。

## 【発明の詳細な説明】

20

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、挿入部を体腔内の目的部位に到達させるための推進力を発生する回転アダプタを有する医療装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、内視鏡装置は、工業用や医療用に広く用いられている。医療用内視鏡装置は、体腔内に細長い挿入部を挿入することで、体腔内の臓器等を観察したり、必要に応じて処置具挿入用チャンネル内に挿入した処置具を用いて、各種治療処置ができるようになっている。

30

## 【0003】

一般的に、細長い挿入部を有する内視鏡本体では、上記挿入部の先端側に湾曲部が設けられている。上記湾曲部は、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。上記操作ワイヤの進退は、操作部に設けられている例えば湾曲操作ノブを術者が操作することによって行える。

## 【0004】

複雑に入り組んだ体腔内の、例えば大腸などのように360°のループを描く管腔に上記挿入部を挿入する際、術者は、湾曲操作ノブを操作して湾曲部を湾曲動作させるとともに、挿入部を押し引き、捻り操作しながら、上記挿入部の先端部を目的部位に向けて挿入していく。

40

## 【0005】

しかしながら、上記内視鏡操作は、複雑に入り組んだ大腸の深部まで挿入部を挿入する際、スムーズに短時間で目的部位までの到達が行えるようになるまでに熟練を要する。このため、従来の内視鏡装置では、挿入部の挿入性を向上させるための提案が各種なされている。

## 【0006】

例えば、特開平10-113396号公報には、体腔内管腔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、回転部材に軸方向に対して斜めのリブが設けてある。従って、上記推進装置は、上記回転部

50

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ようになってきている。従って、上記推進装置に連結されている医療機器は、上記推進力によって深部に向かって移動するようになってきている。

【0007】

また、特開2001-179700号公報には移動可能なマイクロマシン及びその移動制御システムが開示されている。上記マイクロマシンは、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、動力エネルギーを供給するためのケーブルを必要としない。このため、上記磁気マイクロマシンは、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。

10

【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本体やカテーテル、ガイドワイヤ等の挿入部を磁氣的に誘導可能である。

【0009】

上記特開2003-260026号公報、特開2001-179700号公報及び特開平10-113396号公報等を踏まえると以下の図28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。

図20は従来の内視鏡装置の構成を示す構成図、図21は図20の磁気誘導装置により発生する回転磁界を説明する模式図である。

20

【0010】

図20に示すように内視鏡装置は、内視鏡本体100と、この内視鏡本体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。上記回転アダプタ103は、内部に図示しない磁石が設けられ、外周面には螺旋状突起部104が設けられている。

【0011】

図21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。

30

これにより、回転アダプタ103は、挿入部101を例えば、大腸などの体腔内管腔に挿入した状態において、外部から回転磁界を発生させて回転磁界中に配置した場合、回転状態になる。回転アダプタ103は、外周面に設けられた螺旋状突起部104が図示しない大腸内壁に当接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を体腔内管腔の深部へ向けて挿入していく推進力となる。

【特許文献1】特開平10-113396号公報

【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】

40

【0012】

上記図20及び図21に示した内視鏡装置では、上記回転アダプタを用いているので、上記挿入部先端部まで上記挿入部を押し引き、捻り操作の力を伝達することができる。

上記従来の内視鏡装置において、術者は、内視鏡画像のみ見ながら、上記挿入部先端部の挿入を進めている。

このため、上記従来の内視鏡装置において、S状結腸部など湾曲した管腔の屈曲が急激すぎると内視鏡画像からは体腔内管路の深部方向が3次的に判断し難いこともある。

【0013】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、体腔内管路の深部方向が3次的に容易に解り、挿入部を深部方向へ挿入可能な医療装置を提供することを目的とする。

50

**【課題を解決するための手段】****【0014】**

本発明による第1の医療装置は、被検体内に挿入するための挿入部と、前記挿入部の先端側に配置し、外周に設けた螺旋状突起部が体腔内管路の内壁に当接して回転することにより推進力を発生する回転アダプタと、被検体外部から前記回転アダプタに設けた磁性体に作用して前記回転アダプタを回転させるための回転磁界を発生する磁気誘導装置と、前記被検体内における前記挿入部の挿入形状を検出する挿入形状検出装置と、を具備し、前記磁気誘導装置は、前記挿入形状検出装置から得られる前記挿入部の挿入形状に基づき、被検体内における前記挿入部に設けた前記回転アダプタの回転を制御することを特徴としている。

10

また、本発明による第2の医療装置は、上記第1の医療装置において、前記磁気誘導装置は、前記挿入形状検出装置から得られる前記挿入部の挿入形状を解析する解析部と、この解析部の解析結果に基づき、被検体内における前記挿入部の進退動作を検知する検知部と、この検知部の検知結果に基づき、前記回転磁界を制御する制御部とを有することを特徴としている。

また、本発明による第3の医療装置は、上記第2の医療装置において、前記制御部は、被検体内における前記挿入部の進退動作が所定時間を行われないうち、前記回転磁界をオフすることを特徴としている。

**【発明の効果】****【0015】**

本発明の医療装置は、体腔内管路の深部方向が3次元的に容易に解り、挿入部を深部方向へ挿入できるという効果を有する。

20

**【発明を実施するための最良の形態】****【0016】**

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】****【0017】**

図1ないし図14は本発明の第1実施例に係り、図1は第1実施例の医療装置である内視鏡装置を示す全体構成図、図2は図1の内視鏡本体の挿入部先端側を示す拡大斜視図、図3は図1の回転アダプタの内部構成を示す断面図、図4は図3の回転アダプタを内視鏡本体の挿入部先端側に取付けた状態を示す側面図、図5は図1の磁気誘導装置により発生する回転磁界を説明する模式図、図6は図1の挿入形状検出プローブの内部構成を示す説明図、図7は磁気誘導装置を構成している制御装置の内部構成を示す回路ブロック図、図8は内視鏡本体の挿入部先端部を肛門から挿入し回転アダプタを回転させた状態で且つ、内視鏡挿入部の先端部がS状結腸部の腸壁に接触した際の説明図、図9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状結腸部を進んでいく際の説明図、図10は図9に示す状態から更に挿入部先端部がS状結腸部を介して進んでいる際の説明図、図11は図10に示す状態から更に挿入部先端部が下行結腸部へと進んでいる際の説明図、図12は体腔内管路の内視鏡画像表示例、図13は内視鏡挿入部の形状画像データの表示例、図14は図7の制御装置の動作を示すフローチャートである。

30

40

**【0018】**

図1に示すように本実施形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入される細長な挿入部21（内視鏡挿入部21ともいう）を有する内視鏡本体2と、この内視鏡本体2の挿入部21を体腔内に導入する際の推進力を得るための内視鏡挿入補助装置3と、前記被検体内における前記内視鏡挿入部21の挿入形状を検出する挿入形状検出装置（以下、UPDと記載）4を有して構成されている。

**【0019】**

内視鏡本体2には、外部装置として光源装置11、カメラコントロールユニット（以下、CCUと略記する）12及びモニタ13が設けられている。

光源装置11は内視鏡本体2に照明光を供給する。CCU12は内視鏡本体2に設けら

50

れている固体撮像素子に対する信号処理等を行う。モニタ13にはCCU12で生成された映像信号が入力される。このことによって、モニタ13の表示画面13a上には、内視鏡画像が表示される。

#### 【0020】

一方、内視鏡挿入補助装置3は、挿入補助具である回転アダプタ14と、医療用磁気誘導装置（以下、磁気誘導装置と略記する）15とを有して構成されている。磁気誘導装置15には外部装置として制御装置16及び電源装置17が設けられている。

