

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02012/132638

発行日 平成26年7月24日 (2014. 7. 24)

(43) 国際公開日 平成24年10月4日 (2012. 10. 4)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 2 O Z	2 H O 4 O
G O 2 B 23/24 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 1 O H	4 C 1 6 1
	G O 2 B 23/24 A	
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号	特願2012-543835 (P2012-543835)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/054089		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年2月21日 (2012. 2. 21)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(11) 特許番号	特許第5159995号 (P5159995)	(74) 代理人	100108855
(45) 特許公報発行日	平成25年3月13日 (2013. 3. 13)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2011-75283 (P2011-75283)	(74) 代理人	100109830
(32) 優先日	平成23年3月30日 (2011. 3. 30)		弁理士 福原 淑弘
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(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

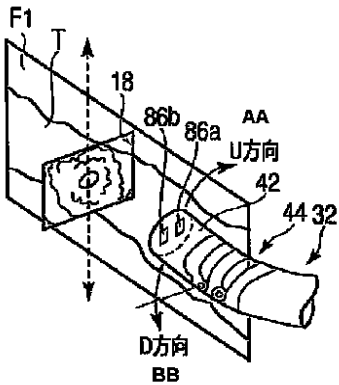
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、管状体の内部に挿入される挿入部と、測距機構と、挿入経路算出部と、提示部とを有する。挿入部は、先端硬質部と駆動面が規定された湾曲部とを有する。測距機構は、挿入部の先端硬質部が管状体の内部における手前側に配置された状態で、管状体の内部における奥側の内壁と挿入部の先端硬質部との間の駆動面上での距離情報を取得する。挿入経路算出部は、距離情報に基づいて、挿入部の先端部が配置された手前側から奥側に向けて挿入部の先端部を挿入可能な挿入経路を算出する。提示部は手前側から奥側に向けての挿入部の先端部の挿入経路を提示する。

【図4A】



AA UP DIRECTION
BB DOWN DIRECTION

【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。

10

【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。

20

【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 ないし請求項 3 のいずれか 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。

30

【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 ないし請求項 5 のいずれか 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 ないし請求項 7 のいずれか 1 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 9】

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

50

を具備する、内視鏡システム。

【請求項 10】

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 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

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 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

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 9 ないし請求項 11 のいずれか 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

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 ないし請求項 12 のいずれか 1 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】

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

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具備する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 7 】

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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ともに、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。

40

【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ともに、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ともに、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。

【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。

50

【図 1 0】図 1 0 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 1 1】図 1 1 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 1 2】図 1 2 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。

【図 1 3】図 1 3 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】

10

【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。

20

【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。

30

【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 58 a, 58 b により連結されている。湾曲管 52 の第 1 回動軸 58 a 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 58 b 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。

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。

40

【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。

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。

50

なお、光源が小型であれば、光源を先端硬質部 4 2 に配置することができる。この場合、照明光学系 7 2 は挿入部 3 2 だけに配設されている。

【0013】

観察光学系 7 4 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 8 6 a, 8 6 b を有する。撮像部 8 6 a, 8 6 b の CCD や CMOS 等の撮像素子は先端硬質部 4 2 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 4 2 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 8 6 a, 8 6 b の位置は、挿入部 3 2 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 8 6 a, 8 6 b の撮像素子で撮像する像、すなわち、ビデオプロセッサ 1 4 を介してモニタ 1 8 に表示される像の上下方向は湾曲部 4 4 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 4 4 の左右方向 (R 方向及び L 方向) に合わせられている。

10

図 2 に示す湾曲部 4 4 の湾曲駒 5 6 の回動軸 5 8 a が例えば左右方向にある場合、湾曲部 4 4 の上下方向 (U 方向及び D 方向) の駆動面 (湾曲面) F 1 は撮像部 8 6 a, 8 6 b 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 5 6 の回動軸 5 8 b が例えば上下方向にある場合、湾曲部 4 4 の左右方向 (R 方向及び L 方向) の駆動面 (湾曲面) F 2 は撮像部 8 6 a, 8 6 b 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 4 4 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 4 4 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 1 2 の使用者はモニタ 1 8 を見るだけで湾曲部 4 4 の湾曲面 (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 を容易に把握できる。

