

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5159995号  
(P5159995)

(45) 発行日 平成25年3月13日(2013.3.13)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)**  
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y  
 A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 14 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2012-543835 (P2012-543835)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年2月21日(2012.2.21)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/054089		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02012/132638	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成24年10月4日(2012.10.4)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成24年9月26日(2012.9.26)	(74) 代理人	100109830
(31) 優先権主張番号	特願2011-75283 (P2011-75283)		弁理士 福原 淑弘
(32) 優先日	平成23年3月30日(2011.3.30)	(74) 代理人	100088683
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 中村 誠
早期審査対象出願		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管状体の内部に挿入され、先端部に湾曲動作自在な湾曲部を有する細長な挿入部と、  
 前記先端部の位置及び姿勢を位置姿勢情報として検出する位置姿勢検出部と、  
 前記位置姿勢情報に基づいて、前記湾曲部が湾曲駆動する駆動面の位置及び姿勢を駆動  
 面情報として算出する動作位置姿勢算出部と、  
 前記駆動面情報に基づき、前記駆動面上に存在する前記管状体の屈曲部位を周辺情報と  
 して検出する周辺情報検出部と、  
 前記位置姿勢情報と前記駆動面情報と前記周辺情報とに基づいて、前記湾曲部に対する  
 前記屈曲部位の位置関係を位置関係情報として算出する位置関係算出部と、  
 前記位置関係情報に基づき前記位置関係を提示する提示部と  
 を有する、内視鏡システム。

【請求項 2】

前記周辺情報検出部は、前記駆動面上で前記管状体の内部における奥側の内壁と前記挿  
 入部の先端部との間の距離を取得可能な光学系を有する、請求項 1 に記載の内視鏡システ  
 ム。

【請求項 3】

前記周辺情報検出部は、  
 前記位置姿勢検出部で算出された前記駆動面に沿って前記管状体の形状を取得する X 線  
 断層像取得部と、

前記 X 線断層像取得部により取得された X 線断層像に基づいて、前記挿入部の先端部が配置された前記管状体の内部における手前側から前記管状体の内部における奥側を含む前記管状体の縁部を抽出する画像処理部と

を有する、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記周辺情報検出部は、前記駆動面上における管状体の形状を検出し、前記管状体の形状から前記挿入部の挿入経路を算出し、前記挿入経路から前記屈曲部位を算出する、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記挿入経路から前記屈曲部位の屈曲方向を算出する屈曲方向算出部を有する、請求項 4 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 6】

前記提示部に接続され、前記提示部で提示された位置関係を画面表示する画面表示部を有する、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記画面表示部は、前記屈曲部位の屈曲方向を前記駆動面に沿って表示する、請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記提示部に接続され、前記提示部で提示された前記位置関係に基づき前記屈曲部位に向けて前記湾曲部を自動的に湾曲させる自動湾曲駆動機構をさらに具備する、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 9】

前記湾曲部は、複数の湾曲駒と、前記湾曲駒同士を回動可能に連結する回動軸とを有し

前記駆動面は前記回動軸により規定される、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

先端部と少なくとも 2 つの方向に湾曲することにより駆動面が規定された湾曲部とを有し、管状体の内部に挿入される挿入部と、

前記挿入部の先端部が前記管状体の内部における手前側に配置された状態で、前記管状体の内部における奥側の内壁と前記挿入部の先端部との間の前記駆動面上での距離情報を取得する測距機構と、

30

前記距離情報に基づいて、前記挿入部の先端部が配置された前記手前側から前記奥側に向けて前記挿入部の先端部を挿入可能な挿入経路を算出する挿入経路算出部と、

前記手前側から前記奥側に向けての前記挿入部の先端部の挿入経路を提示する提示部とを具備する、内視鏡システム。

【請求項 11】

前記測距機構は、前記駆動面上で前記管状体の内部における奥側の内壁と前記挿入部の先端部との間の距離を取得可能な光学系を有する、請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記光学系は、前記挿入部の内部に配設された撮像部を有する、請求項 11 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 13】

前記管状体の内部における前記挿入部の先端部の位置及び姿勢を位置姿勢情報として検出するとともに、前記位置姿勢情報から前記駆動面を算出する位置姿勢検出部と、

前記位置姿勢情報及び前記距離情報から前記挿入部の先端部に対する前記挿入経路の位置関係を算出する位置関係算出部と、

前記提示部に接続され、前記提示部で提示された挿入経路に向けて前記湾曲部を自動的に湾曲させる自動湾曲駆動機構と

をさらに具備する、請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

50

前記湾曲部は、複数の湾曲駒と、前記湾曲駒同士を回動可能に連結する回動軸とを有し

、前記駆動面は前記回動軸により規定される、請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、管状体の内部の手前側から奥側に向かって内視鏡の挿入部の挿入を支援可能な内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

例えば特許文献 1 には予め CT スキャンを用いて気管支の形状を得ておき、その後、実際に気管支に内視鏡の挿入部を挿入したときの挿入状態を推定し、気管支の内部に挿入部を挿入したイメージを表示できるシステムが開示されている。

【0003】

例えば大腸のように体腔内に固定されておらず、自在に変形して自由に動く管状体に特許文献 1 のシステムを用いる場合、CT スキャン等によって予め形状を計測しても、例えば内視鏡の挿入部を挿入するのに伴って管状体の形状が時々刻々変形する。このため、特許文献 1 に開示されたシステムを用いて管状体の現時点での形状や今後向かわせる挿入部の向きを把握したりするなど、挿入部の挿入を支援したい場合には、内視鏡の挿入部を挿入した状態で CT スキャンを用いる必要がある。しかし、CT スキャンは非常に大型の医療機器であり、大腸のような自由に動く管状体に対して何度もスキャンを行うことは難しい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開第 2010/046802 号パンフレット

【特許文献 2】特開平 8 - 542 号公報（内視鏡位置検出装置）

【特許文献 3】特開平 5 - 211993 号公報（挿入部の挿入支援機構）

【特許文献 4】特開 2008 - 29497 号公報（ステレオ撮像）

【特許文献 5】国際公開第 2010/050526 号パンフレット（FBG センサ）

【特許文献 6】国際公開第 2007/026777 号パンフレット（距離画像 CMOS センサ）

【発明の概要】

【0005】

この発明は、例えば大腸のような自由に動く管状体の内部に内視鏡の挿入部を挿入する場合に、今後向かわせる挿入部の向き、すなわち挿入経路を把握可能で、挿入部の挿入を支援できる、内視鏡システムを提供することを目的とする。

【0006】

この発明に係る内視鏡システムは、管状体の内部に挿入され、先端部に湾曲動作自在な湾曲部を有する細長い挿入部と、前記先端部の位置及び姿勢を位置姿勢情報として検出する位置姿勢検出部と、前記位置姿勢情報に基づいて、前記湾曲部が湾曲駆動する駆動面の位置及び姿勢を駆動面情報として算出する動作位置姿勢算出部と、前記駆動面情報に基づき、前記駆動面上に存在する前記管状体の屈曲部位を周辺情報として検出する周辺情報検出部と、前記位置姿勢情報と前記駆動面情報と前記周辺情報とに基づいて、前記湾曲部に対する前記屈曲部位の位置関係を位置関係情報として算出する位置関係算出部と、前記位置関係情報に基づき前記位置関係を提示する提示部とを具備する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】図 1 は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを示す概略図である。

【図 2】図 2 は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の挿入部の湾曲部の概略的

10

20

30

40

50

な縦断面図である。

【図 3】図 3 は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを示す概略的なブロック図である。

【図 4 A】図 4 A は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の観察光学系を用いて観察像を得る状態を示す概略図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A に示す観察像を示す概略図である。

【図 4 C】図 4 C は、図 4 B 中の湾曲部の U 方向及び D 方向の駆動面上の点 a , ... k における、内視鏡の挿入部の先端硬質部の先端面に対する管状体の内壁の距離情報を示す概略図である。

【図 5】図 5 は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを用いて管状体の内部に対して挿入部の挿入を支援する際の概略的なフローチャートである。

10

【図 6 A】図 6 A は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部の湾曲部の U 方向及び D 方向の駆動面上の先端硬質部の先端面に対する管状体の内壁の距離情報を示し、図 4 A に示す駆動面 F 1 において奥側が閉塞された状態を示す概略図である。

【図 6 B】図 6 B は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部の湾曲部の U 方向及び D 方向の駆動面上の先端硬質部の先端面に対する管状体の内壁の距離情報を示し、図 4 A に示す駆動面 F 1 において奥側に挿入経路が存在する状態を示す概略図である。

【図 6 C】図 6 C は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部の湾曲部の U 方向及び D 方向の駆動面上の先端硬質部の先端面に対する管状体の内壁の距離情報を示し、図 4 A に示す駆動面 F 1 において図 6 B に示す表示を簡略化するとともに、挿入経路の遠位部に矢印を付した状態を示す概略図である。

20

【図 7 A】図 7 A は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部の湾曲部の U 方向及び D 方向の駆動面上の先端硬質部の先端面に対する管状体の内壁の距離情報を示すと同時に、挿入経路の存在を判断して挿入経路を算出する手法の一例を示す、奥側が閉塞された状態を示す概略図である。

