

(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2007-307241

(P2007-307241A)

(43) 公開日 平成19年11月29日(2007.11.29)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 C	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-140565 (P2006-140565)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成18年5月19日(2006.5.19)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	伊藤 誠一 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
		(72) 発明者	伊藤 満祐 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
		(72) 発明者	谷井 好幸 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

最終頁に続く

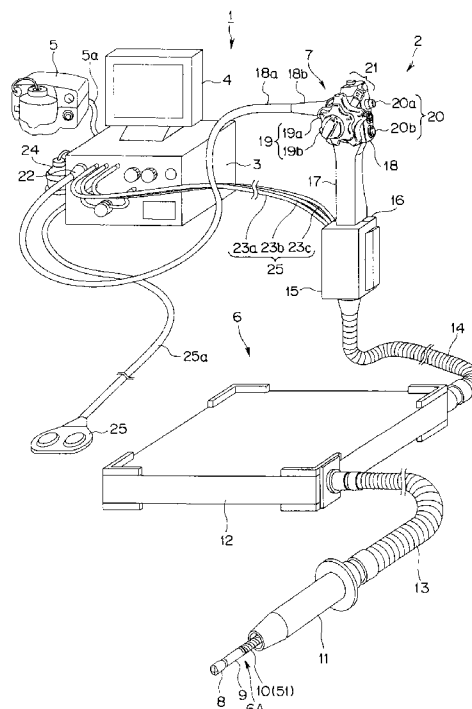
(54) 【発明の名称】 回転自走式内視鏡、及び回転自走式内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 回転自走式内視鏡の挿入部の曲がり状態を検知し、この検知結果に基づき回転筒体の駆動を制御することによって、回転筒体、及びチューブを含む挿入部、及び機器類の破損を防止する。

【解決手段】 本発明の回転自走式内視鏡システム1は、先端部8、挿入部本体10、及び挿入部本体10に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部51aが形成された回転筒体51を有する挿入部6Aと、挿入部6Aの先端部から長手方向に少なくとも1つ設けられ、前記挿入部の曲がり角度を検出するための曲がりセンサ60とを有する回転自走式内視鏡2と、回転筒体51に軸周りに回転駆動力を与えるモータ62と、曲がりセンサ60により検出された挿入部6Aの曲がり角度と予め設定された閾値とを比較し、曲がり角度が閾値を超えた場合には、回転筒体51の回転を停止させるようにモータ62を制御する回転制御部63と、を有している。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

撮像手段を有する先端硬性部と、前記先端硬性部が先端部に配設され、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部本体、前記挿入部本体に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部が形成された回転筒体とを有する挿入部と、

前記挿入部の先端部から長手方向に少なくとも1つ設けられ、前記挿入部の曲がり角度を検出するための曲がりセンサと、を具備する回転自走式内視鏡であって、

前記回転筒体は、

前記曲がりセンサにより検出された前記挿入部の曲がり角度と、予め設定された閾値とが比較され、前記挿入部の曲がり角度が前記閾値を超えた場合には、前記回転筒体の回転を停止するように制御されることを特徴とする回転自走式内視鏡。

10

## 【請求項 2】

撮像手段を有する先端硬性部と、前記先端硬性部が先端部に配設され、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部本体、前記挿入部本体に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部が形成された回転筒体とを有する挿入部と、

前記挿入部の先端部から長手方向に少なくとも1つ設けられ、前記挿入部の曲がり角度を検出するための曲がりセンサと、を具備する回転自走式内視鏡と、

前記回転筒体に軸周りに回転駆動力を与える駆動部と、

前記曲がりセンサにより検出された前記挿入部の曲がり角度と、予め設定された閾値とを比較し、前記挿入部の曲がり角度が前記閾値を超えた場合には、前記回転筒体の回転を停止させるように前記駆動部を制御する制御部と、

20

を備えたことを特徴とする回転自走式内視鏡システム。

## 【請求項 3】

前記制御部は、

前記曲がりセンサにより検出された前記挿入部の曲がり角度と、予め設定された閾値とを比較し、前記挿入部の曲がり角度が前記閾値を超えた場合には、告知手段を動作させるための信号を前記告知手段に出力することを特徴とする請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡システム。

## 【請求項 4】

さらに、前記駆動部に流れる電流値を検出する電流検出部を設け、

30

前記制御手段は、

前記電流検出部により検出された前記電流値と、前記挿入部の曲がり角度から求められる閾値とを比較し、前記電流値が前記閾値を超えた場合には、前記回転筒体の回転を停止させるように前記駆動部を制御することを特徴とする請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記制御部は、

前記回転筒体が一定の回転速度で回転するように前記駆動部を制御することを特徴とする請求項 2 から請求項 4 のいずれか 1 つに記載の回転自走式内視鏡システム。

## 【発明の詳細な説明】

40

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配置した挿入部を有する回転自走式内視鏡、及び回転自走式内視鏡システムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来から、医療用の内視鏡は、広く用いられている。このような医療用の内視鏡は、細長な挿入部を体腔内に挿入することによって体腔内の患部等を観察したり、必要に応じて処置具を鉗子チャンネル内に挿通したりして治療処置を行うことができるようになってい

50

## 【0003】

前記内視鏡は、挿入部の先端側に湾曲自在な湾曲部を備えている。内視鏡は、湾曲操作ノブが操作されることにより湾曲部が上下または左右方向に湾曲動作される。そして、内視鏡は、入り組んだ体腔内管路、例えば大腸などのように360°のループを描く管腔に挿入される際、湾曲操作ノブの操作により湾曲部が湾曲動作されると共に、捻り操作が行われて挿入部が観察目的部位に向けて挿入されていく。

## 【0004】

しかしながら、内視鏡操作は、複雑に入り組んだ大腸内の深部まで挿入部を短時間でスムーズに挿入することができるようになるまでに熟練を要する。経験の浅い術者においては、挿入部を大腸内の深部まで挿入していく際に、挿入方向を見失うことによって手間取ったり、腸の走行状態を大きく変化させてしまったりする虞れがあった。

10

## 【0005】

このため、従来から、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。例えば、特許文献1には、体腔内管路の深部まで容易に、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開示されている。

## 【0006】

この特許文献1に記載の推進装置では、回転部材に、この回転部材の軸方向に対して推進力発生部として斜めのリブが設けてある。このため、この推進装置は、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推進力によって、深部方向に移動される。このことにより、前記公報に記載の推進装置は、低侵襲で、患者に身体的負担をかけることなく、医療機器を体腔内へと挿入することができる。

20

## 【0007】

このような技術を利用した内視鏡には種々のタイプのものがあるが、一例を挙げれば、経肛門により大腸内へ挿入を行うようになされた内視鏡において、挿入部の外周側に、軸回りに回動可能な可撓性を有する回転筒体を設けて、前記回転筒体を回転させることにより、体腔内への挿入を自動的に行うことができるようにした回転自走式内視鏡装置がある。

## 【0008】

また、挿入部の挿入性を向上させるための従来例としては、例えば、特許文献2に記載されているように、大腸内視鏡に取り付けた複数の曲げセンサからデータを取り込み、この取り込んだデータに基づき、前記大腸内視鏡の蛇行状態を近似計算し、そして、この近似計算した大腸内視鏡の蛇行状態をモニタに表示するようにした大腸内視鏡が開示されている。

30

【特許文献1】特開平10-113396号公報

【特許文献2】特開2002-34903号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【0009】

しかしながら、従来技術における回転自走式内視鏡装置では、前記回転筒体は、挿入部の曲がりが大きくなると、モータからの回転伝達が妨げられて、直線状態よりも回転伝達性が悪くなり、挿入部の挿入性が低下する場合がある。

40

## 【0010】

このような場合、モータから所定のトルクで回転力を与えられている筒体は、回転の妨げに応じて、内部に捻り応力が発生する。そして、この捻り応力が蓄えられた筒体は、外周方向に拡小する力を受けるため、長軸方向の長さが伸縮する。

## 【0011】

そのため、挿入部の曲がりが大きき状態において、回転が妨げられた回転筒体は、モータからの回転トルクによる捻り応力により発生するせん断力を受けて、変形したり、損傷したりする虞れがある。さらに、筒体を回転させるモータなどの機器類にも、負荷がかか

50

り故障の原因となる虞れがある。

【0012】

また、このような回転自走式内視鏡は、外周回りに回転する回転筒体が外挿されたチューブ内に撮像、及び照明のための各種ケーブルなどの内蔵物が挿通している。そのため、筒体の回転によりチューブが捻れて、内蔵物には無理な負荷がかかり、各種ケーブルの断線などの不具合が発生する虞れがある。

【0013】

したがって、回転自走式内視鏡は、挿入部の曲がりを大きくせずに、具体的には挿入部を鋭角に曲げないようにして、大腸などの体腔内に挿入することが望ましい。

【0014】

また、前記従来の特許文献2の大腸内視鏡は、挿入部に複数の曲げセンサを設け、この曲げセンサからのデータに基づき、前記大腸内視鏡の蛇行状態を近似計算して表示しているが、単に通常の内視鏡であって回転自走式内視鏡ではない。したがって、この特許文献2では、回転自走式内視鏡における前記問題点を解決するための手段、及び技術等については何等述べられていない。

【0015】

そこで、本発明は前記事情に鑑みてなされたもので、回転自走式内視鏡の挿入部の曲がり状態を検知し、この検知結果に基づき回転筒体の駆動を制御することによって、回転筒体、及びチューブを含む挿入部、及び機器類の破損を防止することができる回転自走式内視鏡、及び回転自走式内視鏡システム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】

【0016】

本発明の回転自走式内視鏡は、撮像手段を有する先端硬性部と、前記先端硬性部が先端部に配設され、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部本体、前記挿入部本体に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部が形成された回転筒体とを有する挿入部と、

前記挿入部の先端部から長手方向に少なくとも1つ設けられ、前記挿入部の曲がり角度を検出するための曲がりセンサと、を具備する回転自走式内視鏡であって、前記回転筒体は、前記曲がりセンサにより検出された前記挿入部の曲がり角度と、予め設定された閾値とが比較され、前記挿入部の曲がり角度が前記閾値を超えた場合には、前記回転筒体の回転を停止するように制御されることを特徴とする。

【0017】

また、本発明の回転自走式内視鏡システムは、撮像手段を有する先端硬性部と、前記先端硬性部が先端部に配設され、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部本体、前記挿入部本体に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部が形成された回転筒体とを有する挿入部と、前記挿入部の先端部から長手方向に少なくとも1つ設けられ、前記挿入部の曲がり角度を検出するための曲がりセンサと、を具備する回転自走式内視鏡と、

前記回転筒体に軸周りに回転駆動力を与える駆動部と、前記曲がりセンサにより検出された前記挿入部の曲がり角度と、予め設定された閾値とを比較し、前記挿入部の曲がり角度が前記閾値を超えた場合には、前記回転筒体の回転を停止させるように前記駆動部を制御する制御部と、を有している。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、回転自走式内視鏡の挿入部の曲がり状態を検知し、この検知結果に基づき回転筒体の駆動を制御することによって、回転筒体、及びチューブを含む挿入部、及び機器類の破損を防止することができるので、挿入部の挿入性を向上できる。

【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。

【0020】

(実施例1)

