

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4668643号  
(P4668643)

(45) 発行日 平成23年4月13日(2011.4.13)

(24) 登録日 平成23年1月21日(2011.1.21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2005-47851 (P2005-47851)  
 (22) 出願日 平成17年2月23日(2005.2.23)  
 (65) 公開番号 特開2006-230620 (P2006-230620A)  
 (43) 公開日 平成18年9月7日(2006.9.7)  
 審査請求日 平成19年12月17日(2007.12.17)

(73) 特許権者 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 倉 康人  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 審査官 小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に観察光学系が設けられ、可撓性を有する挿入部と、  
 前記挿入部の長手軸方向の外周面に所定長さ以上にわたって形成された推力発生部と、  
 前記推力発生部を前記長手軸の回りに回転させる回転装置と、  
 被検体内に挿入された前記推力発生部の挿入長に応じて前記推力発生部の回転速度を制  
 御する制御手段と、  
 を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

さらに前記推力発生部の挿入長を算出する挿入長算出手段を有し、前記挿入長算出手段  
 により算出された挿入長に応じて前記制御手段は、前記推力発生部の回転速度を制御する  
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、被検体内に挿入された前記推力発生部の挿入長が長い程、前記回転速  
 度を低下させる制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記推力発生部は、凹凸が螺旋形状に形成された螺旋形状部で形成されることを特徴と  
 する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

先端部に観察光学系が設けられ、可撓性を有する挿入部と、

10

20

前記挿入部の長手軸方向の外周面に所定長さ以上にわたって形成された推力発生部と、  
前記推力発生部を前記長手軸の回りに回転させる回転装置と、  
被検体内に挿入された前記挿入部の挿入長に応じて前記推力発生部の回転速度を制御する制御手段と、  
を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 6】

さらに前記挿入部の挿入長を算出する挿入長算出手段を有し、前記挿入長算出手段により算出された挿入長に応じて前記制御手段は、前記推力発生部の回転速度を制御することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記制御手段は、被検体内に挿入された前記挿入部の挿入長が長い程、前記回転速度を低下させる制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記推力発生部は、凹凸が螺旋形状に形成された螺旋形状部で形成されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、屈曲した体腔内に円滑に挿入するのに適した内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

可撓性の挿入部を大腸などの体腔内に挿入することにより、体腔内の臓器を観察し、各種治療及び処置を行える内視鏡が広く利用されるようになっている。

大腸のように複雑に屈曲した体腔内に、挿入部を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場合がある。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通に手間取ってしまう可能性があるため、挿入部の挿入性を向上させるための各種提案がなされている。

【0003】

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できる医療機器の推進装置が示されている。この推進装置は、医療機器の先端直前に回転部材が回転自在に配置され、この回転部材の外周面には軸方向に対して斜めのリブが設けてある。

そして、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、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。

【特許文献 1】特開平 10 - 113396 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、例えば、上記特開平 10 - 113396 号公報の医療機器の推進装置を使って、大腸内部を観察しながら大腸などの屈曲する体腔内へ挿入しようとする場合、医療機器の先端直前に配置される回転部材では、推進力が小さくなる欠点がある。

つまり、内視鏡挿入部の長さ比べて回転部材の長さが短いため、その外周面に設けたリブでは回転の際に得られる推進力が小さい。

また、内視鏡挿入部の先端直前に回転部材を配置した場合、内視鏡挿入部の観察光学系の視野が妨げられ、実際に観察できる視野が狭くなってしまいう欠点がある。

【0005】

(発明の目的)

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、内視鏡挿入部を屈曲した被検体内に挿入する際、観察視野が狭くなることなく観察しながら深部側に円滑に挿入し易い挿入性

10

20

30

40

50

の良い内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の内視鏡装置は、先端部に観察光学系が設けられ、可撓性を有する挿入部と、前記挿入部の長手軸方向の外周面に所定長さ以上にわたって形成された推力発生部と、前記推力発生部を前記長手軸の回りに回転させる回転装置と、被検体内に挿入される前記推力発生部の長さに応じて前記推力発生部の回転速度を制御する制御手段と、を具備していることを特徴とする。

【0007】

上記構成により、挿入部の外周面に推力発生部を設けることにより、大腸等の屈曲した被検体内に、観察視野が狭くなることなく観察しながら挿入部を挿入でき、また推力発生部を長手軸方向の外周面に所定長さ以上にわたって形成しているので、大きな推進力で挿入できるようにしている。

さらに、被検体内に挿入された前記螺旋形状部の挿入長に応じて前記推力発生部の回転速度を適切な範囲に維持して円滑な挿入ができるようにしている。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、挿入部を大腸などの体腔内に挿入する際、視野が妨げられることなく、観察しながら円滑に挿入でき、深部側に挿入する際にも挿入長に応じて適切な推進力を維持して挿入することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

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】

【0010】

図1から図4は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は内視鏡挿入部と内視鏡回転装置の接続部の構成を示し、図3は内視鏡挿入部の内部構造と回転装置3の内部構造とを示し、図4は挿入ガイド部の構造を示す。

図1に示すように、本発明の実施例1の内視鏡装置1は、細長で可撓性を有する内視鏡挿入部2と、この内視鏡挿入部2を回転させる回転装置3と、内視鏡挿入部2を回転可能に保持する保護管4と、信号処理するビデオプロセッサ5と、撮像された画像を表示するモニタ6と、被検体としての患者8の体腔内に挿入する挿入ガイド部9と、挿入長を算出する挿入長算出回路10とを有する。

【0011】

内視鏡挿入部2は、細長でその先端には硬質の先端部11が設けられ、この先端部11には、後述する撮像素子としての電荷結合素子(CCD)12(図3参照)や、照明手段としての発光ダイオード(LEDと略記)13(図3参照)等が取り付けられる。また、この内視鏡挿入部2の後端側は、手術室内の床に触れるのを防止するための保護管4内を挿通されてその後端(基端)に設けたコネクタ部14が、回転装置3に設けた挿入部保持部16に着脱自在に接続される。