【図 7 B】図 7 B は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部の湾曲部の U 方向及び D 方向の駆動面上の先端硬質部の先端面に対する管状体の内壁の距離情報を示すと同時に、挿入経路の存在を判断して挿入経路を算出する手法の一例を示す、奥側に挿入経路が存在する状態を示す概略図である。

【図 8】図 8 は、第 1 実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部の湾曲部の U 方向及び D 方向の駆動面上の先端硬質部の先端面に対する管状体の内壁の距離情報を示すと同時に、挿入経路の存在を判断する手法の一例を示す概略図である。

30

【図 9】図 9 は、第 2 実施形態に係る内視鏡システムを示す概略的なブロック図である。

【図 10】図 10 は、第 2 実施形態に係る内視鏡システムの一部の構成を示す概略図である。

【図 11】図 11 は、第 2 実施形態に係る内視鏡システムを用いて X 線断層像と検出装置とを用いて、内視鏡の挿入部の先端部と、管状体とを重ね合わせた状態を得るための手法を示す概略図である。

【図 12】図 12 は、第 3 実施形態に係る内視鏡システムを示す概略的なブロック図である。

40

【図 13】図 13 は、第 3 実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の湾曲駆動機構を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための形態について説明する。

第 1 の実施の形態について図 1 から図 6 C を用いて説明する。

【0009】

図 1 に示すように、この実施形態に係る内視鏡システム（内視鏡の挿入部の挿入支援装置）10 は、内視鏡 12 と、ビデオプロセッサ 14 と、検出装置（位置姿勢検出部）16 と、モニタ（提示部、画面表示部）18, 20 とを有する。ビデオプロセッサ 14 及び検

50

出装置 16 は例えばベッド 8 の近くに配置され、例えば一方のモニタ 18 はプロセッサ 14 の上に、他方のモニタ 20 は検出装置 16 の上に配置されている。そして、一方のモニタ 18 は例えば後述する観察光学系 74 による観察像を表示し、他方のモニタ 20 は例えば検出装置 16 により検出される後述する挿入部 32 の形状を表示する。モニタ 18, 20 は、ビデオプロセッサ 14 及び検出装置 16 を介して接続され、種々の情報を表示可能である。すなわち、例えば一方のモニタ 18 に観察像及び挿入部 32 の形状の両者を表示させることもできる。

#### 【0010】

内視鏡 12 は、体腔内等、管状体内に挿入される細長い挿入部 32 と、挿入部 32 の基端部に配設され使用者に保持される操作部 34 と、操作部 34 から延出されたユニバーサルケーブル 36 とを有する。ユニバーサルケーブル 36 は、内視鏡 12 をビデオプロセッサ 14 及び検出装置 16 にそれぞれ着脱可能に接続される。なお、ビデオプロセッサ 14 及び検出装置 16 は互いにデータを出入力可能に接続されている。

10

#### 【0011】

挿入部 32 は、その先端側から基端側に向かって順に、先端硬質部（挿入部 32 の先端部）42、湾曲部 44（挿入部 32 の先端部）及び可撓管部 46 を有する。なお、挿入部 32 の先端部とは、先端硬質部 42 及び湾曲部 44 を含むものとする。

ここで、図 2 に示すように、湾曲部 44 は、湾曲管 52 と、湾曲管 52 の外側に配設された外皮 54 とを有する。湾曲管 52 は、複数の湾曲駒 56 が回動軸 58a, 58b により連結されている。湾曲管 52 の第 1 回動軸 58a は左右方向にあり湾曲部 44 を上下方向に湾曲可能とする。第 2 回動軸 58b は上下方向にあり湾曲部 44 を左右方向に湾曲可能とする。

20

図 1 に示すように、操作部 34 は、アングルノブ 62, 64 を有する。そして、湾曲管 52 の先端の湾曲駒 56 とアングルノブ 62, 64 との間に図示しないアングルワイヤが配設され、一方のアングルノブ 62 を操作することにより湾曲部 44 を U 方向及び D 方向に、他方のアングルノブ 64 を操作することにより湾曲部 44 を R 方向及び L 方向に湾曲させることができる。

#### 【0012】

図 3 に示すように、内視鏡 12 の例えば挿入部 32 及び操作部 34 の内部には、照明光学系 72 及び観察光学系 74 が配設されている。

30

照明光学系 72 は、例えば LED や白熱ランプ等、種々の光源を用いることができ、先端硬質部 42 の先端に配設された照明レンズから照明光を出射して先端硬質部 42 の先端面に対して向かい合う被写体を照明できる。

なお、光源が小型であれば、光源を先端硬質部 42 に配置することができる。この場合、照明光学系 72 は挿入部 32 だけに配設されている。

#### 【0013】

観察光学系 74 は、ステレオ撮像（3D 撮像）可能なように、2つの対物レンズ（図示せず）及び2つの撮像部 86a, 86b を有する。撮像部 86a, 86b の CCD や CMOS 等の撮像素子は先端硬質部 42 の先端面に平行であり、上下、左右の向きが湾曲方向と同方向に位置決めされて、先端硬質部 42 の内部に配置されていることが好ましい。また、この実施形態では、撮像部 86a, 86b の位置は、挿入部 32 の中心軸に対して対称の位置（特に、左右方向に対象の位置）にあるものとして説明する。このため、撮像部 86a, 86b の撮像素子で撮像する像、すなわち、ビデオプロセッサ 14 を介してモニタ 18 に表示される像の上下方向は湾曲部 44 の上下方向（U 方向及び D 方向）に合わせられ、像の左右方向は湾曲部 44 の左右方向（R 方向及び L 方向）に合わせられている。

40

図 2 に示す湾曲部 44 の湾曲駒 56 の回動軸 58a が例えば左右方向にある場合、湾曲部 44 の上下方向（U 方向及び D 方向）の駆動面（湾曲面）F1 は撮像部 86a, 86b の撮像素子の上下方向に対応付けられている。同様に、湾曲駒 56 の回動軸 58b が例えば上下方向にある場合、湾曲部 44 の左右方向（R 方向及び L 方向）の駆動面（湾曲面）

50

F 2は撮像部86a, 86bの撮像素子の左右方向に対応付けられている。すなわち、駆動面F 1は湾曲部44がU方向及びD方向に湾曲することにより規定され、駆動面F 2は湾曲部44がR方向及びL方向に湾曲することにより規定される。このため、内視鏡12の使用者はモニタ18を見るだけで湾曲部44の湾曲面(湾曲部44が湾曲することにより形成される面)F 1, F 2を容易に把握できる。

#### 【0014】

ビデオプロセッサ14は、制御回路102と、演算部(算出部)104と、出力部106とを有する。出力部106は、例えば後述する第3実施形態で説明する自動湾曲駆動装置26等、各機器に種々の信号を出力するのに用いられる。演算部104は、駆動面算出部112と、周辺情報算出部(画像処理部)114と、位置関係算出部116と、挿入経路算出部(管状体Tの屈曲方向算出部)118とを有する。

図4Aに示すように、ビデオプロセッサ14の駆動面算出部112は、撮像部86a, 86bで得られる画像データ情報(周辺情報)に基づいて湾曲部44の駆動面(湾曲面)F 1, F 2を算出する。図4Bに示すように湾曲面F 1の位置をモニタ18上に表示できる。そして、湾曲部44はU方向及びD方向、更にはR方向及びL方向に湾曲可能であるので、駆動面算出部112は、U方向及びD方向の駆動面F 1、及び、R方向及びL方向の駆動面F 2を規定できる。ここで、この実施形態では撮像部86a, 86bは挿入部32の中心軸に対して上下方向の中央かつ左右対称の位置にあるものとする。このため、モニタ18中、駆動面F 1は左右方向の中央にあり、駆動面F 2は上下方向の中央にある。

#### 【0015】

ビデオプロセッサ14の周辺情報算出部114は、後述するようにして、駆動面F 1の位置での、撮像部86a, 86bの撮像素子と、管状体Tの内部の内壁面との距離をそれぞれ算出する。すなわち、撮像部86a, 86b及び周辺情報算出部114は駆動面F 1の位置での撮像部86a, 86bの撮像素子と、管状体Tの内部の内壁面との間の距離を取得する測距機構を構成する。なお、この周辺情報算出部114は、駆動面F 1の位置での撮像部86a, 86bの撮像素子と、管状体Tの内壁面との距離だけでなく、駆動面F 1から外れた位置での撮像部86a, 86bの撮像素子と、管状体Tの壁面との距離を算出することもできる。

また、撮像部86a, 86b及び周辺情報算出部114は、駆動面F 1の位置での撮像部86a, 86bの撮像素子と、管状体Tの壁面との間の距離を取得するとともに、駆動面F 1を含む周辺の観察像も取得するので、周辺情報検出部を構成する。

位置関係算出部116は、検出装置16の後述する位置情報及び姿勢情報(位置姿勢情報)と観察光学系74の画像データ情報(周辺情報)とに基づいて、座標系を一致させる。

挿入経路算出部118は、管状体Tの内部において、挿入部32の先端硬質部42が配置された手前側から挿入部32の先端硬質部42を挿入していく奥側に向けての挿入経路IPを算出する。