10

20

30

40

50

図 1 から図 15 は、本発明の実施例 1 に係り、図 1 は本発明の回転自走式内視鏡を備えた回転自走式内視鏡システムの全体構成を示す外観図、図 2 は回転自走式内視鏡の先端部、湾曲部、及び螺旋形状部の一部を示す断面図、図 3 は挿入部を構成する回転筒体と挿入部本体を示す断面図、図 4 は図 3 の A - A 線断面図、図 5 は複数の曲げセンサが取り付けられた挿入部の外観図、図 6 は回転自走式内視鏡システムの電氣的な全体構成を示すブロック図、図 7 は図 1 の収納ケースを示す上面図、図 8 は挿入補助具が患者の肛門から直腸へ挿入された状態を示す説明図、図 9 は大腸内に挿入された挿入部本体が S 字状結腸に到達した際の状態を示す説明図、図 10 は大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した際の状態を示す説明図、図 11、及び図 12 は実施例 1 の作用を説明するためのもので、図 11 は制御装置内の回転制御部による通常時の制御例を示すフローチャート、図 12 は図 11 のフローチャート中の回避状態時におけるサブルーチンを示すフローチャート、図 13 は曲がりセンサの抵抗と曲がり角度とに基づき導き出される複数の曲がりセンサの曲がり角度の特性を示すグラフ、図 14 は実施例 1 に用いられる曲がりセンサの抵抗値 / 曲げ角度の特性を示すグラフ、図 15 は曲がりセンサと曲げ角度との関係を説明するための説明図である。

10

**【0021】**

まず、図 1 を参照しながら、回転自走式内視鏡システム 1 の全体構成について説明する。図 1 に示すように、回転自走式内視鏡システム（以下、内視鏡システムと略記）1 は、回転自走式内視鏡（以下、単に内視鏡と略記）2 と、制御装置 3 と、モニタ 4 と、吸引器 5 と、を有している。

20

**【0022】**

内視鏡 2 は、収納ケース付内視鏡挿入部（以下、単に収納ケース付挿入部と略記）6 と、操作部 7 と、を有している。

収納ケース付挿入部 6 は、挿入部 6 A と、挿入部収納ケース（以下、単に収納ケースと略記）12 とを有し、先端から順に、挿入部 6 A を構成する先端硬性部（以下、単に先端部と略記）8 と、湾曲部 9 と、挿入部本体 10 を内側に設けた回転筒体 51 と、収納ケースを構成する挿入補助具 11 と、収納ケース 12 と、挿入補助具 11 と収納ケース 12 と間において介装されるコルゲート状のチューブである先端側案内管 13 と、操作部 7 と収納ケース 12 との間介装されるコルゲート状のチューブである操作部側案内管 14 と、この操作部側案内管 14 の一端が連結されたコネクタカバー 15 と、を有して構成されて

30

いる。尚、収納ケース付挿入部 6 は、挿入部 6 A が、所定機能を実行操作するための操作部 7 へ着脱可能に構成されている。

**【0023】**

操作部 7 は、収納ケース付挿入部 6 の一部を構成するコネクタカバー 15 が着脱自在であり、回転装置としてのモータボックス 16 と、把持部 17 と、主操作部 18 と、を有している。

主操作部 18 には、挿入部 6 A の湾曲部 9 を 4 方向（内視鏡 2 が捉える内視鏡画像に対応する上下左右方向）に湾曲させる湾曲操作ノブ 19 と、流体を送出操作、或いは吸引操作するボタン類 20 と、各種撮像、照明などの光学系を操作するスイッチ類 21 と、が配

40

**【0024】**

湾曲操作ノブ 19 は、略円盤状の 2 つのノブが重畳するように、操作部 7 の主操作部 18 の一面に配設されている。これら 2 つのノブは、回動自在に配設され、主操作部 18 側に湾曲部 9 の上記上下方向を操作のための U (UP) / D (DOWN) 用湾曲操作ノブ 19 a と、この U / D 用湾曲操作ノブ 19 a 上に湾曲部 9 の上記左右方向を操作するための R (RIGHT) / L (LEFT) 用湾曲操作ノブ 19 b と、を有している。

**【0025】**

主操作部 18 の一側面からは、電気ケーブルであるユニバーサルコード 18 a が延設されている。また、主操作部 18 には、ユニバーサルコード 18 a が延出する根元部分に折

50

れ止め部 18 b が設けられている。

このユニバーサルコード 18 a の延出端には、コネクタ部 22 が配設されている。このコネクタ部 22 は、制御装置 3 に接続されている。

【0026】

また、主操作部 18 の一側面に配設されているボタン類 20 は、内視鏡 2 の先端部 8 から被検体内へ気体を送気、或いは液体を送水するときには操作する送気 / 送水ボタン 20 a と、内視鏡 2 の先端部 8 から被検体内から汚物などの液体を吸引するときには操作する吸引ボタン 20 b と、を有している。

【0027】

モータボックス 16 に着脱されるコネクタカバー 15 からは、挿入部 6 A 内に挿通された 3 本のチューブ 23 が延出している。これら 3 本のチューブ 23 は、送気用チューブ 23 a、送水用チューブ 23 b、及び吸引用チューブ 23 c を有している。これら 3 本のチューブ 23 の延出端は、夫々、着脱自在なコネクタを介して、制御装置 3 の前面部の所定の位置で接続されている。

10

【0028】

制御装置 3 には、送水タンク 24 が設けられている。この送水タンク 24 内には、滅菌水が貯留されている。滅菌水は、主操作部 18 の送気 / 送水ボタン 20 a が所定の操作がなされると、制御装置 3 によって、送水用チューブ 23 b に送液され、内視鏡 2 の先端部 8 から噴出する。

【0029】

尚、送気用チューブ 23 a には、主操作部 18 の送気 / 送水ボタン 20 a が所定の操作がなされると、制御装置 3 内の図示しないコンプレッサからの空気が送気され、この空気は内視鏡 2 の先端部 8 から噴出する。

20

【0030】

また、吸引ボタン 20 b が操作されると、内視鏡 2 の先端部 8 から汚物などが吸引され、この汚物などは、吸引用チューブ 23 c を介して、制御装置 3 から吸引器 5 に送り込まれる。

尚、本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 においては、吸引器 5 を使用しているが、病院に備え付けの吸引システムを利用しても良い。

【0031】

制御装置 3 には、電気ケーブル 25 a を介してフットスイッチ 25 が接続されている。このフットスイッチ 25 は、内視鏡 2 の挿入部 6 A を所定の方向へ回動 / 停止操作するためのスイッチである。尚、この挿入部 6 A の回転方向を操作、及び停止操作する進退スイッチは、図示しないが操作部 7 の主操作部 18 にも配設されている。

30

【0032】

また、制御装置 3 の前面部には、電源スイッチ、内視鏡 2 の挿入部 6 A の回転速度を可変するダイヤルなどが配設されている。尚、操作部 7 のモータボックス 16 には、挿入部 6 A に回転力を付与するモータ（図 6 参照）が内蔵されている。

また、制御装置 3 は、モニタ 4 と電氣的に接続されている。モニタ 4 は、内視鏡 2 が捉えた内視鏡画像を表示する。尚、制御装置 3 の具体的な構成については後述する。

40

【0033】

次に、図 2 を参照しながら、内視鏡 2 の収納ケース付挿入部 6 の一部を構成する先端部 8、湾曲部 9、挿入部本体 10 及び回転筒体 51 について説明する。

【0034】

まず、先端部 8 について、説明する。

先端部 8 は、生体適合性のある合成樹脂からなる硬質な略円環状の本体環 26 と、撮像ユニット 27 と、を有している。

【0035】

撮像ユニット 27 は、本体環 26 内に收容される合成樹脂からなる略円環状の保持環 28 a と、この保持環 28 a の基端側に嵌着される金属からなる略円環状のカバー環 28 b

50

と、保持環 28 a の先端開口部を気密に封止するように嵌着され、生体適合性のある透明な合成樹脂によってドーム状に形成されたカバー体 29 と、によって外形が形成されている。

【0036】

これらの部材によって形成される撮像ユニット 27 の空間内には、対物レンズ群 30 と、この対物レンズ群 30 へ入射する撮影光が集光される位置に配置される CCD (Charge Coupled Devices)、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの撮像素子 31 と、この撮像素子 31 によって光電変換された画像信号が入力されるフレキシブルプリント基板 (FPC) 32 とが配設される。

【0037】

この FPC 32 には、通信ケーブル 33 が接続されている。この通信ケーブル 33 は、湾曲部 9、及び挿入部本体 10 内に挿通して、コネクタカバー 15 (図 1 参照) に配設される図示しないコネクタに接続されている。

【0038】

また、対物レンズ群 30 を保持する保持環を固定している板部材 35 には、照明部材である複数の LED 34 が対物レンズ群 30 を囲むように配設されている。尚、板部材 35 は、カバー体 29 の略中心を通る部分に延長線上にある内面と固着できるように、略円形に形成されている。そして、対物レンズ群 30 は、板部材 35 の板面における略中心位置に光軸が通るように配置されている。

【0039】

このように構成された撮像ユニット 27 は、本体環 26 の中心に対して、偏芯する位置に配置され、本体環 26 の先端側開口部に配設される先端キャップ 36 により本体環 26 に固定されている。

【0040】

撮像ユニット 27 の保持環 28 a と本体環 26 との間ができる隙間には、吸引用チューブ 23 c の先端部分と、この吸引用チューブ 23 c が基端側に接続された吸引管 37 が配置されている。この吸引管 37 の先端部分は、先端キャップ 36 に固着されている。

【0041】

先端キャップ 36 には、吸引用の開口部 38 が形成されている。尚、図示していないが、前記した保持環 28 a と本体環 26 との間ができる隙間を利用して、送気 / 送水用チューブ 23 a に連通する管路が配設され、それら管路の開口部も先端キャップ 36 に形成されている。

【0042】

次に、湾曲部 9 について説明する。

湾曲部 9 には、先端部 8 の本体環 26 の基端開口部に嵌着された硬質な先端湾曲駒 39 と、硬質な複数の湾曲駒 40 (湾曲節輪ともいう) とが枢支部 40 a によって回動自在に連設されている。これら駒 39、40 には、生体適合性のあるフッ素ゴムなどの弾性部材からなる湾曲外皮 41 が被覆されている。この湾曲外皮 41 の先端部分は、糸巻き接着部 42 により、先端部 8 の本体環 26 の基端部分と固着されている。

【0043】

複数の湾曲駒 40 は、その内周面から中心方向へ突出するワイヤガイド 43 を有している。このワイヤガイド 43 には、湾曲操作ワイヤ 44 (アングルワイヤとも言う) が挿通している。

【0044】

この湾曲操作ワイヤ 44 の先端部分は、湾曲部 9 内に 4 本存在し (図 2 では 2 本のみ図示している)、夫々に筒状の係止部材 45 が半田などにより溶着されている。これら湾曲操作ワイヤ 44 は、先端湾曲駒 39 に形成された 4 つの係止孔部 39 a に夫々の係止部材 45 が係止されている。

【0045】

4 つの係止孔部 39 a は、先端湾曲駒 39 の軸に対して直交する面において、略等間隔

10

20

30

40

50

となる4等分した位置に形成されている。この先端湾曲駒39は、上記内視鏡画像の上下左右に対応して、各係止孔部39aが位置するように軸回りの方向が決められている。そのため、4本の湾曲操作ワイヤ44は、上下左右方向に略等間隔に離間した4点において保持固定されている。