また、内視鏡挿入部2における先端部11とコネクタ部14との間の外周面には、回転により推進力を発生する推力発生部としての推進管(ガイド管)15が設けてあり、回転装置3の内部のモータ17(図3参照)を回転させることにより、内視鏡挿入部2の外周面に設けたこの推進管15を回転させ、内視鏡挿入部2を体腔内において十分な推進力で推進させることができるようにしている。

【0012】

つまり、本実施例においては、細長の内視鏡挿入部2の全長に近い長さで(後述する螺旋形状部36による)推進管15を設けることにより、この推進管15を比較的到低速な回転速度で回転した場合においても内視鏡挿入部2を十分な推進力で推進させる推進力発

10

20

30

40

50

生部が形成されている。

なお、本実施例では、回転装置 3 により回転される回転部は、推進管 1 5 が一体的に形成された内視鏡挿入部 2 となっている（後述する図 7 に示す内視鏡挿入部 9 0 では、その外周側の推進管部 1 0 2 ）のみが回転する回転部となる構成にしている。

また、内視鏡挿入部 2 内の C C D 1 2 及び L E D 1 3 は、内視鏡挿入部 2 内を挿通された信号ケーブル 2 4 により回転装置 3 内部のスリッピング 4 4 （図 3 参照）と接続され、さらにこの回転装置 3 から信号ケーブル 3 a を介してビデオプロセッサ 5 と接続される。

このビデオプロセッサ 5 は、C C D 1 2 に対して C C D 駆動信号を供給する C C D 駆動回路 5 a と、C C D 1 2 から出力される撮像信号に対する信号処理を行い映像信号を生成する信号処理回路 5 b と、L E D 1 3 を発光させる駆動信号を L E D 駆動回路 5 c とを内蔵している。

#### 【 0 0 1 3 】

そして、信号処理回路 5 b により生成された映像信号は、ケーブル 6 a を介してモニタ 6 に出力され、モニタ 6 の表示面に、C C D 1 2 により撮像された画像が表示される。

なお、ビデオプロセッサ 5 は、後述するように内視鏡挿入部 2 を大腸などの体腔内への挿入時において、内視鏡挿入部 2 が回転された場合における所定の回転角度における静止画像のみをモニタ 6 の画面上に表示させるように制御する。

また、本実施例においては、患者 8 の体腔内に挿入する場合、患者 8 の付近に挿入ガイド部 9 を配置し、内視鏡挿入部 2 をこの挿入ガイド部 9 内を挿通して患者 8 の体腔内、例えば大腸内に挿入するようにしている。

#### 【 0 0 1 4 】

この挿入ガイド部 9 は、図 4 にて後述するように、内視鏡挿入部 2 の外周面に接触して回転する球体 2 5 a、2 5 b 等が内蔵されており、内視鏡挿入部 2 の挿入軸方向に回転する球体 2 5 b の回転量を検出するセンサ（具体的には、例えば図 4 のロータリエンコーダ 2 7 ）が設けてある。このセンサの出力信号は、挿入長算出回路 1 0 に入力され、この挿入長算出回路 1 0 は、センサの出力信号を積算する等して、内視鏡挿入部 2 の体腔内への挿入長を算出する。

図 2 に示すように、内視鏡挿入部 2 の先端部 1 1 には、略円柱形状の凹部によりカメラユニット（或いは撮像ユニット）収納部 1 8 が設けられ、各カメラユニット収納部 1 8 には、観察光学系及び照明光学系が設けられたカメラユニット（撮像ユニット）1 9 が収納され、固着される。

#### 【 0 0 1 5 】

また、内視鏡挿入部 2 の後端に設けたコネクタ部 1 4 の後端面には、その中央部に凸部 2 0 （図 3 参照）が形成され、かつその凸部 2 0 の周囲には例えば 2 つのピン 2 1 が突出している。

そして、コネクタ部 1 4 における凸部 2 0 は、回転装置 3 から略円柱形状に突出する挿入部保持部 1 6 の先端面の中央に設けた凹部 1 6 a に嵌合し、またピン 2 1 は、凹部 1 6 a の周囲に設けたピン穴 1 6 b 内に嵌入して、コネクタ部 1 4 は、回転装置 3 の挿入部保持部 1 6 と着脱自在に連結される。

本実施例においては、コネクタ部 1 4 は、例えば内視鏡挿入部 2 の外径と等しい外径にしてある。

#### 【 0 0 1 6 】

上記先端部 1 1 のカメラユニット収納部 1 8 に取り付けられるカメラユニット 1 9 には、その先端面の略中央に観察窓 2 2 が設けられ、この観察窓 2 2 の周囲の複数箇所、ここでは 2 箇所に照明窓 2 3 が設けられており、基端側から複数の信号ケーブル 2 4 が延出され、内視鏡挿入部 2 の内部に挿通される。そして、信号ケーブル 2 4 は、回転装置 3 を介してビデオプロセッサ 5 と接続される。

また、本実施例では、上述した挿入長算出回路 1 0 により検出された挿入長の情報により、回転装置 3 内のモータ 1 7 の回転速度を自動的に適切な値に設定する制御を行うこと

10

20

30

40

50

ができるようにしている。

また、回転装置 3 には、例えばモータ 17 による回転速度や挿入長を表示する表示部 28 が設けてある。

【0017】

また、この回転装置 3 には、例えばモータ 17 による回転速度をマニュアルで設定するための回転速度調整摘 29 が設けてあり、術者等のユーザは、表示される回転速度や挿入長により、回転速度調整摘 29 を操作して、モータ 17 による回転速度をマニュアルで調整することもできるようにしている。

次に、図 3 を参照し、内視鏡挿入部 2 及び回転装置 3 の構成について詳しく説明する。

なお、図 3 は、図 2 における縦断面により、その内部構造を示す（なお、推進管 15 の一部は側面図にして示している）。

図 3 に示すように、先端部 11 に固着されるカメラユニット 19 における中央に設けた観察窓 22 には、対象物の光学像を結ぶ対物光学系（或いは観察光学系）31 と、その結像位置に配置された CCD 12 とが取り付けられている。

【0018】

また、この観察窓 22 に隣接して設けた 2 つの照明窓 23 には、照明光を発生する LED 13 と、その LED 13 で発光された光を拡開して照明窓 23 から出射する照明光学系 32 とが取り付けられている。