#### 【0016】

本実施形態に係る内視鏡12は、2つの対物レンズ、2つの撮像部86a, 86bを有する。このため、2つの視点から被写体を撮像して得られた2つの画像データを用い、三角測量によって被写体の空間特性(距離)を計測することができる。すなわち、この内視鏡システム10は、ステレオマッチング法を利用した画像処理(周辺情報算出部114による画像処理)により、被写体のある位置までの距離を測定可能である。

ここで、ステレオマッチング法とは、2台の撮像部(カメラ)86a, 86bで撮像された画像を用い、一方の撮像部86aで撮像された画像内の各点と他方の撮像部86bで撮像された画像内の各点との間で対応点を探索する画像マッチング処理を行った上で、三角測量により画像内の各点の3次元位置を演算で求めて、距離を算出する手法である。

#### 【0017】

周辺情報算出部114は、図4B中のモニタ18に表示される左右方向の中央の領域を上下方向にマッチングする。すなわち、撮像部86a, 86bから湾曲部44のU方向及

10

20

30

40

50

びD方向の駆動面F1上の管状体Tの内壁までの距離を、適宜の間隔ごとに測定する。そして、撮像部86a, 86bから管状体Tの内壁までの距離は、図4Cに示すように表わすことができる。すなわち、管状体Tの駆動面F1における縦断面を得ることができる。ここで、図4C中、観察光学系74の撮像部86a, 86bにより駆動面F1, F2が規定されるので、U方向及びD方向が自動的に規定される。また、先端硬質部42の先端面により、手前側及び奥側が自動的に規定される。

このように、この内視鏡システム10では、ステレオ撮像によって、管状体Tの内壁の画像を得ることができるのはもちろん、三角測量の原理を用いて画像上の先端硬質部42の先端面から管状体の壁面までの距離を得ることができる。このため、画像上での壁面までの距離情報を集めると、図4Cに示すように、管状体Tの縦断面の概略形状を得ることができる。

10

#### 【0018】

図1に示す検出装置(位置姿勢検出部)16は、内視鏡12の挿入部32の先端部、特に先端硬質部42の位置及び姿勢を計測するのに用いられ、例えば公知の内視鏡挿入形状観測装置(Endoscope Position Detecting Unit)(以下、UPD装置と称する)を用いることができる。

なお、検出装置16として、この実施形態ではUPD装置を用いる場合について説明するが、例えば公知のFiber Bragg Grating(FBG)センサを用いて挿入部32の先端硬質部42の位置及び姿勢を検知するなど、種々の検出装置を用いることができる。

20

#### 【0019】

図3に示すように、検出装置16は、制御回路132と、操作パネル134と、送信部136と、複数の磁気コイル138と、受信部140と、形状算出部142と、駆動面算出部(動作位置姿勢算出部)144とを有する。なお、検出装置16で形状を検出するだけである場合、制御回路132、操作パネル134、送信部136、複数の磁気コイル138及び受信部140を含むだけの構成でも良い。

制御回路132には、操作パネル134、送信部136、受信部140、形状算出部142及び駆動面算出部144が接続されている。そして、複数の磁気コイル138は適宜の間隔をおいて挿入部32に内蔵され、送信部136に接続されている。磁気コイル138は特に先端硬質部42から可撓管部46まで、適宜の間隔ごとに内蔵されている。なお、操作パネル134は、検出装置16の種々の設定に用いられる。モニタ20は、操作パネル134の操作時に操作内容を表示させたり、検出装置16を用いた挿入部32の現在の推測形状を表示することができる。

30

#### 【0020】

そして、検出装置16は、図1に示すように、挿入部32に内蔵された複数の磁気コイル138を送信部136から互いに異なる周波数で駆動して微弱な磁界を生成し、その微弱な磁界を受信部140で受信し、その受信データを形状算出部142で算出して先端硬質部42を含む挿入部32の先端硬質部42や湾曲部44の位置及び姿勢の情報(位置姿勢情報)を得る。なお、算出した各コイル138の位置座標を繋ぐことによって、挿入部32の形状画像をモニタ20に表示できる。このため、内視鏡12の使用者は、挿入部32の位置及び姿勢を視覚的に認識できる。

40

また、このUPD装置を用いた検出装置16であれば、内視鏡12の使用時に、常時、挿入部32の形状を得ることができる。すなわち、挿入部32を移動させると、検出装置16は位置姿勢情報を更新し、モニタ20に移動後の形状を表示できる。

#### 【0021】

なお、検出装置16及びビデオプロセッサ14は互いに接続されているので、上述したように、ビデオプロセッサ14に接続されたモニタ18にも内視鏡12の挿入部32の位置及び姿勢、更には更新した位置及び姿勢をタイムラグなしで映し出すことができる。

#### 【0022】

駆動面算出部144は、挿入部32の位置姿勢情報のうち、先端硬質部42の位置姿勢

50

情報に基づいて、湾曲部 4 4 の駆動面（湾曲部 4 4 が湾曲することにより形成される面） $F 1'$ 、 $F 2'$ （図 4 A 参照）を算出する。言い換えると、駆動面算出部 1 4 4 は、駆動面  $F 1$ 、 $F 2$  の位置及び姿勢を駆動面  $F 1'$ 、 $F 2'$  の情報として算出する。すなわち、駆動面算出部 1 4 4 は、湾曲部 4 4 の位置及び姿勢を得ることにより、湾曲部 4 4 が U 方向及び D 方向に湾曲する駆動面  $F 1'$ 、R 方向及び L 方向に湾曲する駆動面  $F 2'$  を自動的に得ることができる。なお、駆動面  $F 1'$  は観察光学系 7 4 から得られる駆動面  $F 1$  と同一であり、駆動面  $F 2'$  は観察光学系 7 4 から得られる駆動面  $F 2$  と同一である。

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 2 の操作部 3 4 のアングルノブ 6 2、6 4 の近傍には挿入部 3 2 を管状体 T の奥側に挿入するのを支援する支援モードと、通常モードとを切り替える挿入支援切替スイッチ（モード切替スイッチ）1 5 0 が配設されている。例えば通常モードの状態ですwitch 1 5 0 を押圧し続けると、通常モードから支援モードに切り替えられる。例えばこのスイッチ 1 5 0 の押圧状態を解除すると、支援モードから通常モードに切り替えられる。

なお、挿入支援切替スイッチ 1 5 0 は例えば左手の人差し指で操作する位置にあることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

この実施形態に係る内視鏡システム 1 0 は以下に説明するように動作する。ここでは、湾曲部 4 4 を U 方向及び D 方向に湾曲させる場合について説明する。

【 0 0 2 5 】

内視鏡 1 2 の使用者は、操作部 3 4 を左手で持ち、挿入部 3 2 を右手で持って、挿入部 3 2 の先端の先端硬質部 4 2 を管状体（例えば大腸）T の一端（肛門）から奥側（他端）に向かって挿入していく。このとき、内視鏡 1 2 の使用者は、モニタ 1 8 で管状体 T の内部の状態を把握しながら挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 を管状体 T の奥側に進めていく。例えば管状体 T が大腸の S 状結腸のような屈曲部位に差し掛かると、管状体 T の奥側をモニタ 1 8 で観察することができなくなる場合がある。

【 0 0 2 6 】

操作部 3 4 の挿入支援切替スイッチ 1 5 0 を押圧すると、通常モードから支援モードに切り替えられる（S 1）。

【 0 0 2 7 】

このとき、図 4 A に示すように、ビデオプロセッサ 1 4 の内部の駆動面算出部 1 1 2 は湾曲部 4 4 の駆動面  $F 1$ （、 $F 2$ ）を算出する（S 2）。図 4 B に示すように、周辺情報算出部 1 1 4 は駆動面算出部 1 1 2 で算出した駆動面  $F 1$  における管状体 T の壁面と撮像部 8 6 a、8 6 b の撮像素子との間の距離を適宜の間隔（操作パネル 1 3 4 で予め設定可能）で測定する（S 3）。

すなわち、観察光学系 7 4 は、ステレオ撮像によって、管状体 T の内部の内壁面の画像を得るのに加えて、三角測量の原理を用いて画像上の先端硬質部 4 2 の内部に配置された撮像部 8 6 a、8 6 b から管状体 T の内部の内壁面までの距離を得る。

【 0 0 2 8 】

ここで、撮像部 8 6 a、8 6 b で撮像された像の情報に基づいて周辺情報算出部 1 1 4 が図 4 B 中のモニタ 1 8 に表示される観察像の駆動面  $F 1$  上で、点 a、b、...、j、k の位置での距離情報を取得するものとする。図 4 C は図 4 B 中の点 a、b、...、j、k の位置での距離情報を示す。すなわち、図 4 B に示す位置で得た距離情報を図 4 C に示す管状体 T の縦断面に変換する。

このため、図 4 C に示すように、観察光学系 7 4 による観察可能範囲内での、駆動面  $F 1$  における管状体 T の縦断面の概略形状（推定断面形状）を得ることができる（S 4）。

そして、図 4 C 中の点 a、b、...、j、k を用いると、駆動面  $F 1$  における概略的な管状体 T の断面形状を認識できる。そして、周辺情報算出部 1 1 4 は、点 a、b、...、j、k を用いて管状体 T の推定壁面を算出することができる。

