

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4594763号  
(P4594763)

(45) 発行日 平成22年12月8日 (2010. 12. 8)

(24) 登録日 平成22年9月24日 (2010. 9. 24)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)  
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)A 6 1 B 1/00 3 2 0 A  
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-47852 (P2005-47852)  
 (22) 出願日 平成17年2月23日 (2005. 2. 23)  
 (65) 公開番号 特開2006-230621 (P2006-230621A)  
 (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43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43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 森 電介

(56) 参考文献 特開昭55-045426 (JP, A)  
 特開2000-107123 (JP, A)  
 )

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、後端部にコネクタ部が設けられた可撓性を有する第1の挿入部と、

先端部に観察光学系が設けられ、後端部にコネクタ部が設けられた可撓性を有し、前記第1の挿入部と外径が異なる第2の挿入部と、

前記第1の挿入部の外周面に、前記先端部と前記コネクタ部との間の長手軸方向において形成された第1の推力発生部と、

前記第2の挿入部の外周面に、前記先端部と前記コネクタ部との間の長手軸方向において形成され、前記第1の推力発生部と外径が異なる第2の推力発生部と、

前記第1及び第2の挿入部の基端付近が選択的に着脱自在に接続され、接続された前記第1或いは第2の挿入部の前記第1或いは第2の推力発生部を前記挿入部の長手軸の回りに回転させる回転装置と、

前記回転装置に接続される前記第1或いは第2の推力発生部の外径に応じて前記第1或いは第2の推力発生部を回転する回転速度を設定する設定手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記設定手段は、前記第1及び第2の推力発生部の外径の情報に応じて前記回転速度を設定する設定情報の格納手段を備えてい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】

さらに前記回転装置に接続される前記第 1 及び第 2 の挿入部の前記第 1 及び第 2 の推力発生部の外径に対応する情報の検出手段を有し、前記検出手段の情報により前記設定手段は、前記回転速度を自動設定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 4】

前記設定手段は、前記情報により、前記推力発生部の外径が大きい程、前記回転装置による回転速度が小さくなるように制御することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 5】

前記第 1 及び第 2 の推力発生部は、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。

10

## 【請求項 6】

先端部に観察光学系が設けられ、後端部にコネクタ部が設けられた可撓性を有する第 1 の挿入部と、

先端部に観察光学系が設けられ、後端部にコネクタ部が設けられた可撓性を有し、前記第 1 の挿入部と外径が異なる第 2 の挿入部と、

前記第 1 の挿入部の外周側に、前記先端部と前記コネクタ部との間の長手軸方向において形成された第 1 の推力発生部と、

前記第 2 の挿入部の外周側に、前記先端部と前記コネクタ部との間の長手軸方向において形成され、前記第 1 の推力発生部と外径が異なる第 2 の推力発生部と、

20

前記第 1 及び第 2 の挿入部の基端付近が選択的に着脱自在に接続され、接続された前記第 1 或いは第 2 の挿入部の前記第 1 或いは第 2 の推力発生部を前記挿入部の長手軸の回りに回転させる回転装置と、

前記回転装置に接続される前記第 1 或いは第 2 の挿入部の外径に応じて前記第 1 或いは第 2 の推力発生部を回転する回転速度を設定する設定手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

## 【請求項 7】

前記設定手段は、前記第 1 及び第 2 の挿入部の外径の情報に応じて前記回転速度を設定する設定情報の格納手段を備えていることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 8】

30

さらに前記回転装置に接続される前記第 1 及び第 2 の挿入部の外径に対応する情報の検出手段を有し、前記検出手段の情報により前記設定手段は、前記回転速度を自動設定することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 9】

前記設定手段は、前記情報により、前記挿入部の外径が大きい程、前記回転装置による回転速度が小さくなるように制御することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 10】

前記第 1 及び第 2 の推力発生部は、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 6 に記載の内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

40

## 【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

50

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。

【 0 0 0 3 】

例えば、特開平 1 0 - 1 1 3 3 9 6 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。

【 0 0 0 4 】

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。

10

【特許文献 1】特開平 1 0 - 1 1 3 3 9 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、例えば、上記特開平 1 0 - 1 1 3 3 9 6 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、挿入部の外径が異なるような場合には、適切に対応することができない欠点がある。

20

【 0 0 0 6 】

（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、挿入部の外径が異なるような場合にも対応でき、挿入部を屈曲した被検体内に円滑に挿入し易い挿入性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】

【 0 0 0 7 】

本発明の内視鏡装置は、先端部に観察光学系が設けられ、後端部にコネクタ部が設けられた可撓性を有する第 1 の挿入部と、

30

先端部に観察光学系が設けられ、後端部にコネクタ部が設けられた可撓性を有し、前記第 1 の挿入部と外径が異なる第 2 の挿入部と、

前記第 1 の挿入部の外周面に、前記先端部と前記コネクタ部との間の長手軸方向において形成された第 1 の推力発生部と、

前記第 2 の挿入部の外周面に、前記先端部と前記コネクタ部との間の長手軸方向において形成され、前記第 1 の推力発生部と外径が異なる第 2 の推力発生部と、

前記第 1 及び第 2 の挿入部の基端付近が選択的に着脱自在に接続され、接続された前記第 1 或いは第 2 の挿入部の前記第 1 或いは第 2 の推力発生部を前記挿入部の長手軸の回りに回転させる回転装置と、

前記回転装置に接続される前記第 1 或いは第 2 の推力発生部の外径に応じて前記第 1 或いは第 2 の推力発生部を回転する回転速度を設定する設定手段と、

40

を具備することを特徴とする。

上記構成により、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、十分な推進力を確保し、推力発生部の外径が異なる場合にもその外径に応じた回転速度に設定して、被検体内に円滑な挿入ができるようにしている。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、推力発生部の外径が異なる場合にもその外径に応じた回転速度に設定することにより、被検体内に円滑な挿入ができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

## 【 0 0 0 9 】

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】

## 【 0 0 1 0 】

図 1 から図 3 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 は内視鏡挿入部及び回転装置の内部構成を示す。

図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、細長で可撓性を有する第 1 の内視鏡挿入部 2 A と、この第 1 の内視鏡挿入部 2 A と外径が異なる第 2 の内視鏡挿入部 2 B と、各内視鏡挿入部 2 I ( I = A , B ) が選択的に着脱自在に接続され、接続された内視鏡挿入部 2 I を長手軸回りとなる所定の方向に回転させる回転装置 3 と、内視鏡挿入部 2 I が挿通されることにより、回転可能に保持する保護管 4 と、回転装置 3 と信号ケーブル 3 a によって接続されるビデオプロセッサ 5 と、ビデオプロセッサ 5 とケーブル 6 a により接続され、内視鏡挿入部 2 I 内の撮像手段による撮像画像を表示するモニタ 6 とによって主に構成されている。

10

## 【 0 0 1 1 】

ビデオプロセッサ 5 は、内視鏡挿入部 2 I の先端部 8 I に内蔵されている撮像素子としての電荷結合素子 ( C C D と略記 ) 7 ( 図 3 参照 ) に駆動信号を供給する C C D 駆動回路 5 a と、 C C D 7 によって光電変換されて伝送された電気信号に対する信号処理を行う信号処理回路 5 b と、先端部 8 I に内蔵された発光ダイオード ( L E D と略記 ) 1 0 ( 図 3 参照 ) を発光駆動する L E D 駆動回路 5 c とを内蔵している。信号処理回路 5 b により生成された映像信号は、モニタ 6 に出力され、 C C D 7 により撮像された画像を内視鏡画像として表示する。