また、カメラユニット 19 の基端からは、CCD 12 に接続された CCD 駆動及び撮像信号を伝送する信号ケーブルと、LED 13 に接続された LED 発光駆動する駆動信号を伝送する信号ケーブル 24 が延出されている。

先端部 11 の後端には、可撓性を有し、挿入部本体を形成する挿入部被覆チューブ（以下、単に被覆チューブ）34 の先端が固着され、その後端は硬質のコネクタ部 14 と連結されている。この被覆チューブ 34 の外周面には、推進管 15 が外装されている。

【0019】

この推進管 15 は、内視鏡挿入部 2 の先端部 11 と、後端のコネクタ部 14 の間において、被覆チューブ 34 の外周部に、例えばステンレス製であって、所定の径の金属素線 35 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された管である。なお、この推進管 15 は、金属素線 35 を螺旋状に多条（例えば 4 条）に巻いても良い。

螺旋状に巻かれる金属素線 35 は、金属素線 35 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される。したがって、推進管 15 の外表面には金属素線 35 の表面により凹凸が螺旋形状に形成された螺旋形状部（螺旋推進部）36 が形成されている。

なお、金属素線 35 を螺旋状に巻回して螺旋状の凹凸を形成したものに限らず、内視鏡挿入部 2 の外周面を形成する部材に螺旋状の凹凸を形成したものでも良い。

上記のように螺旋形状部 36（の推進管 15）は、内視鏡挿入部 2 の殆ど全長に近い十分に長く形成されている（つまり、所定の長さ以上に形成されている）ので、この推進管 15 を比較的到低速度で回転した場合においても、十分な推進力で内視鏡挿入部 2 を推進させることができる。つまり、本実施例では、内視鏡挿入部 2 の長手軸の回りに回転させることにより推力を発生する推力発生部は、螺旋形状部 36 により、形成されている。

【0020】

また、本実施例においては、推進管 15 は先端部 11 よりも少し後方側の外周面に設けてあるので、推進管 15 は先端部 11 に設けた観察光学系による視野を妨げない。従って、観察しながら推進させることができる。

なお、上記金属素線 35 は、先端から基端に向かって左巻きの螺旋状に巻回して形成されているほうが好ましい。言い換えれば、金属素線 35 は、左ネジのねじ溝と同じ方向の螺旋に巻回しているほうが好ましく、体腔内、特に大腸内への挿入時に回転装置 3 の挿入部保持部 16 を内視鏡挿入部 2 の長手軸回りとして、左方向へ回転させたほうが大腸内の腸壁への密着性が高くなり、内視鏡挿入部 2 の大腸内への挿入性が向上する。

コネクタ部 14 は、後端面の略中央に略円柱形状の凸部 20 が形成され、この凸部 20 周囲には、例えば 2 つのピン 21 が設けてある。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

そして、凸部 2 0 は、挿入部保持部 1 6 の凹部 1 6 a に嵌入され、また 2 つのピン 2 1 は、ピン穴 1 6 b に嵌入され、挿入部保持部 1 6 に連結される。そして、挿入部保持部 1 6 が回転されると、コネクタ部 1 4 が回転されるようになる。

また、凸部 2 0 の端面には、複数の接点ピン受け 3 8 が設けてあり、これら接点ピン受け 3 8 には複数の信号ケーブル 2 4 が夫々に接続されている。コネクタ部 1 4 と挿入部保持部 1 6 の連結時において、コネクタ部 1 4 の各接点ピン受け 3 8 には、挿入部保持部 1 6 の凹部 1 6 a に設けた複数の接点ピン 3 9 と夫々に接触することによって、C C D 1 2 及び L E D 1 3 が回転装置 3 の接点ピン 3 9 と電氣的に接続される。

挿入部保持部 1 6 は、その外周面が回転装置 3 の筐体に設けた軸受け 4 1 により回転自在に支持されている。挿入部保持部 1 6 は、この軸受け 4 1 により回転自在に支持される位置よりも後方側となる基端の外周面にはギヤ 4 2 が設けてある。

## 【 0 0 2 2 】

このギヤ 4 2 は、モータ 1 7 のモータ軸の先端部分に設けられた円筒ギヤ 4 3 と噛合している。このモータ 1 7 が、長手軸回りで所定方向、ここでは基端から先端に向かった左方向に回転されることにより、内視鏡挿入部 2 を回転するようになっている。

また、挿入部保持部 1 6 は、その後端面側からその回転される中心軸に沿って円柱状に設けた凹部内に円柱部材を嵌入して、ロータ側の接点をステータ側の接点に電氣的に接続するスリップリング 4 4 が形成されている。

そして、このスリップリング 4 4 により、接点ピン 3 9 と接続された回転されるロータ側の接点 4 5 を、(回転されない)ステータ側の接点 4 6 と接触状態に保持して、電氣的に導通をはかっている。このステータ側の接点 4 6 は、スリップリング 4 4 内の信号線を介してその後端の接点 4 7 と接続され、この接点 4 7 に接続された信号ケーブル 3 a を介してビデオプロセッサ 5 と電氣的に接続される。

## 【 0 0 2 3 】

また、回転装置 3 の筐体には、例えば軸受け 4 1 を設けた位置の近傍に、挿入部保持部 1 6 における所定の回転角度(回転位置)を検出するためのセンサとして例えばフォトリフレクタ 4 9 が設けてあり、このフォトリフレクタ 4 9 は、挿入部保持部 1 6 の外周面に光を照射し、その反射光を受光する。

この場合、挿入部保持部 1 6 の外周面における所定位置には、反射率が高い光反射部 5 0 が設けてあり、その他の部分での光の反射率を低くしている。この光反射部 5 0 は、C C D 1 2 の所定方向(例えば上方向)と対応する。

従って、モータ 1 7 により挿入部保持部 1 6 に連結された内視鏡挿入部 2 が回転駆動された場合、C C D 1 2 が所定角度に達すると光反射部 5 0 からの反射光を検出するフォトリフレクタ 4 9 により、そのタイミングが検出され、所定角度検出のタイミング信号がビデオプロセッサ 5 の信号処理回路 5 b に入力される。