なお、図 4 B 及び図 4 C 中の点 a、b、...、j、k など、距離情報を得る点の数を多く

10

20

30

40

50

すればするほど推定壁面の精度が向上し、点の数を少なくすればするほど推定壁面の精度が低下することは容易に理解される。

【 0 0 2 9 】

挿入経路算出部 1 1 8 は、算出した推定壁面を利用して、例えば、図 4 C 中の断面の手前側から奥側に向かって上下方向の midpoint を取る。そして、各 midpoint を手前側から奥側に向かって繋げていくことにより、挿入経路 I P を得る ( S 5 )。図 4 C 中の挿入経路 I P は図 4 B に示す観察像に重ね合わせて表示しても良い。

【 0 0 3 0 】

例えば図 6 A に示すように、駆動面 F 1 における管状体 T の手前側から奥側までの距離を測定したとき、奥側が閉塞した状態が得られることがある。この状態は、湾曲部 4 4 を駆動面 F 1、すなわち、上方向 ( U 方向 ) 又は下方向 ( D 方向 ) に湾曲させても、奥側に挿入経路 I P が存在しないことを示す。すなわち、上述したように、推定壁面の midpoint を採って、それを繋げて挿入経路 I P とする場合、手前側から途中までは挿入経路 I P を算出できるが、挿入経路 I P は奥側に突き抜けない。

この場合、挿入経路算出部 1 1 8 は、以下のように、行き止まりとなっている可能性が高いと判断できる ( S 5 )。

図 6 A に示すように、挿入経路算出部 1 1 8 は、駆動面 F 1 において、推定壁面の midpoint を採って、それを繋げたときに、挿入経路 I P の遠位部が推定壁面にぶつかる。また、このときの挿入経路 I P の傾きを微分演算等により手前側から奥側に向かって順に算出する。このとき、傾きが予め設定したある閾値を超えない場合、挿入経路算出部 1 1 8 は、駆動面 F 1 における縦断面が奥側で閉塞している、と判断できる。

【 0 0 3 1 】

この場合、現在の駆動面 F 1 から外れた駆動面 ( 例えば駆動面 F 2 ) に挿入経路が存在していると判断できる。このため、挿入部 3 2 をその軸回りに例えば 9 0 度 ( 右回り又は左回りのいずれでも良い ) 回動させる。この回動により、新たな U 方向及び D 方向が規定され、新たな駆動面 F 1 が規定される。この新たな駆動面 F 1 には挿入経路が存在しているはずである。なお、挿入部 3 2 をその軸回りに回動させる場合、例えば 1 0 度程度傾けるだけで奥側に挿入経路 I P が検出される場合があるので、9 0 度回動させることはあくまでも一例である。

【 0 0 3 2 】

一方、図 6 B には、推定壁面の midpoint を採って、それを繋げたときに、符号 B で示す、挿入経路 I P が急激に向きを変える部分 ( 屈曲部位 ) が存在する場合を示す。挿入経路算出部 1 1 8 は、このときの傾きを微分演算等により手前側から奥側に向かって順に算出して、予め設定したある閾値を超えたところを挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 を向ける屈曲部位 B であると判断できる。このため、周辺情報検出部 1 1 4、すなわち、周辺情報検出部は、駆動面 F 1 上に存在する管状体 T の屈曲部位 B を周辺情報として検出できる。

なお、図 6 B 中、符号  $\Delta$ 、 $\square$  で示す点には D 方向に近接する管状体 T の壁面が存在していない。この場合、例えばモニタ 1 8 に表示される最下端を壁面と仮定して、midpoint を算出することとする。

【 0 0 3 3 】

すなわち、図 6 B に示す場合、挿入経路算出部 1 1 8 は、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 を奥側に進ませることが可能な挿入経路 I P がある、と判断できる。

【 0 0 3 4 】

このように、挿入経路算出部 1 1 8 は、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の管状体 T の内部の手前側から奥側への挿入経路 I P を算出でき、観察光学系 7 4 で観察された駆動面 F 1 の遠位部が閉塞されているか否か自動的に判断できる。

そして、図 6 C に示すように、挿入経路 I P の端部には符号 1 5 2 で示す矢印を付すことにより、手前側から奥側に向かう挿入経路 I P を内視鏡 1 2 の使用者に明確に示すことができる。なお、図 6 C は、図 6 B を簡略化して示し、かつ、挿入経路 I P の遠位端に矢印 1 5 2 を付しただけである。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 5 】

そして、図 6 B 及び図 6 C に示す場合、内視鏡 1 2 の使用者は、管状体 T の内部の手前側から奥側に向かう挿入経路 I P に沿って挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 を挿入していく。そして、内視鏡 1 2 の使用者は、屈曲部位 B の奥側を覗くように、湾曲部 4 4 を D 方向に例えば 9 0 度程度湾曲させて、湾曲部 4 4 を屈曲部位 B に引っ掛ける。その後、湾曲部 4 4 で屈曲部位 B を引っ掛けながら挿入部 3 2 を奥側に押し込むとともに、湾曲部 4 4 の湾曲角度を減少させていく。そうすると、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 を屈曲部位 B の奥側に向かって移動させることができる。

## 【 0 0 3 6 】

一方、検出装置 1 6 は、形状算出部 1 4 2 で挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の位置及び姿勢、すなわち位置姿勢情報を常時得ることができる ( S 1 1 )。形状算出部 1 4 2 で算出した位置及び姿勢により、駆動面算出部 1 4 4 で湾曲部 4 4 の駆動面 F 1 ' , F 2 ' を得ることができる ( S 1 2 )。

## 【 0 0 3 7 】

そして、ビデオプロセッサ 1 4 の内部の位置関係算出部 1 1 6 は、ビデオプロセッサ 1 4 の駆動面算出部 1 1 2 で算出した駆動面 F 1 と、検出装置 1 6 の駆動面算出部 1 4 4 で算出した駆動面 F 1 ' との座標系を一致させる。このとき、撮像部 8 6 a , 8 6 b の撮像素子と先端硬質部 4 2 の先端面との位置関係は予め分かっており、かつ、先端硬質部 4 2 の先端面の直径は予め分かっている。このため、位置関係算出部 1 1 6 は、図 4 C に示すように、距離情報で得た屈曲部位 B を含む管状体 T の推定断面形状に、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の先端面の位置や、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の概略形状を重ね合わせた位置関係を算出できる。そして、モニタ ( 提示部 ) 1 8 は、その位置関係を表示できる ( S 2 0 )。また、出力部 ( 提示部 ) 1 0 6 は、その位置関係を外部機器に出力 ( 提示 ) することができる。

## 【 0 0 3 8 】

なお、挿入部 3 2 の撮像部 8 6 a , 8 6 b の撮像素子から管状体 T の内壁までの距離が分かり、かつ、挿入部 3 2 の挿入経路 I P を表示できる。このため、挿入部 3 2 を管状体 T 内の手前側から奥側に向かって例えば真っ直ぐに押し出した後、例えば U 方向に曲げる、等の指示をモニタ 1 8 上に出すことができる。

## 【 0 0 3 9 】

以上説明したように、この実施形態によれば、以下の効果が得られる。

観察光学系 7 4 を用いて観察しながら操作部 3 4 のスイッチ 1 5 0 を操作するだけで、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の現在位置に対して管状体 T の管路が向かう方向 ( 挿入経路 ) を特定できる。すなわち、観察対象の管状体 T がどちらを向いているか、容易に認識できる。仮に、湾曲面 F 1 に挿入経路が存在しない場合には挿入部 3 2 をその軸回りに例えば 9 0 度等、適宜の角度だけ回動させて操作部 3 4 のスイッチ 1 5 0 を操作すれば、新たな湾曲面 F 1 での挿入経路を特定できる。このため、例えば大腸のような動く管状体 T に対して挿入部 3 2 を挿入していく際、容易に挿入方向を認定できる。

したがって、この実施形態によれば、例えば大腸のような自由に動く管状体 T の内部に内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 を挿入する場合に、今後向かわせる挿入部 3 2 の向き、すなわち挿入経路 I P を把握可能で、挿入部 3 2 の挿入を支援できる、内視鏡システム 1 0 を提供することができる。

また、観察光学系 7 4 で 2 つの撮像部 8 6 a , 8 6 b を用いて、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の内部の撮像素子と、管状体 T の内部の湾曲部 4 4 の U 方向及び D 方向の駆動面 F 1 上の壁面との間の距離を測定するだけで挿入部の先端硬質部 4 2 が配置された管状体 T の内部の手前側から奥側に向かう挿入経路 I P を算出することができる。このため、挿入経路 I P の算出に用いる機器を最小限に留めることができる。すなわち、内視鏡システム 1 0 として、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の位置及び形状と管状体 T の内部の一部の縦断面とを重ね合わせた情報が必要でなく、挿入経路 I P だけを提示する場合、内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 の位置及び形状を測定できる検出装置 1 6 が不要でない場合もあり得る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 0 】