20

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 I が被検体内、より具体的には大腸などの屈曲した体腔内へ挿入される挿入時において、内視鏡挿入部 2 I の回転に同期させた所定の回転角 ( 回転位置 ) 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。

## 【 0 0 1 2 】

内視鏡挿入部 2 I は、その先端に設けられた硬質の先端部 8 I と、内視鏡挿入部 2 I の後端に設けられたコネクタ部 1 2 I の間の外周面には、回転により推進力を発生する推進力発生手段となる螺旋形状部 3 6 を設けた十分に長い推進管 ( 或いはガイド管 ) 1 3 I が形成されている。本実施例では、推進管 1 3 I を所定長さ以上に形成することにより、低速で回転させた場合にも十分な推進力を発生できるようにしている。

30

また、内視鏡挿入部 2 I を患者の体腔内に挿入する場合、手元側位置において、手術室内の床に触れるのを防止するための保護管 4 内に遊嵌状態で挿通される。

このことによって、内視鏡挿入部 2 I が床等に直接接触することが防止されている。また、内視鏡挿入部 2 I のコネクタ部 1 2 I は、回転装置 3 の一側面から突出する略筒体形状の挿入部保持部 1 4 と着脱自在に連結される。そして、図 3 にて説明するように、回転装置 3 の内部のモータ 1 5 を回転させることにより、内視鏡挿入部 2 I を回転させる。その回転により推進管 1 3 I により推進力を発生させ、その推進力を利用することにより、この内視鏡挿入部 2 I を体腔内に円滑に挿入できるようにしている。

40

## 【 0 0 1 3 】

内視鏡挿入部 2 A は、図 3 に示すように処置具を挿通可能とする処置具チャンネル 1 6 が設けられており、この処置具チャンネル 1 6 は、例えばコネクタ部 1 2 A に設けた処置具挿入口 1 7 と連通している。そして、この処置具挿入口 1 7 から図示しない処置具を挿通して、患部組織を採取したり、病変部を切除したりすることができるようにしている。

これに対して、内視鏡挿入部 2 B は、処置具チャンネル 1 6 を設けない構造にして、内視鏡挿入部 2 B の外径を、内視鏡挿入部 2 A よりも細径化して、より挿入し易くしている。

図 2 に示すように、内視鏡挿入部 2 I の先端部 8 I には、略円柱形状の凹部によりカメ

50

ラユニット（或いは撮像ユニット）収納部 18 I が設けられている。

【0014】

各カメラユニット収納部 18 I 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）19 I が収納され、固着される。また、各コネクタ部 12 I の後端面には、その中央部に凸部 21（図3参照）が形成され、かつその凸部 21 の周囲には例えば2つのピン 22 I が突出している。

そして、各コネクタ部 12 I における凸部 21 は、回転装置 3 の挿入部保持部 14 の先端面の中央に設けた凹部 23 に嵌合し、またピン 22 I は、凹部 23 の周囲に設けたピン穴 24 内に嵌入して、各コネクタ部 12 I は、回転装置 3 の挿入部保持部 14 と着脱自在に連結される。

10

【0015】

本実施例においては、コネクタ部 12 A、12 B は、例えば内視鏡挿入部 2 I の外径と等しい外径にしてある。また、外径が異なる内視鏡挿入部 2 I の場合にも、挿入部保持部 14 に連結できるように挿入部保持部 14 には、コネクタ部 12 A に設けたピン 22 A に嵌合するピン穴 24 A と、コネクタ部 12 B に設けたピン 22 B に嵌合するピン穴 24 B とがそれぞれ設けてある。

なお、コネクタ部 12 A に設けたピン 22 A とコネクタ部 12 B に設けたピン 22 B とを同じ位置に設けることにより、ピン穴を共通化することもできる。

また、本実施例では、コネクタ部 12 A 及び 12 B には、同じサイズの凸部 21 を設けているが、異なるサイズにしても良い。

20

【0016】

上記先端部 8 I のカメラユニット収納部 18 I に取り付けられるカメラユニット 19 I は、先端面の略中央に観察窓 25 が設けられ、この観察窓 25 の周囲の複数箇所、ここでは2箇所に照明窓 26 が設けられている。またカメラユニット 19 I の基端側から延出される信号ケーブル 27 は、内視鏡挿入部 2 I の内部に挿通されている。

なお、カメラユニット 19 A には、さらに処置具チャンネル 16 と連通する連通孔 28 が設けてあり、その先端が開口して、処置具を突出させることができる。

また、本実施例では、外径が異なる推進管 13 I がそれぞれ外周面に形成された内視鏡挿入部 2 I の場合において、それぞれ適切な回転速度で回転できるように、例えばコネクタ部 12 I にはその推進管 13 I のシャフト径が表示（具体的には、図2のコネクタ部 12 A では  $12\phi$  と表示、コネクタ部 12 B では  $8\phi$  と表示）されており、かつ回転装置 3 には、各シャフト径に適した回転速度に設定するための設定手段を形成する回転速度調整 30 が設けてある。

30

【0017】

また、本実施例では、回転により推進力を発生する推進管 13 I が外周部分に一体的に形成された内視鏡挿入部 2 I が回転装置 3 により回転される回転部となっている（これに対して、後述する図8では、推進管部 102 I 側のみが回転される回転部となっている）。

次に、図3を参照し、一方の内視鏡挿入部 2 A 及び回転装置 3 の構造について詳しく説明する。

40

なお、図3の内視鏡挿入部 2 A におけるチャンネル 16 を設けないで、より細径にしたものが他方の内視鏡挿入部 2 B となるため、この内視鏡挿入部 2 B の詳細な構造を省略する。なお、図3では、その先端側部分の断面は、図2における A - O - A' に沿った断面によりその内部構造を示し、後端側では A - O 方向に沿った断面にて接続部の構造を示している。

図3に示すように、先端部 8 A に固着されるカメラユニット 19 A における中央に設けた観察窓 25 には、対象物の光学像を結ぶ対物光学系（観察光学系）31と、その結像位置に配置された撮像素子としての CCD 7 とが取り付けられている。

【0018】

また、この観察窓 25 に隣接して設けた2つの照明窓 26 には、照明光を発生する L E

50

D 1 0 と、その L E D 1 0 で発光された光を拡開して照明窓 2 6 から出射する照明光学系 3 2 とが取り付けられている。

また、カメラユニット 1 9 A の基端からは、C C D 7 に接続された C C D 駆動及び撮像信号を送送する信号ケーブルと、L E D 1 0 に接続された L E D 発光駆動する駆動信号を送送する信号ケーブル 2 7 が延出されている。

先端部 8 A 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）3 4 の先端が固着され、その後端には硬質のコネクタ部 1 2 A と連結されている。この被覆チューブ 3 4 の外周面に、推進管 1 3 A が外装されている。

#### 【 0 0 1 9 】

この推進管 1 3 A は、内視鏡挿入部 2 A の先端部 8 A とコネクタ部 1 2 A の間において、被覆チューブ 3 4 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 3 5 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 1 3 A は、金属素線 3 5 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 3 5 は、金属素線 3 5 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 1 3 A の外表面には金属素線 3 5 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）3 6 が形成されている。

さらに、この金属素線 3 5 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 3 5 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 1 4 を内視鏡挿入部 2 A 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 A の大腸内への挿入性が向上する。