また、UPD4は、前記内視鏡挿入部21に挿入設置される挿入形状検出プローブ18と、患者に装着される腹巻状UPDアンテナ19と、外部装置としてUPD装置本体20及びUPDモニタ20aとを有して構成されている。

10

#### 【0021】

前記挿入形状検出プローブ18は、前記内視鏡本体2の例えば鉗子口30から挿入されることにより、前記内視鏡挿入部21内に着脱自在に設置される。

前記腹巻状UPDアンテナ19は、患者に装着され、前記挿入形状検出プローブ18が内蔵する後述のコイルの位置を検出する。

前記UPD装置本体20は、腹巻状UPDアンテナ19からの信号に基づき、前記内視鏡挿入部21の形状を推定し、更に推定された形状に対応するモデル化した内視鏡挿入部21の画像をUPDモニタ20aの表示画面に表示する。

#### 【0022】

内視鏡本体2は、挿入部21、操作部22を有して構成されている。挿入部21は、細長で可撓性を有している。操作部22は、挿入部21の基端側に連設され、把持部を兼ねている。内視鏡本体2は、前記操作部22側部からユニバーサルコード23が延出して設けられている。このユニバーサルコード23には、図示しないライトガイドや信号線が挿通配設されている。このユニバーサルコード23の端部に設けられているコネクタ部23aが前記CCU12に接続されるようになっている。

20

#### 【0023】

挿入部21は、先端側から順に硬質の先端部24（挿入部先端部24ともいう）、湾曲自在な湾曲部25及び長尺で可撓性を有する可撓管部26を連設して構成されている。

操作部22には、湾曲部25を湾曲動作させるための湾曲操作手段である湾曲操作ノブ27が設けられている。また、この操作部22には、送気・送水を指示するための送気・送水ボタン28a及び吸引を指示するための吸引ボタン28bが設けられている。更に、操作部22には、CCU12を遠隔操作するためのビデオ用スイッチ29aや各種周辺機器の制御等を行うリモートスイッチ29b等が設けられている。また、操作部22には、生検鉗子等の処置具が挿入される鉗子口30が設けられている。鉗子口30は、挿入部21内を挿通する処置具挿通用チャンネル30bに連通している。

30

従って、内視鏡本体2は、鉗子口30から例えば生検鉗子を挿入していくことにより、生検鉗子が処置具挿通用チャンネル30b内を通過して先端部24に形成されているチャンネル開口24a（図2参照）から突出される。

#### 【0024】

尚、前記内視鏡本体2には、その鉗子口30から前記挿入形状検出プローブ18を挿入して挿入部21内に設置するようになっている。本実施例では、前記挿入形状検出プローブ18を鉗子口30から挿入しているが、この挿入形状検出プローブ18をチャンネル開口24aから挿入して挿入部21内に設置するようにしてもよい。また、図示しないが前記内視鏡本体2には、前記挿入形状検出プローブ18が前記処置具挿通用チャンネル30bに挿通することなく、挿入部21内に内蔵されるように構成してもよい。

40

尚、図2において、符号24bは観察光学系を構成する観察窓であり、符号24cは照明光学系を構成する照明光が出射される照明窓である。

#### 【0025】

ユニバーサルコード23内には、照明窓24cに一端面が臨む図示しないライトガイドファイバ束や固体撮像素子から延出する信号線、吸引チャンネルや送気・送水チャンネル

50

を構成するチューブ等が挿通されている。ユニバーサルコード 23 の端部には、光源装置 11 に着脱自在に連結される内視鏡コネクタ 23a が設けられている。内視鏡コネクタ 23a の側部には電気コネクタ部（不図示）が設けられており、この電気コネクタ部に CCU 12 に接続される電気ケーブル 23b のコネクタ 23c が連結されるようになっている。

#### 【0026】

また、内視鏡挿入補助装置 3 を構成する回転アダプタ 14 は、内視鏡挿入部 21 を例えば大腸などの体腔内管路に挿入する際の推進力を得るためのものである。回転アダプタ 14 は、内視鏡挿入部 21 の先端部 24 又は可撓管部 26 に配置されるようになっている。

#### 【0027】

先ず、図 2 ないし図 4 を参照して回転アダプタ 14 の詳細構成を説明する。

回転アダプタ 14 は、前記内視鏡挿入部 21 の先端部 24 又は可撓管部 26 に取り付けられる略円筒形状の本体部 41 と、この本体部 41 の外周に設けられ、一对のベアリング部 42 により回動自在な回転体 43 と、この回転体 43 の外周面側に設けられ、体腔内管路の内壁に当接して前記回転体 43 の回転により回転し推進力を発生する螺旋状突起部 44 とを有して構成されている。

#### 【0028】

本体部 41 は、例えば、ゴム部材のように弾性を有する弾性体或いは軟性樹脂部材、又は硬質樹脂によって形成されている。本体部 41 には挿入部 21 の先端部 24、湾曲部 25 及び可撓管部 26 が挿通可能な貫通孔 41b が形成されている。

ベアリング部 42 は、本体部 41 の外周面所定位置に固設される。回転体 43 は、ベアリング部 42 の外周面側に配置される。このことによって、回転体 43 は、本体部 41 に対して回動自在に構成されている。

#### 【0029】

回転体 43 には、筒体 43a に永久磁石（以下、磁石と略記）43b が設けられている。この磁石 43b は、例えば管状に形成されている。磁石は、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）磁石などである。フェライト磁石においては安価であるというメリットがあり、プラチナ磁石においては耐腐食性に優れ、医療用に好適である。

#### 【0030】

螺旋状突起部 44 は、例えば、接着剤等により回転体 43 の外周面側に接着固定されている。あるいは、磁石 43b をインサート部材として筒体 43a の外側に一体的に形成してもよい。この螺旋状突起部 44 は、所望の推進力が得られるように条数、ピッチ、或いは高さ寸法や幅寸法等を適宜設定されている。この螺旋状突起部 44 の形成範囲は、図に示すように回転体 43 の一端部（縁部）近傍から他端部近傍までに限定されるものではなく、所望の推進力が得られるのであれば、回転体 43 の中途部に設ける構成であってもよい。

#### 【0031】

次に、前記内視鏡挿入部 21 への前記回転アダプタ 14 の取付構造を説明する。

前記回転アダプタ 14 の前記貫通孔 41b には、前記内視鏡挿入部 21 の先端部 24 が挿通される。

前記先端部 24 の先端側外周面には、図示しないネジ溝が形成されている。また、前記先端部 24 と前記湾曲部 25 との境界近傍の外周部には、前記回転アダプタ 14 の端面と係合してこの回転アダプタ 14 を固定するためのリブ 45 が設けられている。

#### 【0032】

そして、図 4 に示すように、前記挿入部 21 に挿通して前記リブ 45 により係合された前記回転アダプタ 14 は、前記先端部 24 のネジ溝（図示せず）にナット 46 を螺合することにより、前記先端部 24 に固定される。

尚、図中では、前記リブ 45 は、前記挿入部 21 の前記先端部 24 と前記湾曲部 25 との境界近傍に設けたが、これに限定されず、前記回転アダプタ 14 によって推進力が得ら

10

20

30

40

50

れる位置であればよい。

【0033】

例えば、前記リブ45は、前記回転アダプタ14が前記挿入部21の前記湾曲部25と前記可撓管部26との境界近傍、或いはこの境界より前記操作部12側に配置するように回転アダプタ14の配置位置に応じて設けてもよい。この場合、前記挿入部21は、前記リブ45の配置位置に応じてその外表面に前記ナット46を螺合するためのネジ溝を形成する必要がある。