また、この実施形態では、屈曲部位 B を含む管状体 T の内部の断面形状に、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の先端面の位置や、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の概略形状を重ね合わせてモニタ 1 8 にその位置関係を表示できるとともに、その位置関係を外部機器に出力（提示）することができる。このため、内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 を管状体 T の内部で手前側から奥側に向かって動かす量や動かす方向を容易に認識できる。

また、挿入経路 I P の遠位部には、図 6 C に示すように矢印 1 5 2 が付されているので、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 を向かわすべき挿入経路 I P を内視鏡 1 2 の使用者に分かり易くすることができる。その挿入経路 I P を外部機器に出力（提示）することができる。

10

## 【 0 0 4 1 】

なお、挿入経路算出部 1 1 8 は上述した算出法に限らず、挿入経路（挿入方向）I P を判断可能であれば、種々の算出法を用いることができる。

例えば、図 7 A 中の隣接する点 A 1 , A 2 , A 3 , A 4 , A 5 の、手前側（近位部）から奥側（遠位部）に向かう距離の差 L 1 , L 2 , L 3 , L 4 をそれぞれ算出する。このとき、 $L 1 > L 2 > L 3 > L 4$  が成立する。すなわち、手前側から奥側に向かうにつれて、隣接する点 A 1 , A 2 , A 3 , A 4 , A 5 同士の距離の差は次第に小さくなる。この状態が手前側から奥側の全てについて成立する場合、挿入経路算出部 1 1 8 は駆動面 F 1 における縦断面の奥側の領域が閉塞している、と判断できる。

20

一方、図 7 B に示すように、隣接する点 A 1 , A 2 , A 3 , A 4 , A 5 , A 6 , A 7 の距離の差 L 1 , L 2 , L 3 , L 4 , L 5 をそれぞれ算出する。このとき、 $L 1 > L 3 > L 2$ 、 $L 5 > L 3 > L 4$  が成立する。すなわち、手前側（近位部）から奥側（遠位部）に向かうにつれて、隣接する点 A 1 , A 2 , A 3 , A 4 , A 5 , A 6 , A 7 の距離の差は次第に小さくなる。しかし、この状態が一部について成立しない箇所がある。この場合、挿入経路算出部 1 1 8 は駆動面 F 1 における縦断面の奥側の領域に屈曲部位 B が形成されている、と判断できる。

なお、隣接する点 A 1 , A 2 , ... , A n の間隔を広げれば挿入経路 I P を算出する精度は低くなり、間隔を狭めれば精度を高めることができる。

## 【 0 0 4 2 】

その他、挿入経路算出部 1 1 8 は以下のような算出法を用いても良い。

駆動面 F 1 において、図 8 中の管状体 T の D 方向側の断面のうち、隣接する点同士を結ぶ線分に対する垂線を図 8 中の管状体 T の U 方向側の断面に向かって延ばす。そして、延ばした垂線の中点をプロットすると、図 8 中に符号 I P ' で示す軌跡が得られる。このとき、隣接する中点同士を結ぶ線分の傾きを微分演算すると、傾きの変化量の大小を得ることができる。傾きの変化量の閾値を決めておくと、傾きの変化量がある閾値よりも大きい場合は遠位部に屈曲部位 B が形成されていると判断でき、傾きの変化量が小さい場合は遠位部が閉塞されていると判断できる。

30

## 【 0 0 4 3 】

また、挿入経路算出部 1 1 8 としては、観察光学系 7 4 に加えて照明光学系 7 2 を用いて、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の先端面から光を出射してその光を被写体に照明したときに、生じる明部 / 暗部を判断して、屈曲部位 B の存在を自動判断するようにしても良い。

40

## 【 0 0 4 4 】

これら挿入経路算出部 1 1 8 による挿入経路 I P の算出法は、1 つの算出法だけを用いるのではなく、複数の算出法を組み合わせ、判断精度を向上させるようにすることも好適である。

## 【 0 0 4 5 】

なお、この実施形態では、2 つの対物レンズ、2 つの撮像部 8 6 a , 8 6 b を有する観察光学系 7 4 を用いるステレオ撮像方式を用いる場合について説明したが、1 つの撮像部

50

を有するだけで画像及び距離を測定可能な構造を有する公知の距離画像ＣＭＯＳセンサ等を用いることも好ましい。

撮像部（撮像素子）と管状体Ｔの内壁との間の距離を測定できるものとして、レーザ光を駆動面Ｆ１上を走査させて挿入部３２の先端硬質部４２の先端面と管状体Ｔの内部の内壁面との間の距離を測定可能としても良い。この場合、処置具挿通チャンネルにレーザ光を用いた測距装置を挿通させたり、挿入部３２に内蔵した測距装置を用いても良い。

【００４６】

また、この実施形態では、駆動面Ｆ１に加えて駆動面Ｆ２を規定する場合について説明し、すなわち、４つの方向に湾曲する湾曲部４４の例について説明したが、湾曲部４４が例えばＵ方向及びＤ方向の２つの方向だけに湾曲する構造であっても良い。

10

【００４７】

次に、第２実施形態について、図９から図１１を用いて説明する。この実施形態は第１実施形態の変形例であって、第１実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【００４８】

図９に示すように、この実施形態に係る内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、ビデオプロセッサ１４と、検出装置（位置姿勢検出部）１６と、モニタ（提示部）１８、２０と、Ｘ線照射装置（周辺情報検出部）２２、２４とを有する。なお、この実施形態では２つのＸ線照射装置２２、２４を用いるものとして説明するが、１つでも構わない。

また、この実施形態では、観察光学系７４が１つの対物レンズ（図示せず）及び１つの撮像部８６を有するものとして説明する。

20

【００４９】

図１０に示すように、内視鏡１２の挿入部３２の先端硬質部４２を管状体Ｔの内部に挿入した状態で、Ｘ線照射装置２２、２４は、例えば互いに直交した位置からＸ線を照射してそのＸ線断層像をそれぞれ得ることができる。Ｘ線照射装置２２、２４は、例えばベッド８（図１参照）に対する座標が分かっている。このため、同様に例えばベッド８に対する座標が分かっている検出装置１６で算出された駆動面Ｆ１'の像を得るように例えば一方のＸ線照射装置２２を用い、同様に検出装置１６で算出された駆動面Ｆ２'の像を得るように他方のＸ線照射装置２４を用いることができる。

なお、Ｘ線照射装置２２、２４及び周辺情報算出部１１４は、駆動面Ｆ１、Ｆ２だけでなく、駆動面Ｆ１、Ｆ２を含む周辺のＸ線断層像も取得するので、周辺情報検出部を構成する。すなわち、Ｘ線照射装置２２、２４及び周辺情報算出部１１４は、駆動面Ｆ１、Ｆ２上に存在する管状体Ｔの屈曲部位Ｂを周辺情報として検出できる。

30

【００５０】

図１１に示すように、このときのＸ線断層像（投影像）に対して、周辺情報算出部（画像処理部）１１４は例えば二値化处理等の画像処理を行い、駆動面Ｆ１'、Ｆ２'における管状体Ｔの断面をそれぞれ得る。管状体Ｔの大きさはＸ線照射装置２２、２４により分かっている。また、検出装置１６により駆動面Ｆ１'、Ｆ２'の座標は分かっており、Ｘ線照射装置２２、２４からＸ線を照射して得られる像の位置も分かっている。

このため、位置関係算出部１１６は、検出装置１６の内視鏡１２の挿入部３２の先端硬質部４２の直径に対してＸ線断層像の管状体Ｔの大きさを調整して、又は、Ｘ線断層像の管状体Ｔの大きさに対して検出装置１６の内視鏡１２の挿入部３２の先端硬質部４２の直径を調整して、駆動面Ｆ１'におけるＸ線照射装置２２、２４の投影像と、検出装置１６により検出された先端硬質部４２とを重ね合わせることができる。すなわち、モニタ１８には管状体Ｔと内視鏡１２の挿入部３２の先端硬質部４２とが重ね合わせて表示される。このとき、Ｘ線照射装置２２、２４の投影像は挿入部３２の先端硬質部４２がある手前側から奥側の映像を取得できる。このため、第１実施形態で説明したように、管状体Ｔの縁部の中点を挿入経路ＩＰとして表示することができる。

40

【００５１】

なお、観察光学系７４は、ステレオ撮像可能なように、２つの対物レンズ、２つの撮像

50

部 8 6 a , 8 6 b を有する構成でも良い。この場合、第 1 実施形態で説明したステレオ撮像方式に加えて、X 線断層像を得て、挿入経路 I P を抽出することができる。このため、挿入経路 I P の正確性を向上させることができる。

【 0 0 5 2 】

次に、第 3 実施形態について図 1 2 および図 1 3 を用いて説明する。この実施の形態は第 1 及び第 2 実施形態の変形例であって、第 1 及び第 2 実施形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

図 1 2 に示すように、この実施形態に係る内視鏡システム 1 0 は、この実施形態に係る内視鏡システム（内視鏡の挿入部の挿入支援装置）1 0 は、内視鏡 1 2 と、ビデオプロセッサ 1 4 と、検出装置（位置姿勢検出部）1 6 と、モニタ（提示部）1 8 , 2 0 と、自動湾曲駆動装置（自動湾曲駆動機構）2 6 を有する。