【0046】

また、これら湾曲操作ワイヤ44は、挿入部本体10内に挿通し、コネクタカバー15まで配設されている。尚、これら湾曲操作ワイヤ44の夫々の基端部分には、図示しないワイヤ留めが設けられている。各湾曲操作ワイヤ44のワイヤ留めは、コネクタカバー15がモータボックス16に一体となっている状態において、把持部17内に設けられた図示しない連結部材に夫々に対応して連結される。

10

【0047】

連結部材は、主操作部18内に配設された湾曲操作ノブ19に連動する図示しない湾曲操作機構と図示しないチェーンにより、連結されている。つまり、湾曲操作ノブ19が回転操作されると、湾曲操作機構により各連結部材が交互に牽引又は弛緩され、その動きに連動して、各湾曲操作ワイヤ44が交互に牽引又は弛緩されるようになっている。

【0048】

したがって、4本の湾曲操作ワイヤ44が夫々、牽引弛緩されると、複数の湾曲駒40に対応して回転する。こうして、湾曲部9が上述した4方向へ湾曲操作される。

【0049】

湾曲部9の基端部分には、最基端にある湾曲駒40の内部に嵌着されたコイルパイプ固定用の金属からなる第1口金46と、最基端にある湾曲駒40の外周側に嵌着された内層チューブ固定用の金属からなる第2口金47と、この第2口金47の外周側に嵌着された回転筒体を回転自在に係合するための合成樹脂からなる第3口金48と、が配設されている。これらの口金46～48は、接着剤などにより強固に固着されている。

20

尚、前記した湾曲外皮41は、第3口金48とも糸巻き接着部42により、固着されている。

また、前記した湾曲操作ワイヤ44は、夫々、第1口金46から基端側がコイルシース49内に夫々挿通している。コイルシース49の先端部分は、第1口金46にロー付けなどで固定されている。尚、本実施例で用いられるコイルシース49は、ワイヤをパイプ状に密着巻きした非圧縮性の構造を有している。

30

【0050】

第2口金47の基端部分は、挿入部本体10内に挿通する軟性な内層チューブ49aの先端部分が固定されている。この内層チューブ49aは、細線のワイヤなどを筒状に編み込んで可撓性を持たせたチューブ体でも良い。

【0051】

第3口金48の基端部分には、突起部48aが設けられている。また、この第3口金48は、突起部48aの外周側に隙間ができるように、湾曲外皮41に完全にカバーされている。

尚、本実施例の内視鏡2は、湾曲部9を備えているものに限定せず、前記湾曲部9を備えていないものでも、勿論、適用可能である。

40

【0052】

次に、挿入部6Aの挿入部本体10及び回転筒体51について説明する。

挿入部6Aは、挿入部本体10と、回転筒体51とを有している。

挿入部本体10内には、前記した内層チューブ49aと、湾曲操作ワイヤ44が夫々挿通する4本のコイルシース49と、通信ケーブル33と、図示しない各種チューブ23と、が配設されている。この内層チューブ49aは、内部の各構成要素である内蔵物を保護している。

【0053】

回転筒体51は、先端部分に連結用の合成樹脂からなる口金50を有し、先端部分が接着材52により固着されている。

50

口金 50 は、先端部分に上述した湾曲部 9 の第 3 口金 48 の突起部 48 a と係合し、スナップフィット機能を有効にする凹凸部 50 a が形成されている。つまり、口金 50 と、第 3 口金 48 は、夫々の軸回りに回動自在となっている。

【0054】

この口金 50 と連結された回転筒体 51 は、断面形状が凹凸となるように加工された生体適合性のある金属板部材を螺旋状に巻回し、可撓性を備えた筒体である。この回転筒体 51 は、前記した凹凸が略隙間なく係合しており、その外周面に螺旋状凸部（あるいは、螺旋状凹部、さらには、螺旋に沿って連設されるように突設される凸部、など）となる螺旋形状部 51 a が形成される。

【0055】

具体的には、回転筒体 51 は、体腔内への挿通性を考慮した螺旋管であり、例えばステンレス製で所定の径寸法が設定されている。また、回転筒体 51 は、板部材に形成する凹凸の寸法を変更して、凹凸のピッチ、螺旋の角度などを種々設定できる。

【0056】

この回転筒体 51 は、挿入方向の軸回りに回動可能となるように構成されている。そして、この回転筒体 51 が回動すると、外周面の螺旋形状部 51 a が被検体の体腔内壁と接触して推力が発生し、回転筒体 51 自体が挿入方向へ進行しようとする。

【0057】

このとき、回転筒体 51 の先端部に固着されている口金 50 が、湾曲部 9 の基端部分にある第 3 口金 48 に当接して湾曲部 9 を押圧し、先端部 8 を含めた挿入部 6 A 全体が体腔内の深部に向かって前進する推進力が付与される。

【0058】

尚、回転筒体 51 は、操作部 7 のモータボックス 16（図 1 参照）に配設されたモータ（図 6 参照）により回転駆動力が与えられるようになっている。

【0059】

この場合、本実施例では、モータ（図 6 参照）の回転駆動力を回転筒体 51 の基端側に伝達させて、回転筒体 51 を回動させるように構成しているがこれに限定されることはない。例えば、モータ（図 6 参照）の回転駆動力を回転筒体 51 の中間に伝達させて回転筒体全体を回動させても構わないし、回転筒体 51 の先端部に伝達させて回転筒体 51 を回動させるような構成であっても良い。

【0060】

本実施例では、挿入部 6 A の内部には、少なくとも 1 つ以上の曲げセンサ 60（60 a、60 b... 60 n）が設けられている。

【0061】

曲げセンサ 60 を複数設けた場合には、これらの曲げセンサ 60 a、60 b... 60 n（n は整数）は、図 2、及び図 3 に示すように、例えば回転筒体 51 と挿入部本体 10 の内層チューブ 49 a との間に配設され、また、挿入部 6 A の長手方向においては挿入部 6 A の先端部 8 の後端側（湾曲部 9 がある場合には湾曲部 9 の後端側）に曲げセンサ 60 a、60 b、60 c、... 60 n と順に所定の間隔で配設されるようになっている。

【0062】

この場合、曲げセンサ 60 は、図 2 から図 4 に示すように、挿入部本体 10 の挿入軸に対して所定の角度で配置されるように、例えば内層チューブ 49 a の外周面上に固定される。尚、実施例 1 では、前記曲げセンサ 60 は、図 4 に示すように、内層チューブ 49 a 上に、前記挿入軸に対して略 90 度の角度となるようにそれぞれ 2 個ずつ併設するように設けているが、これに限定されるものではない。例えば、挿入部 6 A の上下、左右の 4 方向における曲がり角を検出するために、前記挿入軸に対して略 90 度の角度でそれぞれ 4 個の曲げセンサ 60 を設けても良い。

【0063】

そして、挿入部 6 A は、前記したようにその先端部（先端部 8 の後端側、又は湾曲部 9 がある場合には湾曲部 9 の後端側）から基端部にかけてその長手方向において、前記 2 つ

10

20

30

40

50

の曲げセンサ 60 が所定間隔毎にそれぞれ設けて構成することにより、図 5 に示すようにそれぞれの曲がりセンサ 60 a ~ 60 n が配置されたものとなる。

【0064】

前記曲がりセンサ 60 としては、例えば米国特許番号 5086785 号広報に開示されているような曲がりセンサを用いている。この曲がりセンサ 60 は、曲がり角によって抵抗値が変化する特性を有しているもので、例えば通常時に約 10 K で、曲げると曲げる度合いにより抵抗値が約 10 ~ 25 K に増えるようになっている。つまり、この曲がりセンサ 60 の出力である抵抗値を用いることにより、曲がり角を推測することができる。

【0065】

このような曲がりセンサ 60 の曲がり角度 / 抵抗値の特性が図 14 のグラフに示されている。つまり、曲げセンサ 60 は、図 15 に示すように、曲がり角度 に曲げられると、例えば図 14 に示すような、この曲がり角度 に応じた抵抗値 K を出力する。 10

【0066】

尚、前記複数の曲げセンサ 60 a ~ 60 n は、信号線 60 A (図 6 参照) を介して、制御装置 3 に電氣的に接続されている。

【0067】

このように構成された挿入部 6 A は、図 1 に示すように、基端側がコネクタ部 15 内に接続され、そして、先端部 8 が操作部側案内管 14、収納ケース 12、先端側案内管 13、及び挿入補助具 11 介して挿通されるようになっている。

尚、前記案内管 13、14 は、挿入部 6 A の回転筒体 51 が十分に挿通可能なチューブ 20 体である。

【0068】

次に、本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 の内視鏡 2、及び制御装置 3 に内蔵される各種主要部の構成について、図 6 を参照しながら説明する。

前記したように、内視鏡 2 と制御装置 3 は、ユニバーサルコード 18 a によって、電氣的に接続される。本実施例の内視鏡 2 は、前記したように先端部 8 内に撮像ユニット 27 が内蔵されている。また、内視鏡 2 のモータボックス 16 には、挿入部本体 10 に外挿する回転筒体 51 をギヤにより回転させるモータ 61 が内蔵されている。

【0069】

また、挿入部本体 10 には、前記したように複数の曲げセンサ 60 (60 a ~ 60 n) が設けられており、これらの曲げセンサ 60 (60 a ~ 60 n) に接続される信号線 60 A はユニバーサルコード 18 a を介して制御装置 3 と電氣的に接続されている。また、操作部 7 の主操作部 18 には、モータ 61 を回転、又は停止させるための入力部 62 が内蔵されている。 30

これら内視鏡 2 に内蔵される各種装置は、制御装置 3 内に内蔵される各種装置と電氣的に接続されている。

具体的には、制御装置 3 は、回転制御部 63 と、複数の曲げセンサ 60 a ~ 60 n からの出力が入力される曲げ計測部 64 と、モニタ 4 に画像信号を出力する画像処理部 65 と、警報部であるブザー 66 と、曲がり角度等の各種動作状態等を表示可能な警告ランプ、液晶モニタなどの表示部 3 a とを有している。 40

尚、内視鏡 2 の湾曲部 9 が電動式で湾曲するものである場合には、モータボックス 16 等に設けられた駆動部を制御して電動的に湾曲部 9 の湾曲制御するための湾曲制御部 67 を制御装置 3 内に設けても良い。また、前記回転制御部 63 は、制御部を構成している。

【0070】

先端部 8 の撮像ユニット 27 は、画像処理部 65 と電氣的に接続されている。画像処理部 65 は、回転制御部 63 と電氣的に接続されている。この画像処理部 65 は、撮像ユニット 27 からの画像信号が入力され、モニタ 4 へ画像信号を出力する。また、撮像ユニット 27 の各 LED 34 への電力は、画像処理部 65 を介して供給される。

【0071】

曲げ計測部 64 は、前記挿入部本体 10 に設けられた複数の曲げセンサ 60 (60 a ~ 50

60n)に接続される信号線60Aが電氣的に接続されている。そして、曲げ計測部64には、信号線60Aを介してこれら複数の曲げセンサ60a~60nからの検出信号(出力抵抗値)が供給されるようになっている。

【0072】

この曲げ計測部64は、前記検出信号(出力抵抗値)に基づき、曲げセンサ60単体の曲がり角、及び最大角、及び複数の曲げセンサ60a~60nの平均曲がり角等を計測し、計測結果を回転制御部63に出力する。