## 【 0 0 2 4 】

信号処理回路 5 b は、C C D 1 2 により撮像された画像を信号処理回路 5 b 内部の 2 枚のフレームメモリに、挿入部保持部 1 6 が 1 回転される周期で交互に上書き(オーバーライト)している。フォトリフレクタ 4 9 から所定角度に達したタイミング信号が入力されると、フレームメモリの読み書きを制御する図示しないメモリ制御回路は、その入力タイミングにより、オーバーライトしている一方のフレームメモリの書き込みを禁止にする。

## 【 0 0 2 5 】

そして、そのタイミング信号直前にフレームメモリに書き込まれた画像が次のタイミングまで保持される。

そして、この一方のフレームメモリから読み出した画像が静止画としてモニタ 6 に表示される。この場合、他方のフレームメモリが次のタイミングまで、オーバーライトされ、次のタイミングで同様に書き込みが禁止にされ、このフレームメモリから画像が静止画として読み出されるようになる。

このようにして、モニタ 6 には、内視鏡挿入部 2 が回転された状態においては、所定角

10

20

30

40

50

度のタイミングで撮像された静止画が表示される。

なお、ここでは、簡単化のため、挿入部保持部 16 の外周面における所定位置を 1 箇所として説明したが、複数箇所にしても良い。

#### 【0026】

そして、各所定位置を検出した場合、その回転角度に応じて、撮像された画像を回転処理して、常時、基準となる 1 箇所の方向に合わせて複数の所定位置で検出された画像を表示するようにしても良い。所定位置の数を増やすことにより、より動画に近い状態に表示することができる。

また、挿入部保持部 16 を回転駆動するモータ 17 は、モータ制御回路 51 によりその回転速度が制御される。

10

本実施例では、このモータ制御回路 51 は、回転装置 3 における例えばフロントパネルに設けた回転速度調整摘 29 を操作することにより、例えば可変抵抗の値が変更され、この可変抵抗の値を変更することにより、モータ制御系のパラメータを変更してモータ 17 の回転速度をマニュアルで調整することができるようにしている。

#### 【0027】

つまり、内視鏡挿入部 2 を体腔内に挿入する場合、適切な挿入速度は、術者によって異なる場合がある。従って、許容される回転速度内において、術者が回転速度調整摘 29 を操作して回転速度を調整できるようにしている（図 2 では V1 から V3 まで調整できることを示している）。

また、本実施例では図 4 に示すように挿入ガイド部 9 が設けてあり、この挿入ガイド部 9 内における内視鏡挿入部 2 の外周面を形成する推進管 15 に接触して回転する回転部材の回転量を検出する。

20

より正確には、回転部材の単位時間当たりの回転量を検出する。換言すると回転速度を検出し、その回転速度を挿入長算出回路 10 に入力して積算することにより、内視鏡挿入部 2 或いは螺旋形状部 36 の挿入長を算出し、算出された挿入長の情報をモータ制御回路 51 を介してモータ 17 の回転速度を適切な値に自動調整することができるようにしている。

#### 【0028】

なお、本実施例では、螺旋形状部 36 は内視鏡挿入部 2 の先端付近から、この内視鏡挿入部 2 の後端付近に至る部分まで形成されているので、体腔内に挿入された挿入長を検出する場合、螺旋形状部 36 の挿入長を検出する代わりに、内視鏡挿入部 2 の挿入長を検出することで済ますことができる。

30

換言すると、体腔内に実際に挿入されている螺旋形状部 36 の挿入長部分が回転して推進力を発生する推進力発生部の機能をもつが、これは体腔内に挿入された内視鏡挿入部 2 の挿入長部分（が回転して推進力を発生する）と見なすことができる。

螺旋形状部 36 が、内視鏡挿入部 2 の先端側における一部の外周面のみに形成されているような場合には、体腔内に挿入される挿入長によっては、螺旋形状部 36 の挿入長を検出した方が良い場合もある。

#### 【0029】

なお、モータ制御回路 51 は、モータ 17 を回転駆動するモータ駆動信号を出力すると共に、このモータ駆動信号は表示部 28 に入力され、表示部 28 は、モータ 17 の回転速度を表示する。また、挿入長算出回路 10 の出力信号もモータ制御回路 51 に入力されると共に、表示部 28 にも入力され、表示部 28 は挿入長も表示する。

40

次に図 4 を参照して挿入ガイド部 9 に設けた挿入長検出部 55 の構成を説明する。なお、図 4 (A) は、挿入ガイド部 9 の縦断面により内部構造を示し、図 4 (B) は挿入ガイド部 9 を正面側から一部を横断面にて示している。

挿入ガイド部 9 の枠体 56 における中央付近の上下両側には、挿通される内視鏡挿入部 2 を上下方向から挟むようにして、回転自在に保持する 1 対の球体 25a、25b が配置され、各球体 25j (j = a, b) における（内視鏡挿入部 2 の挿入軸と直交する方向に延出された）各回転軸を、各球体 25j の両側に配置した軸受け 57j でそれぞれ回転自

50

在に支持している。

【0030】

この場合、一方の軸受け、具体的には下側の軸受け57b(のステータ)は、枠体56の内壁に固定され、他方の軸受け57aは、バネ58aの弾性力で下方側に付勢されるようにして、上下方向に移動自在に保持されている。

そして、内視鏡挿入部2の外周面の螺旋形状部36に凹凸が存在する場合にも、球体25a及び25bは、その外周面に接触して、内視鏡挿入部2が挿入軸方向に移動された場合にはその移動量だけ球体25a及び25bが回転する。なお、移動自在の軸受け57aにおけるステータ側は、枠体56に固定されたガイド部材59aの間に嵌入され、回転が規制されている(後述する軸受け58cも同様にガイド部材59cの間に嵌入され、回転が規制されている)。

10

【0031】

また、図4(B)に示すように一方の球体25bの回転軸は、ロータリエンコーダ27に連結されており、このロータリエンコーダ27は、球体25bの回転量或いは回転速度を検出して、その検出信号を挿入長算出回路10に出力する。