この実施形態では、U 方向及び D 方向に自動的に湾曲させる場合について説明するが、U 方向及び D 方向だけでなく、R 方向及び L 方向に自動的に湾曲させるようにしても良い。

【 0 0 5 4 】

ところで、図 1 3 に示すように、内視鏡 1 2 の湾曲駆動機構 1 6 0 は、操作部 3 4 の内部に配設されたプーリ 1 6 2 と、プーリ 1 6 2 に巻回されたアングルワイヤ 1 6 4 a , 1 6 4 b と、湾曲管 1 6 6 とを有する。プーリ 1 6 2 は操作部 3 4 の外部に配設されたアングルノブ 6 2 , 6 4 （図 1 参照）に連結されている。アングルノブ 6 2 , 6 4 を例えば U 方向に操作すると、プーリ 1 6 2 を介してアングルワイヤ 1 6 4 a , 1 6 4 b が軸方向に移動して、湾曲管 1 6 6 が U 方向に湾曲する。アングルノブを D 方向に操作すると、湾曲管 1 6 6 が U 方向に湾曲する。

【 0 0 5 5 】

図 1 2 に示すように、自動湾曲駆動装置 2 6 は、制御回路 1 7 2 と、自動湾曲 / 手動湾曲切替スイッチ 1 7 4 と、モータ 1 7 6 と、湾曲角算出部 1 7 8 と、湾曲抵抗検知部 1 8 0 と、入力部（コネクタ）1 8 2 を有する。なお、入力部 1 8 2 は第 1 実施形態で説明したビデオプロセッサ 1 4 の出力部 1 0 6 からの信号を制御回路 1 7 2 に入力する。

【 0 0 5 6 】

自動湾曲 / 手動湾曲切替スイッチ 1 7 4 は例えば操作部 3 4 のアングルノブ 6 2 , 6 4 （図 1 参照）の近傍に設けられ、管状体 T に挿入部 3 2 を挿入する前、実際に管状体 T の内部に挿入部 3 2 を挿入している最中に、所定の場合（挿入支援切替スイッチ 1 5 0 が押圧された場合）に湾曲部 4 4 を湾曲可能な自動湾曲モード、挿入支援切替スイッチ 1 5 0 が押圧された状態であっても湾曲部 4 4 を手動で湾曲させる手動湾曲モードに切り替えることができる。

なお、自動湾曲 / 手動湾曲切替スイッチ 1 7 4 は挿入支援切替スイッチ 1 5 0 の近傍に配置されていることが好ましく、例えば左手の人差し指で挿入支援切替スイッチ 1 5 0 を操作しながら、左手の中指で自動湾曲 / 手動湾曲切替スイッチ 1 7 4 を操作可能である。

【 0 0 5 7 】

モータ 1 7 6 は操作部 3 4 の内部のプーリ 1 6 2 に接続されている。このため、モータ 1 7 6 の駆動軸を回転させると、プーリ 1 6 2 が回転する。

湾曲角算出部 1 7 8 は、モータ 1 7 6 の駆動軸の回転量を計測するエンコーダ 1 9 2 と、エンコーダ 1 9 2 に接続された湾曲角検知回路 1 9 4 とを有する。

湾曲抵抗検知部 1 8 0 は、接触圧センサ 1 9 6 と、湾曲抵抗検知回路 1 9 8 とを有する。接触圧センサ 1 9 6 は、湾曲部 4 4 に設けられている。この接触圧センサ 1 9 6 に接続された信号線は、図示しないが、挿入部 3 2 及び操作部 3 4 を通して湾曲抵抗検知回路 1 9 8 に接続されている。

【 0 0 5 8 】

なお、検出装置 1 6 は、挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の移動量を常時検出できる。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

例えば、自動湾曲駆動装置 26 の切替スイッチ 174 が自動モードに切り替えられた状態で、管状体 T の内部に挿入部 32 の先端硬質部 42 を管状体 T の手前側から奥側に向かって挿入していく。

【0060】

管状体 T の内部に挿入部 32 の先端硬質部 42 が配置された状態で挿入支援切替スイッチ 150 を押圧すると、上述したように、挿入経路 IP が算出される。このとき、挿入経路 IP はモニタ 18 に表示されるとともに、出力部 106 から出力される。出力部 106 からの出力信号は自動湾曲駆動装置 26 の制御回路 172 に入力される。

【0061】

このとき、挿入経路 IP が管状体 T の奥側に存在しない（閉塞されている）と判断された場合、出力部 106 は自動湾曲駆動装置 26 に湾曲部 44 の形状を維持する信号を出力する。

10

【0062】

一方、挿入経路 IP が管状体 T の奥側に存在していると判断された場合、出力部 106 は自動湾曲駆動装置 26 に信号を伝達する。

このとき、自動湾曲駆動装置 26 は検出装置 16 と連動している。挿入部 32 を挿入経路 IP に沿って前進させると、検出装置 16 は挿入部 32 の軸方向の移動量を自動的に認識することができる。そして、自動湾曲駆動装置 26 は、挿入経路 IP に沿った状態に挿入部 32 を移動させると、挿入経路 IP に沿って先端硬質部 42 の先端面が移動するように、湾曲部 44 を湾曲させる。このため、湾曲部 44 を管状体 T の屈曲部位 B に引っ掛けることができる。すなわち、先端硬質部 42 の先端面を屈曲部位 B の奥側に配置することができる。

20

【0063】

なお、挿入部 32 が挿入経路 IP から外れ、湾曲部 44 が管状体 T の内部の内壁面に当接している場合には、湾曲部 44 に配置された接触圧センサ 196 及び湾曲抵抗検知回路 198 でその状態を検知している。すなわち、湾曲抵抗検知部 180 は湾曲部 44 の外周のどの位置から圧力を受けているのかを検知できる。そして、モータ 176 を制御して、湾曲部 44 と管状体 T の内部の内壁面との間の接触圧を低下させるように湾曲部 44 の湾曲角を自動的に調整する。

【0064】

30

以上説明したように、内視鏡システム 10 に自動湾曲駆動装置 26 を組み込むことによって、自動的に挿入部 32 の先端硬質部 42 を管状体 T の奥側に移動させることができるので、屈曲部位 B の手前側から奥側に挿入部 32 の先端硬質部 42 を通す際に、内視鏡 12 の使用者が内視鏡 12 を操作する手間を除去できる。

【0065】

また、上述した実施形態では、挿入部 32 に 1 つの湾曲部 44 を有する例について説明したが、挿入部 32 が 2 つの湾曲部を有することも好適である。

【0066】

上述した実施形態に係る内視鏡システム 10 は、主に大腸に対して適用する医療用として説明したが、医療用に限らず、工業用等、種々の用途に使用できる。

40

これまで、いくつかの実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

【0067】

[付記]

内視鏡システムは、管状体の内部に挿入され、先端部に湾曲動作自在な湾曲部を有する細長い挿入部と、前記先端部の位置及び姿勢を位置姿勢情報として検出する位置姿勢検出部と、前記位置姿勢情報に基づいて、前記湾曲部が湾曲駆動する駆動面の位置及び姿勢を駆動面情報として算出する動作位置姿勢算出部と、前記駆動面情報に基づき、前記駆動面上に存在する前記管状体の屈曲部位を周辺情報として検出する周辺情報検出部と、前記位

50

置姿勢情報と前記駆動面情報と前記周辺情報とに基づいて、前記湾曲部に対する前記屈曲部位の位置関係を位置関係情報として算出する位置関係算出部と、前記位置関係情報に基づき前記位置関係を提示する提示部とを具備することを特徴とする。

このように、位置姿勢検出部で挿入部の先端部の位置及び姿勢を検出し、周辺情報検出部で駆動面上の管状体の屈曲部位を周辺情報として検出できる。そして、位置関係算出部で挿入部の先端部に対する屈曲部位の位置関係を算出して、提示部でその位置関係を提示できる。このため、周辺情報検出部で屈曲部位を算出し、挿入部の先端部の位置姿勢情報とともにそれを提示できるので、挿入部の先端部が今後向かうべき方向、すなわち、挿入経路を提示できる。このため、挿入部を管状体の内部の手前側から奥側に挿入していくのを支援できる。

10

すなわち、例えば大腸のような自由に動く管状体の内部に内視鏡の挿入部を挿入する場合に、今後向かわせる挿入部の向き、すなわち挿入経路を把握可能で、挿入部の挿入を支援できる、内視鏡システムを提供することができる。

#### 【 0 0 6 8 】

また、前記周辺情報検出部は、前記位置姿勢検出部で算出された前記駆動面に沿って前記管状体の形状を取得するX線断層像取得部と、前記X線断層像取得部により取得されたX線断層像に基づいて、前記挿入部の先端部が配置された前記管状体の内部における手前側から前記管状体の内部における奥側を含む前記管状体の縁部を抽出する画像処理部とを有することが好適である。

このため、周辺情報検出部は管状体の縦断面（縁部）を含むX線断層像を取得するとともに、そのX線断層像を画像処理することにより、所望の状態、すなわち、駆動面上の縦断面を得ることができる。