【0073】

また、モータボックス16のモータ61は、回転制御部63内の図示しないモータドライバと電氣的に接続されている。このモータドライバ(図示せず)は、回転制御部62によって駆動が制御される。尚、前記モータドライバ(図示せず)、及びモータ61は、駆動部を構成している。

10

【0074】

回転制御部63は、曲げ計測部64からの計測結果である、曲がりセンサ60a~60nにより検出された挿入部6Aの曲がり角度と、予め設定された閾値a、bとを比較し、挿入部6Aの曲がり角度が前記閾値a、bを超えた場合には、前記回転筒体51の回転を停止させるように前記モータドライバ(図示せず)とモータ61を制御する。

【0075】

また、回転制御部63は、警告ランプ、液晶モニタなどの表示部3a、及びブザー66とも電氣的に接続されて、これら表示部3a、及びブザー66を制御する。尚、回転制御部63は、通常時、回転筒体51が一定の回転速度で回転するように前記モータドライバ(図示せず)を制御するようになっている。

20

【0076】

主操作部18の入力部62、及び図1で説明したフットスイッチ25は、回転制御部63に電氣的に接続され、回転筒体51を回転させるモータ61のON/OFFを切り替える。尚、入力部62、及びフットスイッチ25は、どちらが操作されても、モータ61をON/OFFすることができるようになっている。

【0077】

尚、内視鏡2は、コネクタカバー15がモータボックス16(図1参照)と接続されると、回転軸68に設けられたギヤ68aとモータボックス16に設けられたモータ61のギヤ61aとが噛合し、モータ61の駆動力が各ギヤに伝達されて、回転軸68、及び基端側口金69を介して、螺旋形状部51aが長手軸回りに回転するようになっている。

30

すなわち、螺旋形状部51aは、モータボックス16からの回転駆動力を基端部から伝達されるようになっている。尚、螺旋形状部51a内を挿通する内層チューブ49aは、コネクタカバー15内から回転軸68を挿通して螺旋形状部51aへ至るようになっている。

【0078】

また、コネクタカバー15とモータボックス16とは、夫々が連結した状態で、撮像ユニット27と複数の曲げセンサ60a~60nが制御装置3と電氣的に接続できるように、電氣的に接続される図示しない電気コネクタを有している。

40

【0079】

次に、回転自走式内視鏡システム1の使用例を説明する。尚、以下の説明において、図7~図13を参照しながら大腸内視鏡検査を例に挙げて説明する。

いま、内視鏡システム1を用いて、例えば大腸検査を行うものとする。このとき、術者は、挿入補助具11を例えば、ベッド上に横たわっている患者の肛門から挿入する。尚、挿入部6Aは、収納ケース12内において、図7に示すような曲線を描いて撓んだ状態で収容されている。

【0080】

尚、本実施例の挿入補助具11は、筒状の挿入管53、外向フランジとなりドーナツ円盤状の当接部54、及び保持管55からなる補助具挿入部58と、先端側案内管13を接

50

続する2つの接続環56、57とを有して構成されている。

【0081】

挿入補助具11は、図8に示すように、当接部54が患者の肛門501近傍の臀部510に当接することで、挿入管53のみが肛門501から直腸502内に挿入された状態となる。すなわち、挿入補助具11は、当接部54によって、その全体が直腸502内に挿入されることが防止される。このとき、術者は、当接部54をテープなどで患者の臀部510へ固定する。

【0082】

このような状態で、術者は、操作部7の把持部17を握持し、フットスイッチ25の足元操作、或いは主操作部18に設けた進退スイッチの手元操作により、挿入部本体10の螺旋形状部51aを長手軸回りに回転させる。 10

【0083】

尚、収納ケース12は、各案内管13、14の一端部分を夫々連結する案内管固定部材64、65(図7参照)が配設されている。このうち、先端側案内管13を連結する案内管固定部材64内に、図示しないが螺旋形状部51aにゴム板等を嵌合させることで螺旋形状部51aに与えられた回転力を利用してこの螺旋形状部51aに推進力を与えるように構成してもよい。

【0084】

術者は、操作部7のモータボックス16内に配設されるモータ61を前記した足元操作、或いは手元操作によって、回転駆動状態にする。螺旋形状部51aには、基端部分から先端側へ回転力が伝達され、その全体が図8の矢印に示すような軸回りに所定の方向へ回転し、収納ケース12の案内管固定部材64から推進力を与えられる。 20

【0085】

推進力を与えられた螺旋形状部51aは、図2に示した先端側口金50が螺旋管接続口金48を押圧する。これにより、先端部8及び湾曲部9を含む挿入部本体10全体(挿入部6A)は、螺旋形状部51aの推進力によって、先端側案内管13及び挿入補助具11を介して、大腸内の深部に向かって進んでいく。

【0086】

術者は、挿入部6Aを把持して押し進めることなく、挿入補助具11の保持管55を軽く把持し、案内管固定部材64内で与えられた推進力のみで挿入部6Aを大腸内の深部に向かって前進させることができる。 30

【0087】

このとき、螺旋形状部51aは、腸壁の襞との接触状態が雄ねじと雌ねじとの関係になる。螺旋形状部51aは、案内管固定部材64内で与えられた推進力と、腸壁の襞との接触により発生した推進力とによりスムーズに前進し、結果として挿入部6Aは直腸502からS字状結腸503に向かって進んでいく。

【0088】

図9に示すように挿入部6Aは、先端部8、及び湾曲部9がS字状結腸503に到達する。このとき、術者は、モニタ4により映し出された内視鏡画像を見ながら、主操作部18の湾曲操作ノブ19(図1参照)を操作して、湾曲部9をS字状結腸503の屈曲状態に合わせる湾曲操作などを行う。 40

【0089】

術者は、湾曲部9の湾曲操作により、挿入が困難であるS字状結腸503を推進力が与えられた挿入部6Aにより、前進させながら先端部8をスムーズに通過させることができる。挿入部6Aは、大腸の深部に挿入されるにつれ、案内管固定部材64内で推進力が常に与えられている状態であり、且つ、螺旋形状部51aと腸壁との接触長が長くなる。

【0090】

このため、挿入部6Aは、螺旋形状部51aの一部がS字状結腸503の襞に接触している状態、挿入部本体10が複雑に屈曲している状態などでも安定した大腸深部方向への推進力が得られる。また、挿入部6Aは、十分な可撓性を有していることから、容易に位 50

置が変化するS字状結腸503の走行状態を変化させることなく、腸壁に沿ってスムーズに前進していく。

【0091】

挿入部6Aは、S字状結腸503を通過し、その後、S字状結腸503と可動性に乏しい下行結腸504との境界である屈曲部、下行結腸504と可動性に富む横行結腸505との境界である脾湾曲506、横行結腸505と上行結腸508との境界である肝湾曲507の壁に沿うようにスムーズに前進して、図10に示すように大腸の走行状態を変化させることなく、例えば目的部位である盲腸509近傍に到達する。

【0092】

この挿入操作の際、術者は、先端部8が各屈曲部（脾湾曲506、肝湾曲507）に到達したとき、前記と同じように、モニタ4により映し出された内視鏡画像を見ながら、主操作部18の湾曲操作ノブ19を操作して、各部位の屈曲状態に合わせて、湾曲操作する。

10

【0093】

術者は、モニタ4の内視鏡画像により、先端部8が盲腸509近傍まで到達したと判断した後、前記した足元操作、或いは手元操作により、一度、螺旋形状部51aの回転を停止する。術者は、挿入時に回転させていた軸回りの回転方向とは逆の方向に、フットスイッチ25の足元操作、或いは主操作部18の入力部62の手元操作で螺旋形状部51aを逆回転させる操作を行う。

【0094】

つまり、術者は、螺旋形状部51aを挿入時とは逆に反転させて、先端部8を大腸の深部、盲腸509の近傍から抜去する方向へと挿入部6Aを後進させながら大腸検査を行う。術者は、挿入部6Aに手を触れずとも、螺旋形状部51aが案内管固定部材64内で与えられた後退力により、挿入部6Aを後退させることができる。また、挿入部6Aは、先端部8及び湾曲部9がスナップフィット機能により、螺旋形状部51aに引っ張られることで、全体が螺旋形状部51aの推進力により後退する。

20

【0095】

術者は、挿入部6Aの先端部8が挿入補助具11まで到達したら、この挿入補助具11と共に、挿入部6Aを患者の肛門501より抜去して、大腸検査を終了する。このとき、挿入部6Aは、案内管固定部材64内で後退力が与えられ、収納ケース12内に図7に示したような元の状態に湾曲しながら収納される。

30

【0096】

以上のように、ユーザは、本実施例の回転自走式内視鏡システム1により、体腔、ここでは大腸の深部へと挿入部6Aを容易に挿入でき内視鏡検査を行うことができる。

【0097】

ところで、このような体腔へ挿入部6Aを挿入している際に、挿入部6Aの曲がりが大きくなると、回転筒体51は、モータ61からの回転伝達が妨げられて、直線状態よりも回転がし難くなる場合がある。このとき、上述したように従来技術では、挿入部6Aの曲がりによる作用によって回転筒体51が変形したり、損傷したりする虞れがある。

【0098】

そこで、本実施例では、挿入部6Aに設けられた複数の曲げセンサ60a～60nからの出力（検出信号）と予め設定された閾値a、bとの比較結果に基づいて、回転筒体51に与える回転駆動力を制御（例えば回転駆動力を停止）することにより、挿入部6Aの曲がり大きさを大きくしないようにして、回転筒体51、及びチューブを含む挿入部6A、及び機器類の破損を防止するようにしている。このような制御装置4の回転制御部63による制御例を図11、及び図12を参照しながら説明する。

40

尚、本実施例では、回転制御部63には、予め設定された閾値（後述する閾値a、b、及び復帰閾値a、b）を格納している図示しない記憶部が設けられており、この閾値は適宜変えることができるようになっている。

【0099】

50

本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 では、前記したように大腸内視鏡検査を行う場合に電源を投入すると、制御装置 3 の回転制御部 6 3 は、図示しないメモリに格納された図 1 1 に示すプログラムを読み出して実行する。つまり、回転自走式内視鏡システム 1 の使用中には、回転制御部 6 3 によって図 1 1 に示すプログラムが実行されることになる。

【0100】

図 1 1 に示すように、回転制御部 6 3 は、ステップ S 1 の処理にて各種装置の初期設定を行う。例えばこの初期設定では、曲げセンサ 6 0 a ~ 6 0 n からの出力値をリセットしたり、閾値 a、b、及び復帰閾値 a、b を読み出したりする。また、モータ 6 1 の回転速度が予め決められた一定の速度となるように速度設定等も行う。

【0101】

その後、回転自走式内視鏡システム 1 は使用可能状態となり、前記したように術者によって、フットスイッチ 2 5 の足元操作、或いは主操作部 1 8 の入力装置 7 1 の手元操作により、制御装置 3 の回転制御部 6 3 は、図示しないモータドライバを介してモータ 6 1 の駆動を開始させる。

【0102】

そして、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 2 の処理にて、複数の曲げセンサ 6 0 a ~ 6 0 n からの検出信号（出力抵抗値）を信号線 6 0 A を介して曲げ計測部 6 4 に取り込むように制御する。