20

【0014】

ビデオプロセッサ 1 4 は、制御回路 1 0 2 と、演算部 (算出部) 1 0 4 と、出力部 1 0 6 とを有する。出力部 1 0 6 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 2 6 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 1 0 4 は、駆動面算出部 1 1 2 と、周辺情報算出部 (画像処理部) 1 1 4 と、位置関係算出部 1 1 6 と、挿入経路算出部 (管状体 T の屈曲方向算出部) 1 1 8 とを有する。

図 4 A に示すように、ビデオプロセッサ 1 4 の駆動面算出部 1 1 2 は、撮像部 8 6 a, 8 6 b で得られる画像データ情報 (周辺情報) に基づいて湾曲部 4 4 の駆動面 (湾曲面) F 1, F 2 を算出する。図 4 B に示すように湾曲面 F 1 の位置をモニタ 1 8 上に表示できる。そして、湾曲部 4 4 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 1 1 2 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 8 6 a, 8 6 b は挿入部 3 2 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 1 8 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。

30

【0015】

ビデオプロセッサ 1 4 の周辺情報算出部 1 1 4 は、後述するようにして、駆動面 F 1 の位置での、撮像部 8 6 a, 8 6 b 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 8 6 a, 8 6 b 及び周辺情報算出部 1 1 4 は駆動面 F 1 の位置での撮像部 8 6 a, 8 6 b 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 1 1 4 は、駆動面 F 1 の位置での撮像部 8 6 a, 8 6 b 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 8 6 a, 8 6 b 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。

40

また、撮像部 8 6 a, 8 6 b 及び周辺情報算出部 1 1 4 は、駆動面 F 1 の位置での撮像部 8 6 a, 8 6 b 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 1 1 6 は、検出装置 1 6 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 7 4 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

50

。

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。

10

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に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。

20

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。

【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。

30

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。

【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 で形状を検出する場合である場合、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。

40

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 は適宜の間隔を置いて挿入部 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。

50

【 0 0 2 0 】

そして、検出装置 1 6 は、図 1 に示すように、挿入部 3 2 に内蔵された複数の磁気コイル 1 3 8 を送信部 1 3 6 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 1 4 0 で受信し、その受信データを形状算出部 1 4 2 で算出して先端硬質部 4 2 を含む挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 や湾曲部 4 4 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 1 3 8 の位置座標を繋ぐことによって、挿入部 3 2 の形状画像をモニタ 2 0 に表示できる。このため、内視鏡 1 2 の使用者は、挿入部 3 2 の位置及び姿勢を視覚的に認識できる。

また、この U P D 装置を用いた検出装置 1 6 であれば、内視鏡 1 2 の使用時に、常時、挿入部 3 2 の形状を得ることができる。すなわち、挿入部 3 2 を移動させると、検出装置 1 6 は位置姿勢情報を更新し、モニタ 2 0 に移動後の形状を表示できる。

10

【 0 0 2 1 】

なお、検出装置 1 6 及びビデオプロセッサ 1 4 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 1 4 に接続されたモニタ 1 8 にも内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 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。

【 0 0 2 2 】

駆動面算出部 1 4 4 は、挿入部 3 2 の位置姿勢情報のうち、先端硬質部 4 2 の位置姿勢情報に基づいて、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。

20

【 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。

30

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。

40

【 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

50

能)で測定する(S3)。

すなわち、観察光学系74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42の内部に配置された撮像部86a, 86bから管状体Tの内部の内壁面までの距離を得る。

【0028】

ここで、撮像部86a, 86bで撮像された像の情報に基づいて周辺情報算出部114が図4B中のモニタ18に表示される観察像の駆動面F1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4Cは図4B中の点a, b, ..., j, kの位置での距離情報を示す。すなわち、図4Bに示す位置で得た距離情報を図4Cに示す管状体Tの縦断面に変換する。

10

このため、図4Cに示すように、観察光学系74による観察可能範囲内での、駆動面F1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(S4)。