20

#### 【 0 0 6 9 】

内視鏡システムは、先端部と少なくとも2つの方向に湾曲することにより駆動面が規定された湾曲部とを有し、管状体の内部に挿入される挿入部と、前記挿入部の先端部が前記管状体の内部における手前側に配置された状態で、前記管状体の内部における奥側の内壁と前記挿入部の先端部との間の前記駆動面上での距離情報を取得する測距機構と、前記距離情報に基づいて、前記挿入部の先端部が配置された前記手前側から前記奥側に向けて前記挿入部の先端部を挿入可能な挿入経路を算出する挿入経路算出部と、前記手前側から前記奥側に向けての前記挿入部の先端部の挿入経路を提示する提示部とを具備することを特徴とする。

30

このように、測距機構で挿入部の先端部と管状体の奥側の内壁との間の、駆動面上の距離を取得し、挿入経路算出部で挿入経路を算出し、提示部に提示することにより、挿入部の先端部が今後向かうべき方向、すなわち、挿入経路を提示できる。このため、挿入部を管状体の内部の手前側から奥側に挿入していくのを支援できる。

すなわち、例えば大腸のような自由に動く管状体の内部に内視鏡の挿入部を挿入する場合に、今後向かわせる挿入部の向き、すなわち挿入経路を把握可能で、挿入部の挿入を支援できる、内視鏡システムを提供することができる。

#### 【 0 0 7 0 】

また、前記測距機構は、前記駆動面上で前記管状体の内部における奥側の内壁と前記挿入部の先端部との間の距離を取得可能な光学系を有することが好適である。

40

このため、内視鏡の挿入部に光学系を組み込んだり、チャンネルを通して光学系を挿通したりすることにより、挿入部の先端部と管状体の奥側の内壁との間の距離を容易に測定できる。

また、前記管状体の内部における前記挿入部の先端部の位置及び姿勢を位置姿勢情報として検出するとともに、前記位置姿勢情報から前記駆動面を算出する位置姿勢検出部と、前記位置姿勢情報及び前記距離情報から前記挿入部の先端部に対する前記挿入経路の位置関係を算出する位置関係算出部と、前記提示部に接続され、前記提示部で提示された挿入経路に向けて前記湾曲部を自動的に湾曲させる自動湾曲駆動機構とをさらに具備することが好適である。

50

このため、提示部で提示した挿入経路に沿って湾曲部を湾曲させながら、挿入部を管状体の奥側に挿入するのをより容易にすることができる。

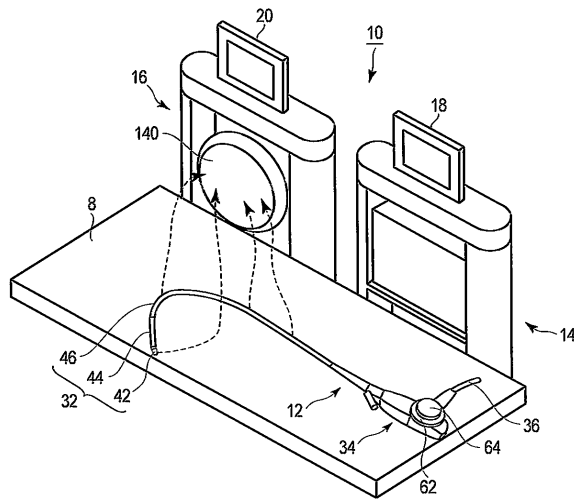
【符号の説明】

【0071】

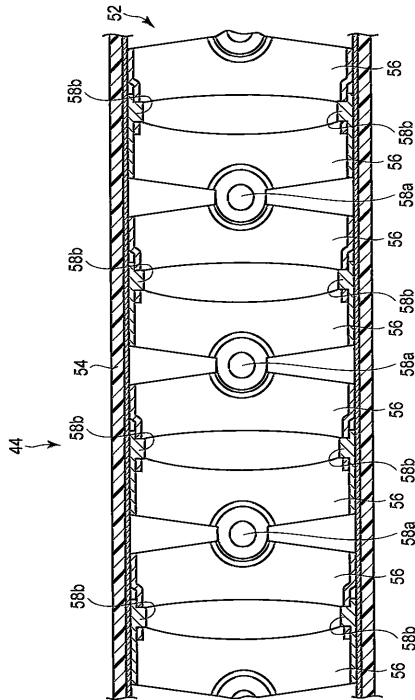
F 1 , F 2 ... 駆動面 ( 湾曲面 ) 、 T ... 管状体、 I P ... 挿入経路、 B ... 屈曲部位、 1 0 ... 内視鏡システム、 1 2 ... 内視鏡、 1 4 ... ビデオプロセッサ、 1 6 ... 検出装置、 1 8 , 2 0 ... モニタ、 3 2 ... 挿入部、 3 4 ... 操作部、 4 2 ... 先端硬質部、 4 4 ... 湾曲部、 4 6 ... 可撓管部、 5 2 ... 湾曲管、 5 4 ... 外皮、 5 6 ... 湾曲駒、 5 8 a , 5 8 b ... 回動軸、 6 2 , 6 4 ... アングルノブ、 7 2 ... 照明光学系、 7 4 ... 観察光学系、 8 6 a , 8 6 b ... 撮像部、 1 0 2 ... 制御回路、 1 0 4 ... 演算部、 1 0 6 ... 出力部、 1 1 2 ... 駆動面算出部、 1 1 4 ... 周辺情報算出部 ( 周辺情報検出部 ) 、 1 1 6 ... 位置関係算出部、 1 1 8 ... 挿入経路算出部、 1 3 2 ... 制御回路、 1 3 4 ... 操作パネル、 1 3 6 ... 送信部、 1 3 8 ... 磁気コイル、 1 4 0 ... 受信部、 1 4 2 ... 形状算出部、 1 4 4 ... 駆動面算出部 ( 動作位置姿勢算出部 ) 、 1 5 0 ... 挿入支援切替スイッチ、 1 5 2 ... 矢印。