【0103】

その後、回転制御部 5 3 は、続くステップ S 3 の処理にて、曲げ計測部 6 4 によって取り込まれた検出信号に基づき、曲げセンサ 6 0 単体の曲がり角  $\theta_n$  を算出する。この場合、曲げセンサ 6 0 n の曲がり角  $\theta_n$  は、例えば図 1 3 に示すように、抵抗 R の関数  $f(R_n)$  として示されることで、曲げ計測部 6 4 は、この関数  $f(R_n)$  を用いて検出信号である抵抗 R より曲げセンサ 6 0 の曲がり角  $\theta_n$  を算出する。

【0104】

そして、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 4 の処理にて、ステップ S 3 により得られた曲げセンサ 6 0 単体の曲がり角  $\theta_n$  から、最大角  $\theta_{max}$  を、曲げ計測部 6 4 によって算出する。

【0105】

その後、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 5 の判断処理によって、ステップ S 3 により算出した最大角  $\theta_{max}$  と予め設定された閾値 a とを比較し、この最大角  $\theta_{max}$  が最大角用の閾値 a よりも大きいかが否かを判断する。

【0106】

この場合、最大角  $\theta_{max}$  が閾値 a よりも小さいものと判断した場合には、挿入部 6 A が予め設定された閾値 a よりも大きく曲がっていないので、少なくとも回転筒体 5 1 への回転が妨げられてはなく、且つこの回転筒体 5 1 等が破損する虞がない状態であると判断して、処理をステップ S 6 に移行する。

【0107】

一方、最大角  $\theta_{max}$  が閾値 a 以上であるものと判断した場合には、挿入部 6 A が予め設定された閾値 a よりも大きく（又は同じに）曲がっており、回転筒体 5 1 への回転が妨げられ、且つこの回転筒体 5 1 等が破損する虞がある状態であると判断して、これを回避するための回避状態サブルーチンを実行するために処理を後述するステップ S 8 に移行する。

【0108】

ステップ S 6 の処理では、回転制御部 6 3 は、さらに、曲げセンサ 6 0 a ~ 6 0 n の曲がり角  $\theta_n$  を用いて平均角  $\theta_{AVE}$  を、曲げ計測部 6 4 によって算出する。この場合、角曲げセンサ 6 0 a ~ 6 0 n の曲がり角を  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_n$  とすると、平均角  $\theta_{AVE}$  は、 $(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 + \dots + \theta_n) / n$  で算出することができる。

【0109】

そして、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 7 による判断処理によってこの平均角  $\theta_{AVE}$  が平均角用の閾値 b よりも大きいかが否かを判断する。

10

20

30

40

50

## 【0110】

この場合、小さいと判断した場合には、現時点で挿入部6Aが挿入動作で支障のない曲がり状態であると判断して処理をステップS2に戻す。一方、回転制御部63は、平均角AVEが前記閾値bよりも大きいと判断した場合には、最大角maxが閾値a以上である場合と同様に、この状態を回避する必要があると判断して処理をステップS8に移行する。

尚、このステップS7の処理は、複数の曲げセンサ60a~60nそれぞれの平均角AVEを算出しているため挿入部6A全体の曲がり状態から、現時点での挿入部6Aが挿入動作に支障があるかないかを判断することが可能である。

## 【0111】

次に、回転制御部63は、処理がステップS8に移行されると、図示しない記憶部から図12に示す回避状態ルーチンのプログラムを読み出し、実行する。

## 【0112】

すなわち、図12に示すように、回転制御部63は、ステップS10により現時点での挿入部6Aが閾値よりも大きく曲がり回転筒体51に異常が発生する虞れがある状態であると認識し、続くステップS11の処理により、図示しないモータドライバに駆動停止指示を与えてモータ61の回転駆動を停止させる。すなわち、モータ61の回転駆動が停止されることにより、回転筒体51の螺旋形状部51aの回転が止まり、体腔内への挿入動作も止まることになる。

## 【0113】

尚、このステップS11においては、回転制御部63は、さらに、モータ61の停止後、このモータを逆回転させるように図示しないモータドライバを制御しても良い。これにより、前記したように回転筒体51は逆回転することにより、現時点での体腔内の位置から後退することになる。

## 【0114】

そして、回転制御部63は、続くステップS12の処理にて、ブザー66を駆動するために電力供給を行うと共に、表示部3aに警告メッセージである警告灯を点灯させるように制御する。尚、このステップS12において、さらに、回転制御部63は、画像処理部65を介して、モニタ4へ警告メッセージを表示するようにしても良い。

## 【0115】

その後、回転制御部63は、再び、図11に示す通常状態のルーチンと同様に続くステップS13の処理にて、複数の曲げセンサ60a~60nからの検出信号(出力抵抗値)を信号線60Aを介して再度曲げ計測部64に取り込むように制御する。

## 【0116】

その後、回転制御部53は、続くステップS14の処理にて、前記ステップS3の処理と同様に曲げ計測部64によって取り込まれた検出信号に基づき、曲げセンサ60単体の曲がり角を算出する。

## 【0117】

そして、回転制御部63は、続くステップS15の処理にて、ステップS14により得られた曲げセンサ60単体の曲がり角から、最大角maxを、曲げ計測部64によって算出する。

## 【0118】

その後、回転制御部63は、続くステップS16の判断処理によって、ステップS15により算出した最大角maxと予め設定された最大角用の復帰閾値aとを比較し、この最大角maxが復帰閾値aよりも大きいか否かを判断する。尚、前記最大角用の復帰閾値aとは、挿入部6Aの回転筒体51に支障が生じることなく体腔内に挿入することができるような前記挿入部6Aの最大曲がり角を示す閾値である。

## 【0119】

この場合、最大角が前記復帰閾値aよりも小さいものと判断した場合には、挿入部6Aが予め設定された復帰閾値よりも大きく曲がっていないので、少なくとも回転筒体51へ

10

20

30

40

50

のに支障が生じることはなく、体腔内に挿入することができるものと判断して、処理をステップ S 17 に移行する。

【0120】

一方、最大角  $\theta_{max}$  が前記復帰閾値  $a$  以上であるものと判断した場合には、挿入部 6 A が予め設定された復帰閾値  $a$  よりも大きく曲がっており、継続して回転筒体 5 1 への回転が妨げられ、且つこの回転筒体 5 1 等が破損する虞れがある状態であると判断して、処理をステップ S 13 に戻す。すなわち、最大角  $\theta_{max}$  が復帰閾値  $a$  よりも小さくなるまで前記ステップ S 13 からステップ S 16 のルーチンを繰り返して行う。

【0121】

そして、ステップ S 17 の処理では、前記ステップ S 6 の処理と同様に、回転制御部 6 3 は、さらに、曲げセンサ 6 0 a ~ 6 0 n の曲がり角  $\theta$  を用いて平均角  $AVE$  を、曲げ計測部 6 4 によって算出する。

その後、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 18 による判断処理によってこの平均角  $AVE$  が平均角用の復帰閾値  $b$  よりも大きいかなかを判断する。

【0122】

この場合、回転制御部 6 3 は、平均角  $AVE$  が前記復帰閾値  $b$  以上であるものと判断した場合には、最大角  $\theta_{max}$  が復帰閾値  $a$  よりも大きい場合と同様に、継続して回転筒体 5 1 への回転が妨げられ、且つこの回転筒体 5 1 等が破損する虞れがある状態であると判断して、処理をステップ S 13 に戻す。すなわち、平均角  $AVE$  が復帰閾値  $b$  よりも小さくなるまで前記ステップ S 13 からステップ S 18 のルーチンを繰り返して行う。

【0123】

一方、回転制御部 6 3 は、前記ステップ S 18 の判断処理にて、平均角  $AVE$  が前記復帰閾値  $b$  よりも小さいと判断した場合には、現時点で挿入部 6 A が挿入動作で支障のない曲がり状態であると判断して処理をステップ S 19 に移行する。

【0124】

ステップ S 19 の処理では、回転制御部 6 3 は、前記ステップ S 12 の処理にて実行中であるブザー 6 6 の駆動を停止すると共に、表示部 3 a に表示されている警告メッセージである警告灯を消灯させるように制御する。

【0125】

その後、回転制御部 6 3 は、ステップ S 20 の処理にて、図示しないモータドライバに駆動指示を与えてモータ 6 1 の回転駆動を開始させる。すなわち、モータ 6 1 の回転駆動が開始されることにより、回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a が回転し始めて、体腔内への挿入動作が再開されることになる。

【0126】

尚、このステップ S 18 においては、回転制御部 6 3 は、さらに、モータ 6 1 を正回転、又は逆回転を繰り返して行うように図示しないモータドライバを制御しても良い。これにより、回転筒体 5 1 による体腔内への進退動作を効果的に行うことができる。

【0127】

そして、回転制御部 6 3 は、続きステップ S 21 の処理により、挿入部 6 A の曲がり角が挿入動作に支障をきたさない角度、例えば鋭角ではない角度で体腔内に挿入されていると認識して、図 11 に示す通常状態のルーチンに処理を戻す。

【0128】

したがって、実施例 1 によれば、回転自走式内視鏡 2 の挿入部 6 A の曲がり角が予め設定された閾値より大きくなった場合には、この異常状態を表示部 3 a による表示によって術者に知らしめることができると同時に、回転筒体 5 1 の駆動を停止するように制御できる。

【0129】

よって、挿入部 6 A の曲がり角を大きくせずに、具体的に鋭角にならないようにして挿入部 6 A を体腔内に挿入することができるので、挿入部 6 A の体腔内への挿入性を向上することができるとともに、モータ 6 1 から回転力を与えられている回転筒体 5 1 が回転の妨

げに応じて発生する内部の捻り応力が蓄えられ、発生するせん断力を受けて、変形したり、損傷したりすることを防止することができる。さらに、回転自走式内視鏡システム 1 は、回転筒体 5 1 を回転させるモータ 6 1 などの機器類にかかる負荷を停止して、故障などを事前に防止することができる。

#### 【0130】

また、回転自走式内視鏡システム 1 は、回転しながら回転筒体 5 1 が内周回りに縮小した場合、この回転筒体 5 1 が内層チューブ 4 9 a を締め付けて、この内層チューブ 4 9 a を捻ってしまい、内部に挿通する通信ケーブル 3 3、湾曲操作ワイヤ 4 4 などの内蔵物を断線、損傷などの不具合も防止することができる。

#### 【0131】

##### (実施例 2)

図 1 6 から図 1 8 は、本発明の実施例 2 に係り、図 1 6 は実施例 2 に係る回転自走式内視鏡システムの電氣的な全体構成を示すブロック図、図 1 7 は実施例 2 の作用を説明するためのもので、制御装置内の回転制御部による制御例を示すフローチャート、図 1 8 はモータに流れる電流の閾値と曲がり指標との関係を示すグラフである。尚、図 1 6、及び図 1 7 は実施例 1 のシステムの構成要素と同様な構成要素については同一を符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

#### 【0132】

本実施例では、さらに、モータ 6 1 に供給される電流値を計測する電流計測部 7 0 を設け、この電流計測部 7 0 による検出信号と前記曲げ計測部 6 4 による検出信号とに基づいて、回転筒体 5 1 を回転させるモータ 6 1 の駆動制御（例えばモータ 6 1 を停止させる駆動制御）を行うように構成されている。

#### 【0133】

図 1 6 に示すように、実施例 2 の回転自走式内視鏡システム 1 は、その全体構成については実施例 1 と略同様であり、制御装置 3 には、電流計測部 7 0 が設けられている。