そして、図4C中の点a, b, ..., j, kを用いると、駆動面F1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114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4B及び図4C中の点a, b, ..., j, kなど、距離情報を得る点の数を多く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。

【0029】

20

挿入経路算出部118は、算出した推定壁面を利用して、例えば、図4C中の断面の手前側から奥側に向かって上下方向の中点を取る。そして、各中点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IPを得る(S5)。図4C中の挿入経路IPは図4Bに示す観察像に重ね合わせて表示しても良い。

【0030】

例えば図6Aに示すように、駆動面F1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44を駆動面F1、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IPが存在しないことを示す。すなわち、上述したように、推定壁面の中点を探して、それを繋げて挿入経路IPとする場合、手前側から途中までは挿入経路IPを算出できるが、挿入経路IPは奥側に突き抜けない。

30

この場合、挿入経路算出部118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(S5)。

図6Aに示すように、挿入経路算出部118は、駆動面F1において、推定壁面の中点を探して、それを繋げたときに、挿入経路IP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IP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118は、駆動面F1における縦断面が奥側で閉塞している、と判断できる。

【0031】

40

この場合、現在の駆動面F1から外れた駆動面(例えば駆動面F2)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32をその軸回りに例えば90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F1が規定される。この新たな駆動面F1には挿入経路が存在しているはずである。なお、挿入部32をその軸回りに回動させる場合、例えば10度程度傾けるだけで奥側に挿入経路IPが検出される場合があるので、90度回動させることはあくまでも一例である。

【0032】

一方、図6Bには、推定壁面の中点を探して、それを繋げたときに、符号Bで示す、挿入経路IP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118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

50

、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 Δ 、 \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、中点を算出することとする。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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 90 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。

【0036】

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)。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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

10

20

30

40

50

）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 90 度等、適宜の角度だけ回転させて操作部 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。

【0040】

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。

【0041】

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。

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。

【0042】

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

10

20

30

40

50

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。

【 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。

10

【 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 C M O S 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 F 1 上を走査させて挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 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 3 2 に内蔵した測距装置を用いても良い。

20

【 0 0 4 6 】

また、この実施形態では、駆動面 F 1 に加えて駆動面 F 2 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 4 4 の例について説明したが、湾曲部 4 4 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。

【 0 0 4 7 】

次に、第 2 実施形態について、図 9 から図 1 1 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。

30

【 0 0 4 8 】

図 9 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、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、X 線照射装置 (周辺情報検出部) 2 2 , 2 4 とを有する。なお、この実施形態では 2 つの X 線照射装置 2 2 , 2 4 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 7 4 が 1 つの対物レンズ (図示せず) 及び 1 つの撮像部 8 6 を有するものとして説明する。

【 0 0 4 9 】

図 1 0 に示すように、内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 を管状体 T の内部に挿入した状態で、X 線照射装置 2 2 , 2 4 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 2 2 , 2 4 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 1 6 で算出された駆動面 F 1 ' の像を得るように例えば一方の X 線照射装置 2 2 を用い、同様に検出装置 1 6 で算出された駆動面 F 2 ' の像を得るように他方の X 線照射装置 2 4 を用いることができる。

40

なお、X 線照射装置 2 2 , 2 4 及び周辺情報算出部 1 1 4 は、駆動面 F 1 , F 2 だけでなく、駆動面 F 1 , F 2 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 2 2 , 2 4 及び周辺情報算出部 1 1 4 は、駆動面 F 1 , F 2 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。

50

【 0 0 5 0 】

図 1 1 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）1 1 4 は例えば二値化処理等の画像処理を行い、駆動面 F 1 ' , F 2 ' 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 2 2 , 2 4 により分かっている。また、検出装置 1 6 により駆動面 F 1 ' , F 2 ' の座標は分かっており、X 線照射装置 2 2 , 2 4 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 1 1 6 は、検出装置 1 6 の内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 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 1 6 の内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 の直径を調整して、駆動面 F 1 ' における X 線照射装置 2 2 , 2 4 の投影像と、検出装置 1 6 により検出された先端硬質部 4 2 とを重ね合わせることができる。すなわち、モニタ 1 8 には管状体 T と内視鏡 1 2 の挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 とが重ね合わせて表示される。このとき、X 線照射装置 2 2 , 2 4 の投影像は挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 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 I P として表示することができる。