10

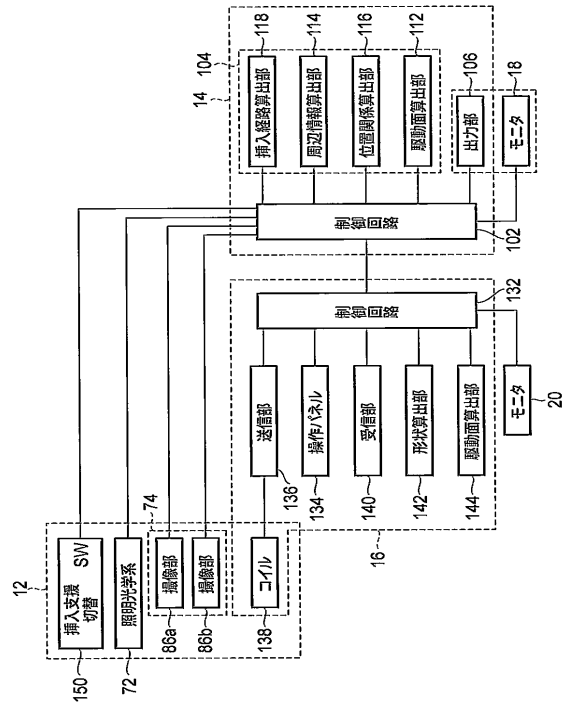
【図1】



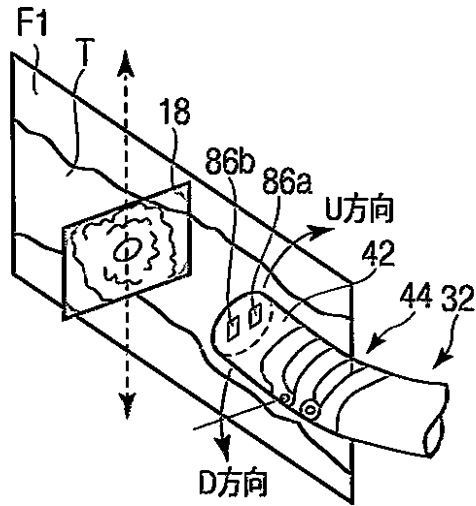
【図2】



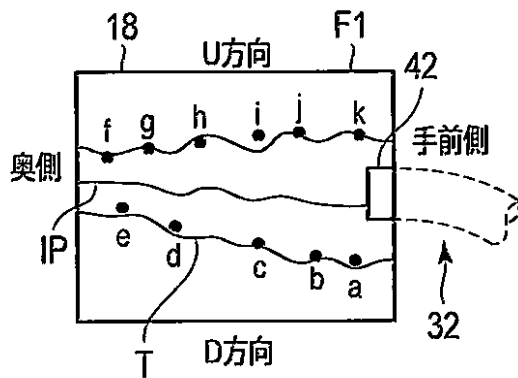
【図3】



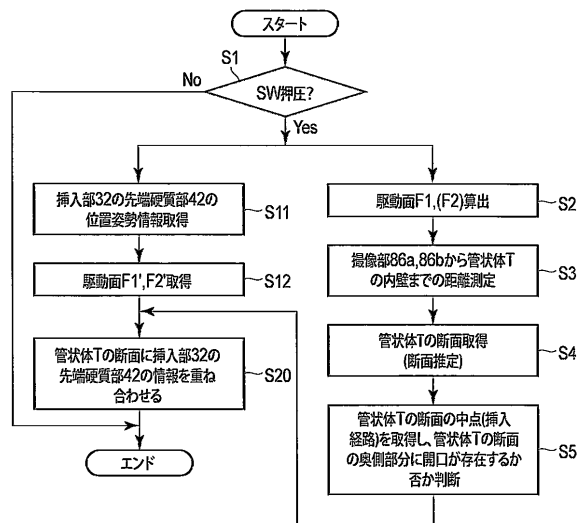
【図4A】



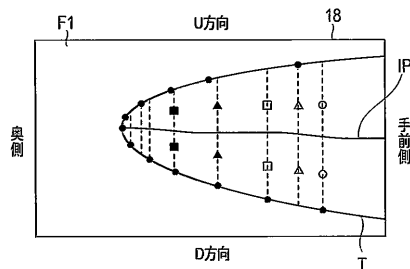
【図4C】



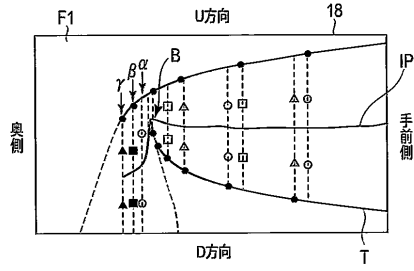
【図5】



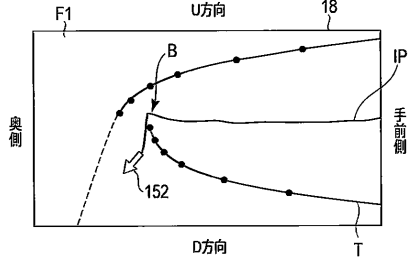
【図6A】



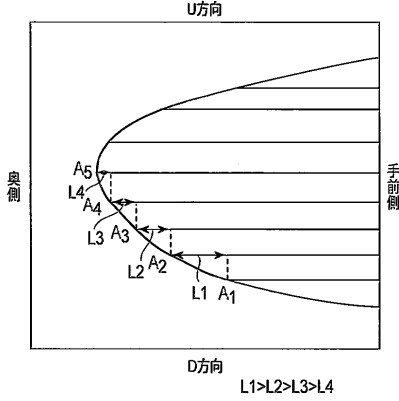
【図6B】



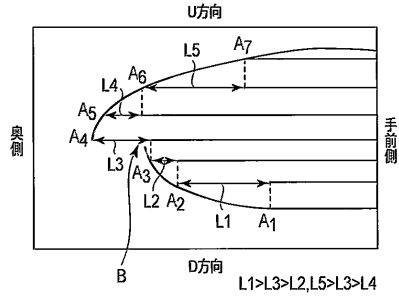
【図6C】



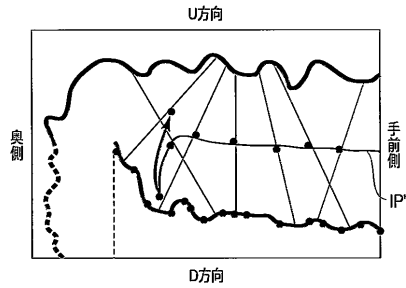
【図7A】



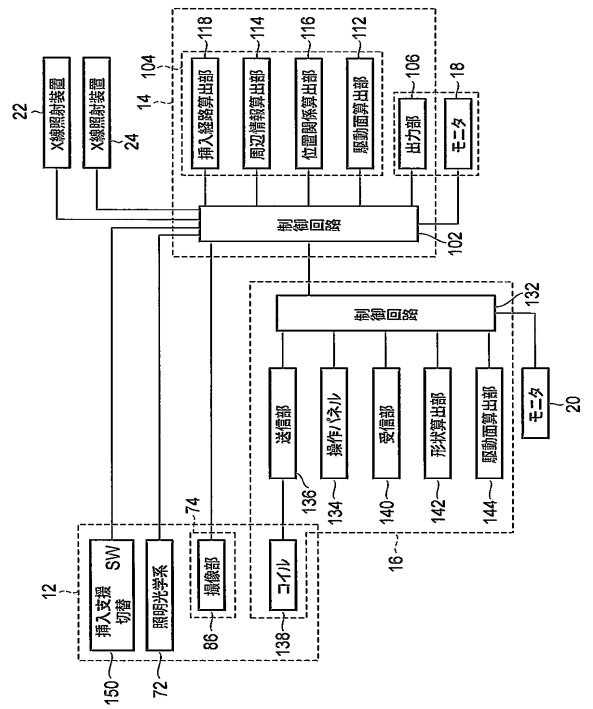
【図7B】



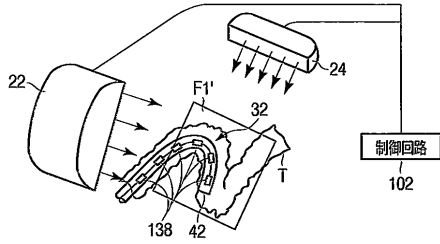
【図8】



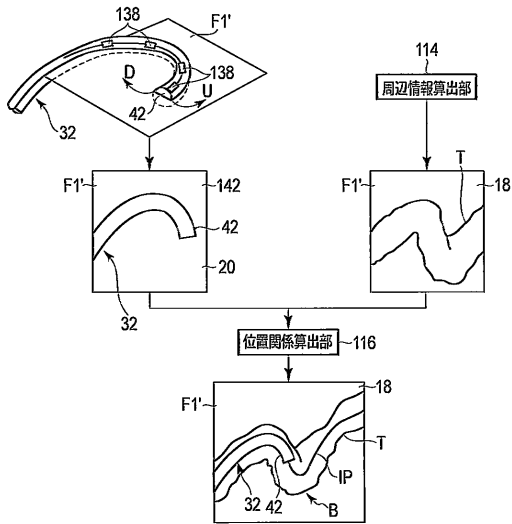
【図9】



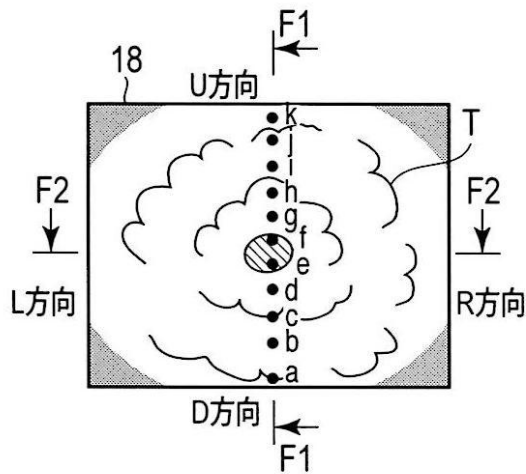
【図10】



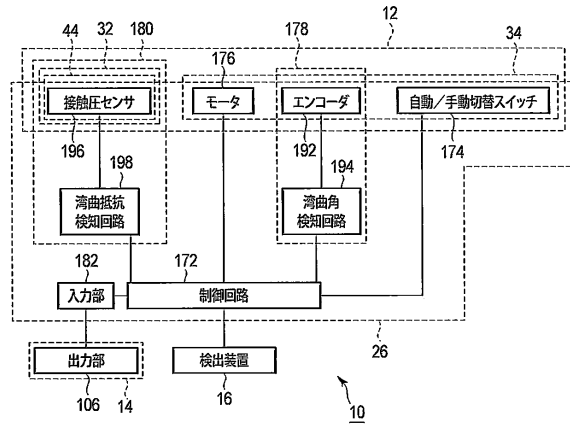
【図11】



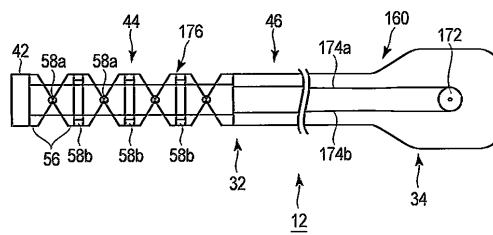
【図4B】



【図12】



【図13】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 山本 達郎  
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 長谷川 潤  
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開2009-279249(JP,A)  
特表2009-530037(JP,A)  
特開2004-121546(JP,A)  
特許第472845(JP,B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5159995B2</a>	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	JP2012543835	申请日	2012-02-21
[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	山本達郎 長谷川潤		
发明人	山本 達郎 長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/01 A61B1/00006 A61B1/00043 A61B1/0005 A61B1/00193 A61B1/0051 A61B1/008 A61B1/05 A61B5/062 A61B6/02 A61B6/5217 A61B2562/043 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/00.320.Z		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 井上 正 岡田隆		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2011075283 2011-03-30 JP		
其他公开文献	JPWO2012132638A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜系统包括插入管状体内部的插入单元，距离测量机构，插入路径计算单元和呈现单元。插入部分具有远端硬质部分和弯曲部分，驱动表面限定在该弯曲部分中。距离测量机构处于这样的状态，其中插入部分的远端硬质部分设置在管状体内部的近侧，在管状体的后侧上的内壁和插入部分的远端硬质部分之间的驱动表面上获取距离信息插入路径计算单元基于距离信息，从插入部分的远端部分设置的近侧向远侧计算插入部分的远端部分可插入的插入路径。呈现单元呈现插入单元的远端部分从近侧到远侧的插入路径。

【 図 2 】