#### 【 0 0 2 0 】

なお、金属素線 3 5 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のもでも良い。

本実施例では、内視鏡挿入部 2 A 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 3 6 により形成されている。

この内視鏡挿入部 2 A の場合には、被覆チューブ 3 4 内に、チャンネル 1 6 を形成するチャンネルチューブ 3 7 が挿通されており、その先端は、カメラユニット 1 9 A の連通孔 2 8 に連通するように連結され、また後端はコネクタ部 1 2 A の処置具挿入口 1 7 を形成する口金に連結されている。

コネクタ部 1 2 A は、その後端面の略中央に略円柱形状の凸部 2 1 が形成され、この凸部 2 1 周囲には、例えば 2 つのピン 2 2 A が設けてある。そして、凸部 2 1 は挿入部保持部 1 4 の凹部 2 3 に嵌入され、また 2 つのピン 2 2 A は、外周寄りのピン穴 2 4 A に嵌入され、挿入部保持部 1 4 に連結される。

また、凸部 2 1 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 7 が夫々に接続されている。

#### 【 0 0 2 1 】

コネクタ部 1 2 A と挿入部保持部 1 4 の連結時において、コネクタ部 1 2 A の各接点ピン受け 3 8 には、挿入部保持部 1 4 の凹部 2 3 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 7 及び L E D 1 0 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 4 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 4 は、この軸受け 4 1 より回転自在に支持され、この位置より後方側となる基端の外周面にはギヤ 4 2 が設けてある。

このギヤ 4 2 は、モータ 1 5 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、モータ 1 5 によって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ようになっている。

#### 【 0 0 2 2 】

また、挿入部保持部 1 4 には、その後端面からその回転軸の中心に沿って同軸状に設けた凹部内に円柱部材を嵌入して、スリップリング 4 4 が形成されている。そして、このス

10

20

30

40

50

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。

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 4 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 4 の外周面に光を照射し、その反射光を受光する。

10

#### 【 0 0 2 3 】

この場合、挿入部保持部 1 4 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 7 の所定方向（例えば上方向）と対応する。

従って、モータ 1 5 により挿入部保持部 1 4 に連結された内視鏡挿入部 2 A が回転駆動された場合、C C D 7 が所定角度に達するとフォトリフレクタ 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。

信号処理回路 5 b は、C C D 7 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 4 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。

20

#### 【 0 0 2 4 】

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フレームメモリ制御回路は、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し、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るようになり、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。

30

このようにして、モニタ 6 には、内視鏡挿入部 2 I が回転された状態においては、所定角度のタイミングで撮像した静止画が表示される。

#### 【 0 0 2 5 】

また、挿入部保持部 1 4 を回転駆動するモータ 1 5 は、モータ制御回路 5 1 によりその回転速度が設定或いは制御される。

本実施例では、このモータ制御回路 5 1 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 3 0 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、モータ制御回路 5 1 には螺旋形状部 3 6 による推進管 1 3 I の外径に応じた回転速度に設定する情報が指示入力される。

そして、モータ制御回路 5 1 は、指示入力される外径に対応した情報により、例えばルックアップテーブル（LUTと略記）5 2 から対応する回転速度の情報を読み出す。

40

このLUT 5 2 には、予め推進管 1 3 I の各外径の値にそれぞれ適した回転速度の情報が標準の情報として格納されている。この場合、標準の情報は、外径が大きい程、回転速度を小さくする情報である。

#### 【 0 0 2 6 】

つまり、外径が大きい場合には、小さいものよりも大きな負荷がモータ 1 5 にかかるので、外径が大きい程、回転速度を小さくすることにより、安定した状態で、適切に推進させることができるようにしている。

なお、LUT 5 2 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 5 1 を介して格納された情報をより適切な情報に更新することがで

50

きる。

そして、推進管 1 3 I の外径の情報を、アドレス信号等として L U T 5 2 に入力することにより、その外径の値に適した回転速度の情報を読み出すことができる。

モータ制御回路 5 1 は、L U T 5 2 から読み出された回転速度の情報に一致するように、モータ 1 5 の回転速度を制御する。

また、回転装置 3 におけるフロントパネル等には、回転速度を表示する表示部 5 3 が設けてあり、モータ制御回路 5 1 は、現在設定されている回転速度の情報を表示部 5 3 に出し、常時回転速度を表示する。ユーザは、表示部 5 3 を見ることで、常時設定されている回転速度を確認することができる。

#### 【 0 0 2 7 】

このような構成の本実施例においては、回転を利用して体腔内で推進させるために、外径が異なる螺旋形状部 3 6 を設けた内視鏡挿入部 2 A 及び 2 B を回転装置 3 に着脱自在に接続して、体腔内への挿入に使用することができるようにしてると共に、回転速度調整摘 3 0 を操作することにより、モータ制御回路 5 1 を介して内視鏡挿入部 2 A 及び 2 B の回転速度を適切な値に簡単に設定できるようにしていることが特徴となっている。

このような構成による本実施例の動作を説明する。

#### 【 0 0 2 8 】

術者は、体腔内を検査、或いは処置する目的に応じて、内視鏡挿入部 2 A 或いは 2 B を選択する。

例えば、体腔内に挿入して、単に検査するのみである場合には、チャンネル 1 6 が設けてない内視鏡挿入部 2 B を選択すると良い。この場合には、チャンネル 1 6 が設けてない分、細径化された外径となるため、挿入し易いものとなる。

一方、処置具により病变部の組織を採取したり、その他の処置を行うような場合には、チャンネル 1 6 が設けられた内視鏡挿入部 2 A を選択すると良い。

このようにして、使用する内視鏡挿入部 2 I を選択した後、選択した内視鏡挿入部 2 I を図 1 に示すようにその基端側を保護管 4 内を通し、その基端のコネクタ部 1 2 I を回転装置 3 の挿入部保持部 1 4 に接続する。

#### 【 0 0 2 9 】

また、回転速度調整摘 3 0 を操作して、回転装置 3 の挿入部保持部 1 4 に接続した内視鏡挿入部 2 I の外径の値に合わせる。この場合、例えば図 2 に示すように各内視鏡挿入部 2 I のコネクタ部 1 2 I には、その内視鏡挿入部 2 I ( 推進管 1 3 I ) の外径の値が表示されているので、実際に接続する各内視鏡挿入部 2 I に応じて簡単に設定することができる。

そして、図示しない回転装置 3 の電源を投入し、回転装置 3 内のモータ制御回路 5 1 を動作状態に設定する。モータ制御回路 5 1 は、動作状態になると、回転速度調整摘 3 0 により設定された外径に対応する情報 ( 具体的には抵抗値 ) を読み取り、その情報に対応する回転速度の情報を L U T 5 2 から読み出す。

#### 【 0 0 3 0 】

そして、モータ制御回路 5 1 は、モータ 1 5 の回転速度を、L U T 5 2 から読み出した回転速度となるように制御し、その回転速度でモータ 1 5 を回転させる。

そして、内視鏡挿入部 2 I の先端側を、患者の体腔内にその挿入口となる部分、例えば大腸検査を行う場合には肛門から挿入する。

モータ 1 5 は、回転装置 3 に接続された内視鏡挿入部 2 I の外径の値に適した回転速度で回転し、このモータ 1 5 の回転により、内視鏡挿入部 2 I も回転し、この内視鏡挿入部 2 I の外周面にはその全長に近い長さで螺旋形状部 3 6 が設けてあるので、螺旋形状部 3 6 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 I を体腔内に挿入することができる。また、挿入の際に、C C D 7 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とができ、画像を観察しながら挿入することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