10

【 0 0 5 1 】

なお、観察光学系 7 4 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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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

50

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 】

例えば、自動湾曲駆動装置 2 6 の切替スイッチ 1 7 4 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 3 2 の先端硬質部 4 2 を管状体 T の手前側から奥側に向かって挿入していく。

【 0 0 6 0 】

管状体 T の内部に挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 が配置された状態で挿入支援切替スイッチ 1 5 0 を押圧すると、上述したように、挿入経路 I P が算出される。このとき、挿入経路 I P はモニタ 1 8 に表示されるとともに、出力部 1 0 6 から出力される。出力部 1 0 6 からの出力信号は自動湾曲駆動装置 2 6 の制御回路 1 7 2 に入力される。

【 0 0 6 1 】

このとき、挿入経路 I P 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 1 0 6 は自動湾曲駆動装置 2 6 に湾曲部 4 4 の形状を維持する信号を出力する。

【 0 0 6 2 】

一方、挿入経路 I P 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 1 0 6 は自動湾曲駆動装置 2 6 に信号を伝達する。

このとき、自動湾曲駆動装置 2 6 は検出装置 1 6 と連動している。挿入部 3 2 を挿入経路 I P に沿って前進させると、検出装置 1 6 は挿入部 3 2 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 2 6 は、挿入経路 I P に沿った状態に挿入部 3 2 を移動させると、挿入経路 I P に沿って先端硬質部 4 2 の先端面が移動するように、湾曲部 4 4 を湾曲させる。このため、湾曲部 4 4 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 4 2 の先端面を屈曲部位 B の奥側に配置することができる。

【 0 0 6 3 】

なお、挿入部 3 2 が挿入経路 I P から外れ、湾曲部 4 4 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 4 4 に配置された接触圧センサ 1 9 6 及び湾曲抵抗検知回路 1 9 8 でその状態を検知している。すなわち、湾曲抵抗検知部 1 8 0 は湾曲部 4 4 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 1 7 6 を制御して、湾曲部 4 4 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 4 4 の湾曲角を自動的に調整する。

【 0 0 6 4 】

以上説明したように、内視鏡システム 1 0 に自動湾曲駆動装置 2 6 を組み込むことによって、自動的に挿入部 3 2 の先端硬質部 4 2 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 3 2 の先端硬質部 4 2 を通す際に、内視鏡 1

10

20

30

40

50

2 の使用者が内視鏡 1 2 を操作する手間を除去できる。

【 0 0 6 5 】

また、上述した実施形態では、挿入部 3 2 に 1 つの湾曲部 4 4 を有する例について説明したが、挿入部 3 2 が 2 つの湾曲部を有することも好適である。

【 0 0 6 6 】

上述した実施形態に係る内視鏡システム 1 0 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。

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。

【 0 0 6 7 】

[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。

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。

【 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。

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

10

20

30

40

50

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。

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。

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 】

【 0 0 7 1 】

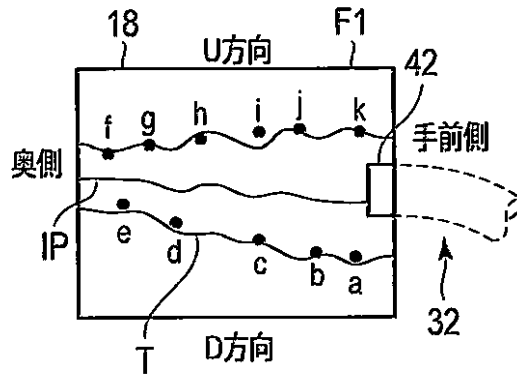
F 1 , F 2 ... 駆動面 (湾曲面) 、 T ... 管状体、 I P ... 挿入経路、 B ... 屈曲部位、 1 0 ... 内視鏡システム、 1 2 ... 内視鏡、 1 4 ... ビデオプロセッサ、 1 6 ... 検出装置、 1 8 , 2 0 ... モニタ、 3 2 ... 挿入部、 3 4 ... 操作部、 4 2 ... 先端硬質部、 4 4 ... 湾曲部、 4 6 ... 可撓管部、 5 2 ... 湾曲管、 5 4 ... 外皮、 5 6 ... 湾曲駒、 5 8 a , 5 8 b ... 回動軸、 6 2 , 6 4 ... アングルノブ、 7 2 ... 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