挿入長算出回路10は、ロータリエンコーダ27からの検出信号を積算する等して、内視鏡挿入部2が患者8の体腔内に挿入された挿入長を算出して、回転装置3のモータ制御回路51に出力する。

モータ制御回路51は、図3に示すように挿入長に応じて適切な回転速度に設定するデータを予め格納したルックアップテーブル(LUTと略記)60と接続されている。

20

【0032】

そして、モータ制御回路51は、算出された挿入長に応じて適切な回転速度のデータをLUT60から読み出し、その回転速度に自動的に設定する。なお、LUT60は、例えば電氣的に書き換え可能な不揮発性メモリにより構成され、例えばモータ制御回路51を介してデータをより適切なデータに更新することができる。

なお、LUT60には、例えば挿入時の初期状態のように所定値よりも挿入長が短い場合には、一定速度に設定してあり、所定値を超えると挿入長が大きい(長い)程、回転速度を低下させるデータが格納されている。このデータは、より好ましいデータが得られた場合には、更新することができる。

また、図4(B)に示すように内視鏡挿入部2が挿通される部分の左右方向においてもほぼ同様に2つの球体25c、25dが配置され、内視鏡挿入部2の外周面に接触する状態で回転自在に保持している。

30

【0033】

この場合、両球体25c、25dの回転軸は、挿入軸と平行な方向に延出され、それぞれ軸受け57c、57dにて回転自在に保持されている。また、一方の軸受け57dは、枠体56の内壁に固定され、他方の軸受け57cは、バネ58cの弾性力で中央側に付勢されるようにして、左右方向から内視鏡挿入部2の外周面に接触し、挿入軸の回りに回転自在に保持するようにしている。

このような構成による本実施例の動作を説明する。

図1に示すように内視鏡挿入部2の基端側を保護管4内を通してその基端のコネクタ部14を回転装置3の挿入部保持部16に接続する。

40

そして、内視鏡挿入部2の先端側を挿入ガイド部9を通して、大腸検査を行う場合には図示しない電源を投入してモータ17を回転させ、患者8の体腔内への挿入口となる肛門から挿入する。

【0034】

この場合、モータ17の回転により、内視鏡挿入部2も回転し、この内視鏡挿入部2の外周面には螺旋形状部36が設けてあるので、螺旋形状部36が回転することにより推進力が発生する。従って、術者は、推進力が発生しない場合に比較して小さな押し込み作業により、円滑に内視鏡挿入部2を体腔内に挿入することができる。また、挿入の際に、CCD12により撮像された画像を静止画であるが、視野が妨げられることなく観察するこ

50



とができ、画像を観察しながら挿入することができる。

また、体腔内に挿入した場合、体腔内への挿入長が変化するため、そのままでは挿入長が大きくなると、より推進力が大きくなる傾向を示すことになるが、本実施例においては、挿入ガイド部 9 に設けた挿入長検出部 5 5 により、内視鏡挿入部 2 の挿入軸方向の移動速度、換言すると挿入速度を検出する。

#### 【 0 0 3 5 】

その挿入速度から挿入長算出回路 1 0 は挿入長を算出して、算出した情報を回転装置 3 内のモータ制御回路 5 1 に出力する。モータ制御回路 5 1 は、その情報により L U T 6 0 から、対応する適切な回転速度の情報を読み取り、挿入長が変化した場合においても、常時、適切な回転速度に自動調整する。

10

従って、本実施例によれば、体腔内への深部側に挿入する場合においても術者は、回転速度の調整を行わなくても挿入長に応じて自動的に適切な回転速度で円滑に挿入作業を行うことができる。従って、検査対象部位に対する内視鏡検査を円滑かつ短時間に行うことができる。

#### 【実施例 2】

#### 【 0 0 3 6 】

次に図 5 を参照して本発明の実施例 2 を説明する。図 5 は、実施例 2 における内視鏡挿入部と回転装置の接続部付近の構造を示す。

実施例 1 においては、挿入ガイド部 9 に設けた挿入長検出部 5 5 により、内視鏡挿入部 2、或いはその外周面に設けた螺旋形状部 3 6 ( 或いは推進管 1 5 ) の体腔内への挿入速度を検出し、挿入長算出回路 1 0 により体腔内への挿入長を算出して、モータ 1 7 の回転速度を制御する構成にしていたが、本実施例では、モータ監視回路 6 1 によって、モータ 1 7 の回転速度を制御する構成にしている。

20

本実施例においては、モータ制御回路 5 1 からモータ 1 7 に供給されるモータ駆動信号を、モータ監視回路 6 1 により監視し、その監視結果に応じてモータ制御回路 5 1 に回転制御信号を出力して、モータ 1 7 の回転速度を制御する構成にしている。

#### 【 0 0 3 7 】

具体的には、モータ監視回路 6 1 は、モータ 1 7 に印加されるモータ駆動信号の電圧値と電流値を監視し、例えば無負荷に近い状態でモータ 1 7 が回転してる場合と、無負荷よりは電流値が大きいある設定値を超えて、体腔内に挿入された状態であるかの判定を行う。

30

そして、体腔内に挿入された状態であると判定した場合には、電流値を積算して、モータ 1 7 の累積回転数を計測し、その累積回転数により、内視鏡挿入部 2 ( 或いは螺旋形状部 3 6 ) の体腔内への挿入長を算出 ( 推定 ) し、算出した挿入長をモータ制御回路 5 1 に出力して、モータ 1 7 の回転速度を制御する。モータ制御回路 5 1 は、算出された挿入長に応じて、例えば実施例 1 のように L U T 6 0 ( 図 5 では省略 ) からの情報でモータ 1 7 の回転速度を制御する。

#### 【 0 0 3 8 】

また、本実施例においては、モータ 1 7 に対して最大負荷に相当する最大負荷レベルがモータ駆動電流値等により設定されたおり、モータ監視回路 6 1 は、モータ駆動信号を監視して、そのモータ駆動信号が最大負荷レベル以上であると判定した場合には、モータ制御回路 5 1 に信号を送り、モータ制御回路 5 1 はモータ 1 7 の回転を停止させる制御を行う。