このような作用を有する本実施例によれば、体腔内に挿入して、内視鏡検査や処置具による処置を行う場合に依じて、使用する内視鏡挿入部を選択して使用することができる。

上記のように処置具を使用しない内視鏡検査を行う場合には、外径の小さい内視鏡挿入部 2 B を回転装置 3 に接続して使用すれば、外径が大きい場合よりも円滑に挿入することができる。

一方、処置具により処置等を行うことを想定する場合には、処置具を挿通できる内視鏡挿入部 2 A を使用すれば良い。

また、本実施例においては、外径を設定する操作を行うことにより、その外径に適した回転速度に設定することができるので、異なる外径の内視鏡挿入部を使用する場合にも、簡単に適切な回転速度に設定して使用することができる。

10

## 【 0 0 3 2 】

また、回転により推進力を発生する螺旋形状部 3 6 が設けられた推進管 1 3 I を所定長さ以上に形成してあるので、低速で回転させた場合にも十分な推進力が得られ、円滑な挿入が容易となる。

また、回転速度を表示することにより、ユーザは設定されている回転速度を確認することができる。

また、外径が大きい程、回転速度を低下させることにより、モータ 1 5 にかかる負荷を抑制できると共に、適切に推進させる動作を行わせることができる。また、モータ 1 5 の発熱を抑制することもできる。

20

なお、上記説明では、推進管 1 3 I の外径、つまり螺旋形状部 3 6 の外径に応じて、螺旋形状部 3 6 の回転速度を制御するように説明したが、推進管 1 3 I の外径は、内視鏡挿入部 2 I の外径に等しいので、内視鏡挿入部 2 I の外径に応じて、回転速度を制御するようにしても良い。

## 【 実施例 2 】

## 【 0 0 3 3 】

次に図 4 及び図 5 を参照して本発明の実施例 2 を説明する。図 4 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成を示す。

実施例 1 においては、内視鏡挿入部の推進管が回転される回転速度を外径の指示入力を行うことでユーザが設定する構成にしていたが、本実施例では回転装置に接続される内視鏡挿入部の種類を検出手段により検出し、この検出手段の出力信号により実際に接続された内視鏡挿入部 2 I の外径、或いは推進管 1 3 I の外径に応じた回転速度に自動的に設定する構成にするものである。

30

図 4 に示すように本実施例においては、内視鏡挿入部 2 I の外径に応じて異なる位置に設けられたピン 2 2 A 或いは 2 2 B を電氣的に検出する検出手段を、回転装置 3 における例えば挿入部保持部 1 4 に設けている。なお、図 4 では内視鏡挿入部 2 A のコネクタ部 1 2 A を挿入部保持部 1 4 に接続した場合で示している。

## 【 0 0 3 4 】

具体的には、内視鏡挿入部 2 A における例えばピン 2 2 A は、信号線 6 1 により、例えば C C D 7 の電源端 V c に接続される接点ピン受け 3 8 と接続されている。なお、図 4 では示していないが、内視鏡挿入部 2 B におけるピン 2 2 B も同様に信号線 6 1 により、C C D 7 の電源端 V c に接続される接点ピン受け 3 8 と接続されている。

40

また挿入部保持部 1 4 のピン穴 2 4 A 及び 2 4 B には、電気接点部材 6 2 A 及び 6 2 B がそれぞれ設けられ、各電気接点部材 6 2 A 及び 6 2 B の電位をスリップリング 4 4 の接点 4 5、4 6、4 7 を介して比較器 6 3 a、6 3 b により検出することができるようにしている。

つまり、外径が異なる内視鏡挿入部 2 I に応じて、異なる接点から識別可能な信号を発生し、異なる接点での信号レベルを比較器 6 3 a、6 3 b により検出する。

## 【 0 0 3 5 】

そして、比較器 6 3 a、6 3 b により、設定された参照電位 V を超える電位が検出され

50

るか否かによりいずれのピン 2 2 A 或いは 2 2 B が回転装置 3 の挿入部保持部 1 4 に接続されたかを検出するようにしている。比較器 6 3 a、6 3 b における反転入力端には、参照電位 V として電源端 V c を抵抗 R 1 と R 2 とで分割した電位が印加され、他方の入力端はそれぞれ接点 4 7 と接続されている。

また、比較器 6 3 a、6 3 b の出力信号は、例えばモータ 1 5 の回転速度を制御するモータ制御回路 5 1 に入力される。このモータ制御回路 5 1 内には、比較器 6 3 a、6 3 b の出力信号から内視鏡挿入部が 2 A 或いは 2 B のいずれの種類で有るかを判定した場合、判定された種類の情報によりその内視鏡挿入部に適した回転速度の情報を読み出すことができるように回転速度の情報を格納した L U T 5 1 a を内蔵している。

【 0 0 3 6 】

10

そして、モータ制御回路 5 1 は、この L U T 5 1 a から接続された内視鏡挿入部の場合の外径の値に適した回転速度の情報を得て、モータ 1 5 の回転速度をその回転速度に設定するように制御をする。

その他の構成は、実施例 1 と同様の構成である。

このような構成における本実施例においては、例えば図 4 に示すように内視鏡挿入部 2 A が回転装置 3 の挿入部保持部 1 4 に接続された場合には、比較器 6 3 a の非反転入力端は、電源端 V c の電位となる。また、比較器 6 3 b の非反転入力端は、0 の電位となる。

従って、モータ制御回路 5 1 は、内視鏡挿入部 2 A が接続されたことを検出する。

そして、その内視鏡挿入部 2 A の外径（つまり推進管 1 3 A の外径）の場合に適した回転速度の情報を読み出し、その回転速度となるようにモータ 1 5 の回転速度を自動的に設定する制御を行う。

20

【 0 0 3 7 】

また、内視鏡挿入部 2 B が回転装置 3 の挿入部保持部 1 4 に接続された場合には、比較器 6 3 a の非反転入力端は、0 の電位となり、比較器 6 3 b の非反転入力端は、電源端 V c の電位となる。従って、モータ制御回路 5 1 は、内視鏡挿入部 2 B が接続されたことを検出する。

そして、モータ制御回路 5 1 は、内視鏡挿入部 2 B の外径の場合に適した回転速度の情報を読み出し、その回転速度となるようにモータ 1 5 の回転速度を制御することになる。

このように本実施例によれば、内視鏡挿入部 2 I の外径に応じて異なる位置に設けられたピン 2 2 A 或いは 2 2 B により、実際に回転装置 3 に接続される内視鏡挿入部 2 I の外径に応じた回転速度に自動的に設定することができる。

30

本実施例によれば、ユーザが内視鏡挿入部 2 I の外径に応じて回転速度を適切な値に設定しなくても、自動的に設定することができる。

【 0 0 3 8 】

なお、比較器 6 3 a、6 3 b の出力結果により回転速度を自動設定する場合と、実施例 1 のようにユーザがマニュアルで設定する場合とを切替スイッチ等で切り替えられるようにし、ユーザの選択に応じてオート（自動）とマニュアル設定のいずれにおいても回転速度を設定できるようにしても良い。

図 5 は変形例による外径検出手段及び回転速度設定手段の構成を示す。

本変形例では、内視鏡挿入部 2 I における例えばコネクタ部 1 2 I には、内視鏡挿入部 2 I の固有の識別情報（ID と略記）を発生する ID 発生部 7 1 が設けてあり、ID 発生部 7 1 は信号線を介して接点ピン受け 3 8 に接続されている。なお、図 5 では、回転装置の挿入部保持部 1 4 には、内視鏡挿入部 2 A が接続された場合で示している。