【0034】

次に、回転アダプタ14を回転させるための回転磁界を発生する磁気誘導装置15を説明する。

磁気誘導装置15は、図1に示すように例えば患者が横たわることが可能なベッド部51と、ベッド部51に横たわった患者の体の所望の部分を覆うように構成された磁界発生部52とを有して構成されている。尚、前記ベッド部51は、非磁性検査台として筐体部が木やプラスチックなどの非磁性体で形成されている。これにより、ベッド部51は、回転アダプタ14の安定した動作が可能となっている。

【0035】

前記磁界発生部52は、枠体部53と、窓部54とで構成されている。前記枠体部53には、図示しない電磁コイルが設けられている。具体的に、枠体部53を構成する互いに対向する3組の平面部53a、53b、53cにそれぞれ一对の電磁コイルが図示しないヘルムホルツコイルを形成するように設けられている。つまり、磁界発生部52に設けられた3組のヘルムホルツコイルは、ベッド部51上で略キュービク状に構成される。このことによって、磁界発生部52からは、図中のX方向、Y方向及びZ方向にそれぞれ対応する磁界が発生されるようになっている。

【0036】

前記窓部54は、患者の首、脚、腕、胴体が自在に抜き差し可能に設けられている。

磁気誘導装置15からは接続ケーブル55が延出している。接続ケーブル55の端部にはコネクタ55aが設けられている。このコネクタ55aは電源装置17に着脱自在に接続される。電源装置17には信号ケーブル56を介して制御装置16が電氣的に接続される。

【0037】

制御装置16は、磁界発生部52に設けられている3組のヘルムホルツコイルに対して通電される電流の強弱、向き等の制御を行って、3組のヘルムホルツコイルによって所望の3次元的な回転磁界を形成する。

【0038】

尚、制御装置16は、後述するように前記UPD4を構成している前記UPD装置本体20に接続され、このUPD装置本体20から入力される前記内視鏡挿入部21の3次元的な挿入形状の情報に基づき、前記3組のヘルムホルツコイルによって形成される3次元的な回転磁界を制御するようになっている。この制御装置16の内部構成は、後述する。

【0039】

また、本実施形態においてはCCU12と制御装置16とを信号ケーブル57によって電氣的に接続すると共に、前記操作部22に設けられているリモートスイッチ29bを例えば、前記磁気誘導装置15が形成する回転磁界を制御するための誘導装置用スイッチとしている。

【0040】

このことによって、術者が誘導装置用スイッチ29bを手元操作することによって、磁気誘導装置15が駆動制御される。つまり、誘導装置用スイッチ29bを操作することによって出力される指示信号は、CCU12及び制御装置16を介して磁気誘導装置15に伝送される。尚、リモートスイッチ29bを誘導装置用スイッチとして設定する代わりに、誘導装置用スイッチを別体に設け、操作部22に着脱可能に取り付ける構成や他の術者が操作するようにしてもよい。この場合においては、例えば誘導用スイッチと制御装置1

10

20

30

40

50

6とを電氣的に接続する構成にする。

【0041】

図5に示すように磁気誘導装置15では、例えば矢印Aに示すような回転磁界を形成する。このとき、この回転磁界中に配置された回転アダプタ14を構成する回転体43(永久磁石)が矢印Bに示すように回転される。

【0042】

このことにより、回転アダプタ14は、回転体43の外周面に設けられている螺旋状突起部44が管腔内壁に当接することによって摩擦力が発生し、このとき発生する摩擦力が内視鏡挿入部21を管腔の深部に向けて導入する際の推進力になる。

従って、内視鏡本体2は、分散することなく、挿入部先端部24まで前記挿入部21に対する押し引き、捻り操作の力を伝達することができる。

【0043】

次に、UPD4の詳細構成を説明する。

図6に示すようにUPD4を構成している挿入形状検出プローブ18は、その長手方向に磁界を発生する複数のコイル61、61a等が配置され、これら複数のコイル61、61a等は保護チューブ62で被覆されている。また、挿入形状検出プローブ18の後端から延出する接続ケーブル63は、コネクタ63a(図1参照)が前記UPD本体20に着脱自在に接続される。これにより、前記挿入形状検出プローブ18に配置されている前記複数のコイル61、61a等は、前記UPD本体20に電氣的に接続され、このUPD本体20から例えば順次に駆動電流を印加されて磁界を発生するようになっている。また、保護チューブ62の外表面には、所定長さ毎に指標64が設けてある。

【0044】

一方、図1に示すように患者に装着される前記腹巻状UPDアンテナ19は、内部に図示しない複数のコイルが内蔵されている。これら内蔵されている複数のコイルは、前記挿入形状検出プローブ18に配置されている前記複数のコイル61、61a等による発生磁界を検出するようになっている。前記腹巻状UPDアンテナ19から延出する接続ケーブル65は、コネクタ65a(図1参照)が前記UPD本体20に着脱自在に接続される。これにより、前記腹巻状UPDアンテナ19に内蔵されている複数のコイルは、前記UPD本体20に電氣的に接続され、このUPD本体20から検出した信号を出力するようになっている。

【0045】

前記UPD装置本体20は、前記腹巻状UPDアンテナ19に内蔵されている前記複数のコイルからの検出信号の振幅や位相等を利用して、前記挿入形状検出プローブ18に内蔵されている各コイル61、61a等の位置を検出するようになっている。

更に、前記UPD装置本体20は、内視鏡挿入部21の各部の位置、つまり内視鏡挿入部21の3次元形状を推定し、この推定した形状に対応するモデル化処理を行い、このモデル化した内視鏡挿入部21の形状画像データをUPDモニタ20aに出力すると共に、接続ケーブル66を介して前記磁気誘導装置15の外部装置である前記制御装置16に出力するようになっている。

【0046】

前記磁気誘導装置15の外部装置である前記制御装置16は、前記UPD装置本体20からの前記内視鏡挿入部21の形状画像データに基づき、前記3組のヘルムホルツコイルを制御するようになっている。

更に、具体的に説明すると、図7に示すように前記制御装置16は、データ解析部16aと、進退検知部16bと、タイマ16cと、制御部16dとを有して構成されている。

【0047】

前記データ解析部16aは、前記UPD装置本体20からの形状画像データを入力されて形状画像を解析し、この画像中から前記内視鏡挿入部21の進退動作を解析するようになっている。

前記進退検知部16bは、前記データ解析部16aの解析結果に基づき、前記内視鏡挿

入部 2 1 の進退動作を検知し、検知結果を出力するようになっている。

【 0 0 4 8 】

前記タイマ 1 6 c は、前記進退検知部 1 6 b からの検知結果を受けて内視鏡挿入部 2 1 が進んでいないならばカウントを開始し、内視鏡挿入部 2 1 が進むようになるまでカウントを続けるようになっている。

前記制御部 1 6 d は、前記進退検知部 1 6 b の結果結果及びタイマ 1 6 c のカウントデータに基づき、前記磁気誘導装置 1 5 の外部装置である電源装置 1 7 を制御して前記磁気誘導装置 1 5 が生成する回転磁界をオンオフする制御を行うようになっている。

【 0 0 4 9 】

上述のように構成した内視鏡装置 1 の作用を説明する。

10

先ず術者は、前記電源装置 1 7 の電源をオンし、制御装置 1 6 を作動させる。

術者は、内視鏡本体 2 を観察状態にすると共に、誘導装置用スイッチ 2 9 b を操作して磁気誘導装置 1 5 の磁界発生部 5 2 に設けられている 3 組のヘルムホルツコイルにそれぞれ電流を供給して所定の回転磁界を形成する状態にする。

【 0 0 5 0 】

次に、術者は、磁気誘導装置 1 5 のベッド部 5 1 上で横たわっている患者に腹巻状 U P D アンテナ 1 9 を装着させ、U P D 装置本体 2 0 を作動させる。更に、術者は、内視鏡本体 2 の鉗子口 3 0 から前記挿入形状検出プローブ 1 8 を挿入し、前記内視鏡挿入部 2 1 内に着脱自在に設置する。