40

つまり、モータ駆動信号が ( 無負荷から大きすぎない負荷までの ) 所定の範囲の場合における電流値を積算する等して、挿入長を算出し、その挿入長の値によりモータ 1 7 の回転速度を適切な値に設定する。

本実施例によれば、簡単な構成で、体腔内への螺旋形状部 3 6 或いは内視鏡挿入部 2 の挿入長を推定することができ、推定した挿入長によって、内視鏡挿入部 2 の体腔内への回転を利用した挿入作業を円滑に行うことができる。また、モータ 1 7 が、許容される値以上の負荷がかかるようなことを防止でき、寿命の低下を防止することができる。

50

## 【実施例 3】

## 【0039】

次に図 6 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。図 6 は、実施例 3 の内視鏡装置における内視鏡挿入部の挿入長算出回路の周辺部の構造を示す。

この内視鏡装置 1 C では、内視鏡挿入部 2 内に挿入部形状を算出するため、磁界を発生する磁界発生素子としてのソースコイル 7 1 a、7 1 b、...、7 1 p が、挿入軸方向に所定間隔で配置してある。各ソースコイル 7 1 k ( k = a、b、...、p ) は、スリップリング 4 4 の接点 4 7 を介して挿入形状検出装置 7 2 内のソースコイル駆動部 7 3 に接続される。

そして、このソースコイル駆動部 7 3 から各ソースコイル 7 1 k に例えば 1 0 k H z 程度の交流の駆動信号が順次或いは、異なる周波数で同時に印加され、各ソースコイル 7 1 k はその周囲に磁界を発生する。

## 【0040】

また、この内視鏡挿入部 2 が挿入される患者の周囲には、ソースコイル 7 1 k が発生する磁界を検出するため、複数のセンスコイル 7 4 を内蔵したセンスコイルユニット 7 5 が配置されている。

各センスコイル 7 4 により検出された信号は、増幅部 7 6 で増幅された後、A / D 変換部 7 7 でデジタル信号に変換された後、高速フーリエ変換部 ( 図 6 では F F T と略記 ) 7 8 に入力される。

この高速フーリエ変換部 7 8 により高速で周波数成分に変換された後、各ソースコイル 7 1 k の駆動信号と同じ周波数の信号成分が分離抽出される。分離抽出された信号成分は、位置算出部 7 9 に入力され、各ソースコイル 7 1 k の位置が算出される。

## 【0041】

算出された位置データは、挿入部形状算出部 8 0 に送られ、この挿入部形状算出部 8 0 は、各ソースコイル 7 1 k の位置情報からそれらの間を補間する等して内視鏡挿入部 2 の挿入部形状を算出する。

この算出された挿入部形状は、さらに表示処理回路 8 1 により画像表示する処理が行われた後、挿入部形状表示用のモニタ 8 2 に出力され、その表示面に挿入部形状が表示される。

また、挿入部形状算出部 8 0 の出力信号は、挿入長算出部 8 3 に入力され、この挿入長算出部 8 3 は、先端部 1 1 内に配置されたソースコイル 7 1 a が体内に挿入される挿入口、大腸検査の場合には肛門、の位置に設定された状態の位置よりも体腔内側に挿入された内視鏡挿入部 2 或いは螺旋形状部 3 6 の挿入長を算出し、モータ制御回路 5 1 に出力する。

## 【0042】

そして、モータ制御回路 5 1 は、例えば実施例 1 と同様に算出された挿入長のデータにより L U T 6 0 から対応する回転速度のデータを読み出し、その回転速度になるようにモータ 1 7 の回転速度を制御する。

本実施例によれば、実施例 1 の場合と同様に体腔内に挿入される内視鏡挿入部 2 或いはその外周面に設けられた螺旋形状部 3 6 の挿入長に応じて適切な回転速度に自動的に設定することができ、体腔内への挿入を簡単かつ円滑に行うことができる。

なお、上述の説明では、内視鏡挿入部 2 の外周面に、螺旋形状部 3 6 を有する推進管 1 5 を一体的に設けた場合の構成を説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、内視鏡挿入部 2 の外周面に回転自在に推進管部を設け、この回転自在に設けられた推進管部側のみを回転させ、その内側の内視鏡挿入部本体側は回転させない構成にしても良い。

## 【0043】

図 7 は例えば実施例 1 の変形例に相当する内視鏡装置の主要部を示し、図 7 に示す内視鏡挿入部 9 0 は、その外周面側に回転自在に設けた推進管部 1 0 2 のみを回転させる構造にしたものである。

本実施例における内視鏡挿入部 9 0 は、内視鏡本体部 1 0 1 と、その外周側に回転自在

10

20

30

40

50

に配置される推進管部 102 とからなる。

推進管部 102 は、内視鏡本体部 101 の先端部 11 の円環状凹部に回転自在に嵌入される可撓外管 103 の外周面に金属素線 35 からなる螺旋形状部 36 を設けている。また、この可撓外管 103 及び螺旋形状部 36 の後端は、円筒形状のコネクタ部 104 に連結されている。

【0044】

コネクタ部 104 の後端には、ピン 21 が設けられ、ピン 21 を円筒形状の推進管部保持体 105 の前端のピン穴 16b に挿入することにより、推進管部 102 を推進管部保持体 105 に着脱自在に連結することができる。

この推進管部保持体 105 は、回転保持体 106 に軸受け 107 を介して回転自在に保持される。また、推進管部保持体 105 の後端の外周面にはギヤ 42 が設けてあり、モータ 17 の回転軸に設けた円筒ギヤ 43 と噛合している。

そして、回転装置 91 を構成する回転保持体 106 のベース上に設けたモータ制御回路 51 からのモータ駆動信号によりモータ 17 を回転駆動することにより、推進管部 102 を回転駆動することができるようにしている。

【0045】

先端部 11 の後端付近から推進管部 102 の内側に挿通される内視鏡本体部 101 は、先端部 11 の後端に可撓内管 108 が連結され、この可撓内管 108 の後端は、硬質の可撓管固定部材 109 に固着されている。