40

【 0 0 3 9 】

そして、この ID 発生部 7 1 の ID 情報は、スリップリング 4 4 を介してその接点 4 7 から ID 情報の読み出し回路 7 2 に入力され、この読み出し回路 7 2 は、ID 情報から内視鏡挿入部 2 I の外径（つまり推進管 1 3 I の外径）の情報を読み出し、その読み出した情報をモータ制御回路 5 1 に送る。モータ制御回路 5 1 は、読み出し回路 7 2 からの情報に応じて、モータ 1 5 の回転速度を制御する。

また、読み出し回路 7 2 は、ID 情報における例えば C C D 7 の種類に対応する情報を

50

読み出してビデオプロセッサ 5 の C C D 駆動回路 5 a と信号処理回路 5 b に出力する。そして、この I D 情報により、内視鏡挿入部 2 I 内に設けられた C C D 7 の種類に応じた駆動と信号処理とを行えるようにしている。

#### 【 0 0 4 0 】

本変形例によれば、実施例 2 とほぼ同様の効果を有する。つまり、内視鏡挿入部 2 I の外径が異なる場合にも、ユーザが回転速度を調整しなくても、その外径に対応する情報を読み出してモータ 1 5 の回転速度を適切な値に自動設定できる。

なお、本変形例によれば、さらに内視鏡挿入部 2 I に用いられている C C D 7 の画素数や撮像サイズ（例えば縦横の画素数サイズ）などが異なる場合にも、その C C D 7 に適した駆動や信号処理を行うことが可能となる。

#### 【 実施例 3 】

#### 【 0 0 4 1 】

次に図 6 及び図 7 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 1 B を示す。

この内視鏡装置 1 は、図 1 の内視鏡装置 1 において、さらに患者 8 1 に内視鏡挿入部 2 I を挿入する挿入ガイド部 8 2 を有し、この挿入ガイド部 8 2 に、内視鏡挿入部 2 I の外径（つまり推進管 1 3 I の外径）を検出するための外径検出用センサ部 8 3 を設けている。そして、この外径検出用センサ部 8 3 の検出信号を外径算出回路 9 1 に入力して外径を算出し、この算出された外径の情報を回転装置 3 のモータ制御回路 5 1 に入力してモータ 1 5 の回転速度を、内視鏡挿入部 2 I の外径に適した値に自動で設定する構成にしている。

なお、切替スイッチ 8 4 を切り替えることにより、回転速度調整部 3 0 を操作して、マニュアルで回転速度を設定することもできるようにしている。

#### 【 0 0 4 2 】

上記外径検出用センサ部 8 3 は、図 6 においてその概略を示すように挿入ガイド部 8 2 内の例えば上下方向に配置した対となる球体 8 5 a、8 5 b における一方の球体 8 5 a を他方の球体 8 5 b 側に付勢した状態に保持することにより、両球体 8 5 a、8 5 b の間に挿通された内視鏡挿入部 2 I の外径に接触する状態で回転自在に保持する構成にしている。

図 7 は、挿入ガイド部 8 2 における外径検出用センサ部 8 3 周辺部の詳細な構成を示す。図 7 ( A ) は、挿入軸と直交する方向から見た外径検出用センサ部 8 3 の内部構成を示し、図 7 ( B ) は図 7 ( A ) の左側から見た内部構成を、上部側の球体 8 5 a 等を断面にて示す。

挿入ガイド部 8 2 の枠体 8 6 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 I 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 8 5 a、8 5 b が配置され、各球体 8 5 j ( j = a , b ) から（内視鏡挿入部 2 I の挿入軸と直交する方向に延出された）回転軸を、その両側に配置した軸受け 8 7 j でそれぞれ回転自在に支持している。

#### 【 0 0 4 3 】

この場合、一方の軸受け 8 7 b は、枠体 8 6 の内壁に固定され、他方の軸受け 8 7 a は、バネ 8 8 a の弾性力で下方側に付勢され、上下方向に移動自在に保持されている。つまり、両球体 8 5 a、8 5 b の間に内視鏡挿入部 2 I が挿通されると、バネ 8 8 a の弾性力により、両球体 8 5 a、8 5 b は内視鏡挿入部 2 I の外周面に接触する状態となる。

なお、移動自在の軸受け 8 7 a におけるステータ側は、枠体 8 6 に固定されたガイド部材 9 2 a の間に嵌入され、回転が規制されている（後述する軸受け 8 7 c も同様にガイド部材 9 2 c の間に嵌入され、回転が規制されている）。

また、この軸受け 8 7 a のステータには、ピン 8 9 が水平方向に突出するように設けられ、このピン 8 9 は、スライド抵抗 9 0 のスライド端子に接続されている。従って、軸受け 8 7 a が上下方向に移動すると、スライド抵抗 9 0 におけるスライド端子と固定端子との間の抵抗値が移動量に応じて変化する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 4 】

このスライド端子と固定端子は、信号線を介して外径算出回路 9 1 に接続され、外径算出回路 9 1 は検出された抵抗値から外径を算出し、算出した外径の情報を回転装置 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、モータ 1 5 の回転速度を算出した外径に対応した適切な回転速度に設定する。なお、スライド抵抗 9 0 の抵抗値の情報をモータ制御回路 5 1 に入力し、その情報によりモータ 1 5 の回転速度を制御するようにしても良い。

また、図 7 ( B ) に示すように内視鏡挿入部 2 I 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 8 5 c、8 5 d が配置され、内視鏡挿入部 2 I の外径に接触する状態で回転自在に保持している。

10

## 【 0 0 4 5 】

この場合には、両球体 8 5 c、8 5 d 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 8 7 c、8 7 d にて回転自在に保持されている。

また、一方の軸受け 8 7 d は、枠体 8 6 の内壁に固定され、他方の軸受け 8 7 c は、バネ 8 8 c の弾性力で一方の軸受け 8 7 d 側に付勢されるようにして、左右方向に移動自在に保持されている。

つまり、両球体 8 5 c、8 5 d は、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。

## 【 0 0 4 6 】

このような構成による本実施例によれば、患者 8 1 の体腔内に内視鏡挿入部 2 I を挿入するために、その直前に配置した挿入ガイド部 8 2 内に内視鏡挿入部 2 I を通すと、両球体 8 5 a、8 5 b と 8 5 c、8 5 d とは上下方向及び左右方向からその外周面に接触する状態で、それぞれ挿入軸方向及び周方向に回転自在に保持する状態となる。

20

そして、球体 8 5 a を回転自在に支持する軸受け 8 7 a のピン 8 9 に接続したスライド抵抗 9 0 による抵抗値の情報により、モータ制御回路 5 1 は、算出された外径に適した回転速度に自動的に設定する。

## 【 0 0 4 7 】

従って、本実施例においても実施例 2 の場合と同様に実際に使用する内視鏡挿入部 2 I の外径が異なるものを使用しても、実際に使用される内視鏡挿入部 2 I の外周面に設けられた推進管 1 3 I の外径に適した回転速度に自動設定することができ、使い勝手（或いは操作性）を大幅に向上できる。