【 0 0 5 1 】

20

次に、術者は、磁気誘導装置 1 5 のベッド部 5 1 上で磁界発生部 5 2 内に検査対象部位が位置するように横たわっている患者の肛門 7 1 から内視鏡挿入部 2 1 を構成する先端部 2 4 及び湾曲部 2 5 を大腸（直腸 7 2 ）内に挿入していく。そして、回転アダプタ 1 4 も直腸 7 2 に挿入されていく。

【 0 0 5 2 】

次いで、図 8 に示すように肛門 7 1 から挿入された回転アダプタ 1 4 が磁界発生部 5 2 の回転磁界内に到達すると、回転アダプタ 1 4 を構成する回転体 4 3 が所定の回転状態になる。ここで、回転アダプタ 1 4 は、回転体 4 3 の外周面に設けられている螺旋状突起部 4 4 が大腸壁に当接することによって摩擦力が発生する。このとき発生する摩擦力は、内視鏡挿入部 2 1 を管腔深部に向けて挿入する際の推進力になる。このことによって、術者は、回転アダプタ 1 4 によって得られる推進力を利用して、小さな力量で押し込み操作を行いながら挿入部先端部 2 4 を目的部位に向けて挿入していくことができる。

30

【 0 0 5 3 】

このとき、術者は、モニタ 1 3 の表示画面 1 3 a 上に表示される内視鏡画像を観察している。従って、図 9 に示すように挿入部先端部 2 4 が S 状結腸部 7 3 のような屈曲部近傍に到達したことを内視鏡画像から判断することができる。

術者は、挿入部先端部 2 4 が屈曲部近傍に到達したと判断したなら、湾曲操作ノブ 2 7 を適宜操作して押し引き、捻り操作する。

【 0 0 5 4 】

このとき、図 1 0 に示すように回転アダプタ 1 4 が上述のように回転しながら推進力を得て推進することで、腸管深部方向へ推進して腸管を直線化していく。この直線化した腸管内を回転アダプタ 1 4 が上述のように動作することで、内視鏡本体 2 は、挿入部先端部 2 4 が管腔深部に向けて更に挿入されていく。

40

従って、挿入部先端部 2 4 は、回転アダプタ 1 4 によって得られる推進力と、湾曲部 2 5 を湾曲動作させる術者の手元操作や及び捻り操作によって腸管深部方向へ進み、目的部位へ到達可能である。

【 0 0 5 5 】

ここで、挿入部先端部 2 4 は、図 8 及び図 9 に示したように S 状結腸部 7 3 を通過して図 1 0 及び図 1 1 に示すように可動性に乏しい下行結腸部 7 4 と可動性に富む横行結腸部 7 5 との境界である脾湾曲 7 6 に挿入部先端部 2 4 が至る。

50

以降、図示しないが同様に挿入部先端部 2 4 は、脾湾曲 7 6 を介して横行結腸 7 5 と上行結腸 7 8 との境界である肝湾曲 7 7 の壁に沿うようにスムーズに前進して例えば目的部位である盲腸部 7 9 近傍に挿入部先端部 2 4 が到達する。

【 0 0 5 6 】

そして、術者は、挿入部先端部 2 4 が目的部位である盲腸部 7 9 近傍に到達したことをモニタ 1 3 の表示画面 1 3 a 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行うために挿入部 2 1 の引き戻し操作に移行して検査を行う。

この結果、本実施例の内視鏡装置 1 は、通過困難な S 状結腸部など湾曲した管腔の屈曲が急激すぎる腸管を、挿入部 2 1 に複雑な操作を加えることなく容易に直線状に短縮しながら挿入できるようになる。

10

【 0 0 5 7 】

ここで、目的部位へ到る途中で、例えば、図 1 2 に示す内視鏡画像のように体腔内管路に憩室などの分岐路が有る場合、この内視鏡画像だけでは体腔内管路の深部方向がどちらの方向であるのかまた、どちらの方向へ進めば良いのか判断が困難になることもある。

本実施例では、図 1 3 に示すように U P D 4 の U P D 用モニタ 2 0 a の表示画面にモデル化した内視鏡挿入部 2 1 の形状画像データを表示するようにしている。

【 0 0 5 8 】

これにより、術者は、この U P D 用モニタ 2 0 a の表示画面に表示される挿入部 2 1 の形状を参照することにより、体腔内管路の深部方向がわかり、この体腔内管路の深部方向への挿入部の挿入をより円滑に行い易くなる。

20

また、大腸等の体腔内管路は、憩室と呼ばれる管腔壁が外側に膨らむ現象がある。この場合、挿入部先端部 2 4 が回転アダプタ 1 4 と共に憩室に入り込んでしまう虞が生じる。

【 0 0 5 9 】

この場合、挿入部先端部 2 4 が回転アダプタ 1 4 と共に憩室に入り込んでしまうと、挿入部先端部 2 4 がそれ以上先に進まなくなり、その間回転アダプタ 1 4 が一箇所で留まり回転し続けてしまう。

【 0 0 6 0 】

そこで、本実施例では、回転アダプタ 1 4 が一箇所で留まり回転し続けてしまうことを防止するような制御を行うようにしている。

即ち、本実施例では、図 1 4 に示すようなフローチャートに従って制御を行う。

30

まず、制御装置 1 6 は、U P D 装置本体 2 0 ( U P D 4 ) からの形状画像データが入力されることにより、データ解析部 1 6 a が画像を解析し ( ステップ S 1 )、この解析結果を進退検知部 1 6 b に出力する。

【 0 0 6 1 】

制御装置 1 6 は、データ解析部 1 6 a からの解析結果に基づき、進退検知部 1 6 b が前記内視鏡挿入部 2 1 の進退動作を検知し ( ステップ S 2 )、検知結果をタイマ 1 6 c 及び制御部 1 6 d に出力する。

タイマ 1 6 c は、進退検知部 1 6 b の検知結果に基づき、内視鏡挿入部 2 1 が進んでいない場合、カウントを開始し内視鏡挿入部 2 1 が進むようになるまでカウントを続ける。

【 0 0 6 2 】

40

制御部 1 6 d は、進退検知部 1 6 b の検知結果及びタイマ 1 6 c のカウントデータに基づき、内視鏡挿入部 2 1 が進んでいるか否かを判断し ( ステップ S 3 )、内視鏡挿入部 2 1 が進んでいると判断した場合、回転磁界をオンし ( ステップ S 4 )、回転アダプタ 1 4 の回転を続ける。

【 0 0 6 3 】

一方、制御部 1 6 d は、内視鏡挿入部 2 1 が進んでいないと判断した場合、タイマ 1 6 c のカウント結果に基づき、内視鏡挿入部 2 1 が所定時間以上停止しているか否かを判断し ( ステップ S 5 )、所定時間以内であるなら上記と同様に回転磁界をオンし ( ステップ S 4 )、回転アダプタ 1 4 の回転を続ける。

【 0 0 6 4 】

50

また、制御部 16d は、内視鏡挿入部 21 が所定時間以上停止している場合、回転磁界をオフし（ステップ S6）、回転アダプタ 14 の回転を止める。これにより、内視鏡本体 2 は、回転アダプタ 14 が一箇所に留まって回転することがない。

【0065】

ここで、術者は、回転アダプタ 14 の回転が止まって挿入部先端部 24 の挿入が停止した場合、前記モニタ 13 の表示画面 13a 上に表示されている内視鏡画像及び UPD 用モニタ 20a の表示画面に表示されている内視鏡挿入部 21 の形状画像データで体腔内管路の深部方向を確認する。