#### 【0134】

この電流計測部 7 0 は、回転制御部 6 3、及びこの電流計測部 6 3 の図示しないモータドライバとモータ 6 1 との間の信号線に電氣的に接続されている。この電流計測部 7 0 は、回転制御部 6 3 の制御により図示しないモータドライバからモータ 6 1 に供給される電流値 (I) を検出して取り込む。そして、電流計測部 7 0 は、取り込んだ電流値を回転制御部 6 3 に供給する。

#### 【0135】

回転制御部 6 3 は、実施例 1 と同様に曲げ計測部 5 4 からの算出結果と予め決められた各種閾値 a、b (又は復帰閾値 a、b) とで挿入部 6 A の曲がり状態判断を行うと共に、さらに、前記電流計測部 7 0 からの検出電流値と予め決められた電流用の閾値 a、及び復帰閾値 b とで挿入部 6 A の曲がり状態判断を行い、その判断結果に基づいて、モータ 6 1 の駆動を制御する。

その他の構成は、実施例 1 と同様である。

#### 【0136】

次に、実施例 2 の特徴となる作用について、図 1 7、及び図 1 8 を参照しながら説明する。

実施例 2 の回転自走式内視鏡システム 1 は、基本的な作用については実施例 1 と同様である。そして、制御装置 3 の回転制御部 6 3 は、電源が投入されると、図示しないメモリに格納された図 1 7 に示すプログラムを読み出して実行する。

#### 【0137】

図 1 7 に示すように、回転制御部 6 3 は、実施例 1 と同様に、ステップ S 3 1 の処理にて各種装置の初期設定を行う。例えばこの初期設定では、曲げセンサ 6 0 a ~ 6 0 n からの出力値をリセットしたり、閾値を読み出したりする。また、モータ 6 1 の回転速度が予め決められた数値となるように速度設定等を行う。

#### 【0138】

10

20

30

40

50

その後、回転自走式内視鏡システム 1 は使用可能状態となり、前記したように術者によって、フットスイッチ 25 の足元操作、或いは主操作部 18 の入力装置 71 の手元操作により、制御装置 3 の回転制御部 63 は、図示しないモータドライバを介してモータ 61 の駆動を開始させる。

【0139】

そして、回転制御部 63 は、続くステップ S32 の処理にて、複数の曲げセンサ 60a ~ 60n からの検出信号（出力抵抗値）を信号線 60A を介して曲げ計測部 64 に取り込むように制御する。

【0140】

その後、回転制御部 53 は、続くステップ S33 の処理にて、実施例 1 と同様に曲げ計測部 64 によって取り込まれた検出信号に基づき、曲げセンサ 60 単体の曲がり角  $\theta_i$  を算出し、その後、この曲げセンサ 60 単体の曲がり角  $\theta_i$  から、最大角  $\theta_{max}$  を、曲げ計測部 64 によって算出する。そして、回転制御部 63 は、この算出した最大角  $\theta_{max}$  と予め設定された最大角用の閾値  $a$  とを比較する。

【0141】

この場合、回転制御部 63 は、最大角  $\theta_{max}$  前記閾値  $a$  という関係を満足するときには、曲がり指標  $P$  を最大角  $\theta_{max}$  とする。また、回転制御部 63 は、最大角  $\theta_{max} < \text{前記閾値 } a$  という関係を満足するときには、曲がり指標  $P$  を平均角  $AVE$  とし、曲げ計測部 64 によって、平均角  $AVE$  を、 $(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 + \dots + \theta_n) / n$  で算出する。

【0142】

そして、回転制御部 63 は、続くステップ S34 の処理で曲げ計測部 64 によって、電流値比較用の閾値  $I_{limit}$  を、後述する  $(k \times \text{曲がり指標 } P + I_0)$  といった 1 次関数の式で求め、処理をステップ S35 に移行する。

【0143】

この場合、前記電流値比較用の閾値  $I_{limit}$  は、例えば図 18 中の実線に示すように、曲がり指標  $P$  の関数として示され、例えば、 $(k \times \text{曲がり指標 } P + I_0)$  の 1 次関数に近似するものとする。また、後述する電流値比較用の復帰閾値  $I_r$  については、例えば図 18 中の破線に示すように、例えば、 $(k_1 \times \text{曲がり指標 } P + I_1)$  の 1 次関数に近似するものとする。

【0144】

尚、本実施例において、前記電流値比較用の閾値  $I_{limit}$  と前記電流値比較用の復帰閾値  $I_r$  とは、図 18 に示す全ての曲がり指標  $P$  の領域において、閾値  $I_{limit} > \text{復帰閾値 } I_r$  となる関係を満足している。

【0145】

また、閾値  $I_{limit}$  と復帰閾値  $I_r$  は、図 18 に示すように、曲がり指標  $P$  が大きい、すなわち、挿入部 6A（回転筒体 51）の曲がり角が大きい状態では、曲がり角がない状態のときよりも、低い電流値で回転伝達が妨げられるため、電流閾値  $I_{limit}$ 、及び復帰閾値  $I_r$  とともに低くなる特性を有している。

【0146】

その後、回転制御部 63 は、続くステップ S35 の判断処理にて、電流計測部 70 により検出された電流値（実測電流値）と前記電流値比較用の閾値  $I_{limit}$  とを比較する。この場合、回転制御部 63 は、実測電流値が閾値  $I_{limit}$  よりも小さいものと判断した場合には、挿入部 6A の曲がり角は小さくなく、つまり、少なくとも回転筒体 51 への回転が妨げられてはなく、且つこの回転筒体 51 等が破損する虞れがない状態であると判断して、処理をステップ S32 に戻す。

【0147】

一方、実測電流値が閾値  $I_{limit}$  よりも大きいものと判断した場合には、回転制御部 63 は、挿入部 6A の曲がり角が大きく、回転筒体 51 への回転が妨げられ、且つこの回転筒体 51 等が破損する虞れがある状態であると判断して、次のステップ S36 の処理によ

10

20

30

40

50

り、前記ステップS 1 1 ( 図 1 2 参照 ) の処理と同様に図示しないモータドライバに駆動停止指示を与えてモータ 6 1 の回転駆動を停止させる。すなわち、モータ 6 1 の回転駆動が停止されることにより、回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a の回転が止まり、体腔内への挿入動作も止まることになる。

【 0 1 4 8 】

そして、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 3 7 の処理にて、前記ステップ S 1 2 ( 図 1 2 参照 ) の処理と同様にブザー 6 6 を駆動するために電力供給を行うと共に、表示部 3 a に警告メッセージである警告灯を点灯させるように制御する。

【 0 1 4 9 】

その後、回転制御部 6 3 は、再び、ステップ S 3 8 の処理にて、複数の曲げセンサ 6 0 a ~ 6 0 n からの検出信号 ( 出力抵抗値 ) を信号線 6 0 A を介して再度曲げ計測部 6 4 に取り込むように制御する。 10

【 0 1 5 0 】

その後、回転制御部 5 3 は、続くステップ S 3 9 の処理にて、前記ステップ S 3 3 の処理と同様に曲げ計測部 6 4 によって取り込まれた検出信号に基づき、曲げセンサ 6 0 単体の曲がり角 を算出し、その後、この曲げセンサ 6 0 単体の曲がり角 から、最大角  $m a x$  を、曲げ計測部 6 4 によって算出する。そして、回転制御部 6 3 は、この算出した最大角  $m a x$  と予め設定された最大角用の閾値  $a$  とを比較する。

【 0 1 5 1 】

この場合、回転制御部 6 3 は、最大角  $m a x$  が前記閾値  $a$  という関係を満足するときには、曲がり指標  $P$  を最大角  $m a x$  とする。また、回転制御部 6 3 は、最大角  $m a x < 前記閾値 a$  という関係を満足するときには、曲がり指標  $P$  を平均角  $A V E$  とし、曲げ計測部 6 4 によって、平均角  $A V E$  を、 $( 1 + 2 + 3 + \dots + n ) / n$  で算出する。 20

【 0 1 5 2 】

そして、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 3 4 0 の処理で曲げ計測部 6 4 によって、電流値比較用の復帰閾値  $I r$  を、 $( 1 \times 曲がり指標 P + 1 )$  といった 1 次関数の式で求め、処理をステップ S 3 5 に移行する。尚、この復帰閾値  $I r$  は、前記したような図 1 8 中の破線で示されている。

【 0 1 5 3 】

その後、回転制御部 6 3 は、続くステップ S 4 1 の判断処理にて、電流計測部 7 0 により検出された電流値 ( 実測電流値 ) と前記電流値比較用の復帰閾値  $I r$  とを比較する。 30

この場合、回転制御部 6 3 は、実測電流値が復帰閾値  $I r$  よりも大きいものと判断した場合には、継続して回転筒体 5 1 への回転が妨げられ、且つこの回転筒体 5 1 等が破損する虞がある状態であると判断して、処理をステップ S 3 8 に戻す。すなわち、実測電流値が復帰閾値  $I r$  よりも小さくなるまで前記ステップ S 3 8 からステップ S 4 1 のルーチンを繰り返して行う。

【 0 1 5 4 】

一方、回転制御部 6 3 は、前記ステップ S 4 1 の判断処理にて、実測電流値が復帰閾値  $I r$  よりも小さいと判断した場合には、現時点で挿入部 6 A が挿入動作で支障のない曲がり状態であると判断して処理をステップ S 4 2 に移行する。 40

【 0 1 5 5 】

ステップ S 4 2 の処理では、回転制御部 6 3 は、前記ステップ S 3 7 の処理にて実行中であるブザー 6 6 の駆動を停止すると共に、表示部 3 a に表示されている警告メッセージである警告灯を消灯させるように制御する。

【 0 1 5 6 】

その後、回転制御部 6 3 は、ステップ S 4 3 の処理にて、前記ステップ S 2 0 ( 図 1 2 参照 ) の処理と同様に図示しないモータドライバに駆動指示を与えてモータ 6 1 の回転駆動を開始させる。すなわち、モータ 6 1 の回転駆動が開始されることにより、回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a が回転し始めて、体腔内への挿入動作が再開されることになる。 50

## 【0157】

そして、回転制御部63は、続くステップS44の処理により、挿入部6Aの曲がり角が挿入動作に支障をきたさない角度、例えば鋭角ではない角度で体腔内に挿入されていると認識して、図17のステップS32に処理を戻し、以降、上記処理が繰り返して行われる。

## 【0158】

したがって、実施例2によれば、さらに、モータ61に供給される電流値を検出し、この検出結果と実施例1で用いられた曲げセンサ60a~60nからの検出結果とを用いた場合でも、前記実施例1と同様の効果を得ることが可能となる。

## 【0159】

尚、本発明の実施例1、及び実施例2において、回転制御63による判断処理にて用いられる各種の前記閾値、及び前記復帰閾値は、適宜変えて設定することが可能である。

以上の実施例に記載した発明は、その実施例、及び変形例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、前記実施例には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

## 【0160】

例えば、実施例に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

## 【0161】

## 〔付記〕

## (付記項1)

撮像手段を有する先端硬性部と、前記先端硬性部が先端部に配設され、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部本体、前記挿入部本体に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部が形成された回転筒体とを有する挿入部と、