30

## 【 実施例 4 】

## 【 0 0 4 8 】

次に図 8 を参照して本発明の実施例 4 を説明する。図 8 は、実施例 4 の内視鏡装置における主要部を示す。

上述した実施例 1 から実施例 3 までにおいては、内視鏡挿入部 2 I 自体が、その外周面に設けた推進管と共に回転駆動される構造にしていたが、本実施例においては、回転駆動される推進管部の内側に内視鏡本体部（挿入部本体部）を配置し、推進管部側のみを回転駆動する構造にしている。

本実施例における内視鏡挿入部 2 I は、内視鏡本体部 1 0 1 I と、内視鏡本体部 1 0 1 I の外周側に回転自在に配置される推進管部 1 0 2 I とからなる。

40

## 【 0 0 4 9 】

推進管部 1 0 2 I は、内視鏡本体部 1 0 1 I の外周面に回転自在に配置される可撓外管 1 0 3 と、この可撓外管 1 0 3 の外周面に金属素線 3 5 により一体的に設けられた螺旋形状部 3 6 とを有する。

この可撓外管 1 0 3 は、内視鏡本体部 1 0 1 I の先端部 8 I の後端付近の外周面に設けた円環状凹部に、その先端が嵌入するように配置されている。また、この可撓外管 1 0 3 及び螺旋形状部 3 6 の後端は円筒形状のコネクタ部 1 0 4 I に連結されている。

コネクタ部 1 0 4 I の後端には、ピン 2 2 が設けられ、ピン 2 2 を円筒形状の推進管部保持体 1 0 5 の前端のピン穴 2 4 に挿入することにより、推進管部 1 0 2 I を推進管部保

50

持体 105 に着脱自在で連結（接続）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 15 の回転軸に設けた円筒ギヤ 43 と噛合している。

#### 【0050】

そして、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 15 を回転駆動することにより、推進管部 102 I 側を回転駆動し、その際にその先端が先端部 8 I を押圧して内視鏡本体部 101 I を推進させることができるようにしている。

先端部 8 I より後方側部分が推進管部 102 I の内側に配置される内視鏡本体部 101 I は、先端部 8 I の後端に可撓内管 108 I が連結され、この可撓内管 108 I の後端は硬質の可撓管固定部材 109 I に固着されている。

先端部 8 I には、実施例 1 等と同様に、観察窓 25、照明窓 26 が設けてある。また、先端部 8 A には、チャンネル 16 と連通する連通孔 28 が設けてあり、その後端にチャンネル 16 を形成するチャンネルチューブ 37 の先端が固着されている。

#### 【0051】

このチャンネルチューブ 37 の後端は、可撓管固定部材 109 A に設けた処置具挿入口 17 に連通している。

本実施例においては、チャンネル 16 は内視鏡挿入部 2 A 或いは内視鏡本体部 101 A の中心軸上に形成されている。そして、図 8 に示すように処置具 110 を挿通することができるようにしている。

また、CCD 7 及び LED 10 に接続された信号ケーブル 27 は、可撓内管 108 I 内を挿通されて可撓管固定部材 109 I に設けた電気コネクタ受け 111 I の基端の接点に接続され、この電気コネクタ受け 111 I は電気コネクタ 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。

#### 【0052】

また、電気コネクタ受け 111 I の接点には、推進管部 102 I の外径を識別するための抵抗 R I が接続されている。そして、電気コネクタ 112 と接続された検知回路 115 は、抵抗 R I が接続された接点間の抵抗値を検知することにより回転駆動される螺旋形状部 36 の外径、つまり推進管部 102 I 外径を検知し、その検知した情報をモータ制御回路 51 に出力する。

モータ制御回路 51 は、検知回路 115 から入力される外径に対応した情報により、モータ 15 の回転速度をその外径に適した回転速度となるように制御する。

なお、内視鏡挿入部 2 B は、内視鏡 2 A において設けられたチャンネル 16 を有しない構造であり、従ってより細径の構造になっている。

#### 【0053】

本実施例によれば、実施例 2 或いは実施例 3 の場合とほぼ同様に、外径が異なる内視鏡挿入部 2 I から所望とするものを選択して使用することができると共に、選択された内視鏡挿入部 2 I の外径に適した回転速度に自動的に設定することができ、使い勝手が良い内視鏡装置を実現できる。

また、本実施例によれば、内視鏡挿入部 2 I における外周側の推進管部 102 I のみが回転し、撮像を行う CCD 7 等は、回転しないので、CCD 7 により撮像した画像を常時動画表示し、ユーザはモニタ 6 に表示される動画像を観察しながら挿入操作を行うことができる。

#### 【0054】

また、チャンネル 16 を使用する場合においても、チャンネル 16 内に処置具 110 を挿通する場合にもチャンネル 16 が回転されないので、回転装置 3 によるモータ 15 の回転を停止させない状態においてもチャンネル 16 内に処置具 110 を挿通して使用するこ

10

20

30

40

50

とができるようになる。

なお、例えば実施例 1 の推進管 1 3 I の長さは、十分な推進力が得られるように所定長さ以上であれば良く、例えばその後端をコネクタ部 1 2 I よりも前方位置までにしても良い。また、推進管 1 3 I の先端を例えば先端部 8 I より後方側にしても良い。また、先端部 8 I の後端に湾曲部を設けて湾曲部の外周面にも推進管 1 3 I を設けて良いし、湾曲部の後端より後方側に推進管 1 3 I を設けるようにしても良い。この構成を他の実施例に適用しても良い。

#### 【 0 0 5 5 】

なお、上述の実施例等においては、外径が異なる 2 つの内視鏡挿入部 2 A 及び 2 B 等の場合で説明したが、3 つ以上の場合にも適用することができる。

10

また、上述の各実施例におくえは説明を簡単化するために、チャンネル 1 6 を設けた場合と、設けない場合とで外径が異なると説明したが、実際にはチャンネル内径の異なるものを設けるような場合においても、内視鏡挿入部或いは螺旋形状部の外径が異なるようになる場合もある。

また、体腔内への回転駆動される部分の挿入長に応じて回転速度を、その挿入長に適した回転速度となるように可変制御するようにしても良い。

#### 【 0 0 5 6 】

また、内視鏡挿入部 2 I の外周面に推進管 1 3 I を形成した場合、推進管 1 3 I の長さが内視鏡挿入部 2 I の長さを実質的に変わらないと見なせるような場合、或いは体内に挿入された場合においても内視鏡挿入部 2 I の挿入長で近似できるような場合には、内視鏡挿入部 2 I の挿入長に応じて回転速度を可変制御するようにしても良い。具体的には、上述した実施例 1 から実施例 3 は、このような場合に該当する。

20

このため、内視鏡挿入部 2 I が近似的に推進力発生部の機能を持つと見なすことができる。

実施例 4 では、実際に回転される推進管部 1 0 2 I が回転部となり、その部分が推進力発生部の機能を持つ、その内側の観察手段が設けられた内視鏡本体部 1 0 1 I は回転されない非回転部となっている。