【0066】

術者は、湾曲操作ノブ 27 を適宜操作して挿入部先端部 24 を体腔内管路の深部方向へ向ける。すると、制御装置 16 は、上述した動作により、回転磁界をオンして回転アダプタ 14 による挿入部 21 の挿入動作を再開する。

この結果、本実施例の内視鏡装置 1 は、体腔内管路の深部方向が 3 次元的に容易に解り、挿入部 21 を深部方向へ挿入できるようになる。

【0067】

尚、本実施例では、内視鏡本体 2 側に配置される挿入形状検出プローブ 18 側のコイル 61, 61a 等に駆動電流を流して磁界を発生させ、腹巻状 UPD アンテナ 19 側のコイルにより磁界を検出するようにしているが、逆に腹巻状 UPD アンテナ 19 側のコイルで磁界を発生させ、挿入形状検出プローブ 18 側のコイル 61, 61a 等で発生した磁界を検出する構成にしても良い。

【実施例 2】

【0068】

図 15 ないし図 19 は本発明の第 2 実施例に係り、図 15 は第 2 実施例の内視鏡装置を構成する回転アダプタを設けたオーバーチューブの外観斜視図、図 16 は図 15 のオーバーチューブの内部構成を示す断面図、図 17 はオーバーチューブ先端部を肛門から挿入し回転アダプタ部を回転させた際の説明図、図 18 はオーバーチューブ先端部が回転アダプタにより得られた推進力により S 状結腸部を介して進んでいる際の説明図、図 19 は図 18 に示す状態からオーバーチューブに内視鏡本体の挿入部を挿通させている際の説明図である。

【0069】

上記第 1 実施例は内視鏡本体の挿入部について適用した例を示したが、第 2 実施例は、挿入部を有する医療装置として、例えばオーバーチューブの挿入に關しての適用例である。

【0070】

即ち、図 15 及び図 16 に示すように第 2 実施例の内視鏡装置は、オーバーチューブ 91 の先端側に回転アダプタを設けて構成している。

更に具体的に説明すると、前記オーバーチューブ 91 は、先端側に回転アダプタ部 92 が取付けられている。また、前記オーバーチューブ 91 は、後端側に可撓性チューブ回転体（以下、チューブ回転体と略記）93 と、筒体 94 とが設けられている。

【0071】

前記チューブ回転体 93 には、内視鏡本体 2c の挿入部 21 を挿通するための挿通口 95a を有する挿通口部 95 が設けられている。前記筒体 94 は、前記チューブ回転体 93 が回転可能に挿通され且つ術者が把持する把持部である。

前記回転アダプタ部 92 は、前記チューブ回転体 93 の外周面に回転により推進力を発生する螺旋状突起部 96 が設けられている。この回転アダプタ部 92 には、前記チューブ回転体 93 の内部に磁界発生手段である永久磁石 97 を内蔵している。

【0072】

前記筒体 94 は、円筒状の可撓性チューブであり、前記回転アダプタ部 92 と前記挿通口部 95 との間に配されるように前記チューブ回転体 93 を挿通している。

尚、前記筒体 94 は、前記チューブ回転体 93 の外表面を傷つけることなく前記チュー

10

20

30

40

50

ブ回転体 93 を回転可能に支持することが可能な材質で構成することが望ましい。

【0073】

また、前記オーバーチューブ 91 は、前記回転アダプタ部 92 が前記チューブ回転体 93 の先端部と一体的に構成したが、回転アダプタ 92 のみが回転するように前記チューブ回転体 93 の先端部に設けても良い。

本実施例は、前記オーバーチューブ 91 に前記挿入形状検出プローブ 18 を挿入して着脱自在に設置するよう構成している。

それ以外の構成については、前記内視鏡装置と同様である。

【0074】

次に、前記オーバーチューブ 91 を用いた内視鏡装置の作用を説明する。

10

先ず術者は、前記電源装置 17 の電源をオンし、制御装置 16 を作動させる。

術者は、磁気誘導装置 15 に設けられた図示しない誘導装置用スイッチを操作して磁気誘導装置 15 の磁界発生部 52 に設けられている 3 組のヘルムホルツコイルにそれぞれ電流を供給して所定の回転磁界を形成する状態にする。

【0075】

次に、術者は、磁気誘導装置 15 のベッド部 51 上で横たわっている患者に腹巻状 UPD アンテナ 19 を装着させ、UPD 装置本体 20 を作動させる。更に、術者は、オーバーチューブ 91 に前記挿入形状検出プローブ 18 を挿入し、前記オーバーチューブ 91 内に着脱自在に設置する。

【0076】

20

次に、術者は、磁気誘導装置 15 のベッド部 51 上で磁界発生部 52 内に検査対象部位が位置するように横たわっている患者の肛門からオーバーチューブ 91 を大腸（直腸 72）内に挿入していく。そして、回転アダプタ部 92 も直腸 72 に挿入されていく。

次いで、肛門から挿入された回転アダプタ部 92 が磁界発生部 52 の回転磁界内に到達すると、永久磁石 97 が回転磁界に作用して回転アダプタ部 92（チューブ回転体 93）が所定の回転状態になる。

【0077】

ここで、回転アダプタ部 92 は、外周面に設けられている螺旋状突起部 96 が大腸壁に当接することによって摩擦力が発生する。このとき発生する摩擦力は、オーバーチューブ 91 の先端側を管腔深部に向けて挿入する際の推進力になる。このことによって、術者は、回転アダプタ部 92 によって得られる推進力を利用して、小さな力量で押し込み操作を行いながらオーバーチューブ 91 の先端側を目的部位に向けて挿入していくことができる。

30

【0078】

術者は、オーバーチューブ 91 の先端側が屈曲部近傍に到達したと判断したなら、チューブ回転体 93 の後端側を適宜操作してオーバーチューブ 91 の先端側が進むように押し引き、捻り操作する。

このとき、図 17 に示すようにオーバーチューブ 91 の先端側は、回転アダプタ部 92 が上述のように回転しながら推進力を得て推進することで、腸管深部方向へ推進していく。この腸管内を回転アダプタ部 92 が上述のように動作することで、オーバーチューブ 91 は、先端側が管腔深部に向けて更に挿入されていく。

40

【0079】

従って、オーバーチューブ 91 の先端側は、回転アダプタ部 92 によって得られる推進力と、チューブ回転体 93 の後端側に対する術者の手元操作や及び捻り操作によって腸管深部方向へ進み、目的部位へ到達可能である。

ここで、オーバーチューブ 91 の先端側は、図 17 及び図 18 に示したように S 状結腸部 73 を通過して図 19 に示すように下行結腸部 74 に到る。

【0080】

ここで、術者は、前記オーバーチューブ 91 の挿通口 95 a を介して前記内視鏡本体 2C の前記挿入部 21 を挿通させることにより、この挿入部先端部 24 は、体腔内管路の目

50

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。

ここで、目的部位へ到る途中で、体腔内管路に分岐路が有る場合、体腔内管路の深部方向がどちらの方向であるのかまた、どちらの方向へ進めば良いのか判断が困難になることもある。

【0081】

第2実施例では、上記第1実施例で例説明したのと同様にUPD4のUPD用モニタ20aの表示画面にモデル化したオーバーチューブ91の形状画像データを表示するようにしている。

これにより、術者は、このUPD用モニタ20aの表示画面に表示されるオーバーチューブ91の形状を参照することにより、体腔内管路の深部方向がわかり、この体腔内管路の深部方向への挿入部の挿入をより円滑に行い易くなる。

10

【0082】

また、第2実施例では、図示しないが上記第1実施例で説明したのとほぼ同様な回転アダプタ部92の制御を行うようにしている。

これにより、オーバーチューブ91の先端側が回転アダプタ部92と共に憩室に入り込んでしまい、挿入部先端部24がそれ以上先に進まなくなり、その間回転アダプタ部92が一箇所で留まり回転し続けてしまうことを防止することが可能となる。