先端部 11 には、実施例 1 等と同様に、観察窓 22、照明窓 23 が設けてある。

また、CCD 12 及び LED 13 に接続された信号ケーブル 24 は、可撓内管 108 内を挿通されて可撓管固定部材 109 に設けた電気コネクタ受け 111 の基端の接点に接続され、この電気コネクタ受け 111 は、後方から電気コネクタ 112 が着脱自在に接続される。

この電気コネクタ 112 を設けたケーブル 113 は、ビデオプロセッサ 5 に接続される。

【0046】

また、この内視鏡挿入部 90 は、例えば実施例 1 の挿入ガイド部 9 を介して患者 8 の体腔内に挿入され、挿入ガイド部 9 の挿入長検出部 55 の出力は、挿入長算出回路 10 を介してモータ制御回路 51 に挿入長の情報が入力される。そして、実施例 1 と同様に挿入長に応じてモータ 17 の回転速度を制御する。なお、ここでは、モータ制御回路 51 は、LUT 60 を内蔵した構成にしている。

このような構成にすることによって、モータ 17 を回転させることにより螺旋形状部 36 が設けられた推進管部 102 側のみを回転し、この推進管部 102 を体腔内で推進させることにより、推進管部 102 の先端が先端部 11 の後端を押圧して内側の内視鏡本体部 101 側も共に推進させる。

【0047】

なお、推進管部 102 の先端と、これに対向する先端部 11 の後端部分との間に、周方向に回転自在となる軸受けを配置するとより好ましいものとなる。

本変形例は、撮像手段は回転されないので、CCD 12 により撮像した画像をビデオプロセッサ 5 に出力することにより、モニタ 6 には動画を常時表示することができる。その他は、実施例 1 と同様の効果を有する。

なお、実施例 1 において、例えば上下方向に配置される球体 25a、25b における上下方向に移動自在に配置された軸受け 57a の移動量は、内視鏡挿入部 2 の外径に対応する値となるため、この軸受け 57a の移動量を検出することにより、内視鏡挿入部 2 の外径を検出することができる。

【0048】

そして、この外径の値に応じてモータ 17 による回転速度を適切な値に自動設定するようにしても良い。この場合、外径に応じて設定すべき回転速度の情報を格納した LUT などを利用して、外径に応じて回転速度を適切な値に自動設定するようにしても良い。

つまり、内視鏡挿入部２における回転駆動される螺旋形状部の外径により、その外径の場合に適した回転速度に設定すると共に、被検体への挿入長に応じてその回転速度を適切な値に調整するようにしても良い。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせて構成される実施例等も本発明に属する。例えば、実施例１においても実施例２のモータ監視回路６１における負荷を監視する手段（機能）を設け、モータ１７が予め設定された負荷レベルを超える負荷レベルが働いたモータ駆動信号の監視により判定した場合には、モータ制御回路５１はモータ１７の回転を停止させる等の制御を行うようにしても良い。

【００４９】

[付記]

１．請求項１において、前記螺旋形状部は、前記内視鏡挿入部の外周面に一体的に設けてある。

２．請求項１において、前記螺旋形状部は、前記内視鏡挿入部の外周面に回転自在に設けてあり、前記回転装置は、前記螺旋形状部側のみを回転する。

３．請求項１において、前記内視鏡挿入部は、前記回転装置に着脱自在である。

４．請求項１において、前記挿入長に応じて前記回転速度を設定するための回転速度の設定情報を格納する回転速度情報格納手段を有する。

５．付記３において、前記回転速度の設定情報は、更新可能である。

【００５０】

６．請求項２において、前記挿入長算出手段は、前記内視鏡挿入部の外周面に接触して、挿入軸方向の移動量を算出する移動量検出手段を用いて形成される。

７．請求項２において、前記挿入長算出手段は、前記螺旋形状部を回転駆動するモータを電氣的に駆動するモータ駆動信号を監視し、前記モータが所定の負荷の範囲で回転される時のモータ駆動信号から挿入長を算出する。

８．請求項２において、前記挿入長算出手段は、前記内視鏡挿入部の長手方向に沿って配置された位置検出用センサの位置情報を用いて前記挿入長を算出する。

【００５１】

９．請求項１において、前記制御手段は、前記回転装置により前記螺旋形状部を回転させる場合の負荷が所定値を超える場合には、回転を停止する制御を行う。

１０．請求項１において、前記回転装置による回転速度をマニュアルで設定する設定手段を有する。

１１．請求項２において、算出された前記挿入長を表示する表示手段を有する。

１２．請求項１において、前記回転速度を表示する表示手段を有する。

１３．請求項１において、前記螺旋形状部の外径に応じて前記回転速度を設定する設定手段を有する。

【００５２】

１４．先端部に観察光学系が設けられ、可撓性を有する内視鏡挿入部と、  
前記内視鏡挿入部の長手軸方向の外周面に所定長さ以上にわたって形成された螺旋形状部と、

前記螺旋形状部を前記長手軸の回りに回転させる回転装置と、

被検体内に挿入された前記内視鏡挿入部又は螺旋形状部の挿入長に応じて前記螺旋形状部の回転速度を制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【産業上の利用可能性】

【００５３】

先端部に観察光学系を備えた内視鏡挿入部の外周面に所定長さ以上に形成された螺旋形状部を回転することにより、内視鏡挿入部を推進させることができる構造にすることにより、観察光学系により観察しながら内視鏡挿入部を屈曲した体腔内に円滑に挿入し易くした。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 4 】

【図 1】本発明の実施例 1 の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図 2】内視鏡挿入部と内視鏡回転装置の接続部の構成を示す斜視図。