前記挿入部の先端部から長手方向に少なくとも1つ設けられ、予め設定された閾値と比較して比較結果に基づいて前記回転筒体の回転を制御するための前記挿入部の曲がり角度を検出する曲がりセンサと、

を具備する回転自走式内視鏡。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0162】

【図1】本発明の実施例1に係る、回転自走式内視鏡を備えた回転自走式内視鏡システムの全体構成を示す外観図。

【図2】回転自走式内視鏡の先端部、湾曲部、及び回転筒体の一部を示す断面図。

【図3】挿入部を構成する回転筒体と挿入部本体を示す断面図。

【図4】図3のA-A線断面図。

【図5】複数の曲げセンサが取り付けられた挿入部の外観図。

【図6】回転自走式内視鏡システムの電氣的な全体構成を示すブロック図。

【図7】図1の収納ケースを示す上面図。

【図8】挿入補助具が患者の肛門から直腸へ挿入された状態を示す説明図。

【図9】大腸内に挿入された挿入部本体がS字状結腸に到達した際の状態を示す説明図。

【図10】大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した際の状態を示す説明図。

【図11】実施例1の作用を説明するもので、制御装置内の回転制御部による通常時の制御例を示すフローチャート。

【図12】図11のフローチャート中の回避状態時におけるサブルーチンを示すフローチャート。

【図13】曲がりセンサの抵抗と曲がり角度とに基づき導き出される複数の曲がりセンサの曲がり角度の特性を示すグラフ。

【図14】実施例1に用いられる曲がりセンサの抵抗値/曲がり角度の特性を示すグラフ。

10

20

30

40

50

【図 1 5】曲がりセンサと曲げ角度との関係を説明するための説明図。

【図 1 6】本発明の実施例 2 に係る回転自走式内視鏡システムの電氣的な全体構成を示すブロック図。

【図 1 7】実施例 2 の作用を説明するもので、制御装置内の回転制御部による制御例を示すフローチャート。

【図 1 8】モータに流れる電流の閾値と曲がり指標との関係を示すグラフ。

【符号の説明】

【 0 1 6 3 】

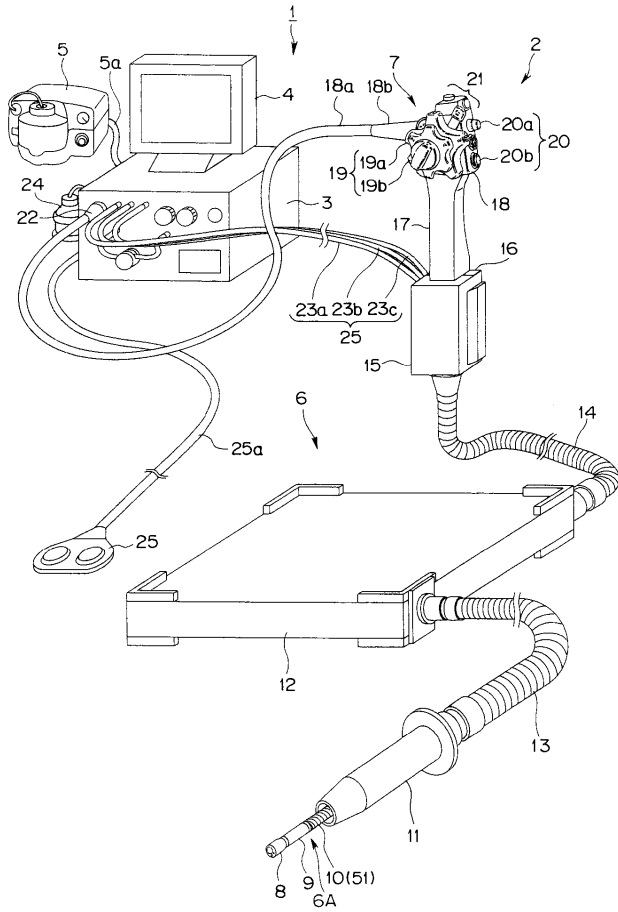
- 1 ... 回転自走式内視鏡システム、
- 2 ... 回転自走式内視鏡、
- 3 ... 制御装置、
- 6 ... 収納ケース付内視鏡挿入部（収納ケース付挿入部）、
- 6 A ... 挿入部、
- 7 ... 操作部、
- 8 ... 先端硬性部、
- 9 ... 湾曲部、
- 1 0 ... 挿入部本体、
- 1 1 ... 挿入補助具、
- 1 2 ... 収納ケース、
- 1 3 ... 先端側案内管、
- 1 4 ... 操作部側案内管、
- 1 5 ... コネクタカバー、
- 1 6 ... モータボックス、
- 5 1 ... 回転筒体、
- 5 1 a ... 螺旋形状部、
- 6 0、6 0 a ~ 6 0 n ... 曲げセンサ、
- 6 1 ... モータ、
- 6 2 ... 入力部、
- 6 3 ... 回転制御部、
- 6 4 ... 曲げ計測部、
- 6 5 ... 画像処理部、
- 6 6 ... プザー。