【0083】

この結果、第2実施例の内視鏡装置は、上記第1実施例と同様な効果を得ることに加え、前記オーバーチューブ91により予め挿入経路を確保して前記内視鏡本体2Cの挿入部21を挿入することができ、操作性の向上化を図ることが可能になる。

20

また、第2実施例の内視鏡装置は、オーバーチューブ91に複雑な操作を加えることなく容易に腸管を直線状に短縮しながら挿入できるようになる。

尚、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【0084】

[付記]

(付記項1)

被検体内に挿入するための挿入部と、

前記挿入部の先端側に配置し、外周に設けた螺旋状突起部が体腔内管路の内壁に当接して回転することにより推進力を発生する回転アダプタと、

30

被検体外部から前記回転アダプタに設けた磁性体に作用して前記回転アダプタを回転させるための回転磁界を発生する磁気誘導装置と、

前記被検体内における前記挿入部の挿入形状を検出する挿入形状検出装置と、

を具備し、前記磁気誘導装置は、前記挿入形状検出装置から得られる前記挿入部の挿入形状に基づき、被検体内における前記挿入部に設けた前記回転アダプタの回転を制御することを特徴とする医療装置。

【0085】

(付記項2)

前記磁気誘導装置は、前記挿入形状検出装置から得られる前記挿入部の挿入形状を解析する解析部と、この解析部の解析結果に基づき、被検体内における前記挿入部の進退動作を検知する検知部と、この検知部の検知結果に基づき、前記回転磁界を制御する制御部とを有することを特徴とする付記項1に記載の医療装置。

40

【0086】

(付記項3)

前記制御部は、被検体内における前記挿入部の進退動作が所定時間を行われないうち、前記回転磁界をオフすることを特徴とする付記項2に記載の医療装置。

【0087】

(付記項4)

前記挿入形状検出装置は、前記挿入部内に挿入設置される挿入形状検出プローブと、こ

50

の挿入形状検出プローブを被検体内において3次元的に検出するためのアンテナと、前記挿入形状プローブ及び前記アンテナを制御して前記アンテナから検出される前記挿入形状プローブの3次元的な形状情報に基づき、前記被検体内における前記挿入部の3次元的な挿入形状の情報を算出する挿入形状装置本体とを有していることを特徴とする付記項1に記載の医療装置。

【0088】

(付記項5)

前記アンテナは、被検体に装着可能な腹巻型に形成したことを特徴とする付記項4に記載の医療装置。

【図面の簡単な説明】

10

【0089】

【図1】第1実施例の医療装置である内視鏡装置を示す全体構成図である。

【図2】図1の内視鏡本体の挿入部先端側を示す拡大斜視図である。

【図3】図1の回転アダプタの内部構成を示す断面図である。

【図4】図3の回転アダプタを内視鏡本体の挿入部先端側に取付けた状態を示す側面図である。

【図5】図1の磁気誘導装置により発生する回転磁界を説明する模式図である。

【図6】図1の挿入形状検出プローブの内部構成を示す説明図である。

【図7】磁気誘導装置を構成している制御装置の内部構成を示す回路ブロック図である。

【図8】内視鏡本体の挿入部先端部を肛門から挿入し回転アダプタを回転させた状態で且つ、内視鏡挿入部の先端部がS状結腸部の腸壁に接触した際の説明図である。

20

【図9】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状結腸部を進んでいく際の説明図である。

【図10】図9に示す状態から更に挿入部先端部がS状結腸部を介して進んでいる際の説明図である。

【図11】図10に示す状態から更に挿入部先端部が下行結腸部へと進んでいる際の説明図である。

【図12】体腔内管路の内視鏡画像表示例である。

【図13】内視鏡挿入部の形状画像データの表示例である。

【図14】図7の制御装置の動作を示すフローチャートである。

30

【図15】第2実施例の内視鏡装置を構成する回転アダプタを設けたオーバーチューブの外観斜視図である。

【図16】図15のオーバーチューブの内部構成を示す断面図である。

【図17】オーバーチューブ先端部を肛門から挿入し回転アダプタ部を回転させた際の説明図である。

【図18】オーバーチューブ先端部が回転アダプタにより得られた推進力によりS状結腸部を介して進んでいる際の説明図である。

【図19】図18に示す状態からオーバーチューブに内視鏡本体の挿入部を挿通させている際の説明図である。

【図20】従来の内視鏡装置の構成を示す構成図である。

40

【図21】図20の磁気誘導装置により発生する回転磁界を説明する模式図である。

【符号の説明】

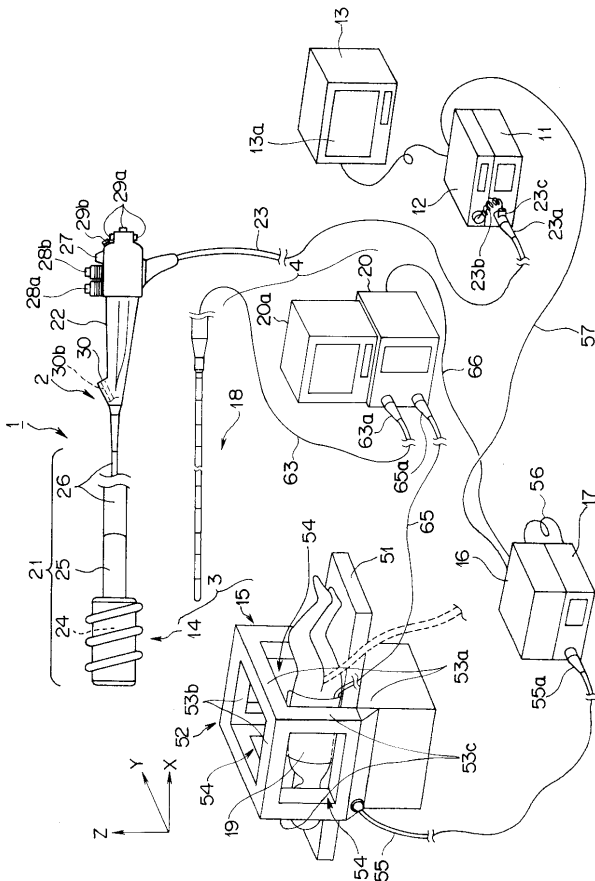
【0090】

- 1 内視鏡装置
- 2 内視鏡本体
- 3 内視鏡挿入補助装置
- 4 UPD (挿入形状検出装置)
- 12 CCU
- 14 回転アダプタ
- 15 磁気誘導装置

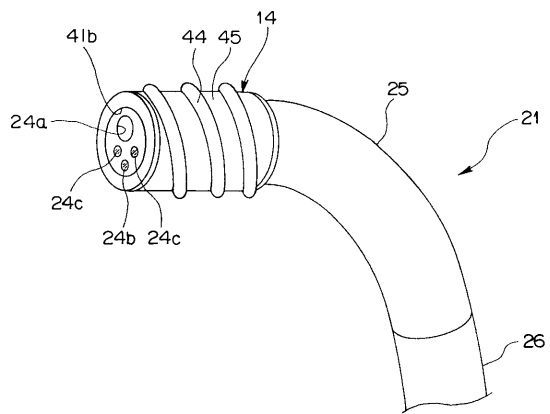
50

- 1 6 制御装置
  - 1 7 電源装置
  - 1 8 挿入形状検出プローブ
  - 1 9 腹巻状UPDアンテナ
  - 2 0 UPD装置本体
  - 2 0 a UPD用モニタ
  - 2 1 挿入部
  - 2 4 先端部
  - 2 4 a チャンネル開口
  - 2 5 湾曲部
  - 3 0 b 処置具挿通用チャンネル
  - 4 1 本体部
  - 4 2 ベアリング部
  - 4 3 回転体
  - 4 4 螺旋状突起部
  - 5 1 ベッド部
  - 5 2 磁界発生部
- 代理人 弁理士 伊藤 進