【図 3】内視鏡挿入部の内部構造と回転装置の内部構造とを示す断面図。

【図 4】挿入ガイド部の構成を示す図。

【図 5】本発明の実施例 2 における回転装置の構成を示す図。

【図 6】本発明の実施例 3 における挿入長を算出する回路周辺部の構成を示す図。

【図 7】本発明の変形例における内視鏡挿入部及び回転装置の主要部の構成図。

## 【符号の説明】

## 【 0 0 5 5 】

10

1 ... 内視鏡装置

2 ... 内視鏡挿入部

3 ... 回転装置

4 ... 保護管

5 ... ビデオプロセッサ

6 ... モニタ

8 ... 患者

9 ... 挿入ガイド部

1 0 ... 挿入長算出回路

1 1 ... 先端部

20

1 2 ... C C D

1 3 ... L E D

1 4 ... コネクタ部

1 5 ... 推進管

1 6 ... 挿入部保持部

1 7 ... モータ

1 9 ... カメラユニット

2 0 ... 凸部

2 1 ... ピン

2 2 ... 観察窓

30

2 3 ... 照明窓

2 5 a、2 5 b ... 球体

2 7 ... ロータリエンコーダ

2 8 ... 表示部

2 9 ... 回転速度調整摘

3 1 ... 対物光学系

3 5 ... 金属素線

3 6 ... 螺旋形状部

5 1 ... モータ制御回路

5 5 ... 挿入長検出部

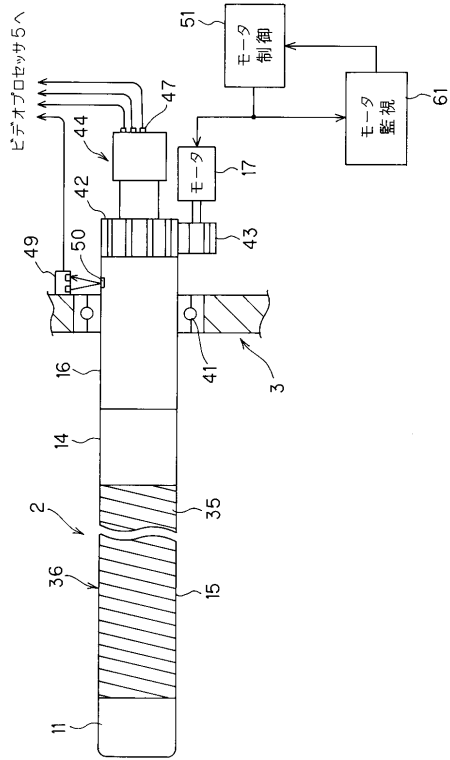
40

6 0 ... L U T

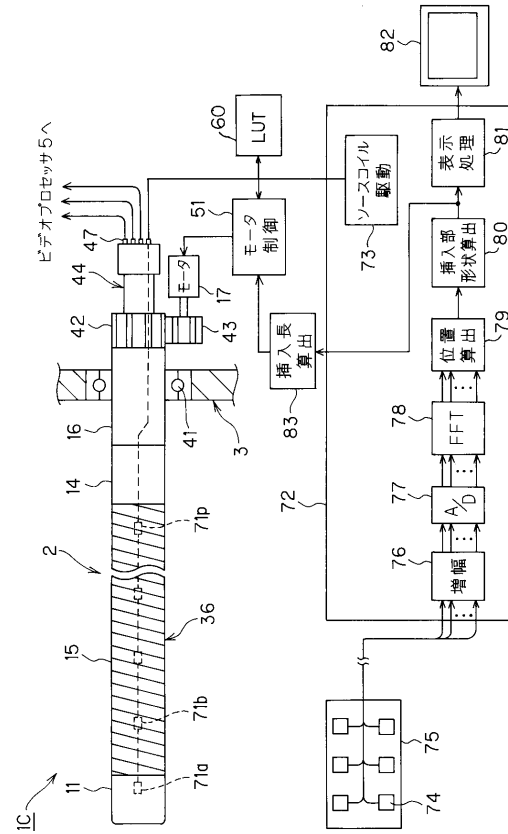
代理人 弁理士 伊藤 進



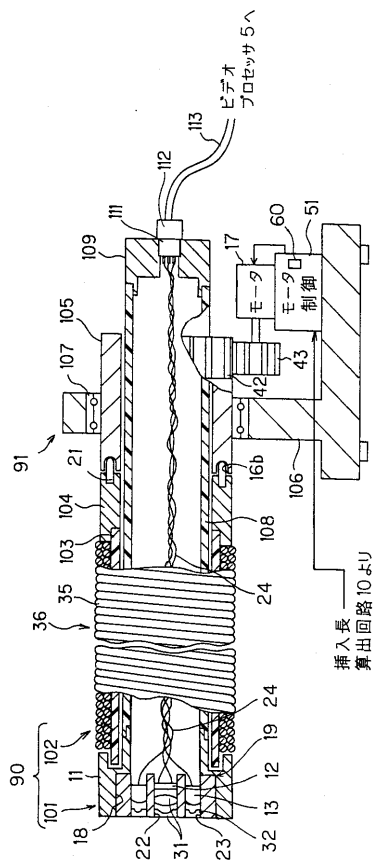
【 図 5 】



【 図 6 】



【圖 7】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-113396(JP,A)  
特開2001-170000(JP,A)  
特開昭55-42657(JP,A)  
特開2000-107123(JP,A)  
特開昭54-78883(JP,A)  
特開2002-233497(JP,A)  
特開平6-304127(JP,A)  
特開平3-162818(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4668643B2</a>	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	JP2005047851	申请日	2005-02-23
[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	倉康人		
发明人	倉 康人		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00156 A61B1/00133 A61B1/00147 A61B1/0016 A61B1/005 A61B2018/00196 A61B2018/00202 A61B2018/00208		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.A A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/01 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/DA11 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/GA02 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/GG22 4C061/HH52 4C061/JJ06 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/GG22 4C161/HH52 4C161/HH55 4C161/JJ06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006230620A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有良好插入性能的内窥镜装置，当内窥镜插入部分插入弯曲样本中时，该内窥镜装置在观察时容易平滑地插入深部侧，而不会缩小观察视野。解决方案：在内窥镜插入部分2的基端处的连接器部分14，其中观察光学系统等设置在远端部分11处，并且推进管15通过螺旋部分36设置在外周表面上，可拆卸地连接到旋转装置3的插入部分保持部分16，该插入部分保持部分16包括用于使用的电动机。当要插入患者8的内窥镜插入部分2穿过插入引导部分9时，通过内置传感器检测插入轴方向上的旋转量，进一步通过插入长度计算电路10计算由于插入长度，旋转装置3中的电动机控制电路自动地设定内窥镜插入部分2旋转到适当值的旋转速度。点域1

【 図 3 】