なお、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。

#### 【 0 0 5 7 】

30

#### [ 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 2 において、前記外径の情報を前記設定手段に指示入力する指示入力手段を有する。

4 . 請求項 2 において、前記設定情報は、更新可能である。

5 . 請求項 3 において、前記検出手段は、前記内視鏡挿入部と前記回転装置との間の着脱自在の接続部に設けられ、外径に応じた信号を発生する信号発生手段である。

40

6 . 付記 5 において、前記信号発生手段は、外径が異なる螺旋形状部に依りて電気コネクタから発生する信号が異なる。

#### 【 0 0 5 8 】

7 . 付記 5 において、前記信号発生手段は、内視鏡挿入部に固有の識別信号を発生する。

8 . 請求項 3 において、前記検出手段は、前記螺旋形状部の外周面に接触するように半径方向に移動する移動部材を用いて形成される。

9 . 請求項 1 において、設定される回転速度を表示する表示手段を有する。

1 0 . 先端部に観察光学系が設けられ、可撓性を有する第 1 及び第 2 の内視鏡挿入部と、前記第 1 及び第 2 の内視鏡挿入部の外周面に、長手軸方向に所定長さ以上にわたって形成され、それぞれ外径が異なる第 1 及び第 2 の螺旋形状部と、

50

前記第 1 及び第 2 の内視鏡挿入部の基端付近が選択的に着脱自在に接続され、接続された前記第 1 或いは第 2 の内視鏡挿入部の前記第 1 或いは第 2 の螺旋形状部を長手軸の回りに回転させる回転装置と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【 0 0 5 9 】

( 付記 1 0 の目的 )

異なる外径の螺旋形状部を備えた内視鏡挿入部の場合にも、螺旋形状部を回転させて大腸等の被検体内に挿入して内視鏡検査に使用できる内視鏡装置を提供することを目的とする。

( 付記 1 0 の効果 )

異なる外径の螺旋形状部を備えた内視鏡挿入部を接続し、接続された内視鏡挿入部の螺旋形状部を回転させて被検体内に挿入して使用できる。

1 1 . 付記 1 0 において、接続される前記第 1 或いは第 2 の内視鏡挿入部の前記第 1 或いは第 2 の螺旋形状部の外径に応じて、前記第 1 或いは第 2 の螺旋形状部の回転速度を制御する。

( 付記 1 1 の効果 )

異なる外径の螺旋形状部を備えた内視鏡挿入部の場合にも、その外径の場合に適した回転速度に設定して使用できる。

【 0 0 6 0 】

1 2 . 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外周面に、長手軸方向に所定長さ以上にわたって形成された螺旋形状部と、

前記内視鏡挿入部の基端付近が着脱自在に接続され、前記螺旋形状部を前記内視鏡挿入部の長手軸の回りに回転させる回転装置と、

前記回転装置に接続される前記螺旋形状部又は前記内視鏡挿入部の外径に応じて前記螺旋形状部を回転する回転速度を設定する設定手段と、

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 】

【 0 0 6 1 】

回転により推進力を発生する螺旋形状部を外周面に設けた内視鏡挿入部として異なる外径のものを回転装置に着脱自在に接続して使用できるようにすることにより、使用目的に応じた内視鏡挿入部を使用できると共に、外径に応じて適切な回転速度で回転できるようにし、体腔内への円滑な挿入を行い易くした。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 の内視鏡装置の全体構成図。

【 図 2 】 内視鏡挿入部と回転装置の接続部の構成を示す図。

【 図 3 】 内視鏡挿入部及び回転装置の内部構成を示す図。

【 図 4 】 本発明の実施例 2 における内視鏡挿入部と回転装置の接続部付近の構成を示す図

【 図 5 】 変形例における接続部付近の構成を示す図。

【 図 6 】 本発明の実施例 3 の内視鏡装置の全体構成図。

【 図 7 】 外径検出用センサ部を設けた挿入ガイド部の構成を示す図。

【 図 8 】 本発明の実施例 4 の主要部の構成図。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 3 】

1 ... 内視鏡装置

2 A、2 B ... 内視鏡挿入部

3 ... 回転装置

5 ... ビデオプロセッサ

10

20

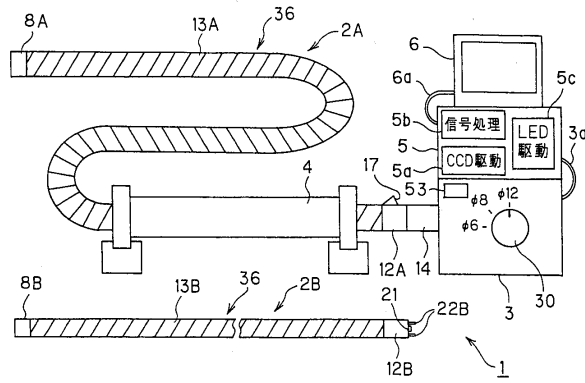
30

40

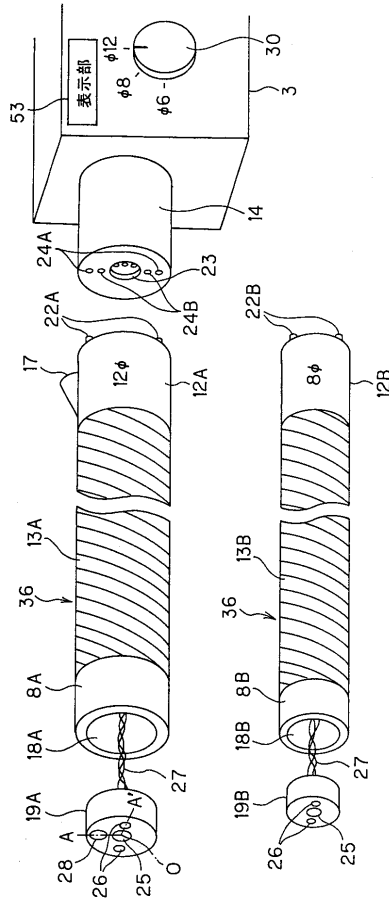
50

|                           |    |
|---------------------------|----|
| 6 ... モニタ                 |    |
| 6 A、6 B ... 先端部           |    |
| 7 ... C C D               |    |
| 1 0 ... L E D             |    |
| 1 2 A、1 2 B ... コネクタ部     |    |
| 1 3 A、1 3 B ... 推進管（ガイド管） |    |
| 1 4 ... 挿入部保持部            |    |
| 1 5 ... モータ               |    |
| 1 6 ... チャンネル             |    |
| 1 9 ... カメラユニット           | 10 |
| 2 1 ... 凸部                |    |
| 2 2 A、2 2 B ... ピン        |    |
| 2 3 ... 凹部                |    |
| 2 4 A、2 4 B ... ピン穴       |    |
| 2 5 ... 観察窓               |    |
| 2 6 ... 照明窓               |    |
| 3 0 ... 回転速度調整摘           |    |
| 3 4 ... 被覆チューブ            |    |
| 3 6 ... 螺旋形状部             |    |
| 3 8 ... 接点ピン受け            | 20 |
| 4 4 ... スリップリング           |    |
| 4 9 ... フォトリフレクタ          |    |
| 5 0 ... 反射部               |    |
| 5 1 ... モータ制御回路           |    |
| 5 2 ... L U T             |    |
| 5 3 ... 表示部               |    |
| 代理人 弁理士 伊藤 進              |    |