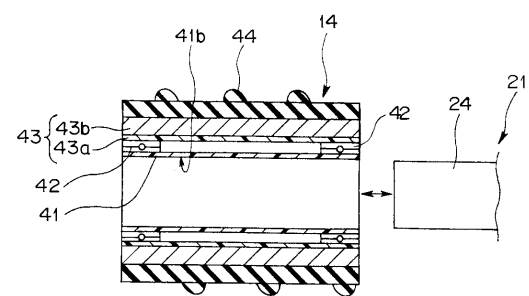
【 図 1 】



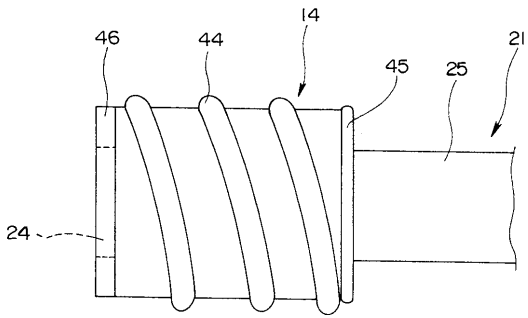
【 図 2 】



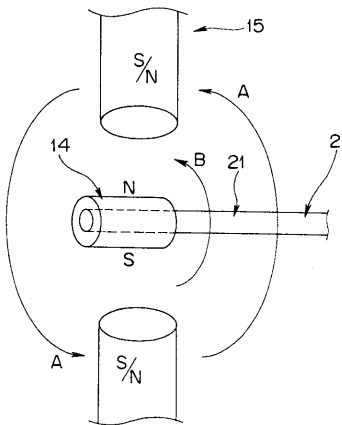
【 図 3 】



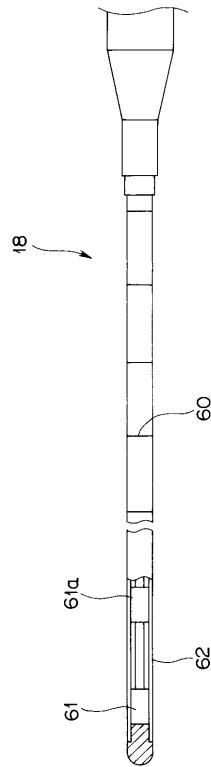
【図4】



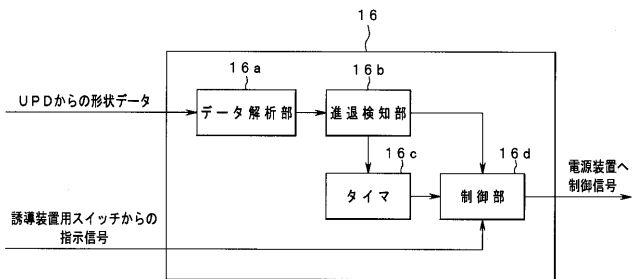
【図5】



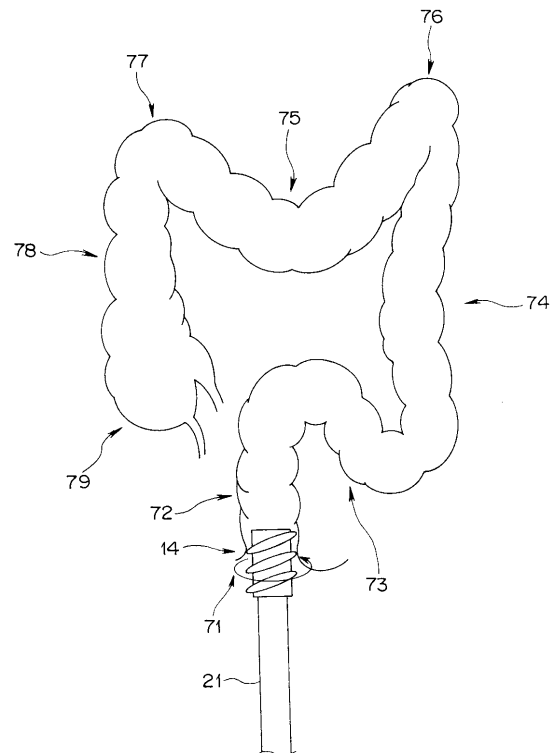
【図6】



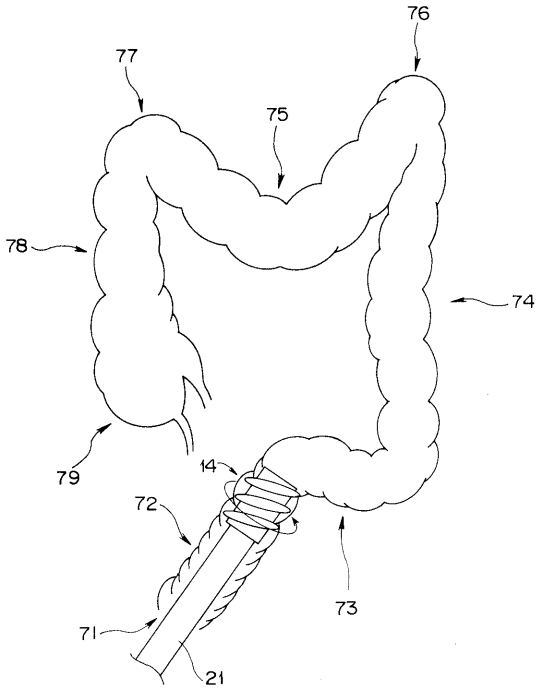
【図7】



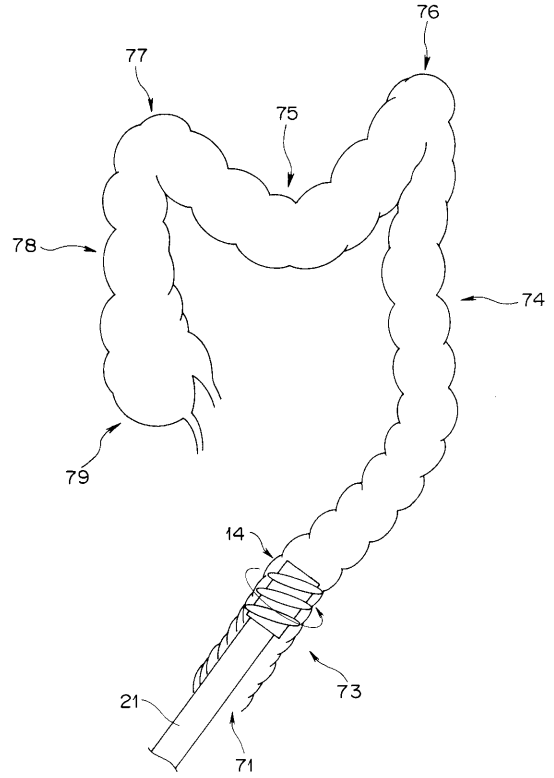
【図8】



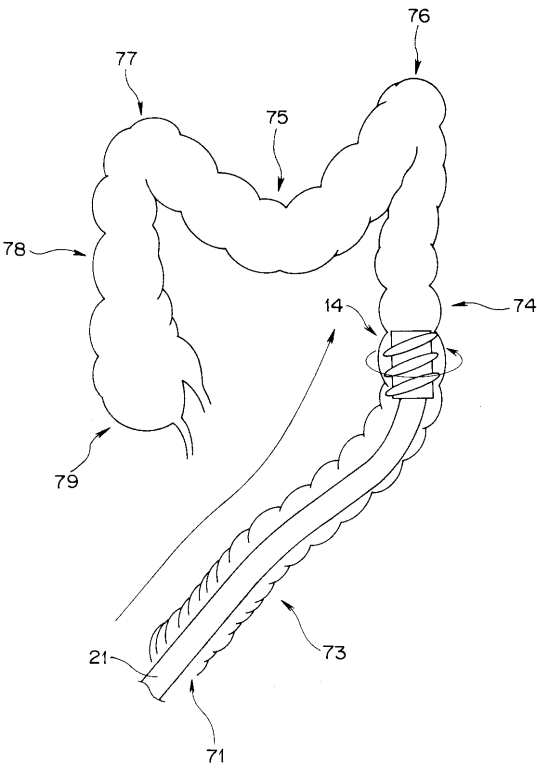
【 図 9 】



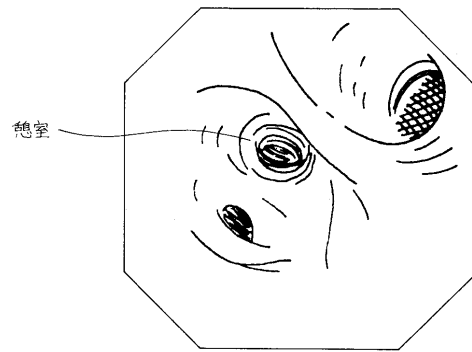
【 図 10 】



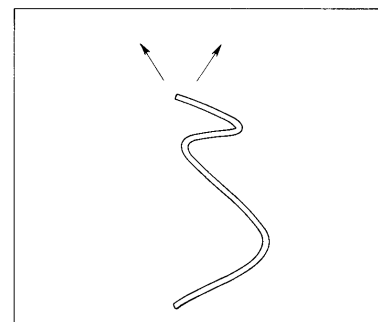
【 図 11 】



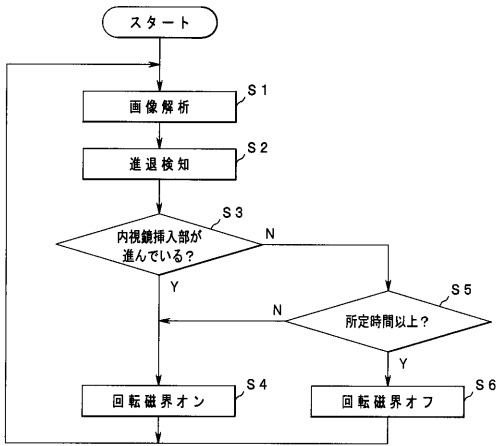
【 図 12 】



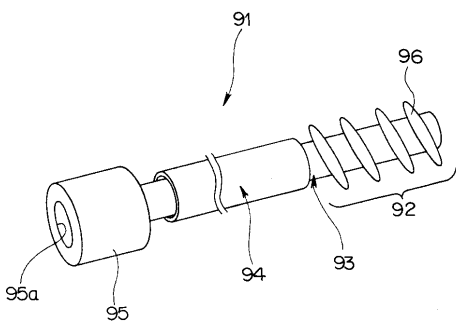
【 図 13 】



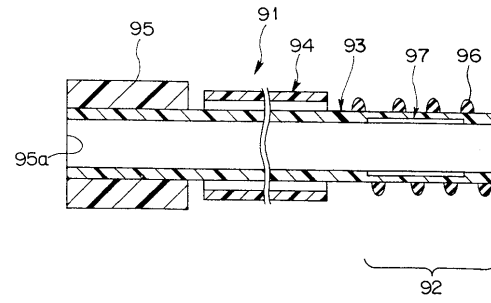
【図14】



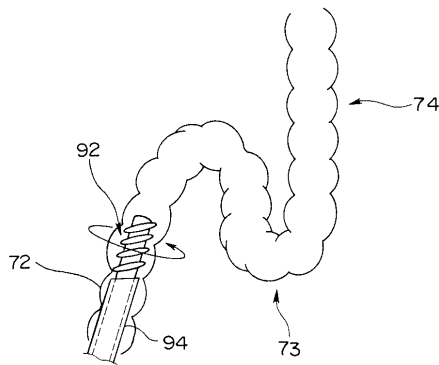
【図15】



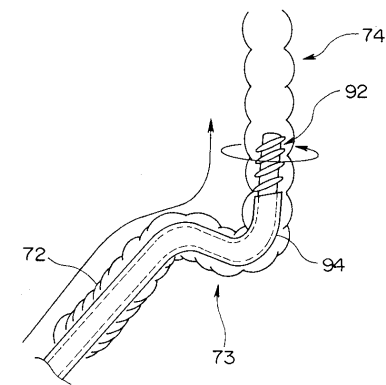
【図16】



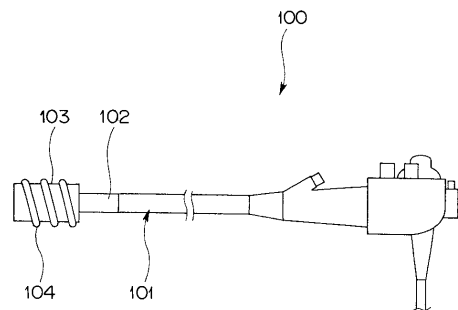
【図17】



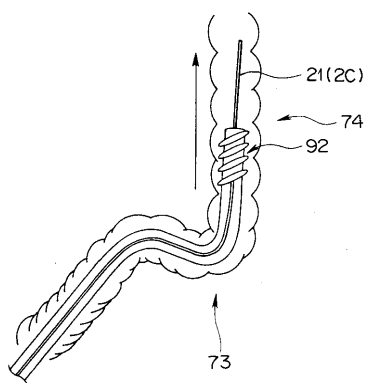
【図18】



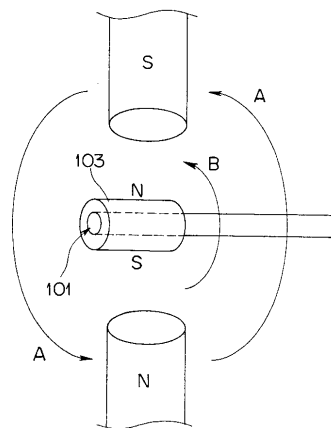
【図20】



【図19】



【図21】



---

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4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4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4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4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4番2号 オリパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 DA03 DA17 DA55 DA56 DA57 GA02 GA11  
4C061 FF35 GG22 HH52

专利名称(译)	医疗器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005328999A</a>	公开(公告)日	2005-12-02
申请号	JP2004149644	申请日	2004-05-19
[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		
[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	G02B23/24 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/00.612 A61B1/00.650 A61B1/00.715 A61B1/045.623		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA03 2H040/DA17 2H040/DA55 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/FF35 4C061/GG22 4C061/HH52 4C161/FF35 4C161/GG22 4C161/HH52		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005328999A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

体腔内管道的深方向是三维地理解容易，实现可插入的医疗装置的插入部进深方向。的内窥镜装置1是一种医疗装置，用于插入所述细长内窥镜插入部21到被检体内，设置在内窥镜插入部21的前端侧，设置在所述外周旋转适配器具有螺旋突起通过从被检体外部设置在旋转适配器14上的磁性部件上在与体腔管道的内壁接触地旋转，旋转旋转适配器14起的作用是产生一个推进力14和用于检测对象中的内窥镜插入部分21的插入形状的UPD 4，如图2所示。磁性引导装置15中，基于从UPD4获得的内窥镜插入部21的插入形状，被配置成通过所述对象内检测的内窥镜插入部21的向前和向后运动，以控制旋转磁场。 点域1