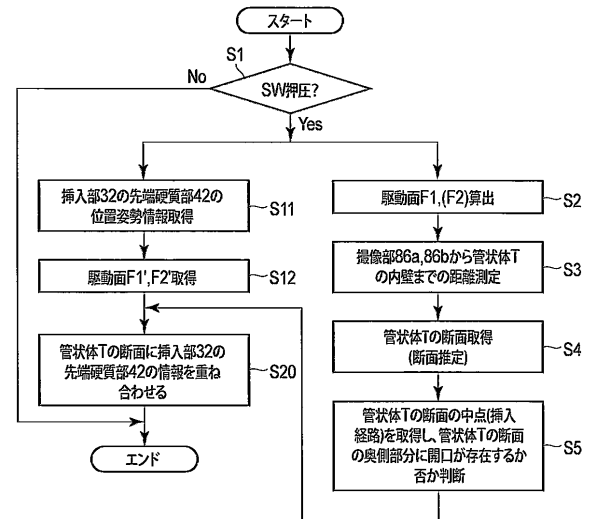
20

30

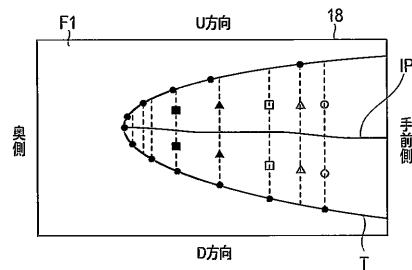
【図4C】



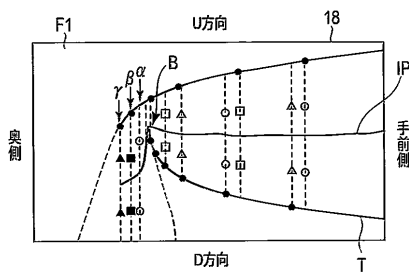
【図5】



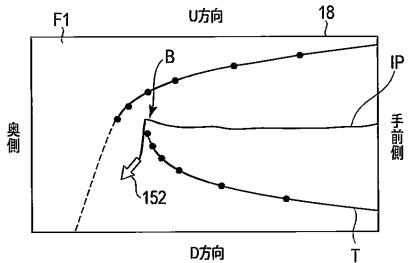
【図6A】



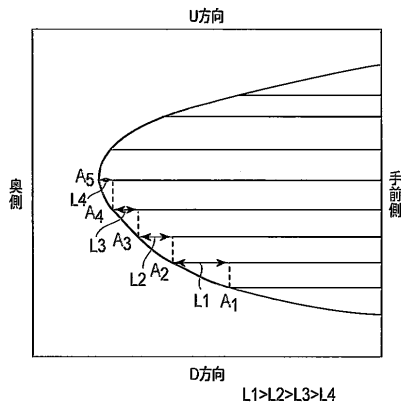
【図6B】



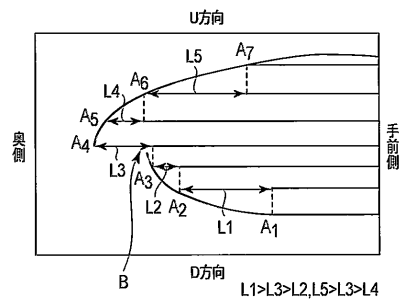
【図6C】



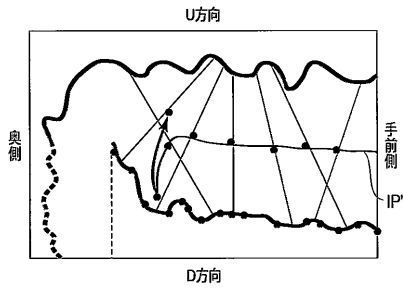
【図7A】



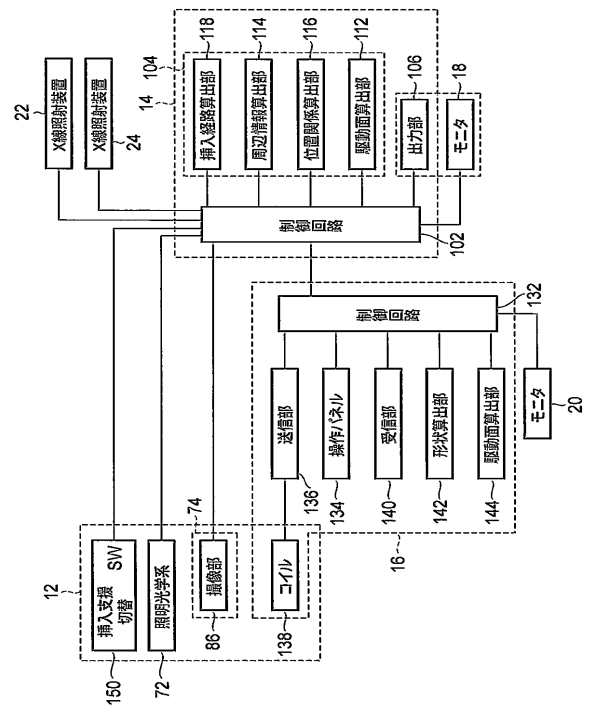
【図7B】



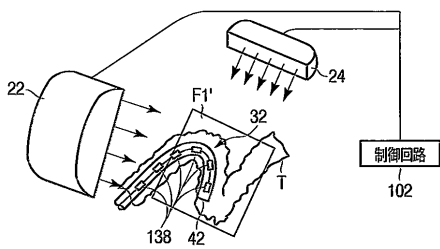
【圖 8】



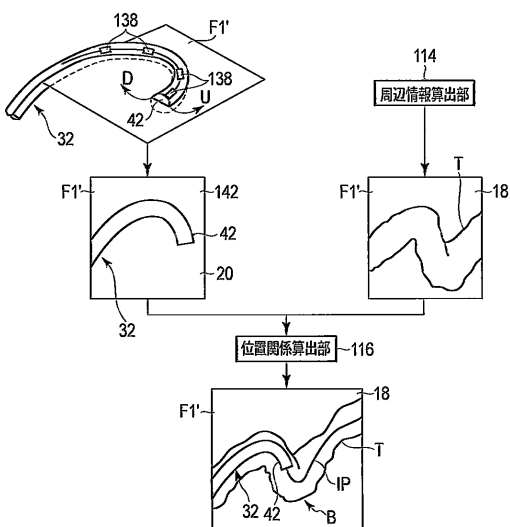
【 図 9 】



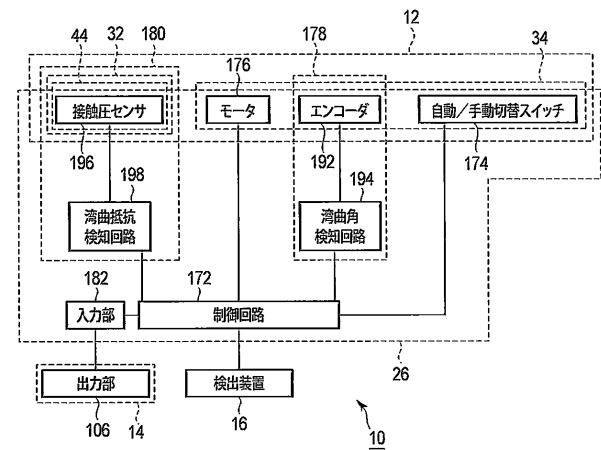
【 ㊦ 1 0 】



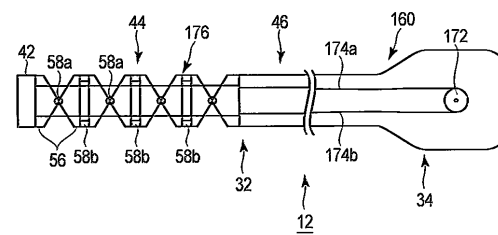
【 図 1 1 】



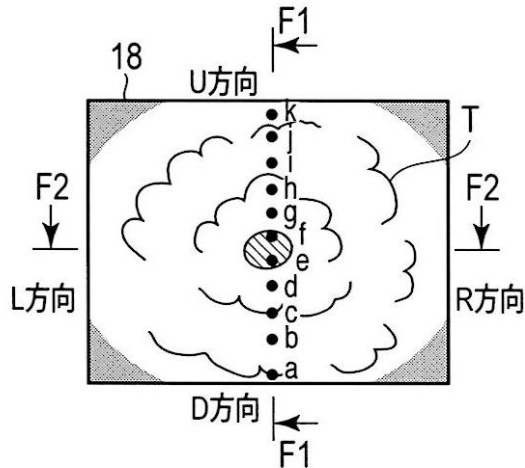
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【図 4 B】



【手続補正書】

【提出日】平成24年9月26日(2012.9.26)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【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。

【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、

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。

【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】

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。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/054089

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, H04N7/18

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-279249 A (Olympus Medical Systems Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraphs [0013] to [0041] & US 2009/0292171 A1 & EP 2123215 A1	1-13