10

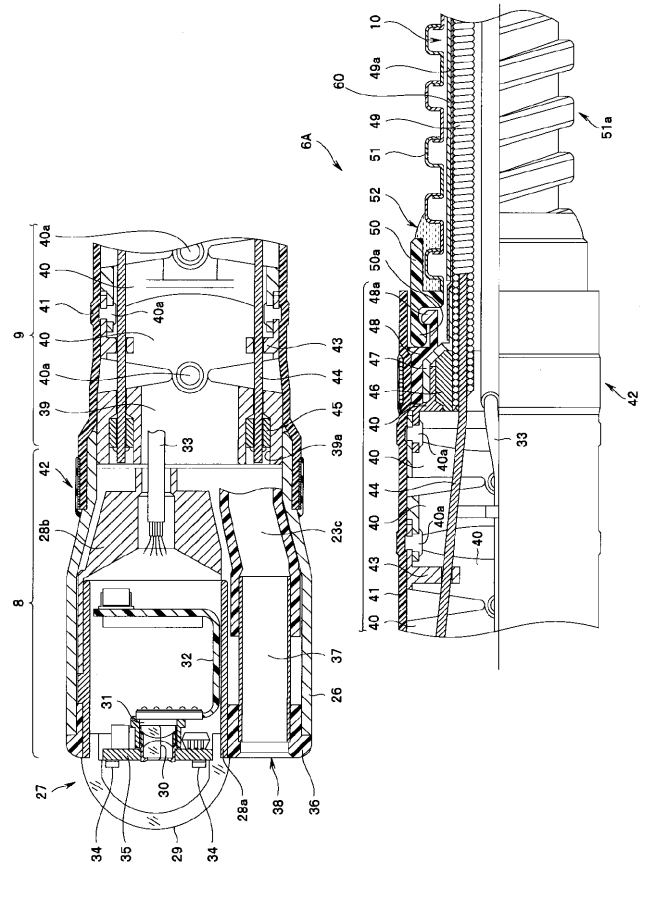
20

30

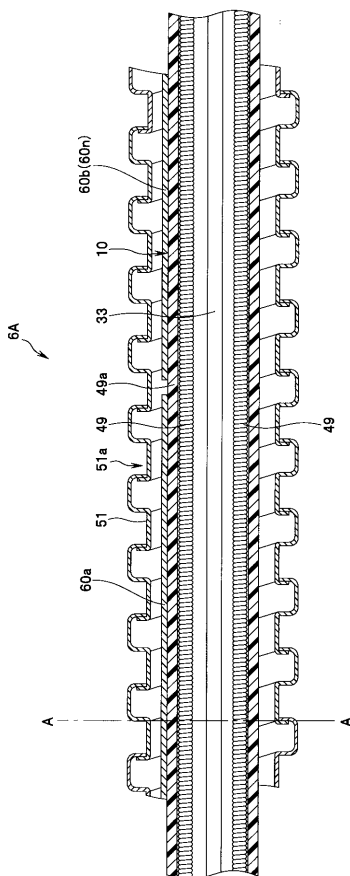
【 図 1 】



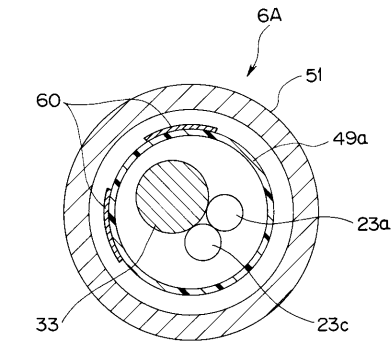
【 図 2 】



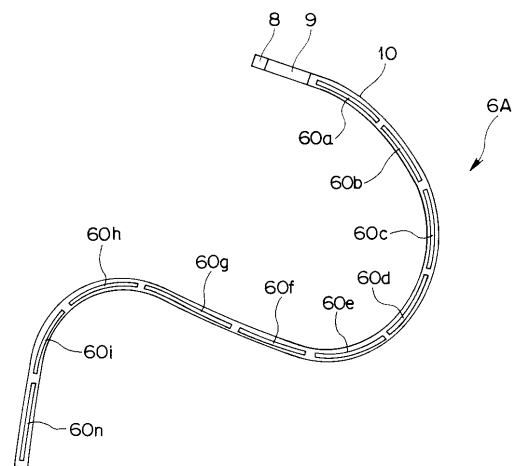
【 図 3 】



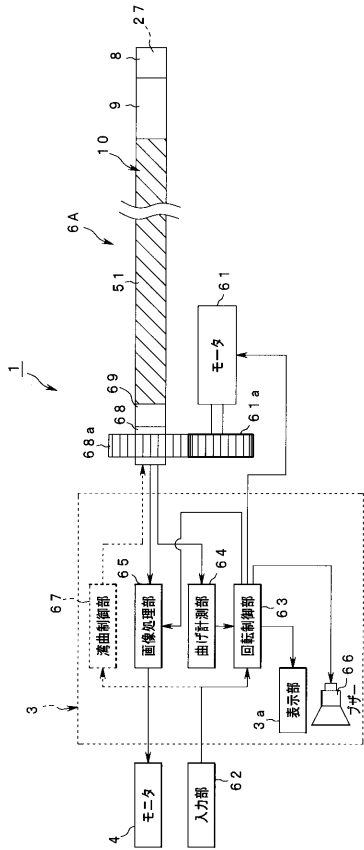
【 図 4 】



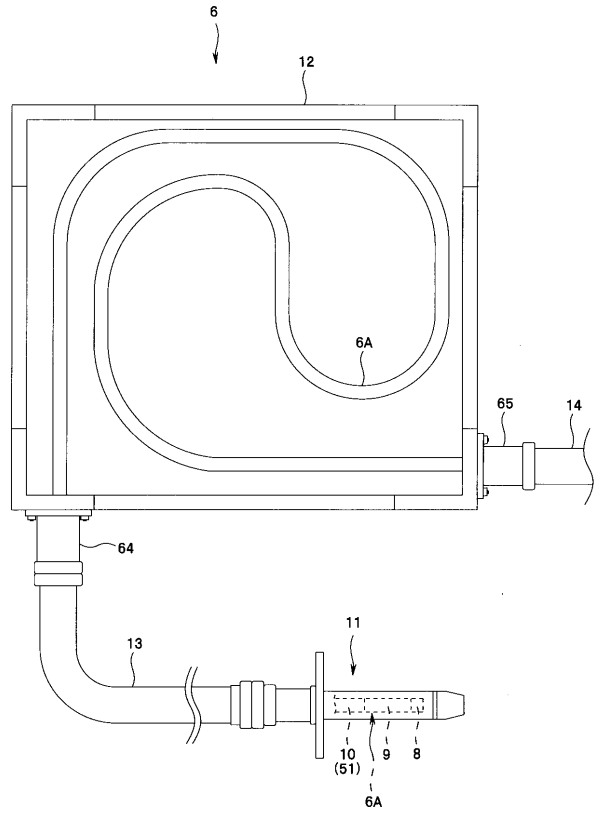
【 図 5 】



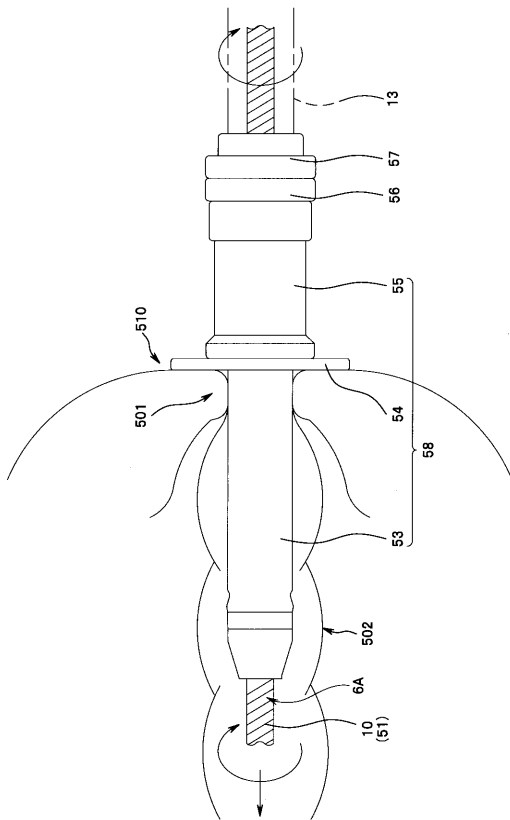
【図 6】



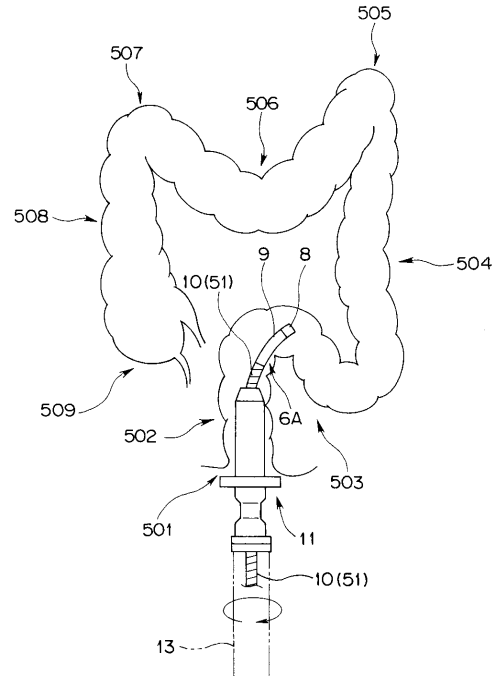
【図 7】



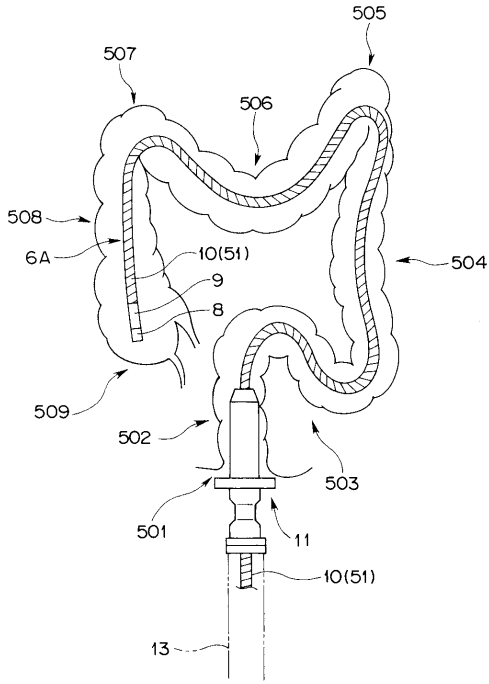
【図 8】



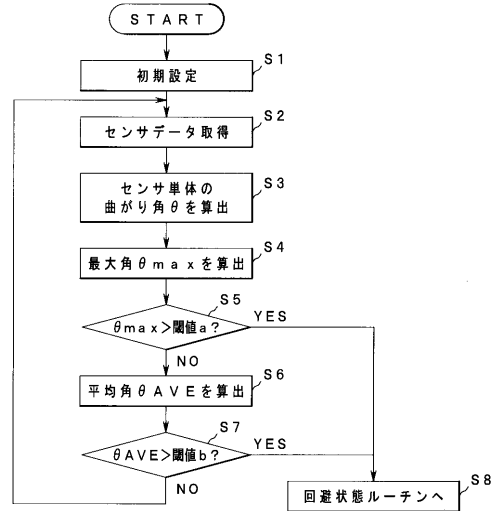
【図 9】



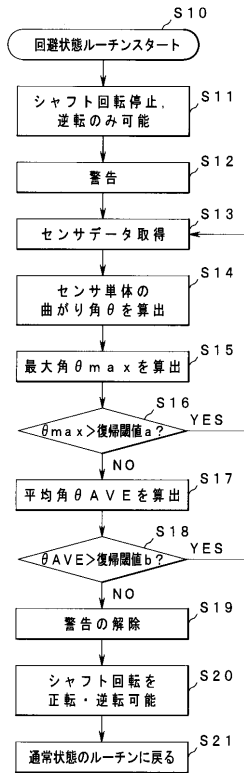
【図10】



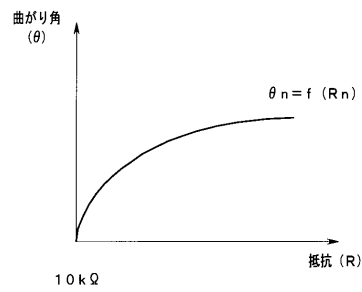
【図11】



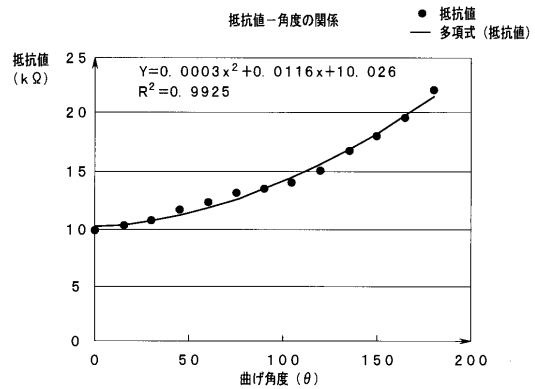
【図12】



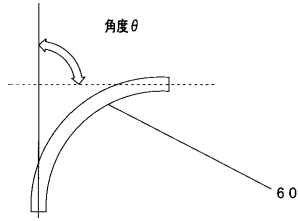
【図13】



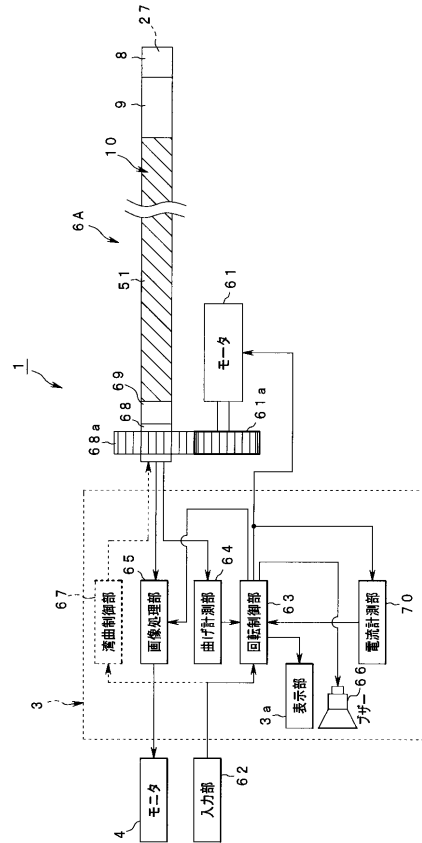
【図14】



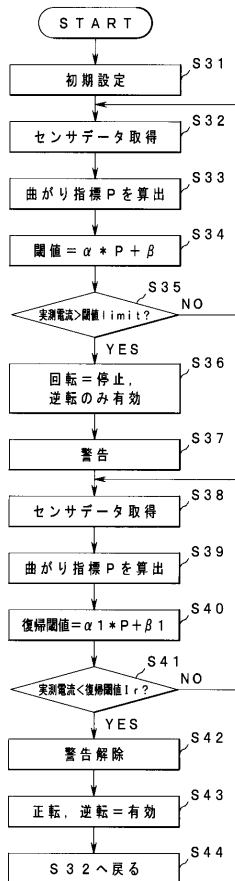
【図 15】



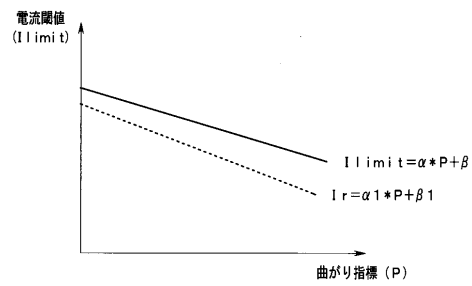
【図 16】



【図 17】



【図 18】



---

フロントページの続き

(72)発明者 内山 昭夫

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

Fターム(参考) 2H040 BA21 CA23 DA03 DA14 DA18 DA21 DA42 DA55 DA57 GA02

GA11

4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF12 FF26 GG24 HH51 JJ03 LL02

NN01 QQ06

专利名称(译)	旋转式自行式内窥镜和旋转式自走式内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007307241A</a>	公开(公告)日	2007-11-29
申请号	JP2006140565	申请日	2006-05-19
[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		
[标]发明人	伊藤誠一 伊藤満祐 谷井好幸 内山昭夫		
发明人	伊藤 誠一 伊藤 満祐 谷井 好幸 内山 昭夫		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D G02B23/24.C A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.612		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA18 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/DA55 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF12 4C061/FF26 4C061/GG24 4C061/HH51 4C061/JJ03 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF12 4C161/FF26 4C161/GG24 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ06		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：检测旋转自走式内窥镜的插入部分的弯曲状态，并基于检测结果控制旋转圆柱体的驱动，从而插入旋转圆柱体，包括管的插入部分和装置。防止损坏。根据本发明的旋转自推式内窥镜系统（1）可旋转地装配到远端部分（8），插入部分主体（10）和插入部分主体（10）上，并且螺旋形部分（51a）由螺旋形凹凸形成。旋转自走式装置具有：插入部6A，其具有形成的旋转筒体51；以及至少一个弯曲传感器60，该弯曲传感器60从插入部6A的前端部沿长度方向设置，以检测插入部的弯曲角度。表达式内窥镜2，将绕轴线对旋转筒51施加旋转驱动力的电动机62，和由弯曲传感器60检测出的插入部6A的弯曲角度 $\theta$ 与预设的阈值进行比较，并对弯曲角度进行比较。当度 $\theta$ 超过阈值时，旋转控制单元63控制电动机62以停止旋转筒51的旋转。[选型图]图1