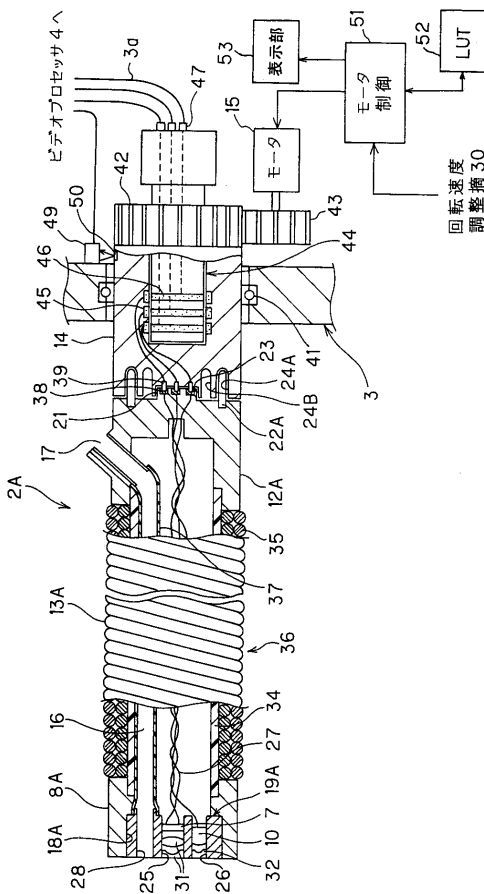
【図 1】



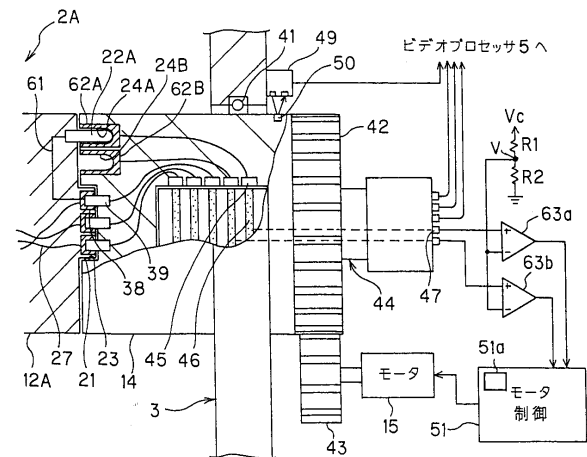
【図 2】



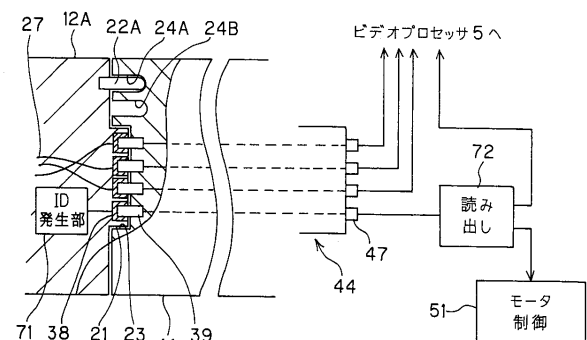
【図 3】



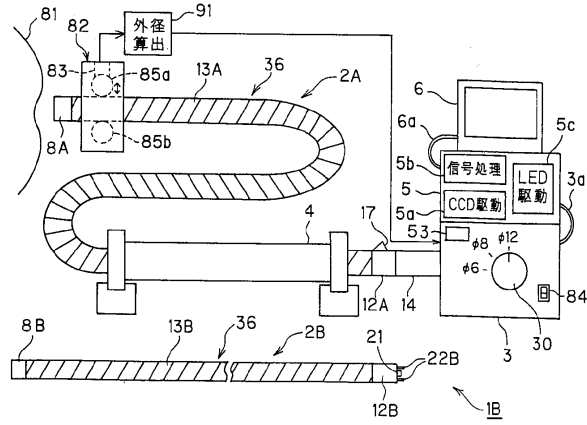
【図 4】



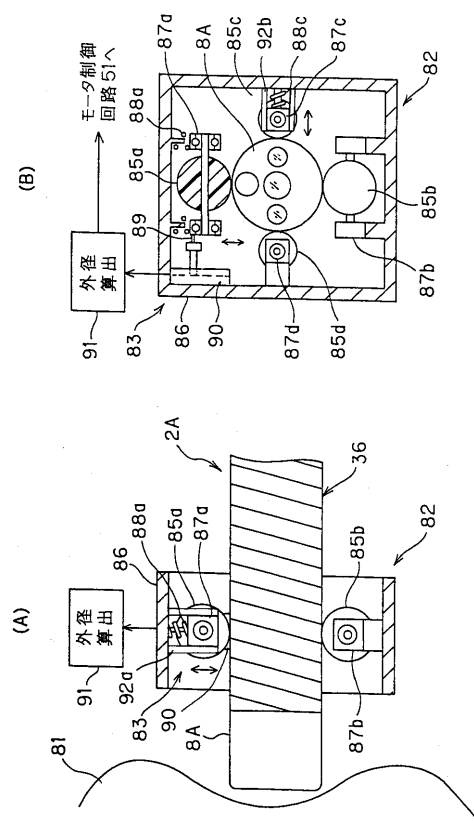
【図 5】



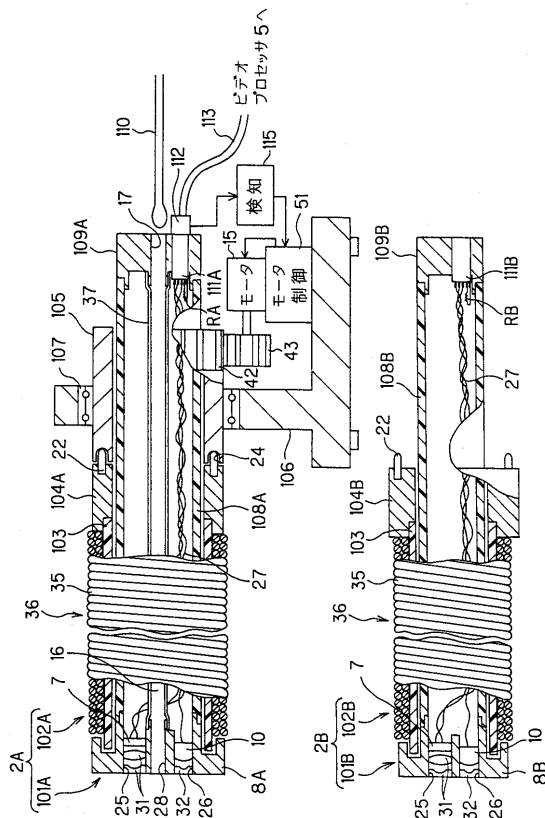
【図 6】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B      1 / 0 0   - 1 / 3 2  
G 0 2 B      2 3 / 2 4

|                |                                                                                                                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内视镜装置                                                                                                                                          |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4594763B2</a>                                                                                                                    | 公开(公告)日 | 2010-12-08 |
| 申请号            | JP2005047852                                                                                                                                   | 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 G02B23/24                                                                                                                             |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.A G02B23/24.A A61B1/00.612 A61B1/01                                                                                               |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/DA11 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/GA02 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/GG22 4C061/HH52 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/GG22 4C161/HH52 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进                                                                                                                                           |         |            |
| 其他公开文献         | JP2006230621A                                                                                                                                  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                      |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其能够应对内窥镜插入部的外径不同的情况，并且能够容易地将内窥镜插入部平滑地插入弯曲的样本中。柔性内窥镜插入部分2A具有设置有诸如CCD 7的成像装置的远端部分8A，并且柔性内窥镜插入部分2A的外周表面设置有长度接近整个长度的螺旋形部分36。形成管13A，后端的连接器部分12A可拆卸地连接到旋转装置3的插入部分保持部分14。通过操作设置在旋转装置3中的旋转速度调节旋钮30以将值设定为推进管13A的外径的值，电动机控制电路51接收该信息，并且电动机控制电路51从LUT 52接收相应旋转速度的信息。并且将马达15的旋转速度设定为其读取速度。点域

【 図 3 】