A	JP 2009-530037 A (Stryker Corp.), 27 August 2009 (27.08.2009), paragraphs [0014] to [0037] & US 2007/0225550 A1 & EP 2001390 A & WO 2007/111955 A2	1-13
A	JP 2004-121546 A (Olympus Corp.), 22 April 2004 (22.04.2004), paragraphs [0025] to [0059] (Family: none)	1-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
27 April, 2012 (27.04.12)Date of mailing of the international search report
15 May, 2012 (15.05.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/054089

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	JP 4728456 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 20 July 2011 (20.07.2011), entire text; all drawings & EP 2377457 A1 & WO 2011/102012 A	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 4 0 8 9									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, H04N7/18											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2009-279249 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2009.12.03, 【0013】～【0041】 & US 2009/0292171 A1 & EP 2123215 A1	1 - 13									
A	JP 2009-530037 A（ストライカー・コーポレーション）2009.08.27, 【0014】～【0037】 & US 2007/0225550 A1 & EP 2001390 A & WO 2007/111955 A2	1 - 13									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 27.04.2012		国際調査報告の発送日 15.05.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4077								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 4 0 8 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2004-121546 A (オリンパス株式会社) 2004. 04. 22, 【0025】～【0059】 (ファミリーなし)	1 - 13
P, A	JP 4728456 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011. 07. 20, 全文、全図 & EP 2377457 A1 & WO 2011/102012 A	1 - 13

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(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 3 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 長谷川 潤
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 BA23 DA03 DA14 DA16 DA18 DA21 DA43 GA02 GA06 GA11
4C161 AA04 BB02 BB06 CC06 DD03 GG22 HH32 HH47 HH51 HH52
HH55 JJ09 JJ17 LL02 LL08 NN05 WW04 WW12 WW13

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2012132638A1	公开(公告)日	2014-07-24
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		
[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 G02B23/24		
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	A61B1/00.320.Z A61B1/00.310.H G02B23/24.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA16 2H040/DA18 2H040/DA21 2H040/DA43 2H040/ /GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG22 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/ /JJ17 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN05 4C161/WW04 4C161/WW12 4C161/WW13		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 井上 正 岡田隆		
优先权	2011075283 2011-03-30 JP		
其他公开文献	JP5159995B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括插入管状体的插入部分，测距机构，插入路径计算单元和呈现单元。插入部分包括远端和限定驱动面的弯曲部分。测距机构获取关于远侧管状体的内壁与插入部分的远端之间的驱动面的距离信息，同时远端位于管状体的近侧。插入路径计算单元基于距离信息计算插入部分的远端的插入路径，该插入部分从放置远端的近侧延伸到远侧。呈现单元呈现插入部分的远端从近侧向远侧延伸的插入路径。

【图4A】

